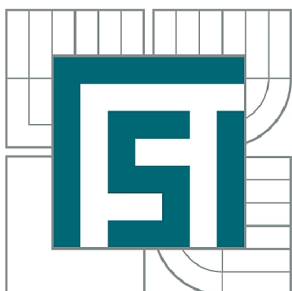




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV AUTOMOBILNÍHO A DOPRAVNÍHO
INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF AUTOMOTIVE ENGINEERING

NÁVRH STENDU PRO TESTOVÁNÍ PROTETICKÝCH CHODIDEL

DESIGN OF STEND FOR TESTING OF PROSTHETIC FEET

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

MICHAELA ŠVACHOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. DANIEL KOUTNÝ, Ph.D.

BRNO 2014

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav automobilního a dopravního inženýrství

Akademický rok: 2013/2014

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Michaela Švachová

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Stavba strojů a zařízení (2302R016)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Návrh stendu pro testování protetických chodidel

v anglickém jazyce:

Design of stand for testing of prosthetic feet

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je konstrukční návrh stendu pro statické a životnostní zkoušky protetických chodidel s těmito parametry:

- pneumatický pohon
- zatížení dle normy
- průběh zatěžující síly dle krokového cyklu.

Cíle bakalářské práce:

Bakalářská práce musí obsahovat: (odpovídá názvům jednotlivých kapitol v práci)

1. Úvod
2. Přehled současného stavu poznání
3. Analýza problému a cíl práce
4. Návrh konstrukčních řešení
5. Výsledné konstrukční řešení
6. Diskuze
7. Závěr
8. Seznam použitých zdrojů

Forma práce: průvodní zpráva, výkres sestavení, digitální data

Typ práce: konstrukční; Účel práce: výzkum a vývoj

Rozsah práce: cca 27 000 znaků (15 - 20 stran textu bez obrázků).

Zásady pro vypracování práce:

http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2014.pdf

Šablona práce: http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK_sablona_praci.zip

Seznam odborné literatury:

- 1) HSU J., MICHAEL J., FISK J., AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices. 4th ed. Philadelphia: Mosby/Elsevier, 2008. ISBN 0323039316.
- 2) SHIGLEY, J. E, MISCHKE, Ch. R, BUDYNAS, R. G. KONSTRUOVÁNÍ STROJNÍCH SOUČÁSTÍ. VUTIUM, 2008. 1300 s. ISBN 978-80-214-2629-0.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Daniel Koutný, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2013/2014.

V Brně, dne 20.11.2013

L.S.

prof. Ing. Václav Pištěk, DrSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Bakalárska práca obsahuje stav súčasného poznania, ktorý zahŕňa biomechaniku chôdze, definíciu a klasifikáciu protézy dolnej končatiny a používané spôsoby testovania transtibiálnych protéz. Ďalej obsahuje popis a zaťažovacie podmienky hlavnej životnostnej a statickej skúšky protetického chodidla podľa normy EN ČSN 10 328. Práca sa odvíjala od analýzy problému cez konštrukčné riešenia, ktoré splňajú požiadavky skúšania.

Výstupom tejto práce je konštrukčný návrh testovacieho stendu s pneumatickým pohonom ako 3D model vytvorený v programe Inventor 2013 s príslušnými výpočtami v programe MathCad 14 spolu s výkresom zostavy, výkresmi zvarkov a výkresovou dokumentáciou ostatných súčastí.

KLÍČOVÉ SLOVÁ

Transtibiálna protéza, testovací stend, protetické chodidlo, ISO ČSN 10328, pneumatický pohon

ABSTRACT

The Bachelor's Thesis first reviews the general body of knowledge related to biomechanics of gait. The paper also provides definition and classification of a lower leg prosthesis together with a review of the most widely used transtibial prosthesis testing methods. The project also provides description and loading conditions of the main dynamical and statical test of a lower leg prosthesis according to EN ČSN 10 328. The paper starts with analyzing the problem and continues with construction solutions compliant with testing requirements.

The main output of the project is a 3D model of a test stand design with pneumatic actuator created in Inventor 2013 with related calculations in MathCad 14. The project includes also an assembly drawing, drawings of the welded pieces and drawings of other components.

KEYWORDS

Transtibial prosthesis, testing stand lower leg prosthesis, ISO ČSN 10328, pneumatic actuator

BIBLIOGRAFICKÁ CITÁCIA

ŠVACHOVÁ, M. *Návrh stendu pro testování protetických chodidel*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 50 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Daniel Koutný, Ph.D..

ČESTNÉ PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že bakalársku prácu *Návrh stendu pro testování protetických chodidel* som vypracovala samostatne pod vedením vedúceho práce Ing. Daniela Koutneho, Ph.D. a uviedla som všetky použité literárne a odborné zdroje.

V Brne, dňa 23.5.2014

.....
Michaela Švachová

POĎAKOVANIE

Týmto by som chcela poďakovať Ing. Danielovi Koutnemu Ph.D., za užitočné a cenné rady, za trpezlivosť a odbornú pomoc pri vypracovávaní bakalárskej práce.

Ďalej ďakujem všetkým ostatným, ktorí mi k riešeniu tejto práce pomohli radou alebo odbornou konzultáciou.

OBSAH

Úvod	13
1 Prehľad súčasného stavu poznania	14
1.1 Biomechanika chôdze	14
1.1.1 Funkčné fázy normálnej chôdze	14
1.1.2 Krovový cyklus	15
1.1.3 Tiahové zaťaženie	16
1.2 Protéza dolnej končatiny	17
1.2.1 Klasifikácia protéz dolnej končatiny	17
1.2.2 Stupne aktivity užívateľov protéz dolnej končatiny	17
1.2.3 Transtibiálna protéza (bércova)	18
1.3 Materiály a ich vlastnosti	18
1.4 Statické a životnostné skúšky protetických chodidiel	19
1.4.1 Členková a chodidlová náhrada	19
1.4.2 Členková a nožná náhrada pre deti	23
2 Analýza problému a cieľ práce	25
2.1 Analýza problému	25
2.1.1 Statické a životnostné skúšky protetických chodidiel podľa ČSN EN ISO 10 328	25
2.1.2 Prevádzkové požiadavky	25
2.2 Cieľ práce	26
3 Návrh konštrukčných riešení	27
4 Výsledné konštrukčné riešenie	29
4.1 Upínacie dosky	29
4.1.1 Funkcia a umiestnenie v zostave	29
4.1.2 Kontrolný výpočet počtu skrutiek v upínacích doskách a podložke	29
4.2 Lineárne pneumo motory	31
4.2.1 Voľba lineárnych pneumo motorov a ich naklonenie	31
4.2.2 Určenie dĺžky zdvihu pneumatických piestov	31
4.3 Nadstavba pneumo motorov	33
4.3.1 Kontrolné výpočty pre lineárne valivé vedenie	34
4.4 Rám	35
4.4.1 Funkcia a umiestnenie v zostave	35
4.4.2 Kontrola vrchného vodorovného zvarku rámu namáhaného ohybom vzhľadom k medzi klzu	36
4.4.3 Kontrola sverného spoja	40
5 Diskusia	41
6 Záver	43
Zoznam použitých zdrojov	44
Zoznam použitých skratiek, symbolov a veličín	46
Zoznam obrázkov	48
Zoznam príloh	49

ÚVOD

Skúšobný stroj obecné slúži k posúdeniu fyzikálnych a mechanických vlastností materiálov a výrobkov v ťahu, tlaku a ohybe. Rieši taktiež únavovú životnosť a iné vlastnosti za normálnych klimatických podmienok i za vysokých, či nízkych teplôt. V dnešnej dobe mikroprocesormi riadená technika v spojení so snímačmi veličín dosahuje vysokú presnosť. Užívateľovi je tak poskytnutý komfort ovládania skúšobného procesu a vyhodnotenie dosiahnutých výsledkov experimentu.

Testovací stend pojednávaný v tejto práci by mal byť zameraný na statické i cyklické skúšky protetických chodidiel, ktoré sú väčšinou vyrobené z polymérov. Popis takýchto skúšok je presne daný európskou normou *ČSN EN ISO 10328 Protetika - Zkoušení konstrukce protéz dolních končetin: Požadaky a zkušební metody* [6]. Táto norma presne definuje veľkosť, smer a pôsobisko silového zaťaženia na protetické chodidlo, počet cyklov pri životnostných skúškach, časové rozpätie statických skúšok a popis zhody s touto medzinárodnou normou protetického skúšobného vzorku podrobeného skúškam.

Jedny z najznámejších firiem, ktoré sa venujú problematike skúšania protetických pomôcok, návrhu a výrobe skúškových zariadení sú napríklad Zwick Roel, ING corporation, s.r.o. a Test resources. História protetiky síce siaha až do starovekých dejín Egypta [18] ale aktívne sa táto téma v dnešnom merítke začala riešiť nedávno, a preto sa výrobe zariadení pre tieto skúšky nevenuje veľa spoločností. Toto je jeden z dôvodov konštrukčného návrhu testovacieho stendu.

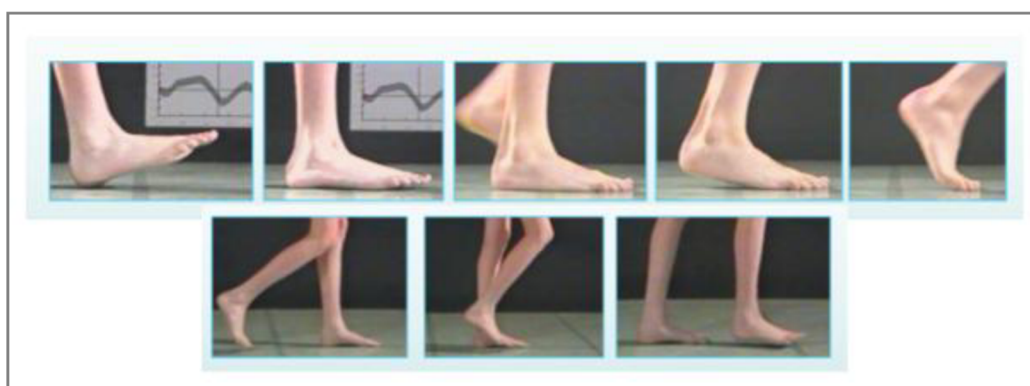
Hlavný dôvod, ktorý ma k výberu témy tejto práce motivoval je potreba skúšania a testovania protetických pomôcok, konkrétne protetických chodidiel pred ich uvedením do spotrebiteľského života. Je to vhodné pre bezpečie, ktoré zahŕňa istotu a pohodlie užívateľa týchto nožných náhrad.

1 PREHLAD SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA

1.1 Biomechanika chôdze

1.1.1 Funkčné fázy normálnej chôdze

Ak chceme pochopiť účel jednotlivých kĺbov a svalov a spôsob ovládania ich pohybu je nevyhnutné vziať do úvahy končatinu ako celok, kde sú jednotlivé časti navzájom ovplyvňované. Počas krokového cyklu sa podľa [1] končatina pohybuje v ôsmich funkčne odlišných posturálnych sekvenciách, takzvaných fázach chôdze. Každá z nich sa skladá z jednej alebo viacerých častí, ktoré sú nevyhnutné k naplneniu jeho účelu. Tieto fázy sú zlúčené do troch hlavných úloh.

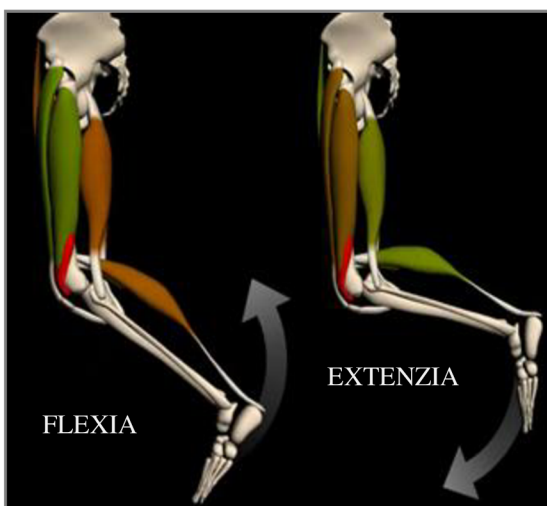


Obr. 1-1: Fázy krokového cyklu zobrazené v rovnakom poradí ako v texte [2]

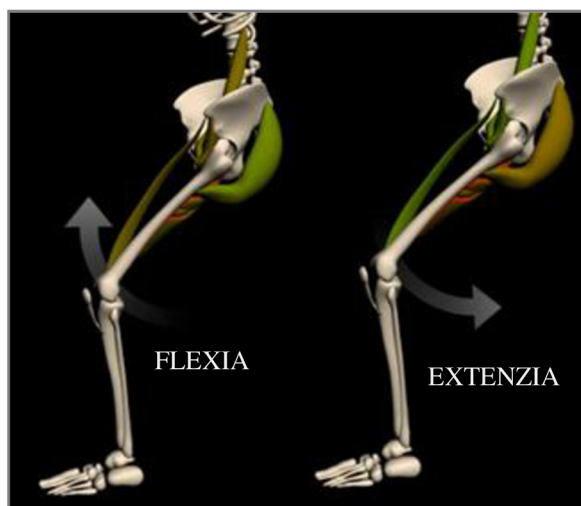
1. Úloha: Prevzatie hmotnosti (Weight acceptance)
 - Fáza 1 – Počiatočný kontakt (Initial contact): Počiatočný kontakt chodidla a podložky je prvým vplyvom na štruktúru zaťaženia končatiny.
 - Fáza 2 – Štádium zaťažovania (Loading response): Tri hlavné funkcie sú vstrebanie nárazu, inak povedané otupenie nárazovej sily chodidla o podložku, stabilita končatiny prijímajúc tiahu tela a zotrvanie v pohybu vpred .
2. Úloha: Jednoduchá končatinová opora (Single-limb support)
 - Fáza 3 – Medzistoj (Midstance): Členok slúži ako hojdacie kreslo, ktoré umožňuje druhej nohe prejsť cez stacionárnu nohu.
 - Fáza 4 – Konečný stoj (Terminal stance): Prednú časť chodidla môžeme taktiež chápať ako hojdacie kreslo. Umožňuje nám presun chodidla i celej končatiny vpred.
3. Úloha: Posun končatiny švihom (Swing limb advancement)
 - Fáza 5 – Pred švihová fáza (Preswing): Súhra členku a bedrového kĺbu nezaťaženej končatiny iniciuje flexiu kolena, takzvanú vnútornú rotáciu tibie (holennej kosti), viď. obr. 2.
 - Fáza 6 – Počiatočný švih (Initial swing): Svalová činnosť bedrového kĺbu, kolena a členku zdvíhajú chodidlo a posúvajú končatinu smerom dopredu.

Fáza 7 – Medzi švih (Midswing): Končatina je v pokročilom štádiu pokračujúcej flexie bedrového kĺbu a v skorej extenzii kolenného kĺbu, vid'. obr. 1 a obr.2. Stabilná podpora druhej končatiny je nevyhnutná.

Fáza 8 – Konečný švih (Terminal swing): Pohyb končatiny vpred je dokončený extenziou v kolene, čo je opak flexie, zatiaľ čo flexia v bedrovom kĺbe je zadržaná pri príprave na stoj.



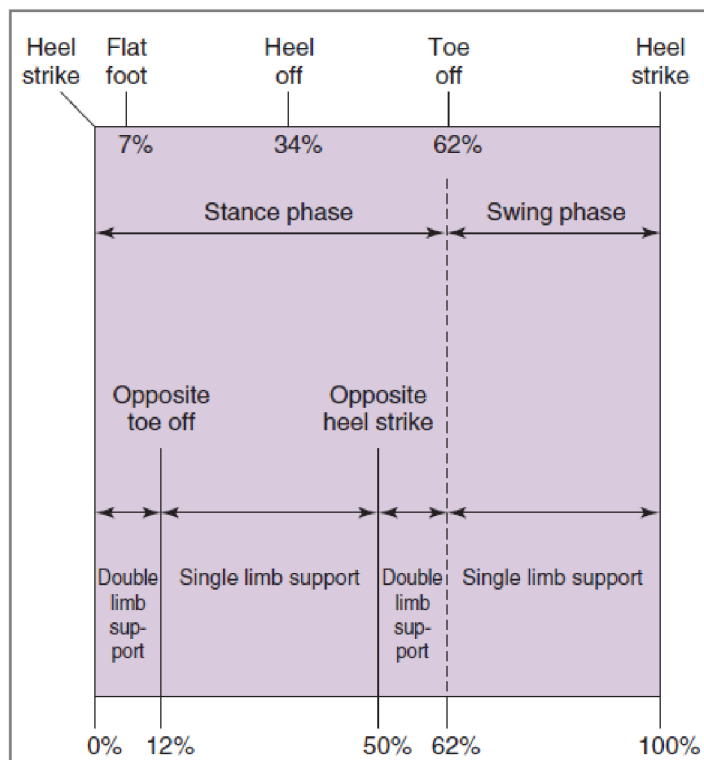
Obr. 1-2 Flexia a extenzia kolenného kĺbu [3]



Obr. 1-2 Flexia a extenzia bedrového kĺbu

1.1.2 Krokový cyklus

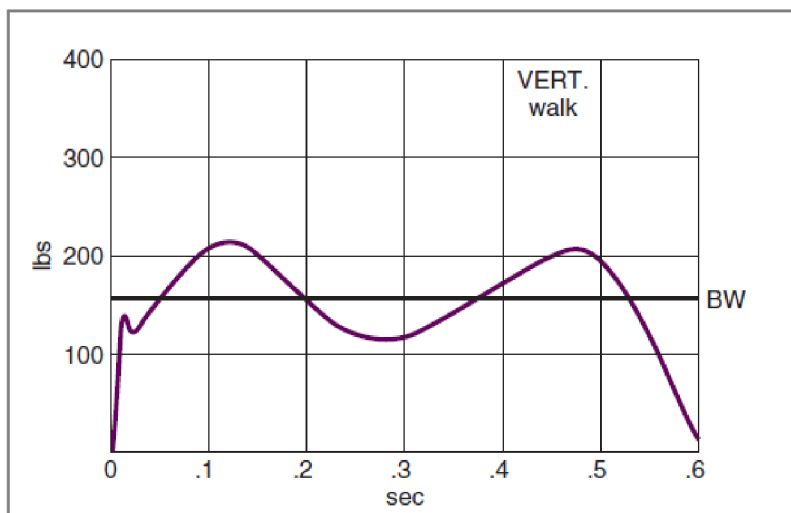
Krokový cyklus opisuje opakujúci sa charakter chôdze. Podľa [1] je rozdelený do opornej fázy, kde sa chodidlo dotýka podložky a švihovej fázy, kde sa chodidlo nachádza nad podložkou a smeruje dopredu. Počiatok a koniec krokového cyklu tvorí úder tej istej päty. Oporná fáza bežne zaberie približne 60% krokového cyklu a švihová fáza 40% (vid'. obr. 4). Oporná fáza je rozdelená do dvoch dôb dvojopory a jednej doby jednoopory. Dvojopora začína počiatočným kontaktom chodidla a podložky, kde chodidlo získa plný kontakt s podložkou v 7% a končí odrazom palca druhého chodidla pri 12% cyklu. Jednoopora sa potom v cykle vyskytuje až do 50% cyklu, kedy druhé chodidlo dopadá na podložku a začína druhá dvojopora. Medzi tým sa v 34% cyklu začne odval'ovanie päty, čo je práve v momente, kedy druhá končatina v švihovej fáze míňa stojacu končatinu. Nasledovne dôjde k odrazu palca v 62% cyklu, ktorý iniciuje začiatok švihovej fázy.



Obr. 1-3 Krokový cyklus a jeho časti [1]

1.1.3 Tiahové zaťaženie

Úder päty, čiže náraz chodidla na podložku iniciuje vertikálnu silu, ktorá tvorí približne 80% telesnej hmotnosti. Tá rapidne rastie na približne 115% telesnej hmotnosti, čo odpovedá momentu odvalenia sa palca druhej nohy. Počas tohto počiatočného vrcholu zaťaženie rastie v sínusovej podobe ako sa telo pohybuje cez rozkročené nohy. Druhá končatina končí svoju švihovú fázu, čo značí pokles zaťaženia na 80% telesnej hmotnosti. Druhý vrchol, asi 110% telesnej hmotnosti prislúcha odrazu prednej časti chodidla.



Obr. 1-4 Zaťažujúca krivka vertikálnej sily počas normálnej chôdze

1.2 Protéza dolnej končatiny

Protéza je externe aplikovaná pomôcka, ktorá nahrádza chýbajúcu alebo nevyvinutú časť končatiny, poprípade končatinu celú (definícia podľa ISO 8549). Protézy sa aplikujú u pacientov po amputáciách z dôvodov cukrovky, vaskulárnych ochorení, onkologických ochorení, úrazov, alebo vrodených defektoch.

1.2.1 Klasifikácia protéz dolnej končatiny

Podľa výšky amputácie

Rozlišujeme amputáciu v chodidle, alebo chodidla či členku, transtibiálnu amputáciu, niektorá literatúra ju uvádza taktiež ako bérčovú (je predmetom tejto práce), exartikuláciu v kolennom kĺbe, transfemorálnu amputáciu (stehennú), exartikuláciu v bedrovom kĺbe (viď. obr. 6) [5].

Podľa prevedenia protézy

Rozlišujeme protézy prvovybavené, štandardné a špeciálne. Pri stanovení typu protézy sa vychádza z výšky amputácie, očakávaného stupňa aktivity užívateľa (viď. nižšie) a jeho hmotnosti.



Obr. 1-5 Druhy protéz podľa miesta amputácie [4]

1.2.2 Stupne aktivity užívateľov protéz dolnej končatiny

Podľa [5] stupeň aktivity užívateľa je určený fyzickými a psychickými predpokladmi užívateľa, užívateľským priestorom apod. Je mierou schopností a možností užívateľa naplniť prevádzanie bežných denných aktivít.

1 – Interiérový typ užívateľa

Chôdza pomalou rýchlosťou po rovnom povrchu s využitím pomôcok (napr. barle). Príklad: Málo aktívni geriatrickí pacienti.

2 – Obmedzený exteriérový typ užívateľa

Chôdza konštantnou rýchlosťou, prekonávanie malých nerovností (schody, svahy), poprípade s využitím pomôcok (napr. barle). Príklad: Geriatrickí pacienti.

3 – Nelimitovaný exteriérový typ užívateľa

Chôdza premennou rýchlosťou, prekonávanie takmer všetkých nerovností, poprípade rekreačný šport a pohybové aktivity. Príklad: Aktívni užívatelia protéz, pracujúci.

4 – Vysoko aktívny typ užívateľa

Aktivity prevyšujúce bežného užívateľa protézy, vysoké rázové zaťaženie protézy. Príklad: Športujúci užívatelia protéz, deti.

1.2.3 Transtibiálna protéza (bércova)

Transtibiálna (TT) protéza je umelá náhrada dolnej končatiny po transtibiálnej amputácii. To znamená, že amputácia je prevedená medzi členkovým a kolenným kĺbom. Protéza teda nahrádza stratenú funkciu členka a chodidla, ktorá je nevyhnutná pre plynulú a prirodzenú chôdzu. Protéza je komplexný celok, ktorý musí byť vždy prispôbený pre daného pacienta [7].

1.3 Materiály a ich vlastnosti

Podľa článku známej spoločnosti ING corporation, spol. s r.o. zameranej na výrobu protéz [10] sú najnovšie používané materiály v stavbe protéz DK kompozitné materiály ktoré účinne nahrádzajú rôzne zliatiny a prírodné materiály. Majú viacero výhod, napríklad zníženie hmotnosti, úplne nový prístup ku konštrukcii stavebnicových dielov protéz, zlepšenie kombinácie nosnosti a životnosti a predovšetkým stavbu dynamicky ladených dielov protéz.

Trendom v tejto oblasti začínajú byť kompozitné diely protéz s umelou inteligenciou, u ktorých je aplikované riadenie pohybu a funkcie pomocou mikropočítačových systémov, zabudovaných priamo v protéze. Ako napríklad élan od firmy Endolite [12].



Obr. 2-6 Členková a chodidlová protéza s mikroprocesorovým riadením rýchlosti a reakcie na terén élan od Endolite [12].

Podľa [10] pre zhotovenie individuálnych lôžok protéz sa bežne používajú kompozitné materiály na báze sklo-epoxi. Nevýhodou týchto materiálov je relatívne vyššia hmotnosť, výhodou hlavne nízka cena a dobré mechanické vlastnosti. Výrobnou metódou je ručné laminovanie pomocou podtlaku, ktorá je vhodná pre kusovú výrobu. Nedostatkom tejto výrobnéj metódy sú nižšie mechanické hodnoty

kompozitov v porovnaní s modernejšími výrobnými metódami ako sú napríklad RTM (metóda vstrekovania pojiva do výstuže, ktorá je uzavretá vo výrobnej forme), lisovanie prepregu (prepreg je dopredu nasýtená forma pojivom), autoklávová metóda (veľmi univerzálna metóda, používa sa však len pri vývoji a malosériovej výrobe).

Pre výrobu stavebnicových dielov protéz sa takmer výhradne používajú kompozitné materiály na báze uhlík-epoxi. Majú výborné mechanické vlastnosti, nízku mernú hmotnosť. Nevýhodou je vyššia cena, ktorá je ovplyvnená jednak vyššou cenou materiálu, ale tiež zavedením pokrokových výrobných metód (RTM, autoklávová metóda, lisovanie prepregu a pod.).

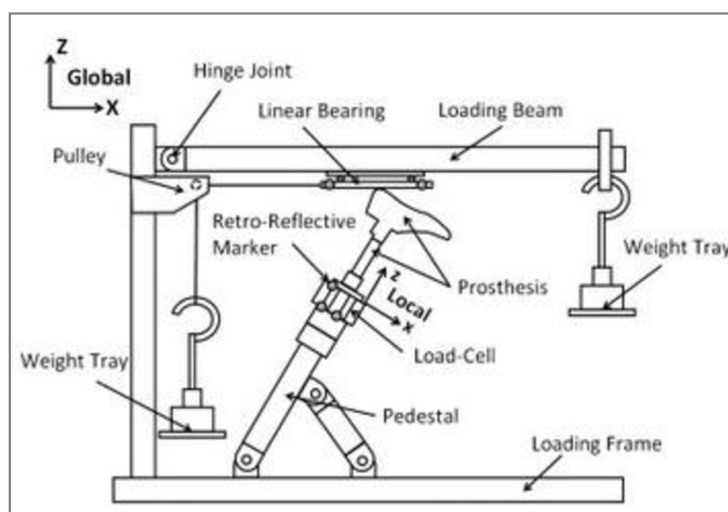
Uhlíkové kompozity sa používajú pri stavbe dynamických protetických chodidiel a ďalej u spojovacích trubkových adaptéroch. Hlavným prínosom týchto dielov okrem už spomínaných vlastností je vysoká životnosť, zlepšené dynamické vlastnosti a schopnosť uhlíkových kompozitov akumulovať mechanickú energiu a následne ju uvoľňovať (dynamický skelet protetického chodidla) [10].

1.4 Statické a životnostné skúšky protetických chodidiel

1.4.1 Členková a chodidlová náhrada

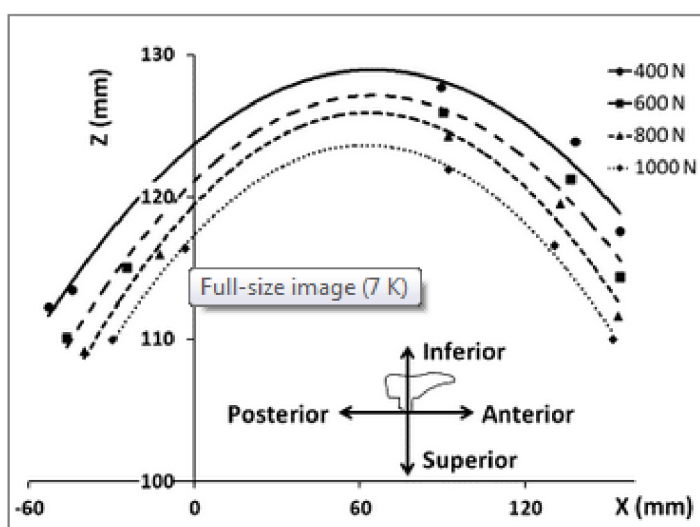
Majorov článok [13] hovorí o skúšaní mechanických vlastností protéz v spojitosti s pohodlím a prirodzenosťou chôdze pacienta, konkrétne pre 27 cm dlhé protetické chodidlo Flex-Foot™ s kozmetickým obalom (Össur hf., Reykjavik, Iceland), adaptérom chodidla JR3 Model 51E20A (JR3 Inc., CA, USA) so spojovacím adaptérom s pyramidovým pripojením Otto Bock pyramid adaptor (Otto Bock GmbH, Duderstadt, Germany).

Zaoberá sa skúškami pre meranie odvalovacích kriviek vid' Obr. 2-8, meraním tuhosti v bodoch dotyku chodidla s podložkou vid' Obr. 2-9 a meraním schopnosti protézy tlmenia nárazov. Tuhosť a schopnosť tlmenia rázov protézy sú kvalifikované statickou a cyklickou skúškou väčšinou prevádzané v sagitálnej rovine.



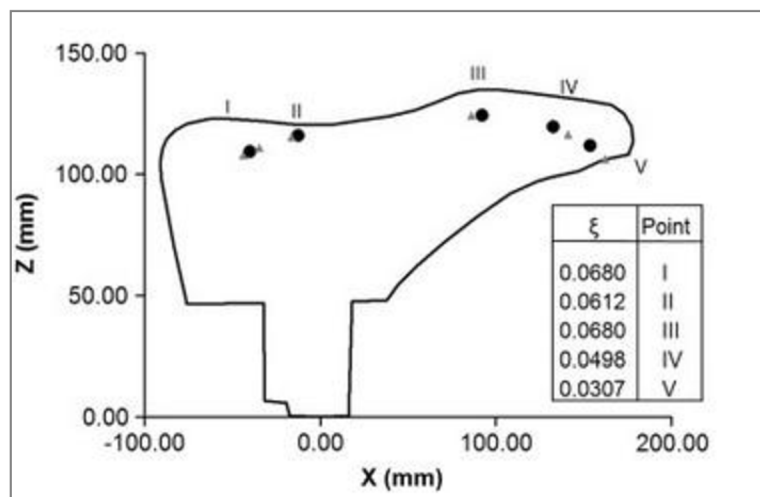
Obr. 2-7 Schéma zariadenia pre skúšky zaťaženie

Meranie odvalovacích kriviek, ktoré reprezentujú tuhosť a geometriu protetického chodidla prebieha nastavením osi spojovacieho adaptéru do piatich referenčných uhlov, ktoré odpovedajú fázam krokového cyklu. Jedná sa o uhly medzi podložkou pod chodidlom a osou spojovacieho adaptéru: (1.) počiatkový kontakt 73°, (2.) pozícia medzi počiatkovým kontaktom a vertikálnou polohou protézy 81°, (3.) vertikálna poloha protézy 90°, (4.) pozícia uprostred konečného stoja 110°, (5.) pred švihová fáza 124°. So zväčšovaním hodnôt zaťaženia môžeme pozorovať prírastky vzdialeností nelineárnych odvalovacích kriviek. Krivky tiež ukazujú ako dotykový bod postupuje pozdĺž chodidla po kontaktnej ploche, čo znázorňuje závislosť krivky na geometrii chodidla rovnako ako na tuhosti chodidla meniacej sa spolu s uhlami spojovacieho adaptéru.



Obr. 2-8 Skupina odvalovacích kriviek pri zaťažení vhodnom pre hmotnosť pacienta 80 kg: 400N, 600N, 800N a 1000N.

Meranie tuhosti v tangenciálnych smeroch je uskutočnené pôsobením šmykovej sily pridaním závažia na voľnom konci lana, ktoré je vedené cez kladku vid' Obr. 2-7 a pripojené k lineárnemu ložisku. Šmykové napätie vyvolané vychýlením kontaktnej plochy na rozdiel od prvého zaťažovacieho testu odráža kombinovanú tuhosť protetických komponentov. Prvé zaťaženie zodpovedá približne telesnej hmotnosti pacienta o nominálnej hodnote 800N a slúži k zabezpečeniu dostatočného trenia medzi nohou a kontaktným povrchom. Ďalej sa aplikujú šmykové sily od 0 do 240N (23% telesnej hmotnosti) pridávaním po 120N v piatich referenčných uhloch, ktoré boli zadefinované vyššie. Výsledkami merania sú deformácie znázornené posuvom bodov (šedý trojuholník) od odvalovacích bodov (čierna bodka) vid' Obr. 2-9.



Obr. 2-9 Posun odvalovacích bodov pri zaťažení šmykovou silou..

Meranie tlmenia nárazov sa skladá z troch krokov: (1) Pridanie závažia o nominálnej hodnote 80 kg. (2) Zaťaženie vzorku a dosiahnutie maximálneho priehybu. (3) Rýchle uvoľnenie zaťaženia. Týmto náhlím zaťažovaním a uvoľňovaním sa vytvárajú oscilačné reakcie, z ktorých tlmiaci pomer ζ je možné vyjadriť nasledovne

$$\zeta = \frac{\delta}{\sqrt{4\pi^2 + \delta^2}}$$

$$\text{kde } \delta = \left(\frac{1}{n}\right) \ln\left(\frac{x_i}{x_{i+n}}\right);$$

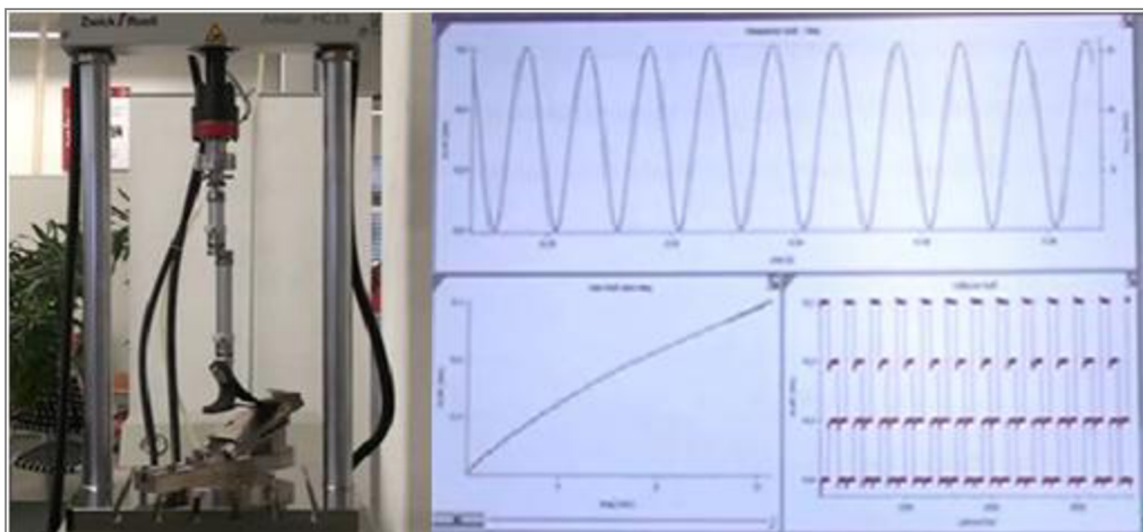
x_i je amplitúda prvého kmitu i a x_{i+n} je amplitúda kmitu $i+n$.

Tlmiaci pomer závisí na tuhosti k , a poddajnosti, c , a efektívnej hmotnosti, m .

$$\zeta = \frac{c}{(2\sqrt{km})};$$

kde efektívna hmotnosť závisí na geometrii a vlastnostiach použitých materiálov.

Firma Zwick Roel s oficiálne autorizovaným zástupcom v Českej republike je výrobcom elektromechanických a servo-hydraulických skúšobných strojov pre nízke i vysoké zaťaženia s digitálnou technológiou riadenia a merania. Medzi ich produkty patrí taktiež zariadenie pre životnostné a statické skúšky (ťah, tlak a ohyb) členkovej a chodidlovej náhrady vid' Obr. 2-10 a spojovacieho adaptéru vid' Obr. 2-11 so servo-hydraulickým pohonom. Parametre zariadení sú volené takto, zaťaženie do 10kN, frekvencia do 100Hz, zdvih priamočiareho hydraulického piestu 400 mm s koncovým príbrzdovaním.

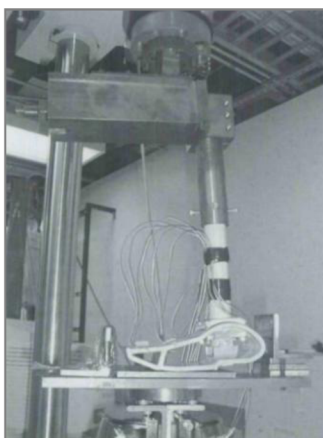


Obr. 2-10 Zariadenie pre životnostné a statické skúšky členkovej a chodidlovej náhrady [14]



Obr. 2-11 Zariadenie pre životnostné a statické skúšky spojovacieho adaptéru Zwick Roel [15]

Cieľom štúdie Strojníckej fakulty Washigtonskej univerzity [16] bolo zmenšiť výrobné náklady a hmotnosť danej transtibiálnej protézy. Vhodnosť konštrukčných zmien oproti pôvodnému prevedeniu bola preverovaná metódou konečných prvkov a experimentálnym spôsobom na skúšobnom zariadení vid'. Obr. 2-12 taktiež podľa ISO 10328.



Obr. 1-12 Zariadenie pre životnostné a statické testovanie transtibiálnej protézy podľa ISO 10328 [16]

1.4.2 Členková a nožná náhrada pre deti

Literatúra zaoberajúca sa skúšaním transtibiálnych protéz sa väčšinou týka dospelých ľudí zatiaľ čo len v málo z nich sú prítomné deti. Vzhľadom na ciele určené v tejto bakalárskej práci, čiže požiadavka na schopnosť skúšania i detských veľkostí, sa táto problematika stáva taktiež cieľom záujmu.

Práca Technickej univerzity v Miláne [17] rieši testovanie transtibiálnej protézy pre 12 ročného chlapca, ktorého maximálna telesná hmotnosť je 45 kg, rozpätie dĺžky chodidla je od 18 do 21 cm.

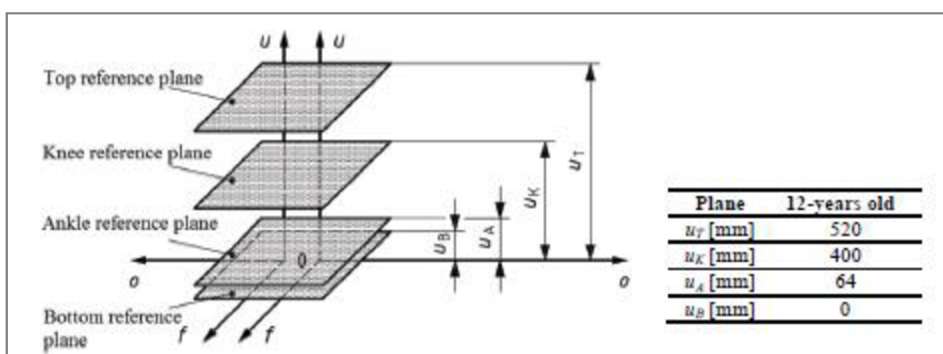
Vzhľadom na to, že najnižšia zaťažovacia úroveň P3 podľa ISO 10328 je určená pacientom do 60 kg, bolo treba nájsť spôsob zistenia hodnôt zaťaženia tejto úrovne pre nízke hmotnosti detí. Na základe tejto štúdie bola nájdená súvislosť medzi vzdialenosťou kolenného kĺbu a podpernej podložky vid' Obr. 2-13 medzi dospelým človekom a dieťaťom, ktorá sa dá vyjadriť nasledujúcim vzťahom

$$k = \frac{u_{k12}}{u_{dospelý}}$$

Kde k je koeficient, ktorým sa vynásobia zaťaženia v zaťažovacej úrovni P3 vid' Tab. 2-1

u_{k12} je vzdialenosť kolenného kĺbu od podložky 12 ročného chlapca a

$u_{dospelý}$ je vzdialenosť kolenného kĺbu od podložky dospelého človeka.

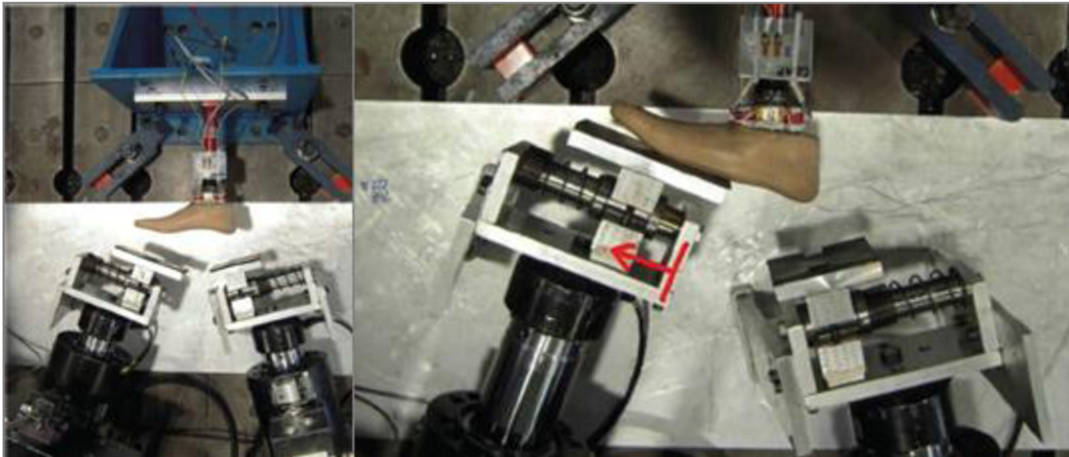


Obr. 2-13 Tranzverzálne roviny ľudského tela [17].

Hodnoty vzdialeností tranzverzálnych rovín boli odobraté z presnej geometrie figurín, určených pre crash testy motorových vozidiel, ktoré sú navrhované s krátkym vekovým rozdielom (0,3,6, 10 a staršie), čo umožňuje takmer presnú interpoláciu dát.

Tab. 2-1 Prepočítané skúšobné sily statickej skúšky z úrovne P3 pre 12 ročného chlapca [17]

Test	Load			
	P3 ISO 10328		12-years old	
	I	II	I	II
Separate static proof	1610 N	1610 N	1290 N	1290 N
Separate static ultimate strength	2415 N	2415 N	1935 N	1935 N
	3220 N	3220 N	2580 N	2580 N
Separate cyclic (min)	50 N			
(max)	970 N	970 N	777 N	777 N
(number of cycles)	2000000			
Separate static in torsion	50 Nm			



Obr. 2-14 Zariadenie určené pre statickú i životnostnú skúšku [17].

Existuje ešte jeden spôsob ako tento problém vyriešiť. Je daný normou ČSN EN ISO 10 328, vychádzajúc z prílohy 1, kde vzdialenosť od počiatku súradnicového systému vid' *Príloha 1* do bodu zaťaženia P_B je

$$S_B = \sqrt{f_B^2 + o_B^2}$$

Kde f_B a o_B sú f a o posuny (ofsety) bodov aplikácie dolného zaťaženia P_B daného v *Prílohe 6*.

Výber veľkosti chodidla a možné následné prispôsobenie skúšobnej sily musí byť prevedené nasledovne:

- a) zvolí sa veľkosť, ktorá dáva správny kombinovaný dolný posun (ofset) S_B ;
- b) ak správna veľkosť chodidla nie je k dispozícii, použije sa ďalšia väčšia veľkosť;
- c) ak veľkosť chodidla, ktorá je k dispozícii, je kratšia než správna dĺžka, potom sa zvyšuje aplikovaná skúšobná sila F na F' , kde:

$$F' = F \cdot \left(\frac{S_{B \text{ spec}}}{S_{B \text{ act}}} \right)$$

a kde $S_{B \text{ spec}}$ je špecifikovaný kombinovaný dolný posun (ofset) vid' *Príloha 7* a

$S_{B \text{ act}}$ je skutočný kombinovaný dolný posun (ofset).

2 ANALÝZA PROBLÉMU A CIEĽ PRÁCE

2.1 Analýza problému

Konstruktívny návrh stendy pre testovanie protetických chodidiel by sa mal odvíjať od požiadaviek medzinárodnej normy ČSN EN ISO 10 328 *Protetika - Zkoušení konstrukce protéz dolních končetin: Požadaky a zkušební metody*, ktorá opisuje a presne definuje súradnicový systém zaťažovania, polohy zaťažovacích bodov, hodnoty veľkostí a smerov síl pôsobiacich na prednú časť nohy a pätu zosponu a priebeh zaťažovania pre tri zaťažovacie úrovne, ktoré sa volia podľa hmotnosti pacienta. Bližší opis požiadaviek tejto normy je v nasledujúcej podkapitole.

Jedny z najznámejších firiem, ktoré sa venujú problematike skúšania protetických pomôcok, návrhu a výrobe skúškových zariadení sú napríklad Zwick Roel, ING corporation, s.r.o. a Test resources.

2.1.1 Statické a životnostné skúšky protetických chodidiel podľa ČSN EN ISO 10 328

Na skúšobnom zariadení, bude testovaná protéza podľa medzinárodnej normy ČSN EN ISO 10 328 [6] hlavnou cyklickou a statickou skúškou kotníkových a nožných náhrad. Podľa [6], kapitola 16.3.1.3, je súčasťou cyklickej skúšky konečná statická skúška, ktorá môže nahradiť hlavnú statickú kontrolnú skúšku, ak je aplikovaná na jedno upnutie bez opätovného usporiadania vzorku.

Parametre zaťažovacieho cyklu môžeme vidieť v *Prilohe 3*.

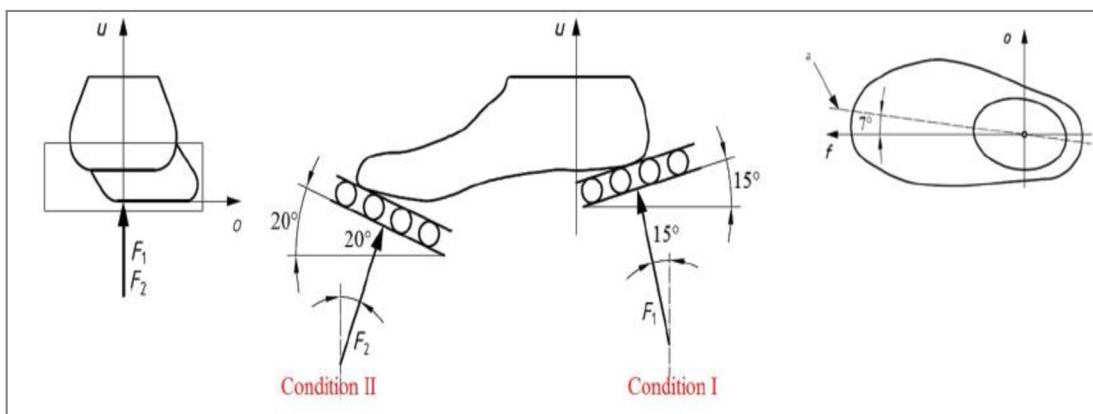
Vzhľadom na maximálnu hmotnosť pacienta budú číselné hodnoty skúšobných síl a predpísaných počtov cyklov použité zo zaťažovacej úrovne *P6* vid' *Príloha 4*. Zaťažovacie úrovne sa volia podľa hmotnosti užívateľa protézy, *P3* je vhodná do 60 kg telesnej hmotnosti, *P4* do 80 kg, *P5* do 90 kg a *P6* do 100 kg telesnej hmotnosti.

Zaťažovacia podmienka *I* sa týka zaťažovania päty a zaťažovacia podmienka *II* sa týka zaťažovania prednej časti chodidla.

2.1.2 Prevádzkové požiadavky

Za účelom splnenia hlavnej cyklickej skúšky kotníkovej alebo chodidlovej náhrady musí skúšobný vzorok vyhovieť nasledujúcim prevádzkovým požiadavkám. Maximálne predpísané hodnoty zaťažujúcich síl môžeme pozorovať v *Prilohe 4*. Počet požadovaných skúšok pre zhodu s touto medzinárodnou normou môžeme vidieť v prílohe 5.

- Skúšobný vzorok musí vydržať statické zaťaženie od maximálnej skúšobnej sily $F_{c\max}$ predpísanej hodnoty po dobu potrebnú pre meranie a zaznamenanie odchylenia pohybujúceho sa bodu aplikácie zaťaženia z jeho referenčnej polohy v skúšobnom zariadení.
- Skúšobný vzorok musí vydržať striedavé cyklické namáhanie od pulzujúcej sily $F_c(t)$ na predpísanej úrovni a oblasti pre predpísaný počet cyklov.
- Každý skúšobný vzorok musí vydržať statické zaťaženie konečnej statickej skúšobnej sily F_{fin} predpísanej hodnoty po dobu (30 ± 3) s.



Obr. 3-1 Poloha chodidla v skúšobnom zariadení [6]

2.2 Cieľ práce

Hlavným cieľom práce je konštrukčný návrh testovacieho stendu pre protetické chodidlá, ktorý bude spĺňať požadované prevádzkové požiadavky, a bude určený pre transtibiálnu protézu s týmito parametrami:

- Pneumatický pohon
- Zaťaženie podľa normy ČSN EN ISO 10328

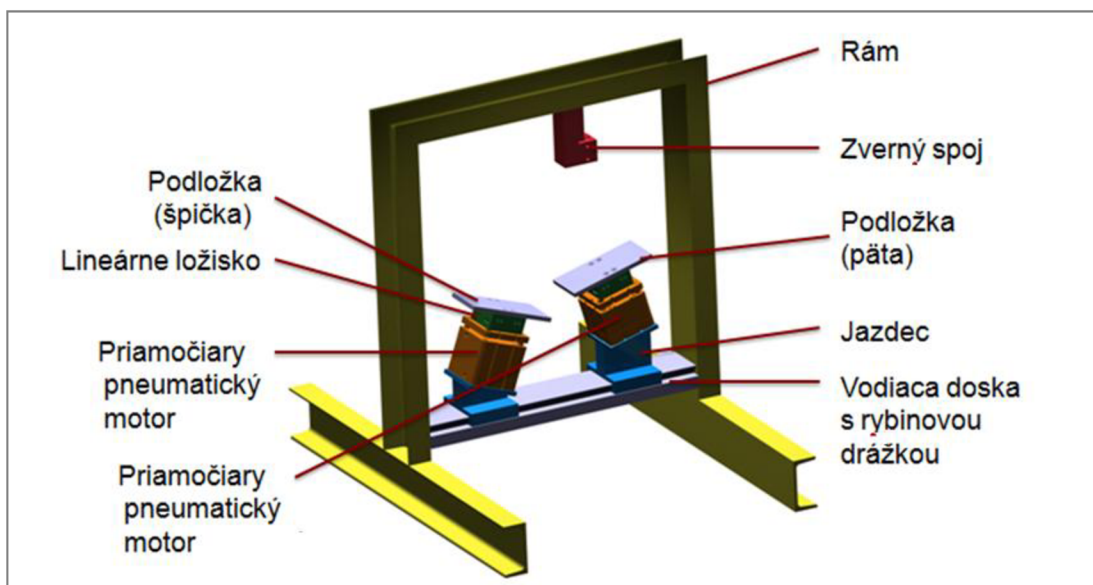
Ďalej má byť umožnené testovanie ako detských, tak i pánskych veľkostí obuvi pri rôznych stupňoch aktivity a hmotnosti pacienta. A preto je testovateľný rozsah veľkosti obuvi volený od 31 (190 mm) do 50 (320 mm) zároveň s najvyššou možnou skúšobnou zaťažovacíou úrovňou P6 (do 100 kg) podľa normy ČSN EN ISO 10328.

Čiastočné ciele práce sú:

- Zabezpečenie možnosti pohybu pneumomotoru voči skúšobnému vzorku v jednej rovine a dvoch na sebe kolmých osiach počas prípravy na testovanie.
- Zaisťovanie definovaných smerov zaťažujúcich síl
- Voľba pneumo motoru a jeho zdvihu
- Návrh odmeriavania veľkostí zaťažovacích síl
- Umožnenie pohybu skúšobného vzorku s nízkym trením vo všetkých tangenciálnych smeroch.
- Návrh spôsobu ustavenia skúšobného vzorku do počiatku súradnicového systému zaťažovania.
- Umožnenie upínania protéz s rôznou dĺžkou trubkových adaptérov a umožnenie upínania trubkového adaptéru pod uhlom.

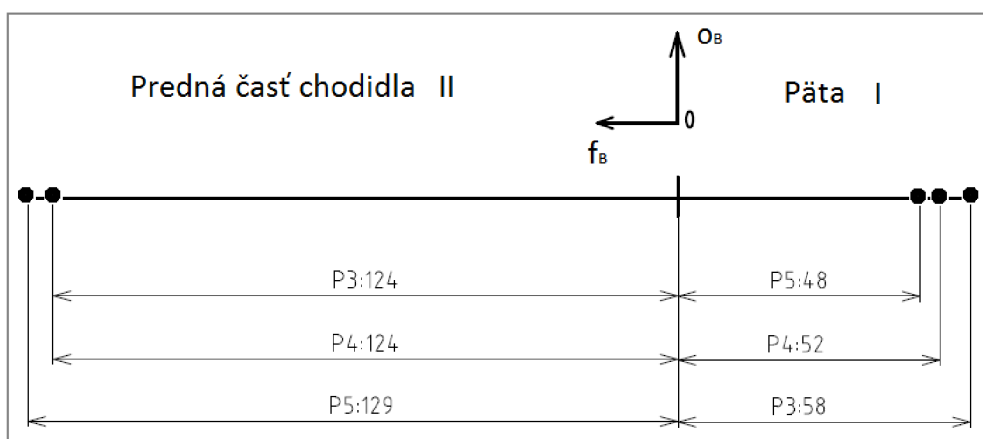
3 NÁVRH KONŠTRUKČNÝCH RIEŠENÍ

Počiatkový konštrukčný návrh je na *Obr. 4-1*. Z hlbšieho študovania normy však vyplynulo, že tento konštrukčný návrh je nepoužiteľný. A to preto, že je nevyhnutné zabezpečiť možnosť nastavovania ofsetov z počiatočného bodu do bodov pôsobenia záťaže v dvoch na sebe kolmých osiach, zatiaľ čo v tomto návrhu je možnosť posunu pneumo motorov len v jednej osi.

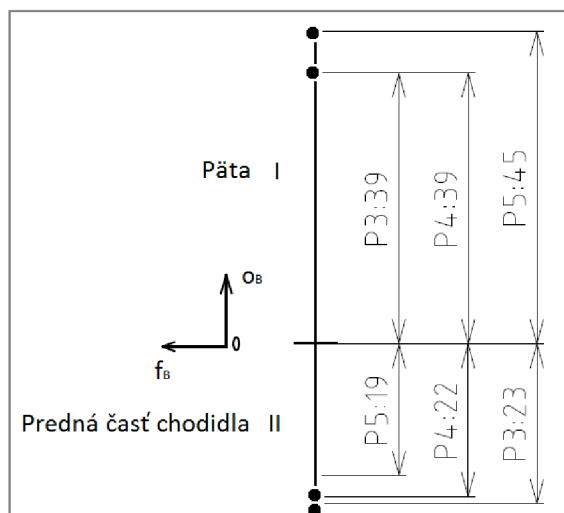


Obr. 4-1 Počiatkový konštrukčný návrh

Hodnoty ofsetov týkajúce sa dolnej vzťažnej roviny sú uvedené v *Prílohe 6* a grafické znázornenie je v *Prílohe 1*. Pre lepšiu názornosť sú hodnoty súradníc z tejto tabuľky nanesené na osiach, v ktorých sa body pôsobenia silovej záťaže nastavujú, viď *Obr. 4-2*.



Obr. 4-2 Vynesené hodnoty súradníc zaťažovacích bodov na osi f_B pre zaťažovaciu úroveň P3, P4 a P5.



Obr. 4-3 Vynesené hodnoty súradníc zaťažovacích bodov na osi O_B pre zaťažovacie úrovne P3, P4 a P5.

Počiatočný konštrukčný návrh nerieši umožnenie pohybu skúšobného vzorku s nízkym trením vo všetkých tangenciálnych smeroch. V tomto návrhu guľôčkové lineárne ložisko poskytuje pohyb skúšobného vzorku len v jednom smere.

Ďalej neposkytuje variabilitu nastavenia zariadenia pre rôzne dĺžky trubkových adaptérov, ktoré sú u každého pacienta rozdielne v závislosti na telesných rozmeroch a mieste rezu transtibiálnej amputácie.

Chodidlo musí byť upnuté do polohy v ktorej bude skúšané podľa *Prílohy 8*. Vychýlenie osi trubkového adaptéra ako dôsledok použitia podpätku pri nastavovaní polohy chodidla si vyžaduje upnutie trubkového adaptéra pod uhlom.

Finálny konštrukčný návrh na *Obr. 4-4* má všetky tieto problémy konštrukčne vyriešené. Potrebné výpočty sú prevedené v programe MathCad 2014.



Obr. 4-4 Finálny konštrukčný návrh

4 VÝSLEDNÉ KONŠTRUKČNÉ RIEŠENIE

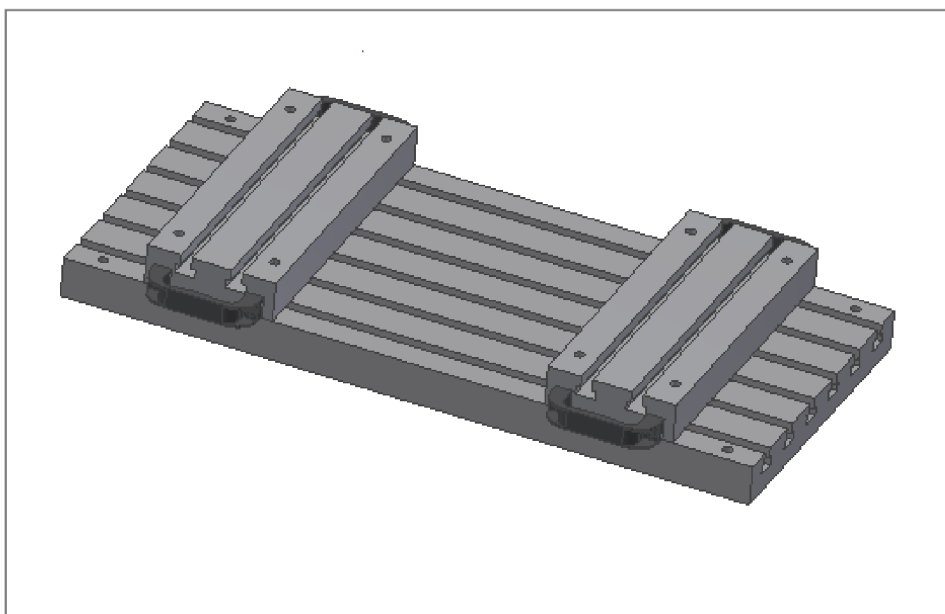
4.1 Upínacie dosky

4.1.1 Funkcia a umiestnenie v zostave

Upínacie dosky vid' *Obr. 5-1* sú tri. Jedna veľká s pohodlvastými T- drážkami, uchytená štyrmi skrutkami s valcovou hlavou s v nútorným šesťhranom (ďalej len skrutky) k rámu a dve malé s T - drážkami, priečne uchytené na veľkej doske takisto štyrmi skrutkami.

Slúžia k zabezpečeniu možnosti pohybu pneumomotoru voči skúšobnému vzorku v jednej rovine a dvoch na sebe kolmých osiach počas prípravy na testovanie.

Sú to kupované komponenty od firmy *Kipp* vid' *Príloha 9*, kde veľká doska má dĺžku na vyžiadanie 860 mm rozličnú od konvenčne vyrábanej.

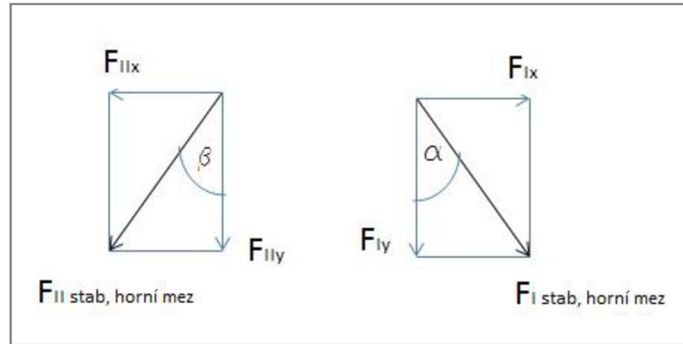


Obr. 5-1 Upínacie dosky ZERO Lock s T – drážkami

4.1.2 Kontrolný výpočet počtu skrutiek v upínacích doskách a podložke

Vo výpočte, ktorý je prevedený podľa vzoru *Příklad 8-6* [19], sú použité maximálne možné zaťažovacie sily z najvyššej zaťažovacej úrovne P6 z dôvodu overenia najkritickejšieho stavu, ktorý môže nastať.

Skrutky sú kontrolované na strih a otláčenie, a preto sa bude ďalej počítat' so silami v smere osi x, F_{I_x} a F_{II_x} .



Obr. 5–2 Rozklad zatřazujících sil

Rozklad zatřazujících sil:

$$F_{II \text{ stab, horní mez}} = 4425 \text{ N}$$

$$F_{IIx} = F_{II \text{ stab, horní mez}} \cdot \sin \beta = 1513 \text{ N}$$

$$F_{IIy} = F_{II \text{ stab, horní mez}} \cdot \cos \beta = 4158 \text{ N}$$

$$F_{I \text{ stab, horní mez}} = 4880 \text{ N}$$

$$F_{Ix} = F_{I \text{ stab, horní mez}} \cdot \sin \beta = 1263 \text{ N}$$

$$F_{Iy} = F_{I \text{ stab, horní mez}} \cdot \cos \beta = 4714 \text{ N}$$

Návrhová predpínacia sila:

$$F_{P,C} = 0,7 R_{m_s.dosky} \cdot A_{S_s.dosky} = 23604 \text{ N},$$

kde $A_{S_s.dosky} = 84,3 \text{ mm}^2$ je výpočtový prierez skrutky (Tab. 8 – 1 [19]) a trieda pevnosti je 4.6, z čoho vyplýva $R_{m_s.dosky} = 400 \text{ MPa}$ (Tab. 8-8 [19])

Návrhová únosnosť jednej skrutky:

$$F_{s,Rn} = \frac{k_s i_t f_s}{\gamma_{M3}} F_{P,C} = \frac{1 \cdot 4 \cdot 0,5}{1,25} \cdot 23604 = 37766 \text{ N},$$

kde súčiniteľ trenia je $f_s = 0,5$, súčiniteľ obyčajného otvoru, $k_s = 1$, a dielčí súčiniteľ spoľahlivosti materiálu pre styčníky je $\gamma_{M3} = 1,25$.

Návrhová únosnosť oslabeného prierezu:

$$F_{net, Rn} = \frac{0,9 S_o R_{mP}}{\lambda_{M2}} = \frac{0,9 \cdot 5758 \cdot 470}{1,25} = 1948 \text{ kN},$$

kde $S_o = 5758 \text{ mm}^2$ je obsah oslabeného prierezu, $R_{mP} = 470 \text{ MPa}$ je medza pevnosti materiálu upínacích dosiek a λ_{M2} je dieplčí súčiniteľ spoľahlivosti materiálu pre styčníky (str. 474 [19])

Únosnosť spoja:

$$4F_{s,Rn} < F_{net,Rn}$$

$$(4 \cdot 18,88 = 75,52kN) < 1948kN$$

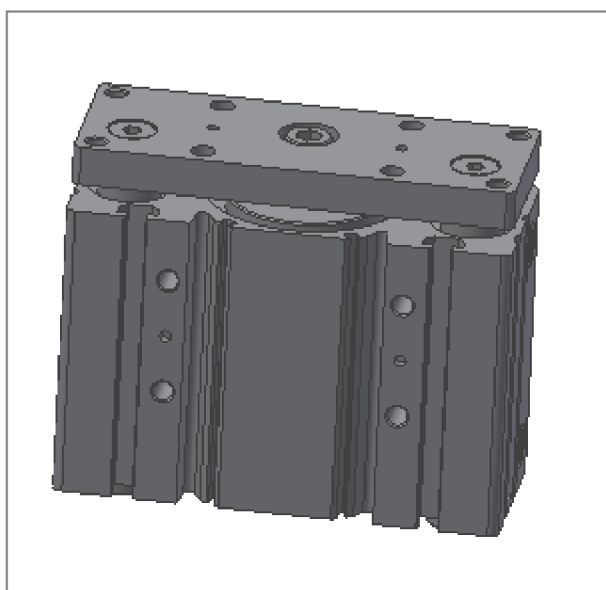
Únosnosť spoja je $75,52kN$, čo je rádovo nižšia hodnota ako majú sily F_{Ix} a F_{IIX} , ktoré budú vyvíjať striedavú záťaž.

4.2 Lineárne pneumo motory

4.2.1 Voľba lineárnych pneumo motorov a ich naklonenie

Pneumo motory vid' *Obr.5- 3* zaisťujú pôsobenie zaťažujúcich síl na prednú časť nohy a pätu. Sú dva a oba rovnaké. Sú to kupované komponenty od firmy Bosch Rexroth. Priemer piestnice je zvolený ako 100 mm na základe hodnôt daných silových zaťažení, ktoré sú značné spolu s ostatnými parametrami z katalógového listu v *Prílohe 10*.

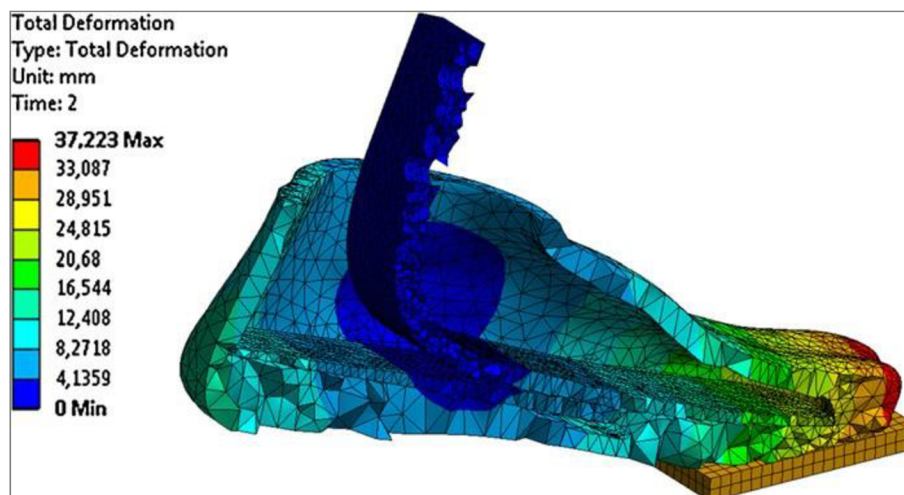
Zaistenie definovaných smerov zaťažujúcich síl podľa *Obr. 3-1* je vyriešené naklonením pneumo motorov o dané uhly α a β pomocou podložiek pre zošíknenie, ktoré sú privarené k spodným upínacím podložkám. Tie sú k priečnym upínacím doskám prichytené štyrmi upínacími skrutkami do T – drážok.



Obr. 5-3 Pneumo motor Bosch Rexroth

4.2.2 Určenie dĺžky zdvihu pneumatických piestov

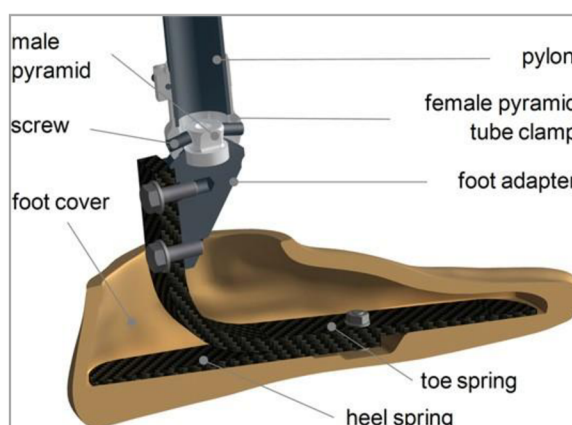
Štúdia [9], Analýza metódou konečných prvkov pre hodnotenie štruktúrneho správania protézy pre transtibiálnu amputáciu, poukazuje na priehyb protézneho chodidla pri odraze zo špičky vid' *Obr. 5-4*, pri použitých materiáloch *Tab. 5-1* súčastí chodidla *Obr. 5 -5*.



Obr. 5-4 Pohľad v reze na celkovú deformáciu protetikého chodidla pri zaťažení špičky [9]

Tab. 5-1 materiály súčastí použité v MKP [9]

The materials, the material models and the material properties of the prosthetic components used in the FEA.			
Component	Material	Mater. model	Young's modulus (MPa)
Pylon	Al. alloy	Isotropic, homogeneous linearly elastic	0.7×10^5
Foot adapter	Steel		2.1×10^5
Tube clamp			
Male pyramid			
Adjusting screw			
Base plate	Carbon composite		0.585×10^5
Toe spring			
Heel spring			
Foot cover - heel	PUR foam		0.85
Foot cover - toe			



Obr. 5-5 Popis častí chodidla použitého v MKP analýze [9]

Podobná analýza bola vykonaná v [8]. Vyhodnotenie môžeme vidieť v Tab. 5-2. Materiál bol zadaný ako lineárny izotropný matriál PC, kde modul pružnosti v ohybe je $E = 2200 \text{ MPa}$ s vymeniteľnými PUR dorazmi.

Tab. 5-2 Hodnoty prichybu podľa MKP [8]

Síla [N]	Zdvih špice [mm]	Zdvih paty [mm]
88	11,5	10
177	21,3	14,5
353	27,3	17
530	29,5	17,3
707	30,9	17,3
884	32,1	17,4
1060	33,3	17,4
1237	34,1	17,5

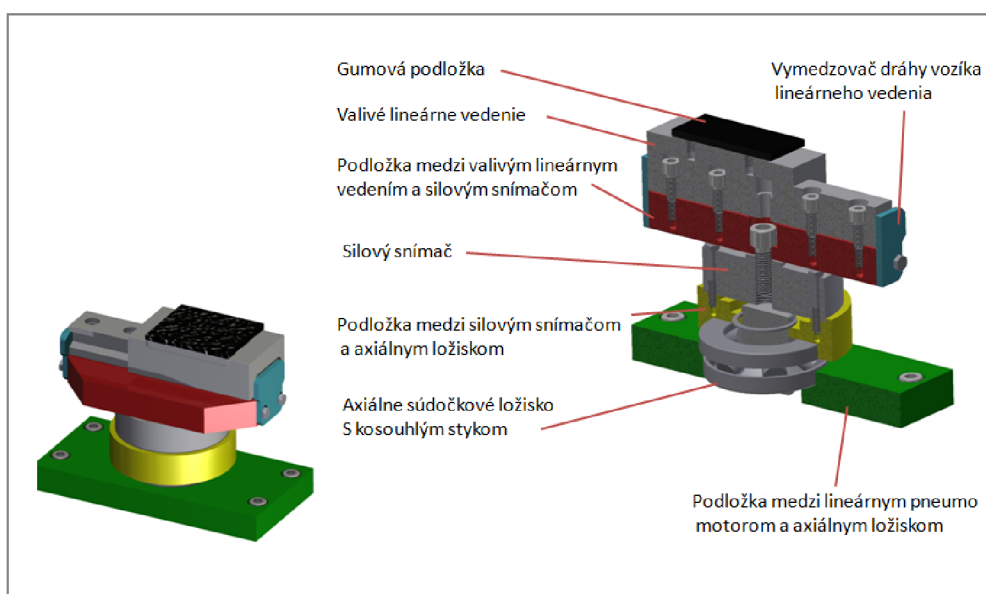
Vzhľadom k získaným informáciám, zaťažovacej úrovni P6, rôznorodosti používaných materiálov a rôznorodosti konštrukcií protéznych chodidiel je zdvih pneumatických piestov volený ako 75 mm.

4.3 Nadstavba pneumo motorov

Nadstavba pozostáva z komponentov zobrazených na Obr. 5.6 a na oboch stranách je rovnaká.

Umožnenie pohybu skúšobného vzorku s nízkym trením vo všetkých tangenciálnych smeroch ako požaduje poznámka na Obr. 3-1 je dosiahnuté lineárnym ložiskom s valčekovými valivými elementmi vid' Príloha 11 v kombinácii s guľkovým ložiskom s kosouhlým stykom. K zlepšeniu priľnavosti chodidla k lineárnemu ložisku je na jeho vozík prilepená gumová podložka.

Aplikovanie presných hodnôt pôsobiacich síl je dosiahnuté silovým snímačom od firmy HBM vid' Príloha 16, ktorého maximálna záťaž je 12,5 kN.



Obr. 5-6 nadstavba pneumo motorov

4.3.1 Kontrolné výpočty pre lineárne valivé vedenie

Lineárne valivé vedenie je volené z katalógu firmy *HBK*, konkrétne model *SRN 35R* s valčekovými valivými elementmi.

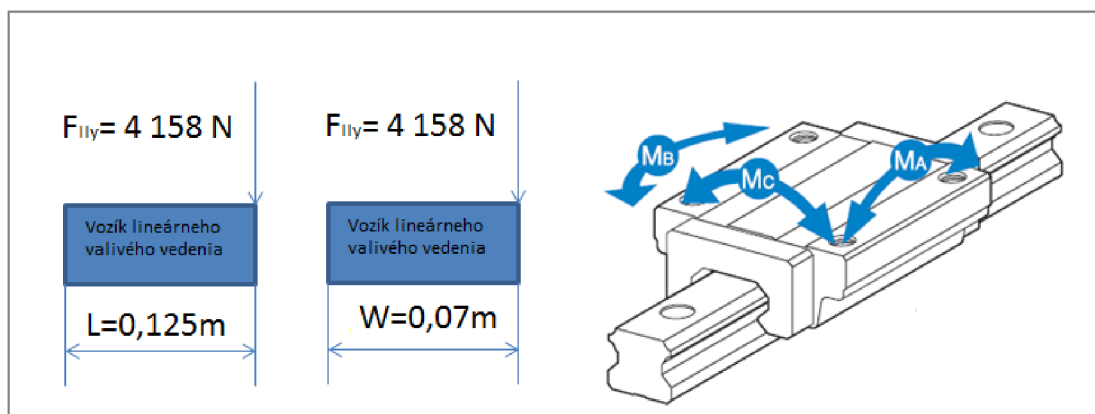
Maximálne dovolené ohybové momenty, ktorých hodnoty a umiestnenie je znázornené v katalógovom liste v *Prílohe 11* sú rádovo vyššie ako maximálne momenty, ktoré môžu v danej zostave nastať, čo vyplýva z nasledujúcich výpočtov.

Výpočty ohybových momentov, ktoré môžu na vozíku lineárneho valivého vedenia pod prednou časťou chodidla nastať:

$$M_{AII} = F_{Ily} L_{linear} = 4158 \cdot 0,125 = 0,520 \text{ kNm} < 1,66 \text{ kNm}$$

$$M_{BII} = 0$$

$$M_{CII} = F_{Ily} W_{linear} = 4158 \cdot 0,07 = 0,291 \text{ kNm} < 2,39 \text{ kNm}$$



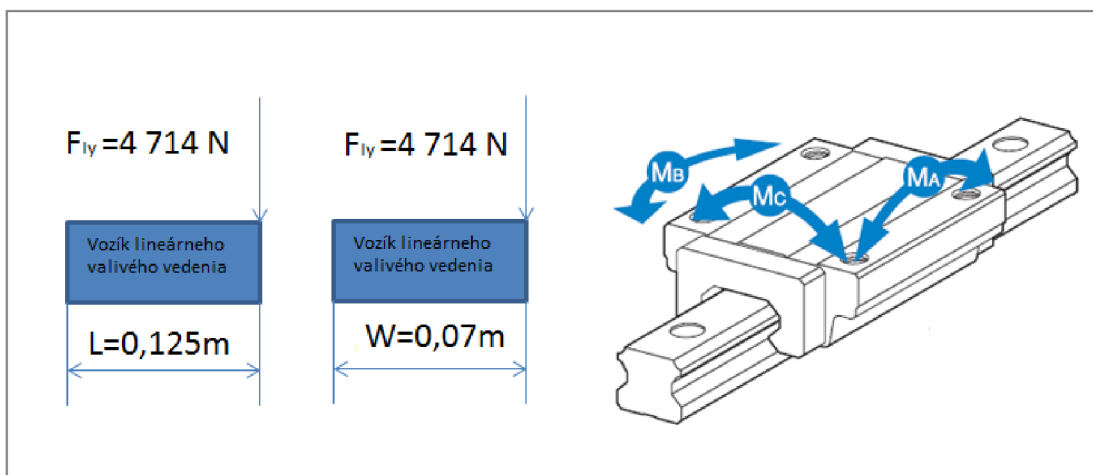
Obr. 5-7 Názorná schéma pre overenie vhodnosti použitia lineárneho valivého vedenia *SRN 35R* pod prednou časťou chodidla. K označeniu dĺžkových hodnôt prislúcha index *linear*.

Výpočty ohybových momentov, ktoré môžu na vozíku lineárneho valivého vedenia pod päťou nastať:

$$M_{AI} = F_{Iy} L_{linear} = 4714 \cdot 0,125 = 0,589 \text{ kNm} < 1,66 \text{ kNm}$$

$$M_{BI} = 0$$

$$M_{CI} = F_{Iy} W_{linear} = 4714 \cdot 0,07 = 0,330 \text{ kNm} < 2,39 \text{ kNm}$$



Obr. 5-8 Názorná schéma pre overenie vhodnosti použitia lineárneho valivého vedenia SRN 35R pod päťou. K označeniu dĺžkových hodnôt prislúcha index *linear*.

Výpočet životnosti:

$$L_{linear} = \left(\frac{C}{P}\right)^{\frac{10}{3}} \cdot 100 = \left(\frac{59100}{4713,7}\right)^{\frac{10}{3}} \cdot 100 = 457 \text{ km},$$

kde C [kN] je základná dynamická únosnosť a P je aplikované zaťaženie [N]. V tomto prípade je uvažované najvyššie možné zaťaženie, ktoré môže v zostave nastať. Ak zoberieme do úvahy maximálny zdvih vedenia a vynásobíme ho počtom cyklov jednej cyklickej skúšky, čiže 70mm krát 3 milióny cyklov, vyjde nám 180 km , čo je menej ako 457 km .

4.4 Rám

4.4.1 Funkcia a umiestnenie v zostave

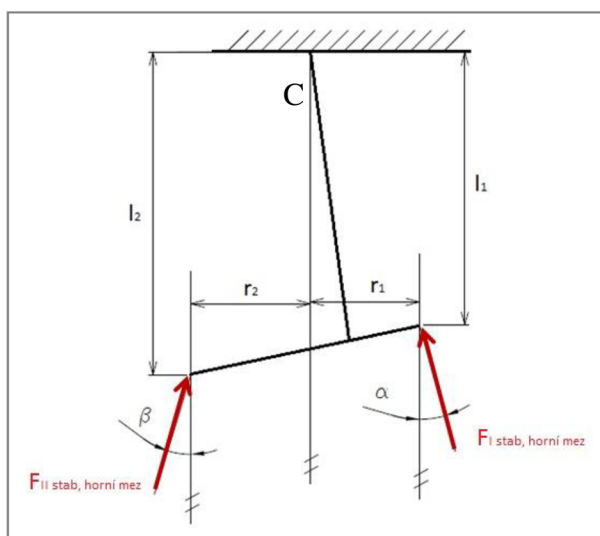
Rám je zváraná konštrukcia z uzavretých tenkostenných profilov s materiálovým označením *S355J0 (11 523)*. Okrem nosnej funkcie umožňuje upnutie rôznych dĺžok trubkových adaptérov a umožňuje upínanie trubkového adaptéru pod uhlom. Tak je dosiahnuté pomocou otvoru vo vrchnom tráme a sverným spojom s otvorom pod uhlom. Spomínaná drážka taktiež slúži k pohybu skúšaného vzorku počas upínania. Zo spodnej strany sú k rámu priskrutkované nastaviteľné patky od firmy Haberkorn *Príloha 14*.



Obr. 5-9 Rám a sverný spoj

4.4.2 Kontrola vrchného vodorovného zvarku rámu namáhaného ohybom vzhľadom k medzi klzu

Určenie maximálneho ohybového momentu bolo dosiahnuté nasledovným postupom. Na začiatku bola záťaž v bode C (Obr. 5-10) vyjadrená statickou ekvivalenciou medzi silami pôsobiacimi na chodidlo a na rám. Všetky rovnice sú zostavované pre najnebezpečnejší stav ktorý môže nastať. Následne boli vyjadrené výsledné vonkajšie účinky (Obr.5-11), z ktorých spolu so statickou neurčitou vyplynulo 6 neznámych parametrov. Pre ich vyjadrenie boli zostavené 3 rovnice statickej rovnováhy a 3 rovnice, Castiglianove vety pre posunutie v oboch smeroch a natočenie, čo viedlo na sústavu šiestich rovníc o šiestich neznámych. Vďaka riešeniu tejto sústavy bolo možné dosadiť za neznáme parametre v rovniciach výsledných vnútorných účinkov a vypočítať ohybové momenty v bode A, kde $x = 0$, v bode C, kde $x = a$ a v bode B, kde $x = L - a$.



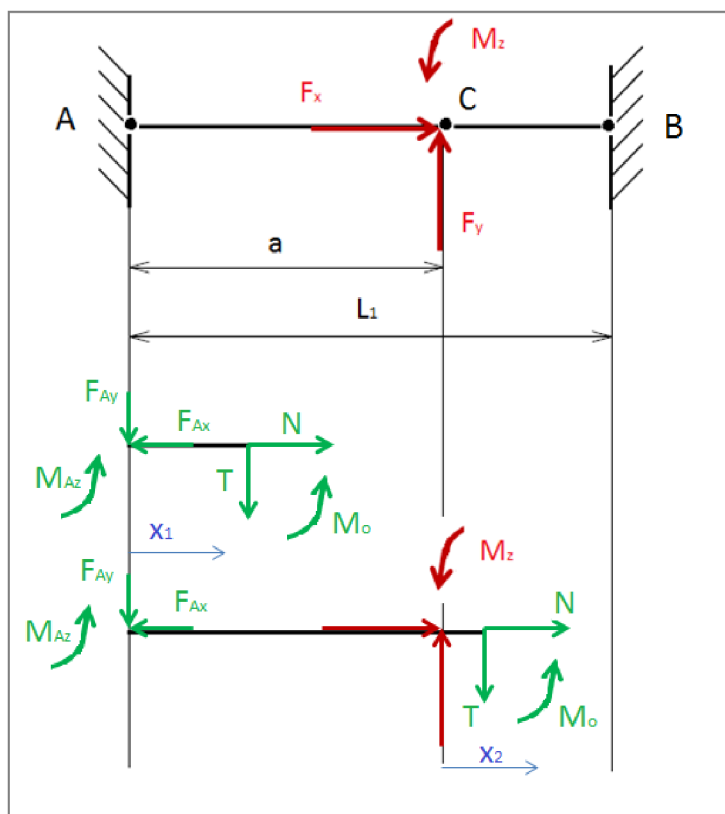
Obr. 5-10 Schéma pre výpočet statickej ekvivalencie

Statická ekvivalencia:

$$F_x = F_{Istab_horni_mez} \sin(\beta) - F_{Istab_horni_mez} \sin(\alpha) = 250,4 \text{ N}$$

$$F_y = F_{Istab_horni_mez} \cos(\beta) - F_{Istab_horni_mez} \cos(\alpha) = -555,58 \text{ N}$$

$$M_z = -F_{Istab_horni_mez} \sin(\beta)l_2 + F_{Istab_horni_mez} \sin(\alpha)l_1 + \\ + F_{Istab_horni_mez} \cos(\beta)r_2 - F_{Istab_horni_mez} \cos(\alpha)r_1 = 242312 \text{ Nmm}$$



Obr. 5-11 Schéma pre vyjadrenie VVÚ

Výsledné vnútorné účinky:

$$x_1 \in (0, a)$$

$$N = -F_{Ax}$$

$$T = -F_{Ay}$$

$$M_o = -M_{Az} - F_{Ay}x$$

$$x_2 \in (0, L_1 - a)$$

$$N = -F_{Ax} - F_x$$

$$T = -F_{Ay} + F_y$$

$$M_o = -M_{Az} - F_{Ay}(a + x) - M_z + F_yx$$

Rovnice statickej rovnováhy:

$$\Sigma F_x = 0; -F_{Ax} + F_x - F_{Bx} = 0$$

$$\Sigma F_y = 0; -F_{Ay} + F_y - F_{By} = 0$$

$$\Sigma M_{Az} = 0; M_{Az} + M_z - M_{Bz} + F_y a - F_{By} L_1 = 0$$

Castiglianove vety:

Posunutie v bode A v x- ovom smere: $u_A = 0 = \frac{\partial W}{\partial F_{Ax}}$

$$\int_0^a (-M_{Az} - F_{Ay} x) \cdot 0 \, dx + \int_0^{L_1-a} [-M_{Az} - F_{Ay} \cdot (a+x) - M_z + F_y x] \cdot 0 \, dx = 0$$

Posunutie v bode A v y- ovom smere: $w_A = 0 = \frac{\partial W}{\partial F_{Ay}}$

$$\int_0^a (M_{Az} + F_{Ay} x) dx + \int_0^{L_1-a} [M_{Az} + F_y \cdot (a+x) + M_z - F_y x] \cdot (a+x) \, dx = 0$$

Natočenie v bode A: $\varphi_A = 0 = \frac{\partial W}{\partial M_{Az}}$

$$\int_0^a (M_{Az} + F_{Ay} x) \cdot 1 dx + \int_0^{L_1-a} [M_{Az} + F_{Ay} \cdot (a+x) + M_z - F_y x] \cdot 1 dx = 0$$

Výsledné riešenia sústavy šiestich rovníc o šiestich neznámych:

$$F_{Ax} = 250 \, N$$

$$F_{Ay} = -1134 \, N$$

$$M_{Az} = 544523 \, Nmm$$

$$F_{Bx} = 0 \, N$$

$$F_{By} = 578,9 \, N$$

$$M_{Bz} = -498422 \, Nmm$$

Výpočet ohybového momentu v bode A:

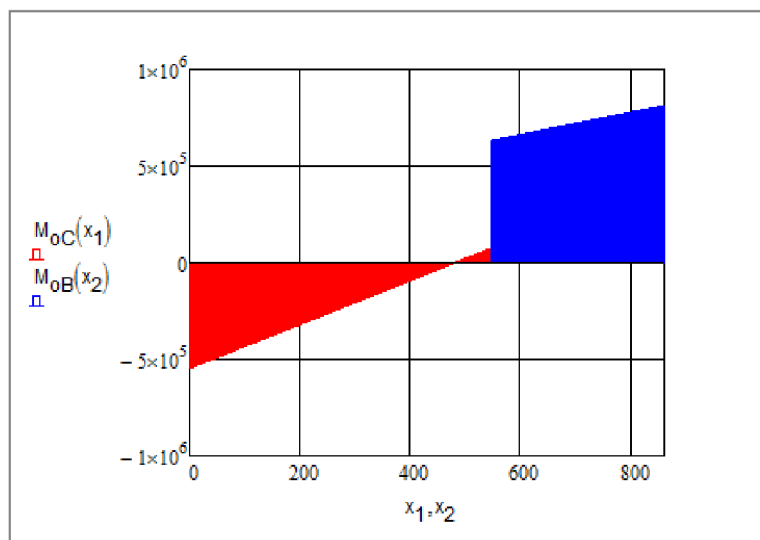
$$M_{oA} = -M_{Az} - F_{Ay} \cdot 0 = -544523 \, Nmm$$

Výpočet ohybového momentu v bode C:

$$M_{oC} = -M_{Az} - F_{Ay} \cdot a = 73760 \, Nmm$$

Výpočet ohybového momentu v bode B:

$$M_{oB} = -M_{Az} - F_{Ay} \cdot L_1 - M_z + F_y(L_1 - a) = 498422 \text{ Nmm}$$



Obr. 5-12 Priebec ohybového momentu v závislosti na pozícii skúmaného prierezu

Z priebehu ohybového momentu vyplýva, že maximálny ohybový moment je v bode B, 182349 Nmm.

Pre overenie rozmerovej, tvarovej a materiálovej vhodnosti zvarku je nevyhnutné vypočítať koeficient bezpečnosti vzhľadom na medzu klzu. Vychádza zo vzťahu napätia v ohybe.

Kvadratický moment prierezu:

$$I_{xT} = \frac{1}{12}bh^3 - \left[\frac{1}{12}(b-2t)(h-2t)^3 \right] = 566532 \text{ mm}^4$$

Kde šírka tenkostennej trubky $b = 100 \text{ mm}$, výška tenkostennej trubky $h = 100 \text{ mm}$ a hrúbka steny tenkostennej trubky $t = 100 \text{ mm}$.

Prierezový modul:

$$W_o = \frac{I_{xT}}{\frac{h}{2}} = 18884 \text{ mm}^3$$

Napätie v ohybe:

$$\sigma_o = \frac{M_{o\max}}{W_o} = 9,656 \text{ MPa}$$

Koeficient bezpečnosti vzhľadom k medzi klzu:

$$k_k = \frac{R_{e_ram}}{\sigma_o \alpha_{ram}} = 17,088$$

Kde $R_{e_ram} = 330 \text{ MPa}$ je minimálna medza klzu materiálu rámu *S355J0 (11 523)* a $\alpha_{ram} = 2$ je súčiniteľ tvaru. Je volený na základe pomerov šírky drážky s hrúbkou steny a šírky drážky s šírkou tenkostennej trubky (*Tab. A-15 [19]*)

4.4.3 Kontrola sverného spoja

V svernom spoji sú použité 3 skrutky s valcovou hlavou a vnútorným šesťhranom ISO 4762 - M6x35 – 12.9. Nosná plocha skrutky $A_s = 20,1 \text{ mm}^2$, medza pevnosti materiálu skrutky $R_m = 1200 \text{ MPa}$, medza klzu skrutky $R_e = 1080 \text{ MPa}$, priemer upínanej trubky $D = 30 \text{ mm}$, šírka spoja $b = 50 \text{ mm}$, počet skrutiek $i = 3$ a súčiniteľ trenia $\mu = 0,15$.

Osová sila v jednej skrutke:

$$F_o = 0,9 R_{e_s.spoj} A_{s_s.spoj} = 0,9 \cdot 1080 \cdot 20,1 = 19,5 \text{ kN}$$

Stykový tlak:

$$p_{s.spoj} = \frac{i F_{o_s.spoj}}{D_{_spoj} b_{_spoj}} = \frac{3 \cdot 19537,2}{30 \cdot 50} = 39,074 \text{ MPa}$$

Sverná sila:

$$F_{p_s.spoj} = \pi D_{_spoj} b_{_spoj} p_{s.spoj} \cdot \mu = \pi \cdot 30 \cdot 50 \cdot 39,074 \cdot 0,15 = 27,6 \text{ kN}$$

Z vypočítanej svernej sily vyplýva, že navrhnutý spoj vyhovuje, $F_{p_s.spoj} > F_{1x}$.

5 DISKUSIA

Stend pre testovanie protetických chodidiel je určený pre chodidlá veľkostí od 31 (190 mm) do 50 (320 mm) zároveň s najvyššou možnou skúšobnou zaťažovacíou úrovňou P6 (do 100 kg) podľa normy ČSN EN ISO 10328. Definované zaťaženia pre dané zaťažovacie úrovne sú zabezpečené lineárnymi pneumomotormi pod prednou časťou nohy a pod pätou. Oba sú rovnaké. Jedná sa o lineárne pneumo motory od firmy Bosch Rexroth s lineárnym vedením piestnice v bloku valca kvôli veľkosti požadovaných vyvíjaných síl pneumo motorom. Jedná sa o jednu z posledných rád, ktoré sú schopné vyvíjať tieto sily. V prípade, že by boli požadované sily väčšie, použitie hydraulického pohonu by bolo vhodnejšie. Zdvih pneumomotoru obsahuje maximálny možný priehyb chodidla, vôľu medzi chodidlom a pneumomotorom počas upínania protetického chodidla a následného nastavovania polôh valcov a rozmerovú rezervu. Smer pôsobenia zaťažovacích síl je zaistený naklonením pneumo motorov do normou predpísaných uhlov. Skúšobné vzorky sú zo širokej škály rozmerov, materiálov a konštrukčných riešení, čo si vyžaduje odmeriavanie generovanej sily kvôli rôznym priehybom chodidiel. Toto je zaistené silovým snímačom od firmy HBM.

Umožnenie pohybu skúšobného vzorku s nízkym trením vo všetkých tangenciálnych smeroch umožňuje axiálne súdočkové ložisko s kosouhlým stykom, ktorého krúžky sú po vonkajších stranách zalisované do dvoch podložiek. Vrchnej podložke je umožnený rotačný pohyb ktorý sa spojí s priamočiarym pohybom poskytnutým lineárnym vedením. Dĺžka lineárneho vedenia je určená z trojuholníka maximálneho možného priehybu prednej časti chodidla a maximálnej vzdialenosti zaťažovacieho bodu od počiatku. Pre lepšiu fixáciu chodidla k vozíku vedenia je na jeho povrch prilepená gumová podložka.

Konštrukcia zariadenia umožňuje upínanie rôznych dĺžok trubkových adaptérov vďaka drážke vo vrchnom diele zvaraného rámu. Drážka nemá žiadny vplyv na ohybovú pevnosť nosníka. Tento diel je namáhaný ohybovým napätím. Pri výpočte koeficientu bezpečnosti vzhľadom k medzi klzu bol výskyt drážky do výsledku vnesený pomocou koeficientu tvaru. Jeho zvolená veľkosť je väčšia ako reálna, čo nás privádza na bezpečnejšiu stranu riešenia. Napriek tomu je hodnota koeficientu bezpečnosti vysoká, až 17. Takto zvolený namáhaný prierez má svoje opodstatnenie v cyklickom namáhaní a vo vyžadovanej pevnosti konštrukcie. Vzhľadom na vyhodnocovanie vyvíjaných síl je vhodné minimalizovať vstupné rázy a vibrácie okolia. Taktiež nevhodné sú vystupujúce rázy vibrácie z neustále sa opakujúcich cyklov zaťaženia.

Na *Obr.6-1* je znázornené upínanie a ustavovanie skúšobného vzorku pomocou prípravku na to určeného. Na jeho čelnej strane je nónius (v 3D modely, nie na obrázku, textúru nejde vyrendrovať) s vyžadovaným rozlíšením 1 mm s vyznačeným počiatočným bodom, ktorý sa nachádza vždy v rovnakom mieste medzi pneumo motormi. Jeho poloha je zaistená dorazmi upínacej dosky určujúcimi polohu prípravku. Od tohto bodu sa odmeriava vzdialenosť ofsetov (súradníc) záťažových bodov. Protéza musí byť upnutá podľa *Prílohy 8* a umiestnenie jej záťažovej osi je dané štvrtinou celkovej

dĺžky chodidla meranej od päty podporenej 20 mm vysokým opätkom. Toto podoprenie je riešené pomocou pod uhlom navrtaného otvoru v svernom spoji. Počiatočný bod znázornený na prípravku a na ďalšej milimetrovej stupnici, ktorá je súčasťou čela dolnej upínacej dosky pretína zaťažovacia os chodidla, ktorá nie je zhodná s osou trubkového adaptéru.



Obr. 5-1 Upínanie testovacieho vzorku

6 ZÁVER

Návrh testovacieho stendu protézneho chodidla predstavuje zariadenie vhodné pre životnostné a statické skúšky, ktoré sú dané normou ČSN EN ISO 10 328.

Výpočty, ktoré boli počas navrhovania prevedené zahŕňajú najkritickejšie možné stavy, ktoré môžu nastať. V prípade potreby je možné parametre meniť. Štruktúra výpočtov je zhotovená v MathCad 14.

V zhodnotení miery dosiahnutých cieľov je vhodné spomenúť kalibráciu a presnosť nastavovania, ktorá v tejto práci nie je riešená do hĺbky.

Problémy, ktoré by mohli byť riešené napríklad v ďalšom študijnom programe sú pneumatický obvod, spracovávanie signálov silového snímača, vyhodnocovanie skúšky pre právoplatné vyhlásenie o zhode skúšobného vzorku s požiadavkami medzinárodnej normy.

ZOZNAM POUŽITÝCH ZDROJOV

- [1] FISK, John R., John W. MICHAEL a John D. HSU. AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS. *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices* [online]. Philadelphia : Mosby/Elsevier., 2008 [cit. 2013-11-25]. ISBN 9780323039314. 9780323076319. Dostupné z: eBook Collection (EBSCOhost)
- [2] MÍKOVÁ, M. *Vyšetření a terapie chůze*. Olomouc, 2006. Přednáška. Fakultní nemocnice a Lékařské fakulty UP Olomouc.
- [3] BERNACIKOVÁ, Martina, Miriam KALICHOVÁ a Lenka DOVRTĚLOVÁ. Analýza pohybů v kloubech. FAKULTA SPORTOVNÍCH STUDIÍ MASARYKOVY UNIVERZITY. *Základy sportovní kineziologie*[online]. 2010 [cit. 2013-11-25]. Dostupné z: http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/analiza_v_kloubech.html
- [4] Co je protéza?. MS ortoprotetika s.r.o. [online]. 2010, č. 2006100004 [cit. 2013-11-30]. Dostupné z: <http://www.ms-protetik.cz/view.php?cislocianku=2006100004>
- [5] Služby: Protézy. ORTOPEDICKÁ PROTETIKA FRÝDEK MÍSTEK [online]. 2013 [cit. 2013-11-30]. Dostupné z: <http://www.protetikafm.cz/sluzby-protetika.html>
- [6] ČSN EN ISO 10328. *Protetika - Zkoušení konstrukce protéz dolních končetin: Požadavky a zkušební metody*. Praha: Český normalizační institut, 2007.
- [7] LUSARDI, Michelle M a Caroline C NIELSEN. *Orthotics and prosthetics in rehabilitation*. 2nd ed. St. Louis, Mo.: Saunders/Elsevier, c2007, xix, 904 p. ISBN 07-506-7479-2.
- [8] KOPECKÝ, M. *Konstrukce transtibiální protézy s využitím aditivní technologie výroby*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 103 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Daniel Koutný, Ph.D..
- [9] OMASTA, Milan, David PALOUŠEK, Tomáš NÁVRAT a Jiří ROSICKÝ. Finite element analysis for the evaluation of the structural behaviour, of a prosthesis for trans-tibial amputees. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2012, č. 34 [cit. 2014-03-11]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453311001524>
- [10] ROSICKÝ, Jiří. Stavba protéz DK z kompozitních materiálů: ING corporation, spol. s r.o. - Ortopedická protetika Frýdek-Místek. *FOPTO - Federace ortopedických protetiků technických oborů* [online]. 2012, č. 1 [cit. 2014-03-16]. Dostupné z: <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc3b55e2a2d63d.htm>
- [11] GERSCHUTZ, Maria J., Michael L. HAYNES, NIXON a James M. COLVIN. Tensile strength and impact resistance properties of materials used in prosthetic check sockets, copolymer sockets, and definitive laminated sockets. *WorldWideScience.org: The Global Science Gateway* [online]. 2011 [cit. 2014-03-16]. Dostupné z: <http://worldwidescience.org/topicpages/s/socket+inhibits+oral.html>
- [12] Élan. *Blatchford: Endolite* [online]. 2014 [cit. 2014-03-17]. Dostupné z: <http://www.endolite.com/products/elan>

-
- [13] MAJOR, Matthew J., Martin TWISTE, Laurence P.J. KENNEY a David HOWARD. Amputee Independent Prosthesis Properties—A new model for description and measurement. *Journal of Biomechanics* [online]. 2011, č. 14, s. 2572-2575 [cit. 2014-03-18]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929011005227>
- [14] Fatigue testing on lower leg prosthesis - Ermüdungsprüfung an Unterschenkelprothesen. In: *Youtube.com* [online]. 2012 [cit. 2014-03-18]. Dostupné z: <http://www.youtube.com/watch?v=M5rsQXKCXI0>
- [15] *Testing Machines and Systems for the Medical Industry: Brochure*. Zwick Testing Machines Ltd., 2002.
- [16] HAHN, Jill a Minoru TAYA. Experimental and numerical predictions of the ultimate strength of a low-cost composite transtibial prosthesis. *Center for Intelligent Materials and Systems. Department of Mechanical Engineering, University of Washington, Seattle, WA 98195-2600*. 2000, s. 405-413.
- [17] COLOMBO, C., E.G. MARCHISIN, L. VERGANI, E. BOCCAFOGLI a G. VERNI. Study of an ankle prosthesis for children: adaptation of ISO 10328 and experimental tests. *Procedia Engineering* [online]. 2011 [cit. 2014-03-18]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705811007661>
- [18] Vědci otestovali nejstarší protézy na světě. *KADUCEUS.cz* [online]. 2011, - [cit. 2014-05-20]. Dostupné z: <http://www.kaduceus.cz/online/poznani/151/vedci-otestovali-nejstarsi-protezy-na-svete.aspx#top>
- [19] SHIGLEY, J. E, MISCHKE, Ch. R, BUDYNAS, R. G. *KONSTRUOVÁNÍ STROJNÍCH SOUČÁSTÍ*. VUTIUM, 2008. 1300 s. ISBN 978-80-214-2629-0.
- [20] SHIGLEY, Joseph E. *Mechanical engineering: Shigley's Mechanical engineering Design* [online]. Eighth Edition. 2006 [cit. 2014-05-02]. ISBN 0-390-76487-6. Dostupné z: <http://www.primisonline.com>

ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK, SYMBOLOV A VELIČÍN

Symbol

F	[N]	Sila
F_I	[N]	Zaťažujúca sila pod pätou
F_{II}	[N]	Zaťažujúca sila pod prednou časťou nohy
$F_{II \text{ stab, horní mez}}$	[N]	Maximálna zaťažujúca sila pod prednou časťou nohy
$F_{I \text{ stab, horní mez}}$	[N]	Maximálna zaťažujúca sila pod pätou
β	[°]	Uhol určujúci smer sily F_{II}
α	[°]	Uhol určujúci smer sily F_I
F_{IIx}	[N]	Zložka sily F_{II} v x – ovej osi
F_{IIy}	[N]	Zložka sily F_{II} v y – ovej osi
F_{Ix}	[N]	Zložka sily F_I v x – ovej osi
F_{Iy}	[N]	Zložka sily F_I v y-ovej osi
i_t	[-]	Počet skrutiiek v upínacej doske
A_S	[mm ²]	Výpočtový prierez skrutki
R_m	[MPa]	Medza pevnosti materiálu
R_e	[MPa]	Medza klzu materiálu
$F_{P,C}$	[N]	Návrhová predpínacia sila
f_s	[-]	Súčiniteľ trenia medzi upínacími doskami
k_s	[-]	Súčiniteľ obyčajného otvoru
γ_{M3}	[-]	Dielčí súčiniteľ spoľahlivosti materiálu pre styčníky
$F_{S,Rn}$	[N]	Návrhová únosnosť jednej skrutki
S_O	[mm ²]	Obsah oslabeného prierezu
$F_{net,Rn}$	[N]	Návrhová únosnosť oslabeného prierezu
M_o	[Nmm]	Ohybový moment
b	[mm]	Šírka tenkostenného uzavretého profilu
h	[mm]	Výška tenkostenného uzavretého profilu
t	[mm]	Hrúbka steny tenkostenného uzavretého profilu
I_{xT}	[mm ⁴]	Kvadratický moment prierezu v ťažisku k ose x
W_o	[mm ³]	Prierezový modul v ohybe
α_{ram}	[-]	Súčiniteľ tvaru oslabeného prierezu hornej časti rámu
σ_o	[MPa]	Napätie v ohybe
k_k	[-]	Koeficient bezpečnosti vzhľadom k medzi klzu
L^{linear}	[m]	Dĺžka vozíka
W^{linear}	[m]	Dĺžka vozíka

D_{spoj}	[mm]	Priemer trubkového adaptéra
b_{spoj}	[mm]	Šírka sverného spoja
i	[-]	Počet skrutiek vo svernom spoji
μ	[-]	Súčiniteľ trenia medzi trubkovým adaptérom a spojom
$p_{s.spoj}$	[MPa]	Stykový tlak
$F_{p_{s.spoj}}$	[N]	Sverná sila
DK		Dolná končatina

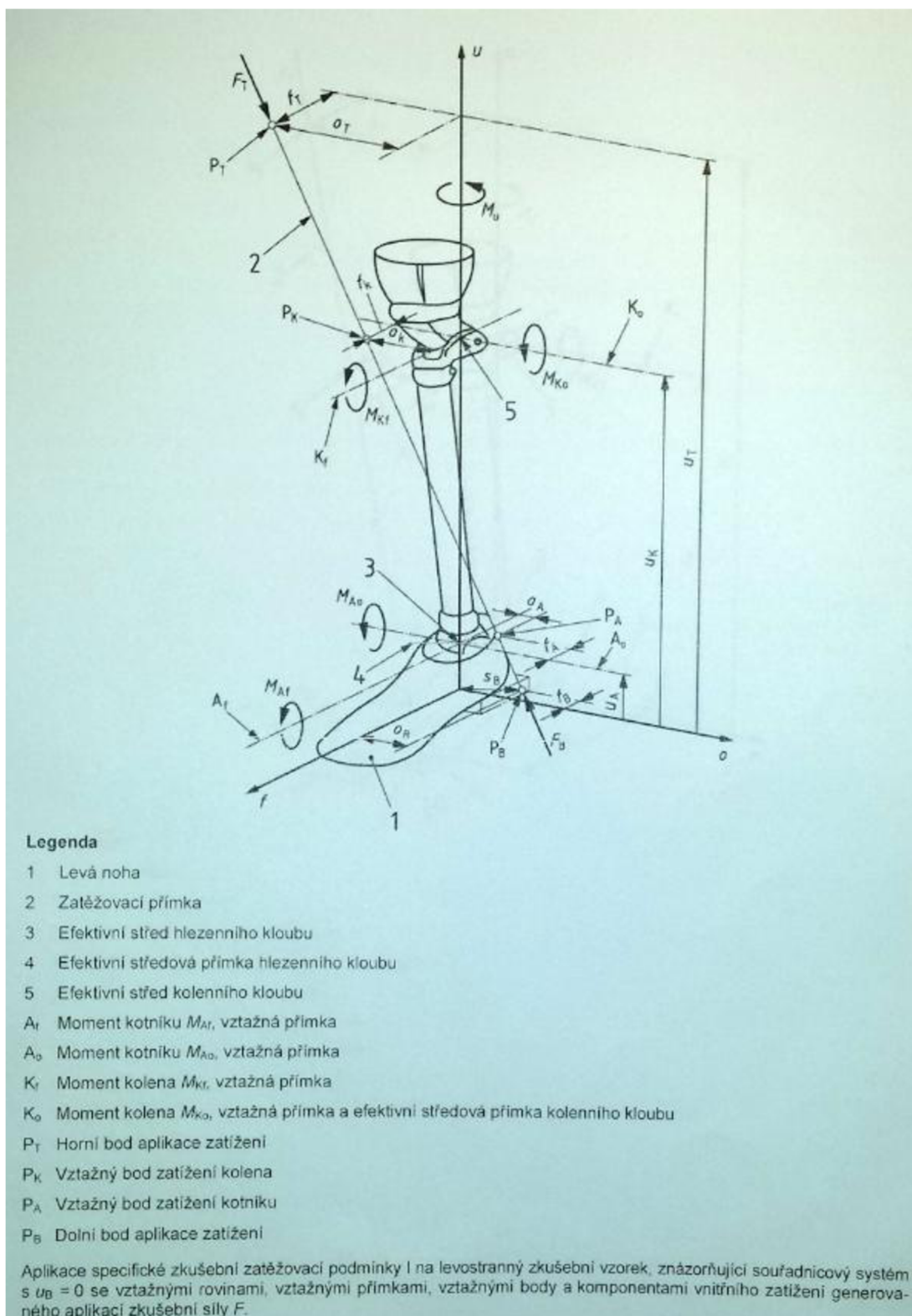
ZOZNAM OBRÁZKOV

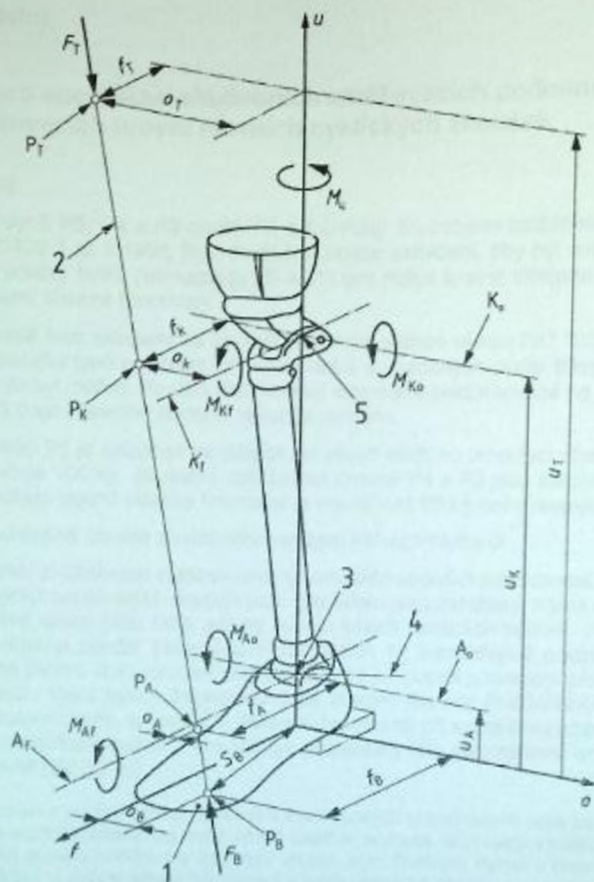
Obr. 1-1: Fázy krokového cyklu zobrazené v rovnakom poradí ako v texte [2]	14
Obr. 1-2 Flexia a extenzia kolenného kĺbu [3]	15
Obr. 1-3 Krokový cyklu a jeho časti [1].....	16
Obr. 1-4 Zaťažujúca krivka vertikálnej sily počas normálnej chôdze	16
Obr. 5-1 Upínanie testovacieho vzorku.....	42

ZOZNAM PRÍLOH

- Príloha 1:** Skúšobná zaťažovacia podmienka I a II
- Príloha 2:** Súradnicový systém
- Príloha 3:** Parametre zaťažovania
- Príloha 4:** Skúšobné sily všetkých samostatných skúšok členkových náhrad a predpísané počty cyklov skúšky [6]
- Príloha 5:** Počet skúšok a skúšobné vzorky požadované pre potvrdenie o zhode s medzinárodnou normou ČSN EN ISO 10 328 [8]
- Príloha 6:** Hodnoty posunov (ofsetov) pre všetky hlavné skúšky
- Príloha 7:** Hodnoty kombinovaných posunov (ofsetov)
- Príloha 8:** Určenie geometrie chodidla
- Príloha 9:** Katalógový list Kipp: Výmenné desky ZERO - lock s T - drážkama
- Príloha 10:** Katalógový list Bosch Rexroth: lineárny pneumo motor
- Príloha 11:** Katalógový list THK: lineárne valivé vedenie s valčekovými valivými elementmi, model SRN 35R
- Príloha 12:** Katalógový list THK - výpočty
- Príloha 13:** Katalógový list HBM - silový snímač, model 12k5
- Príloha 14:** Katalógový list HABERKORN - nastavovacie patky
- Príloha 15:** Výkresová dokumentácia

Príloha 15 Skúšobná zaťažovacia podmienka I a II



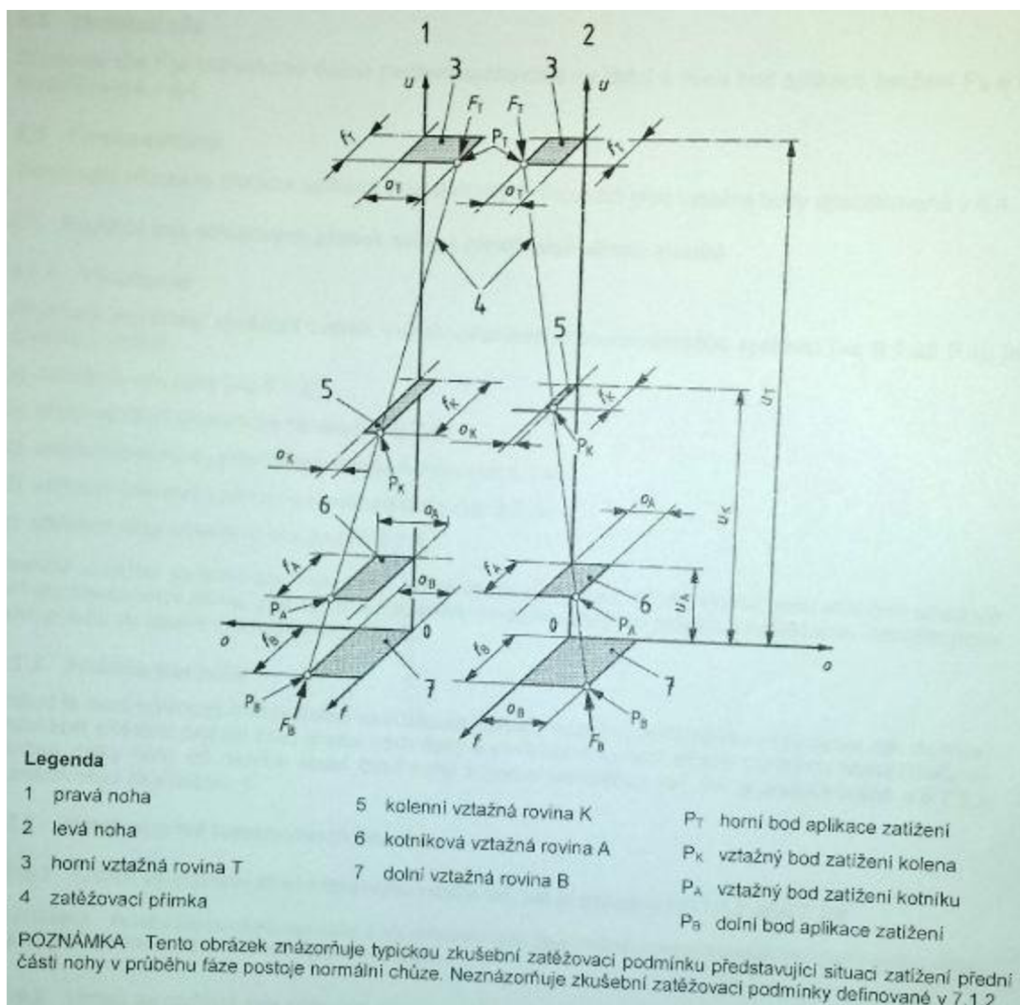


Legenda

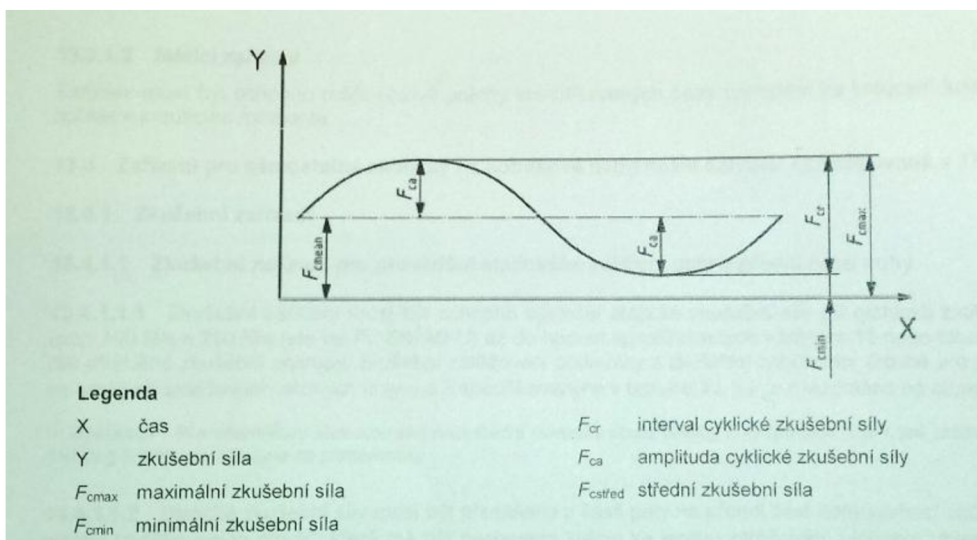
- 1 Levá noha
- 2 Zatěžovací přímka
- 3 Efektivní střed hlezenního kloubu
- 4 Efektivní středová přímka hlezenního kloubu
- 5 Efektivní střed kolenního kloubu
- A_t Moment kotníku M_{At} , vztažná přímka
- A_o Moment kotníku M_{Ao} , vztažná přímka
- K_t Moment kolena M_{Kt} , vztažná přímka
- K_o Moment kolena M_{Ko} , vztažná přímka a efektivní středová přímka kolenního kloubu
- P_T Horní bod aplikace zatížení
- P_K Vztažný bod zatížení kolena
- P_A Vztažný bod zatížení kotníku
- P_B Dolní bod aplikace zatížení

Aplikace specifické zkušební zatěžovací podmínky II na levostranný zkušební vzorek, znázorňující souřadnicový systém s $u_B = 0$ se vztažnými rovinami, vztažnými přímkami, vztažnými body a komponentami vnitřního zatížení generovaného aplikací zkušební síly F .

Príloha 16: Súradnicový systém



Príloha 17 Parametre zaťažovania



Príloha 18: Skúšobné sily všetkých samostatných skúšok členkových náhrad a predpísané počty cyklov skúšky [6]

Tabuľka D.2 – Zkušební sily všech hlavních zkoušek a předepsané počty cyklů cyklické zkoušky pro zkušební zatěžovací úroveň P6 (viz 16.2 a 16.3)

Zkušební postup a zkušební zatížení		Jednotka	Zkušební zatěžovací úroveň P6 – zkušební zatěžovací podmínka	
			I	II
Postup statické a cyklické zkoušky	Stabilizující zkušební síla	F_{stab}	50	
	Vyrovnávací zkušební síla	F_{set}	1 224	1 120
Postup statické zkoušky	Kontrolní zkušební síla	F_{sp}	2 490	2 263
	Mezní statická zkušební síla	F_{su} , dolní mez	3 760	3 419
		F_{stab} , horní mez	4 880	4 425
Postup cyklické zkoušky	Minimální zkušební síla	F_{cmin}	50	
	Cyklický interval	F_{cr}	1 530	1 400
	Maximální zkušební síla	F_{cmax} $F_{cmax} = F_{cmin} + F_{cr}$	1 580	1 450
	Střední zkušební síla	$F_{cstřed}$ $F_{cstřed} = 0,5 \cdot (F_{cmin} + F_{cmax})$	815	750
	Cyklická amplituda	F_{ca} $F_{ca} = 0,5 F_{cr}$	765	700
	Konečná statická síla	F_{fin} $F_{fin} = F_{sp}$	2 490	2 263
	Předepsaný počet cyklů		1	3×10^6

Príloha 19: Počet skúšok a skúšobné vzorky požadované pre potvrdenie o zhode s medzinárodnou normou ČSN EN ISO 10 328 [8]

Tabulka 16 – Počet zkoušek a zkušební vzorky požadované pro potvrzení o shodě s touto mezinárodní normou

Typ zkoušky	Zkušební zatěžovací podmínka a způsob aplikace	Požadovaný minimální počet zkoušek ^d	Dávka ^b zkušebních vzorků povolená pro každý typ zkoušky		
			Vzorky řádné zkoušky	Možné vzorky náhradní zkoušky	
				Číslo ^c	Odkaz
Hlavní konstrukční zkoušky					
Statická kontrolní zkouška (viz 16.2.1.1)	Zkušební zatěžovací podmínka I [7.1.2 a)]	2	2	1	16.2.1.1.12
	a zkušební zatěžovací podmínka II [7.1.2. b)]	2		1	
Statická zkouška mezní pevnosti (viz 16.2.2.1)	Zkušební zatěžovací podmínka I [7.1.2 a)]	2	2	1	16.2.2.1.9 a 6.2.2.1.10 (možnost volby)
	a zkušební zatěžovací podmínka II [7.1.2. b)]	2	2	1	
Cyklická zkouška ^d (viz 16.3.2)	Zkušební zatěžovací podmínka I [7.1.2 a)]	2	2	1	16.3.2.22
	a zkušební zatěžovací podmínka II [7.1.2. b)]	2	2	1	

Príloha 20: Hodnoty posunov (ofsetov) pre všetky hlavné skúšky

Vztažná rovina	Posun (ofset) ^a						
	Směr a umístění ^b	Numerická hodnota mm					
		Zkušební zatěžovací podmínka					
		Zkušební zatěžovací úroveň P5		Zkušební zatěžovací úroveň P4		Zkušební zatěžovací úroveň P3	
	I	II	I	II	I	II	
Horní ^c	f_T	82	55	89	51	81	51
	o_T	-79	-40	-74	-44	-85	-49
Kolena	f_K	52	72	56	68	49	68
	o_K	-50	-35	-48	-39	-57	-43
Kotníku	f_A	-32	120	-35	115	-41	115
	o_A	30	-22	25	-24	24	-26
Dolní ^c	f_B	-48	129	-52	124	-58	124
	o_B	45	-19	39	-22	39	-23

POZNÁMKA Posuny (ofsety) specifikované pro P5 také platí pro dodatečnou úroveň zkušebního zatížení P6 specifikovanou v Příloze D [viz D.3 b)].

Príloha 21: Hodnoty kombinovaných posunov (ofsetov)

Tabulka 7 – Hodnoty kombinovaných posunů (ofsetů) vztažené k hodnotám posunů (ofsetů) uvedeným v tabulce 6 (viz 10.1.2 a 13.2.1.2.2)

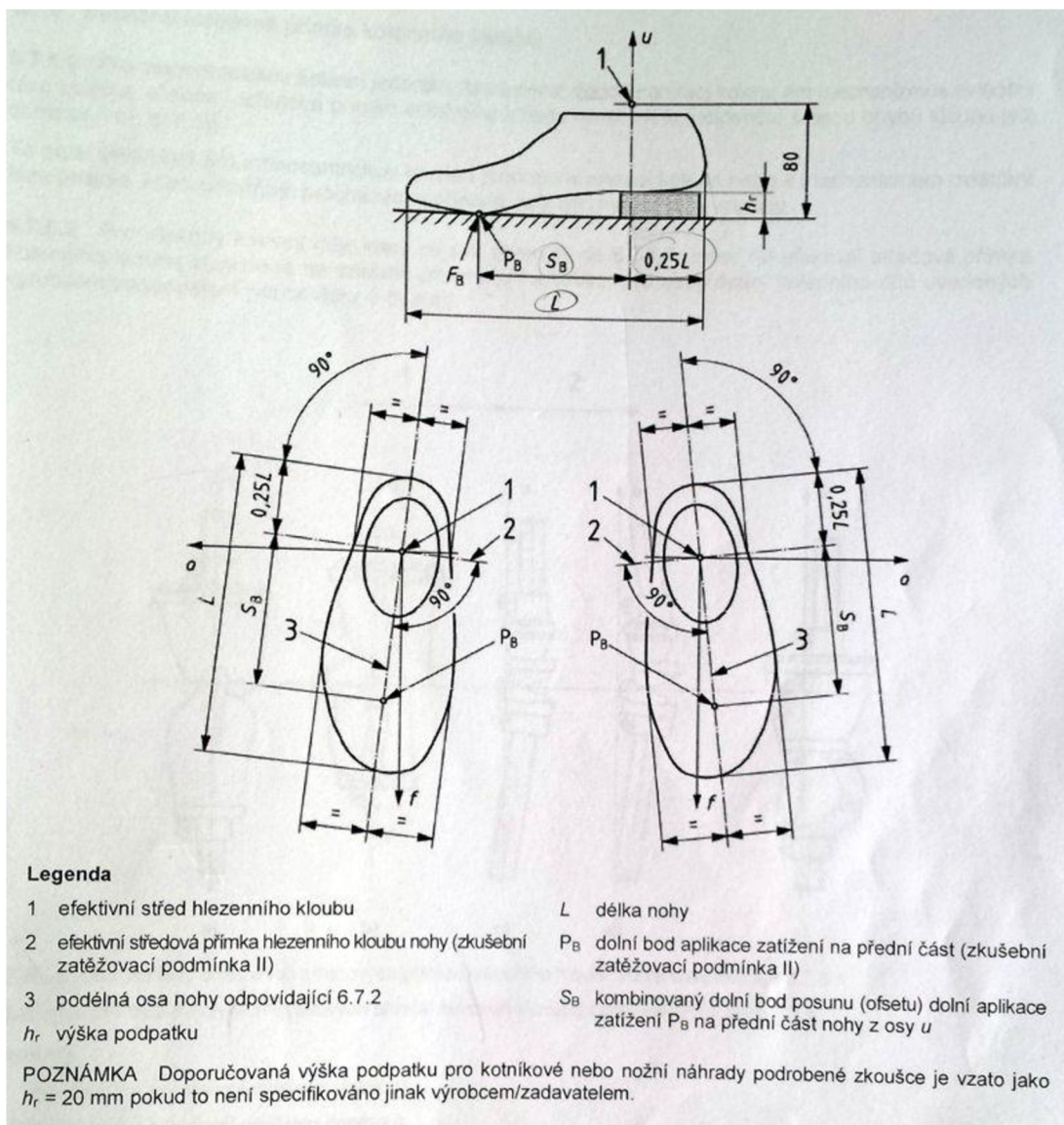
Vztažná rovina	Rozměr a umístění ^b	Kombinované posuny (ofsety) $S_x = \sqrt{f_x^2 + O_x^2}$ ^a					
		Numerická hodnota mm					
		Zkušební zatěžovací podmínka					
		Zkušební zatěžovací úroveň P5		Zkušební zatěžovací úroveň P4		Zkušební zatěžovací úroveň P3	
		I	II	I	II	I	II
Horní	S_T	114	68	116	67	117	71
Kolena	S_K	72	80	74	78	75	81
Kotniku	S_A	44	122	43	118	48	118
Dolní	S_B	66	130	65	126	70	126

POZNÁMKA Kombinované posuny (ofsety) specifikované pro P5 také platí pro dodatečnou úroveň zkušebního zatížení P6 určenou v Příloze D.

^a Pro určení velikosti protetického nohy a vyrovnání délky pák aplikace zatížení mohou být požadovány specifické hodnoty kombinovaných posunů (ofsetů) (viz 6.8.2). Tato tabulka stanoví hodnoty kombinovaných posunů (ofsetů) vztažených k hodnotám posunů (ofsetů) uvedených v tabulce 6.

^b Pro jednotlivé hodnoty celkových délek ($u_T - u_B$) lišících se od hodnoty specifikované v tabulce 5, kombinovaný posun (ofset) S_T specifikovaný v této tabulce musí být přijat s použitím vzorce v záhlaví [viz také poznámku pod čarou b v tabulce 5].

Príloha 22: Určenie geometrie chodidla

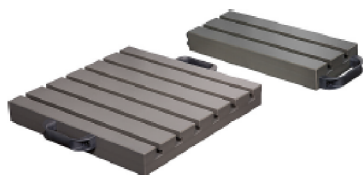


K0511

Výmenné desky ZERO lock s T-drážkami



Popis zboží/obrázky produktu



Popis

Materiál, provedení:

Hliník EN AW-7022, bez lesklý, tvrdě eloxovaný.

Upozornění:

Namontované výměnné desky s T-drážkami z vysoce pevného hliníku.

Paleta 2násobná: včetně středícího a vyrovnávacího čepu

Paleta 4násobná: včetně středícího, vyrovnávacího a dvou upínacích čepů.

Na vyžádání:

Jiné velikosti a provedení palet.

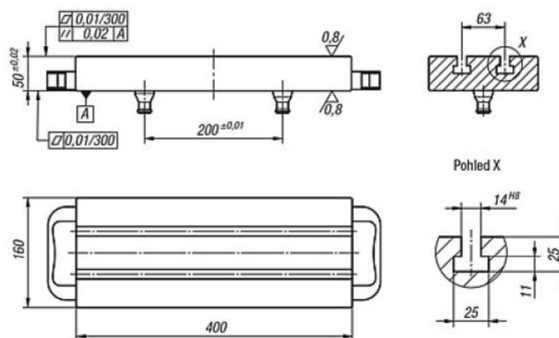
K0511

Výmenné desky ZERO lock s T-drážkami

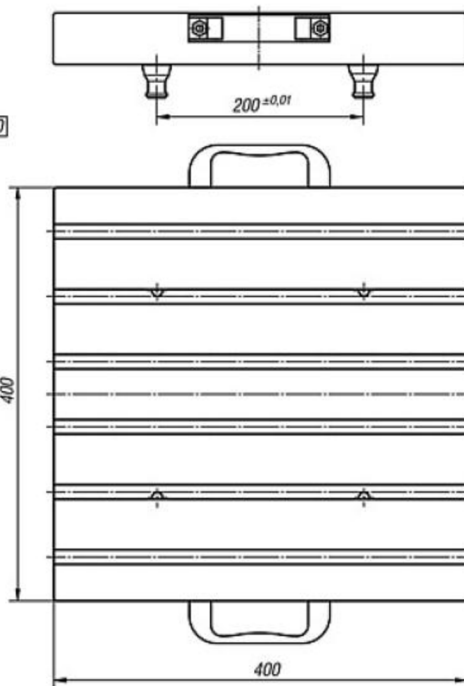
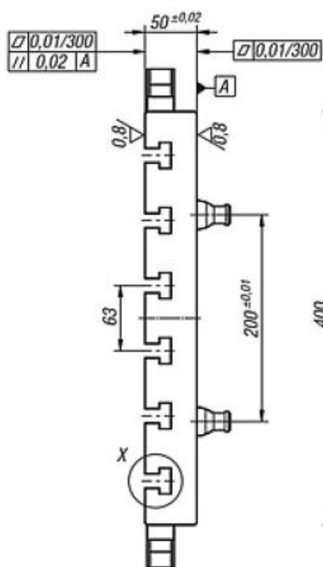


Výkresy

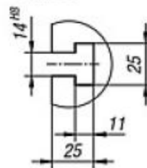
2násobná s T-drážkami



4násobná s T-drážkami



Pohled X



Príloha 24: Katalógový list Bosch Rexroth: lineárny pneumo motor

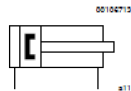
Rexroth Pneumatics

1

Piston rod cylinder → Guide cylinders

Guide cylinders, Series GPC-BV

► Ø 10 - 100 mm ► double-acting ► Plain bearing ► cushioning: elastic ► with magnetic piston



Ambient temperature min./max. -10°C / +70°C
 Medium Compressed air
 Max. particle size 50 µm
 Oil content of compressed air 0 mg/m³ - 5 mg/m³
 Pressure for determining piston forces 6,3 bar

Materials:
 Housing Aluminum, anodized
 Seal Polyurethane
 Front plate Steel galvanized
 Guide rod Stainless steel
 Bearing Sintered bronze
 Piston rod Stainless steel

Technical Remarks

- The pressure dew point must be at least 15 °C under ambient and medium temperature and may not exceed 3 °C.
- The oil content of compressed air must remain constant during the life cycle.
- Use only the approved oils from Rexroth Pneumatics, see chapter „Technical information“.
- Note: Only the Ø10 variants fits to sensor series ST4. The sensor series ST6 and SN3 can be used for all other Ø variants.

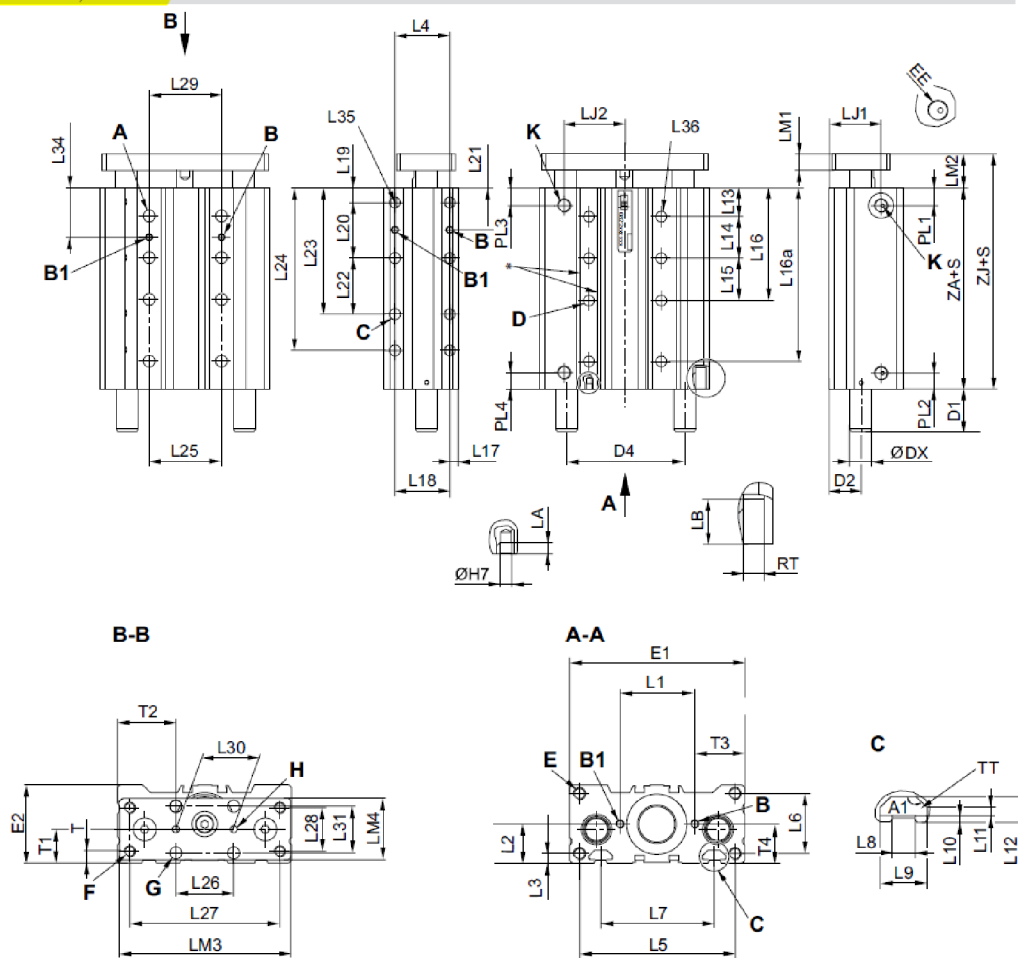
Piston Ø	[mm]	100				
Port		G 3/8				
Working pressure min./max.	[bar]	1 / 8				
Retracting piston force	[N]	4639				
Extracting piston force	[N]	4948				
Speed max.	[m/s]	0.4				
Impact energy	[J]	1				

Piston Ø	100				
Piston rod Ø	25				
Stroke 10	-				
20	-				
25	R402000928				
30	-				
40	-				
50	R402000929				
75	R402000930				
100	R402000931				
125	R402000932				
150	-				
160	R402000933				
200	R402000934				

Weight [kg]

Piston Ø	100				
Stroke 10	-				
20	-				
25	8.8				
30	-				
40	-				
50	10				
75	11.1				
100	12.2				
125	13.7				
150	-				
160	15.2				
200	17				

Dimensions, Ø 25 - 100



* Suitable for screws according to ISO 4762

S = stroke

Note: Only the Ø10 variants fits to sensor series ST4. The sensor series ST6 and SN3 can be used for all other Ø variants.

17231

Piston Ø	A RTxLB	A1	B ØdxLA	B1 ØdxD	C RTxLB	D Ø 1)	D2	D4	DX	E RTxLB	E1	E2	F Ø 1)
100	M12x24	135*	6x6	6x7	M12x25	11.2	39.5	174	32	M12x25	226	111	M12

Piston Ø	G Ø 2)	H Ø 2)	K EE	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10
25	6.5	4H8	G 1/8	35 ±0,1	20.5	4.5	25 ±0,1	85	34	52	6.15	12	1.5
32	6.5	4H8	G 1/8	44 ±0,1	24	5	33 ±0,1	105	26	70	8.2	16.7	2.2
40	8.5	4H8	G 1/8	53 ±0,15	27	6	40 ±0,15	110	42	80	8.2	16.7	2.2
50	8.5	4H8	G 1/4	66 ±0,15	32	8	48 ±0,15	133	34.5	93	8.2	16.7	2.2
63	10.5	5H8	G 1/4	84 ±0,15	39	8	60 ±0,15	147	62	112	10.2	20.3	6
80	10.5	5H8	G 1/4	100 ±0,15	46	9	60 ±0,15	182	54.5	132	10.2	20.3	6
100	12.5	6H8	G 3/8	120 ±0,15	55.5	9	60 ±0,15	206	76	155	10.2	20.3	6

Piston Ø	L11	L12	L13	L15	L17	L18	L19	L22	L25	L26	L27	L28	L29
25	1.5	5.5	16.5	25	5.5	25	8	32	32	30	81	23	32 ±0,1
32	2.8	9	20.5	33	6.5	33	10	42	42	32	97	30	42 ±0,1
40	2.8	9	20	40	6	40	10	53	53	42	107	30	53 ±0,15
50	2.8	9	23	48	7.5	48	12	63	63	53	134	40	63 ±0,15
63	6	16	24	60	11	60	12	80	80	63	140	48	80 ±0,15
80	6	16	33.5	60	12	60	13	96	96	80	176	52	96 ±0,15
100	6	16	32.5	60	12	60	13	119	119	96	204	64	119 ±0,15

Piston Ø	L30	L31	LJ1	LJ2	LM1	LM2	LM3	LM4	PL1	PL2	PL3	PL4	T
25	30 ±0,2	24	29.6	32	10	15.5	93	33	11	11	11	11	6.5
32	32 ±0,2	25	40	40.5	12	18.5	112	43	13.5	13.5	13.5	13.5	8
40	42 ±0,2	32.5	37.8	44	12	19.5	122	43	12	12	12	12	8
50	53 ±0,2	40	54.5	50.5	15	23.5	146	52	13	13	13	13	7.5
63	63 ±0,2	48	57	59	15	24	160	67	13.7	13.7	13.7	13.7	11
80	80 ±0,2	60	77.5	74.5	20	30	200	76	23	23	23	23	13.5
100	96 ±0,2	60	68.5	86.5	20	31	224	84	21.5	21.5	21.5	21.5	18.5

Piston Ø	T1	T2	T3	T4	TT	ZA							
25	18 ±0,4	32,5 ±0,4	30 ±0,05	20,5 ±0,05	N6	42 3)							
32	23 ±0,4	41 ±0,4	35 ±0,05	24 ±0,05	N8	46.5							
40	23 ±0,4	41 ±0,4	35,5 ±0,1	27 ±0,1	N8	44							
50	27,5 ±0,4	47,5 ±0,4	41 ±0,1	32 ±0,1	N8	46							
63	35 ±0,4	49,5 ±0,5	39 ±0,1	39 ±0,1	N10	51							
80	39,5 ±0,45	61 ±0,5	51 ±0,2	46 ±0,2	N10	77							
100	50,5 ±0,45	65 ±0,5	53 ±0,2	55,5 ±0,2	N10	77							

S = stroke

To determine the cylinder length (ZA) for intermediate strokes (i.e. stroke 10 with dia. 40), the next available standard stroke size must be used

1) Through hole with thread

2) through-hole

3) For stroke 150, ZA = 52, for stroke 25, ZA = 47

Two holes C-C 10 mm.

Piston Ø	S=10 D1	S=20 D1	S=25 D1	S=30 D1	S=40 D1	S=50 D1	S=75 D1	S=100 D1	S=125 D1	S=150 D1	S=160 D1	S=200 D1	S=10 L14
100			9.5	9.5	9.5	9.5	9.5	9.5	37.5	37.5	37.5	37.5	37

Piston Ø	S=20 L14	S=25 L14	S=30 L14	S=40 L14	S=50 L14	S=75 L14	S=100 L14	S=125 L14	S=160 L14	S=200 L14	S=10 L16	S=20 L16	S=25 L16
25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	35.5	41.5	41.5
32	30	30	33	33	33	33	33	33	33	33	50.5	50.5	50.5
40	30	30	40	40	40	40	40	40	40	40	50	50	50
50	25	25	48	48	48	48	48	48	48	48	48	48	48
63	28	28	28	28	28	60	60	60	60	60	60	52	52
80	35	35	60	60	60	60	60	60	60	60	68.5	68.5	68.5
100	37	37	60	60	60	60	60	60	60	60	67.5	67.5	67.5

Piston Ø	S=30 L16	S=40 L16	S=50 L16	S=75 L16	S=100 L16	S=125 L16	S=160 L16	S=200 L16	S=40 L16a	S=50 L16a	S=100 L16a	S=125 L16a	S=160 L16a
25	41.5	41.5	66.5	91.5	91.5	91.5	91.5	91.5	65.5		125.5	150.5	185.5
32	53.5	53.5	53.5	86.5	119.5	119.5	119.5	119.5		76		151	186
40	60	60	60	100	100	140	140	140				148	184
50	71	71	71	71	119	119	167	167					
63	52	52	52	84	84	144	144	204			127		187
80	93.5	93.5	93.5	93.5	93.5	153.5	153.5	153.5			143.5		203.5
100	92.5	92.5	92.5	92.5	92.5	152.5	152.5	212.5			144.5		204.5

Piston Ø	S=200 L16a	S=20 L20	S=25 L20	S=30 L20	S=40 L20	S=50 L20	S=75 L20	S=100 L20	S=125 L20	S=160 L20	S=200 L20	S=10 L23	S=20 L23
25	225.5	22	32	32	32	32	32	32	32	32	32	30	30
32	226	35	35	42	42	42	42	42	42	42	42	45	45
40	224	30	30	53	53	53	53	53	53	53	53	40	40
50	223	30	30	30	30	30	63	63	63	63	63	42	42
63		30	30	30	30	30	80	80	80	80	80	42	42
80		47	47	47	47	47	96	96	96	96	96	60	60
100		49	49	49	49	49	49	119	119	119	119	62	62

Piston Ø	S=25 L23	S=30 L23	S=40 L23	S=50 L23	S=75 L23	S=100 L23	S=125 L23	S=160 L23	S=200 L23	S=40 L24	S=50 L24	S=75 L24	S=100 L24
25	40	40	40	40	74	104	104	104	104	60	70	95	
32	45	52	52	52	94	94	136	136	136				122.5
40	40	63	63	63	63	116	116	169	169			91	
50	42	42	42	42	75	75	138	138	201				116
63	42	42	42	42	92	92	92	172	172				
80	60	60	60	60	109	109	109	109	109				
100	62	62	62	62	62	132	132	132	132				

Piston Ø	S=125 L24	S=160 L24	S=200 L24	S=10 L34	S=20 L34	S=25 L34	S=30 L34	S=40 L34	S=50 L34	S=75 L34	S=100 L34	S=125 L34	S=160 L34
25	145	180	220	26	29	29	29	29	29	29	29	29	29
32		182.5	222.5	35.5	35.5	35.5	37	37	37	37	37	37	37
40			216	35	35	35	40	40	40	40	40	40	40
50		176		35.5	35.5	35.5	47	47	47	47	47	47	47
63	140		215	38	38	38	38	38	38	54	54	54	54
80	160	195		51	51	51	51	51	63.5	63.5	63.5	63.5	63.5
100		195	235	51	51	51	51	51	62.5	62.5	62.5	62.5	62.5

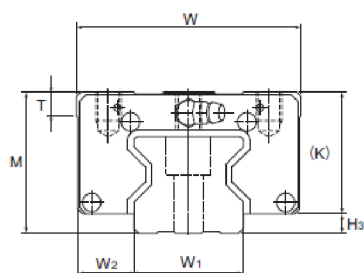
Piston Ø	S=200 L34	S=10 L35	S=20 L35	S=25 L35	S=30 L35	S=40 L35	S=50 L35	S=75 L35	S=100 L35	S=125 L35	S=160 L35	S=200 L35	S=10 L36
40	40	4	4	4	4	4	4	4	6	6	6	8	10
50	47	4	4	4	4	4	4	4	6	6	6	8	8
63	54	4	4	4	4	4	4	4	4	6	6	6	8
80	63.5	4	4	4	4	4	4	4	4	6	6	6	6
100	62.5	4	4	4	4	4	4	4	4	4	6	6	6

Piston Ø	S=20 L36	S=25 L36	S=30 L36	S=40 L36	S=50 L36	S=75 L36	S=100 L36	S=125 L36	S=160 L36	S=200 L36	S=10 ZJ	S=20 ZJ	S=25 ZJ
25	4	4	4	6	6	8	10	10	10	10	57.5	57.5	57.5
32	4	4	4	4	6	6	8	10	10	10			82
40	4	4	4	4	4	6	6	8	10	10			82.6
50	4	4	4	4	4	4	6	8	8	10			94.5
63	4	4	4	4	4	4	6	6	8	10			94.6
80	4	4	4	4	4	4	6	6	8	8			117.5
100	4	4	4	4	4	4	6	6	8	8			117.5

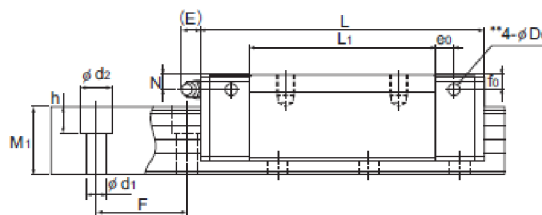
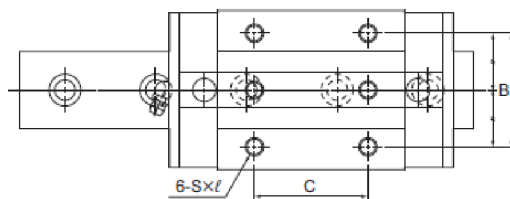
Piston Ø	S=30 ZJ	S=40 ZJ	S=50 ZJ	S=75 ZJ	S=100 ZJ	S=125 ZJ	S=160 ZJ	S=200 ZJ					
25	57.5	57.5	57.5	68.5	68.5	84.5	84.5	84.5					
32			82	82	82	100	100	100					
40			82.6	82.6	82.6	100.6	100.6	100.6					
50			94.5	94.5	94.5	124.5	124.5	124.5					
63			94.6	94.6	94.6	124.6	124.6	124.6					
80			117.5	117.5	117.5	145.5	145.5	145.5					
100			117.5	117.5	117.5	145.5	145.5	145.5					

S = stroke

Príloha 25:Katalógový list THK: lineárne valivé vedenie s valčekovými valivými elementmi, model SRN 35R



Model No.	Outer dimensions			LM block dimensions													Grease nipple	H ₃
	Height	Width	Length	B	C	S×ℓ	L _i	T	K	N	E	e ₀	f ₀	D ₀				
	M	W	L															
SRN 35R SRN 35LR	44	70	125 155	50	50 72	M8×9	82.2 112.2	7.5	38	6.5	12	8	7	5.2	B-M6F	6		
SRN 45R SRN 45LR	52	86	155 190	60	60 80	M10×11	107 142	7.5	45	7	12	8.5	7.6	5.2	B-M6F	7		
SRN 55R SRN 55LR	63	100	185 235	75	75 95	M12×13	129 179.2	10.5	53	8	16	10	9.8	5.2	PT1/8	10		
SRN 65LR	75	126	303	76	120	M16×16	229.8	19.5	65	14	16	9	13	5.2	PT1/8	11.5		



LM GUIDE

Unit: mm

	LM rail dimensions					Basic load rating		Static permissible moment kN·m*					Mass	
	Width W ₁ 0 -0.05	W ₂	Height M ₁	Pitch F	Length* d ₁ ×d ₂ ×h Max	C kN	C ₀ kN	M _A		M _B		M _C	LM block kg	LM rail kg/m
								1 block	Double blocks	1 block	Double blocks	1 block		
	34	18	30	40	9×14×12 3000	59.1 76	119 165	1.66 3.13	10.1 17	1.66 3.13	10.1 17	2.39 3.31	1.1 1.4	6.9
	45	20.5	36	52.5	14×20×17 3090	91.9 115	192 256	3.49 6.13	20 32.2	3.49 6.13	20 32.2	4.98 6.64	1.9 2.5	11.3
	53	23.5	43	60	16×23×20 3060	131 167	266 366	5.82 10.8	33 57	5.82 10.8	33 57	8.19 11.2	3.2 4.5	15.8
	63	31.5	49	75	18×26×22 3000	278	599	22.7	120	22.7	120	22.1	9.4	21.3

Basic Static Load Rating C_0

If an LM system receives an excessively large load or a large impact when it is stationary or operative, permanent deformation occurs between the raceway and the rolling element. If the permanent deformation exceeds a certain limit, it will prevent the LM system from performing smooth motion.

The basic static load rating is a static load with a constant direction and magnitude whereby the sum of the permanent deformation of the rolling element and that of the raceway on the contact area under the maximum stress is 0.0001 times the rolling element diameter. With an LM system, the basic static load rating is defined for the radial load.

The basic static load rating C_0 is used for calculating the static safety factor relative to the working load.

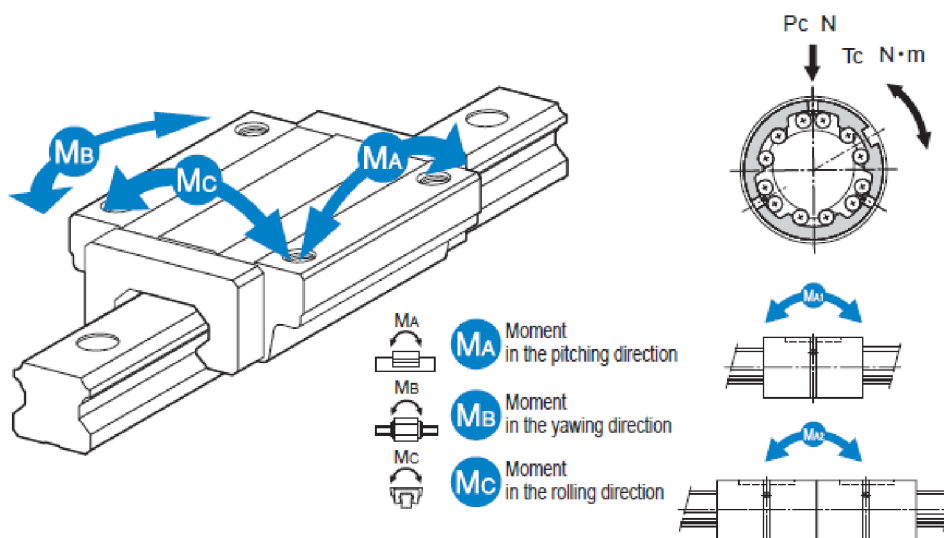
Specific values of each LM system model are indicated in the specification table for the corresponding model number.

Static Permissible Moment M_0

When an LM system receives a moment, the rolling elements on both ends receive the maximum stress due to uneven distribution of the stress on the rolling elements within the LM system.

The permissible static moment (M_0) means the moment with constant direction and magnitude, under which the sum of the permanent deformation of the rolling element and the permanent deformation of the raceway accounts for 0.0001 times of the rolling element's diameter in the contact area where the maximum stress is applied.

With an LM system, the static permissible moment is defined in three directions: M_A , M_B and M_C .



P_c : Radial load

T_c : Moment in the torque direction

M_{A1} : Moment in the pitching direction

M_{A2} : Moment in the pitching direction

The specific static permissible moment value of each LM system model is provided in the section on the permissible moments of each model.

Static Safety Factor f_s

The Linear Motion system may receive an unexpected external force while it is stationary or operative due to the generation of an inertia caused by vibrations and impact or start and stop. It is necessary to consider a static safety factor against such a working load.

[Static Safety Factor f_s]

The static safety factor (f_s) is determined by the ratio of the load capacity (basic static load rating C_0) of an LM system to the load applied on the LM system.

[Static Safety Factor f_s]

The static safety factor (f_s) is determined by the ratio of the load capacity (basic static load rating C_0) of an LM system to the load applied on the LM system.

$$f_s = \frac{f_c \cdot C_0}{P} \quad \text{or} \quad f_s = \frac{f_c \cdot M_0}{M} \quad \dots\dots\dots (1)$$

- f_s : Static safety factor
- f_c : Contact factor (see Table2 on **10-11**)
- C_0 : Basic static load rating
- M_0 : Static permissible moment (M_A , M_B and M_C)
- P : Calculated load
- M : Calculated moment

[Measure of Static Safety Factor]

Refer to the static safety factor in Table1 as a measure of the lower limit under the service conditions.

Table1 Measure of Static Safety Factor

Kinetic conditions	Load conditions	Lower limit of f_s
Constantly stationary	Impact is small, and deflection of the rail is also small	1.0 to 3.5
	Impact is present, and a twisting load is applied	2.0 to 5.0
Normal motion	A normal load is applied, and the deflection of the rail is small	1.0 to 4.0
	Impact is present, and a twisting load is applied	2.5 to 7.0

Life Calculation Formula

The nominal life (L) of an LM system is obtained from the following equation using the basic dynamic load rating (C) and the applied load (P).

[LM System Using Balls]

$$L = \left(\frac{C}{P}\right)^3 \times 50 \quad \dots\dots\dots (2)$$

[LM System Using Rollers]

$$L = \left(\frac{C}{P}\right)^{\frac{10}{3}} \times 100 \quad \dots\dots\dots (3)$$

- L : Nominal life (km)
- C : Basic dynamic load rating (N)
- P : Applied load (N)

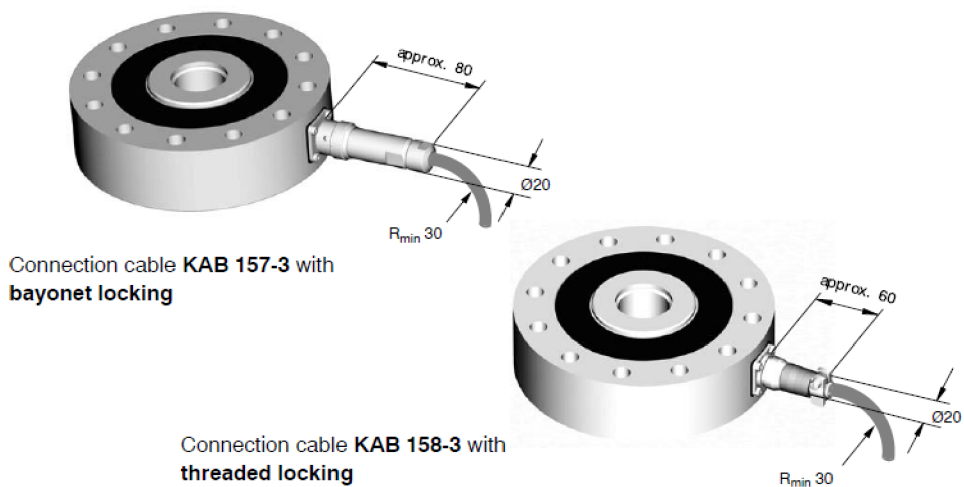
In most cases, it is difficult to calculate a load applied on an LM system.

In actual use, most LM systems receive vibrations and impact during operation, and fluctuation of the loads applied on them is assumed. In addition, the hardness of the raceway and the temperature of the LM system unit greatly affect the service life.

With these conditions considered, the practical service life calculation formulas (2) and (3) should be as follows.

Príloha 27: Katalógový list HBM - silový snímač, model 12k5

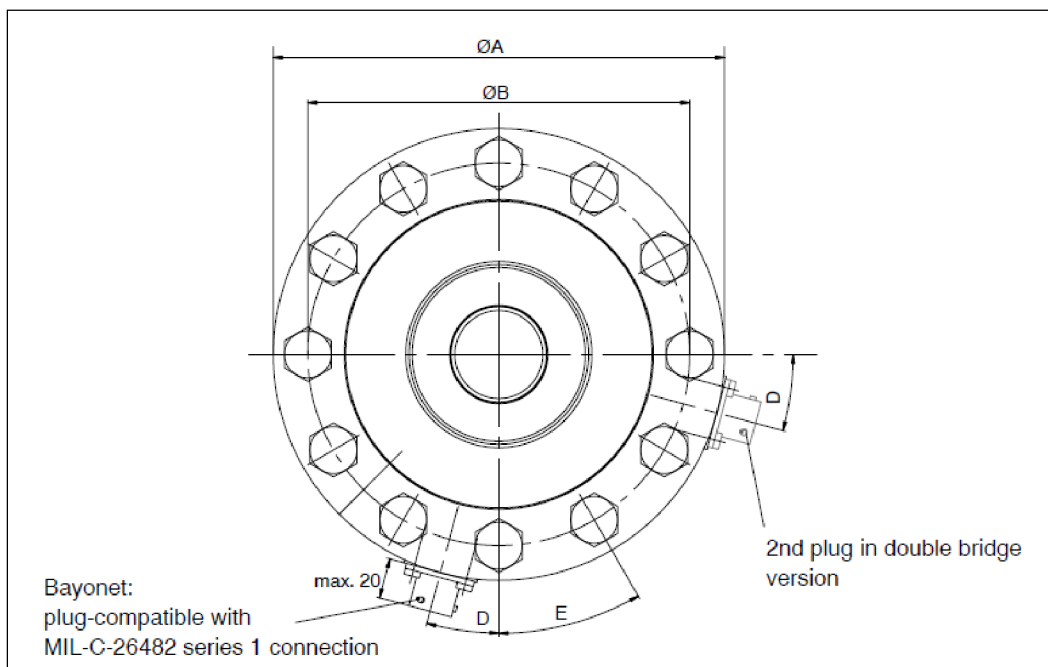
Mounting dimensions of connection variants



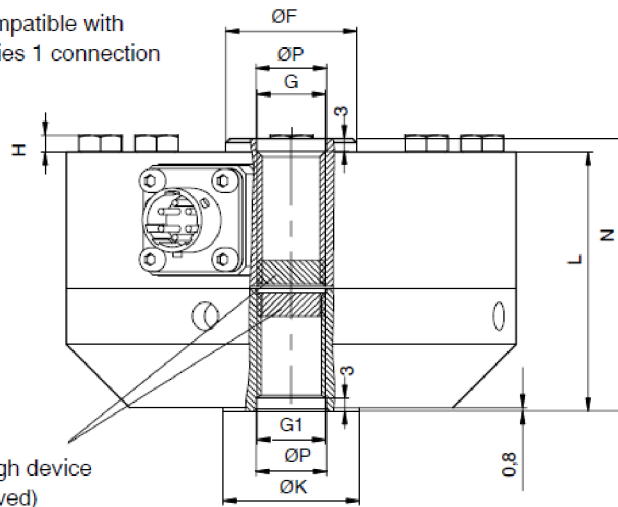
B1444-2.0 en



Dimensions of U10M with fitted adapter



Optional:
Thread: plug-compatible with
ML-C-26482 series 1 connection



Anti-screw-through device
(cannot be removed)
*) maximum centering depth

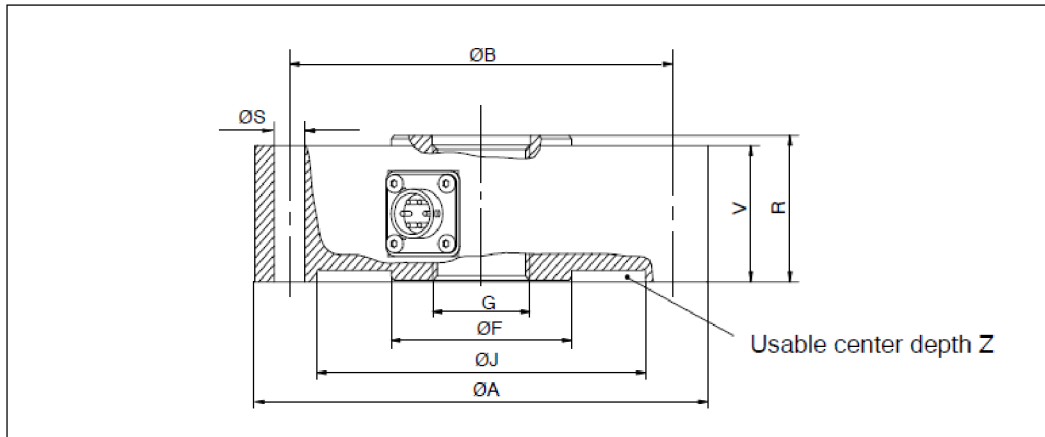
All dimensions in mm

Nom. (rated) force	ØA	ØB	D	E	ØF	G	G1	H	ØK	L	N	ØP ^{H8}
1.25-25kN	104.8	88.9	22.5°	45°	30.4 ¹⁾	M16x2-4H 28.4 deep	M16x2-4H 22.1 deep	4	31.8	60.3	63.5	16.5
50-125kN	153.9	130.3	15°	30°	61.2 ²⁾	M33x2-4H 35.6 deep	M33x2-4H 35.6 deep	6.4	57.2	85.	89	33.5
250kN	203.2	165.1	11.25°	22.5°	95.5	M42x2-4H 54.6 deep	M42x2-4H 44.5 deep	7.5	76.2	108	114.3	43
500kN	279	229	11.25°	22.5°	122.2	M72x2-4H 82.6 deep	M72x2-4H 69.8 deep	10	114	152.4	165.1	73

¹⁾ 12.5 kN and 25 kN: 31.5

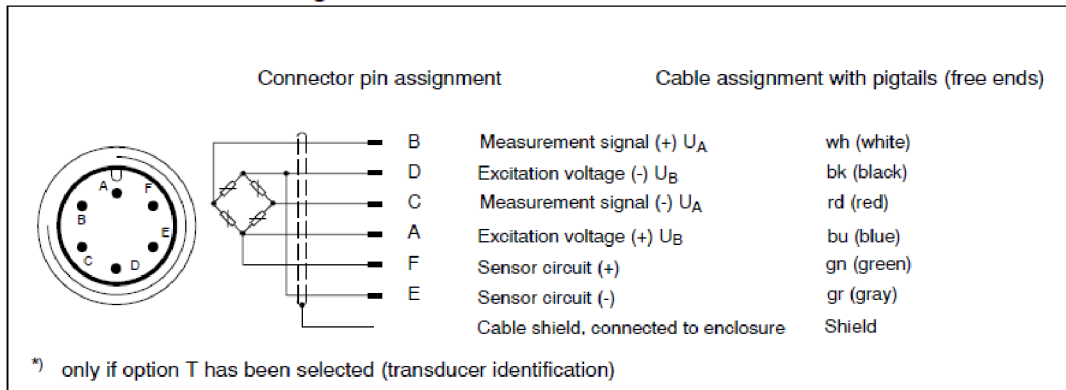
²⁾ 125 kN: 67.3

Dimensions of U10M without adapter



Nominal (rated) force	ØA	ØB	ØS	ØF	ØJ ^{H8}	G	V	R	Z
1.25 kN	104.8	88.9	6.8	30.4	78	M16x2-4H	31.7	34.9	2.5
2.5 kN				30.4					
5 kN				30.4					
12.5 kN				31.5					
25 kN				31.5					
50 kN	153.9	130.3	10.4	62.2	111.5	M33x2-4H	41.4	44.5	3.5
125 kN				67.3					
250 kN	203.2	165.1	13.5	95.5	143	M42x2-4H	57.2	63.5	6
500 kN	279	229	16.8	122.2	175	M72x2-4H	76.2	88.9	6

Connector and cable assignment



Accessories (to be ordered separately):

Cables / Plugs	Ordering number
Connection cable with bayonet locking; IP67; 3 m long; TPE outer sheath; 6 x 0,25 mm ² ; free ends, shielded; outside diameter 6,5 mm	1-KAB157-3
Connection cable with threaded locking; IP64, 3 m long; TPE outer sheath; 6 x 0,25 mm ² ; free ends, shielded; outside diameter 6,5 mm	1-KAB158-3
Loose cable socket, bayonet locking	3-3312.0382
Loose cable socket, threaded terminal end	3-3312.0354

Specifications (VDI/VDE 2638)

	F_{nom}	kN	1,25	2,5	5	12,5	25	50	125	250	500
Nominal (rated) force	F_{nom}	kN	1,25	2,5	5	12,5	25	50	125	250	500
Nominal (rated) sensitivity	C_{nom}	mV/V	1 to 1.5 ¹⁾			2 to 2.5 ¹⁾					
Relative deviation from zero	$d_{s,0}$	%	< ± 1								
Relative reversibility error ($0.4F_{nom}$) ²⁾	$u_{0,4}$	% _{VI}	< 0.075		< 0.1		< 0.125		< 0.15		
		% _{VE}	0.03		0.04		0.05		0.06		
Relative repeatability error without rotation		%	0.025								
Linearity deviation	d_{lin}	%	< ± 0.03		< ± 0.04		< ± 0.04		< ± 0.06		
Temperature influence on sensitivity/10K relative to the sensitivity	TK_C	%	< ± 0.015								
Temperature influence on zero signal/10K relative to the sensitivity	TK_0	%	< ± 0.015								
Bending moment influence (at 10 % x F_{nom} x 10 mm)	d_Q	%	< 0.01								
Relative creep over 30 min	d_{crF+E}	%	< ± 0.04		< ± 0.025						
Input resistance	R_i	Ω	> 345								
Output resistance	R_o	Ω	280 to 360								
Insulation resistance	R_{is}	Ω	> 2 x 10 ⁹								
Reference excitation voltage	U_{ref}	V	5								
Operating range of the excitation voltage	$B_{U,G,T}$	V	0.5 to 12								
Nominal (rated) temperature range	$B_{t,nom}$	°C	-10 to +45								
Operating temperature range	$B_{t,G}$	°C	-30 to +85								
Storage temperature range	$B_{t,S}$	°C	-30 to +85								
Reference temperature	t_{ref}	°C	+23								
Maximum operating force	(F_G)	%	230								
Breaking force	(F_B)	%	> 400								
Static lateral limit force (transducer with adapter) ³⁾	(F_Q)	%	100								

Maximum permissible torque		N·m	30	60	125	315	635 ⁴⁾	1270	3175 ⁴⁾	5715	11430
Maximum permissible bending moment		N·m	30	60	125	315	635	1270	3175	5715	11430
Material measuring body			high-strength aluminium alloy				stainless material				
Weight with adapter without adapter		kg kg	1.2 0.5		3 1.3		10 5		23 11		60 28
Rel. permissible vibrational stress to DIN 50100	F_{rb}	%	200								
Degree of protection to DIN 60529			IP67 ⁵⁾								
Natural frequency	f_g	kHz	4.5	5.9	9.3	6.6	9.2	6.5	8.1	6.6	6.1
Nominal (rated) displacement	s_{nom}	mm	0.02			0.03		0.03	0.04	0.05	0.06
Transducer identification	TEDS, in accordance to IEEE 1451.4										

1) Option: Adjustment of sensitivity to 2 mV/V (or 1 mV/V)

2) Specifications at 200 % typically corresponds to those at nominal (rated) force

3) Pure lateral force related to half the measuring body height (0.5 x V, see drawing on page 3)

4) Transducer with 25 kN adapter: 370 N·m; 125 kN: 2640 N·m

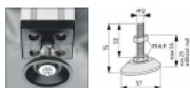
5) For plug-in bayonet connector version

Obr. 1-1: Fázy krokového cyklu zobrazené v rovnakom poradí ako v texte [2].....	14
Obr. 1-2 Flexia a extenzia kolenného kĺbu [3]	15
Obr. 1-3 Krokový cyklu a jeho časti [1]	16
Obr. 1-4 Zaťažujúca krivka vertikálnej sily počas normálnej chôdze	16
Obr. 5-1 Upínanie testovacieho vzorku	42

Príloha 28: Katalógový list HABERKORN - nastavovacie patky

Knuckle Foot D60, M12x75, black

[Art. No.:](#) 0.0.439.22



[Spindle](#), St, bright zinc-plated
[foot plate](#), die-cast zinc, black
Hexagon nut DIN 934-M12, St, bright zinc-plated

Properties		
Property	=	black
Delivery Unit	=	1 pce.
Force max	$F_{max.}$ =	5000 N
Angle	α =	7 °
Weight	m =	162 g