

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
Fakulta tělesné výchovy a sportu



Měření zátěžových sil působících na plošku nohy v bruslařské botě pro lední hokej a jejich kazuistický význam

Autoreferát disertační práce

Praha 2011

Mgr. Petr Šťastný

Vědní obor:
Název práce:

Kinantropologie
Měření zátěžových sil působících na plošku nohy v
bruslařské botě pro lední hokej a jejich kazuistický
význam

Autor:
Školitel:
Konzultant:

Mgr. Petr Šťastný
Doc. PaedDr. Karel Jelen CSc.
Ing. et Mgr. Miloš Fiala, Ph.D

Školící pracoviště:

Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Katedra anatomie a biomechaniky

Úvod:

V LH je ze zdravotního hlediska rozsáhle rozpracovaná tematika lateralitý zatěžování, fyziologie zátěže apod. Problematikou plosky nohy, a nohou obecně se zabývají především výrobci bruslařských bot. Cílem práce je navrhnout a vytvořit funkční měřicí zařízení detekující interakci nohy s bruslařskou botou a ověřit jeho funkční vlastnosti a praktický přínos. Zařízení má postupně umožnit zjišťování příčin vzniku diskomfortu a deformací nohy vzniklých dlouhodobým používáním bruslařských bot. Dalším možná aplikace se nabízí v tréninku techniky bruslení, prediktivní a protektivní biomechanice, nebo ve sportinženýringu.

Lední hokej je sportovní hra, která je jednou z kondičně nejnáročnějších, tomu také odpovídá i způsob tréninku. Čím větší je však zatížení, tím více se zvyšují i zdravotní rizika této sportovní hry. Hráči ledního hokeje hrozí rizika nejenom postižením fyziologických funkcí organismu, ale také zranění či otlaky způsobené nošením hokejové výstroje a výstroje, zejména bruslařských bot. Zanedbatelné není ani nebezpečí nastartování extrémní remodelace stavebních tkání nohou v důsledku dlouhodobého extrémního zatěžování.

Práce čerpá z více-oborového schématu zaměření, považujeme za vhodné upřesnit, v jakých oborových základech je práce situována. Stěžejním oborem je **kinantropologie**, která obecně pojímá všechny aspekty této práce. Z obecného rámce vymezení kinantropologie náleží převážná část (především sběr a interpretace dat) do biomechaniky člověka. **Biomechanika a kinantropologie** mají v práci styčné body především u vlivu zátěže na pohybový aparát člověka, což popisuje většina zjišťovaných dat v této práci. Hojně jsou v práci využívány poznatky z podologie a podiatrie, které jsou aplikovány v biomechanických a kinantropologických souvislostech používání bruslařských bot.

Pro řešení cílů byli zvoleny dvě různé metodiky, které bylo nutné oddělit. Nejprve byla konstruována a validována experimentální měřicí technologie. Poté byla provedena pilotní studie za užití validované experimentální měřicí technologie pro ověření kazuistického významu měření touto technologií.

Cíle

Cílem práce je navrhnout a vytvořit funkční měřicí zařízení detekující zátěžové složky síly v systému noha-brusle-podloží, ověřit jeho funkční vlastnosti a praktický přínos v měření zátěžových jevů v systému noha-brusle-podloží.

Prvním dílčím cílem je sestavení experimentálního měřicího zařízení, které je schopno detekovat tlakovou a ohybovou složku síly působící na brusli během bruslení se současným zjištěním působiště síly na noži brusle, přičemž tato konstrukce musí být schopna kalibrace a validace.

Druhým dílčím cílem je provedení pilotní studie za použití experimentálního měřicího zařízení současně se standardně používanou měřicí technologií- Footscan Insole[®] a případová analýza zátěžových jevů zjištěných pomocí těchto dvou detekčních metodik vztažená k morfologickým charakteristikám zatěžované nohy.

Vědecká otázka

Lze na základě analýzy tvarových charakteristik nohy, dynamiky zatěžování nosníku bruslařské boty a plošky nohy v pilotní studii navrhnout řešení, která budou východisky pro další experimenty?

Tato vědecká otázka vychází z faktu, že dosud nelze přesně predikovat, do jaké míry je zatěžování nohy ovlivněno samotným používáním bruslařských bot, a do jaké míry specifickými parametry nohy u jednotlivců. Práce si však neklade za cíl odhalit přímé vztahy mezi deformacemi nohou a používáním bruslařských bot, ale nalézt kombinaci metod, které tyto vztahy nohou určit po provedení kvantitativního výzkumu. Je zde proto doplňující vědecká otázka:

jaké zátěžové složky síly působící v systému noha-brusle-podloží je významné sledovat pro určování vztahu mezi morfologií nohy a dynamikou zatěžování nohy?

Hypotéza

H1, morfologická stavba nohy predikuje průběh zátěžových sil působících na plošku nohy a brusli.

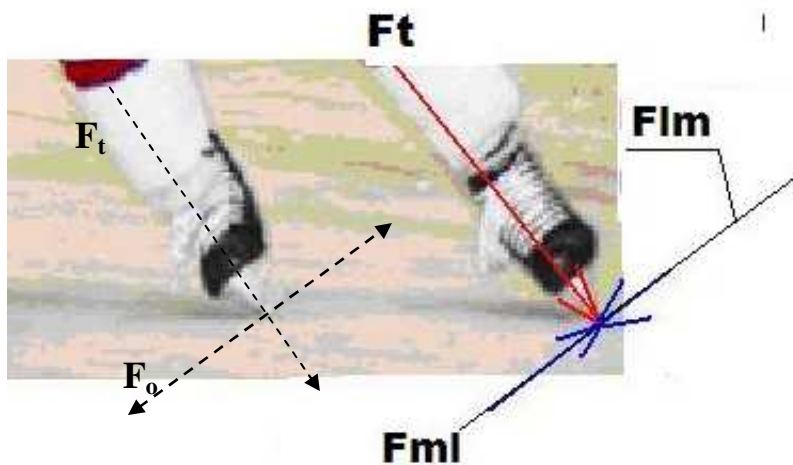
Morfologická stavba nohy reprezentovaná falangeálním a metatarzofalangeální poměrem palce vůči druhému a třetímu prstu predikuje rozložení a dynamický průběh zátěžových sil na plosce nohy. Za zátěžové síly jsou považovány plantární tlaky na plosce nohy, zátěžová složka interakční síly na nosníku nože, ohybová složka interakční síly na nosníku nože a působíště síly na noži brusle.

Konstrukce experimentálního detekčního zařízení – „měřící brusle“

Z kritické review vyšlo najevo, že dosud nebylo konstruování měřící zařízení, které by umožňovalo měřit zátěžovou a ohybovou složku síly na botě brusle se současným zjištěním působíště síly. Tyto nedostatky byly vyřešeny použitím speciálního umístění tenzometrů na noži brusle, přičemž tyto tenzometry detekují dvě složky působící síly \bar{F} .

Vektor síly \bar{F} působí mezi nožem brusle a podložím, přičemž z tohoto výsledného vektoru tenzometry detekují dvě stěžejní složky síly, a to **tlakovou složku síly F_t** a **ohybovou složku síly F_o** na obr. 1.

Obr.č. 1: Schéma působení rozlišovaných složek F_o v reálném příkladu



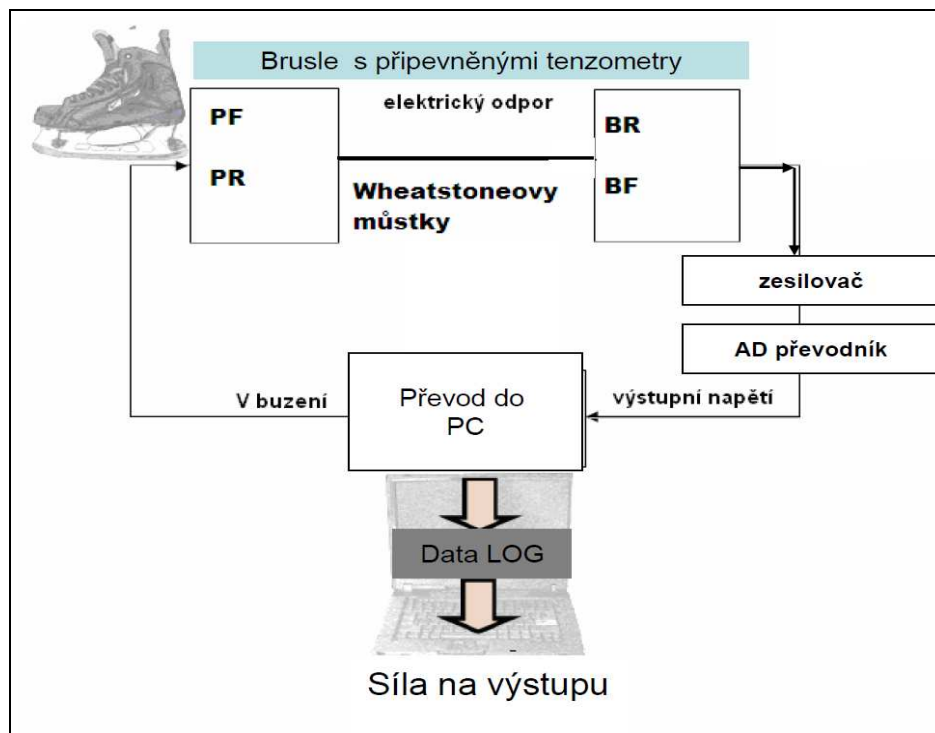
Legenda:

grafické schéma vektoru zátěžové složky síly F_t a F_o . U F_o jsou rozlišovány dva směry působení ohybové složky síly F_{lm} latero-mediální a F_{ml} medio-laterální na praktickém příkladu;

Pro detekci F_t a F_o byly využity odporové tenzometry s tepelnou kompenzací. Použití tenzometrů si pro první konstrukci vyžádalo i změnu materiálu pro upevnění bruslařského nože. Komínky brusle byly místo plastu nahrazeny kovovou slitinou, která umožňuje velmi snadnou aplikaci tenzometrů.

V laboratoři BEZ došlo k sestavení měřicího zařízení, skládajícího se z hokejové brusle, 16 tenzometrů (HBM 6/350DK11E), zesilovače signálu (dewetron DAQQ bridges B, zesílení 1mV/V), AD převodníku (NI-USD 6251-18bit) a přenosné hardwarové stanice s akvizičním softwarem (Dewesoft- Dewetron). Tenzometry byli zapojeny do plných můstků (viz. obr.5-8), z kterých byl signál veden přes AD převodník do hardwarové stanice. Analýza dat probíhala okamžitě v akvizičním softwaru. Tenzometrické zařízení bylo poté spojeno s vyhodnocovací stanicí kabelovým spojením umožňujícím volný pohyb po 35m. (celkové schéma ukazuje obr. 2, dílčí použití níže).

Obr. č. 2: Celkové schéma aparatury k prototypu měřicí brusle



Legenda:

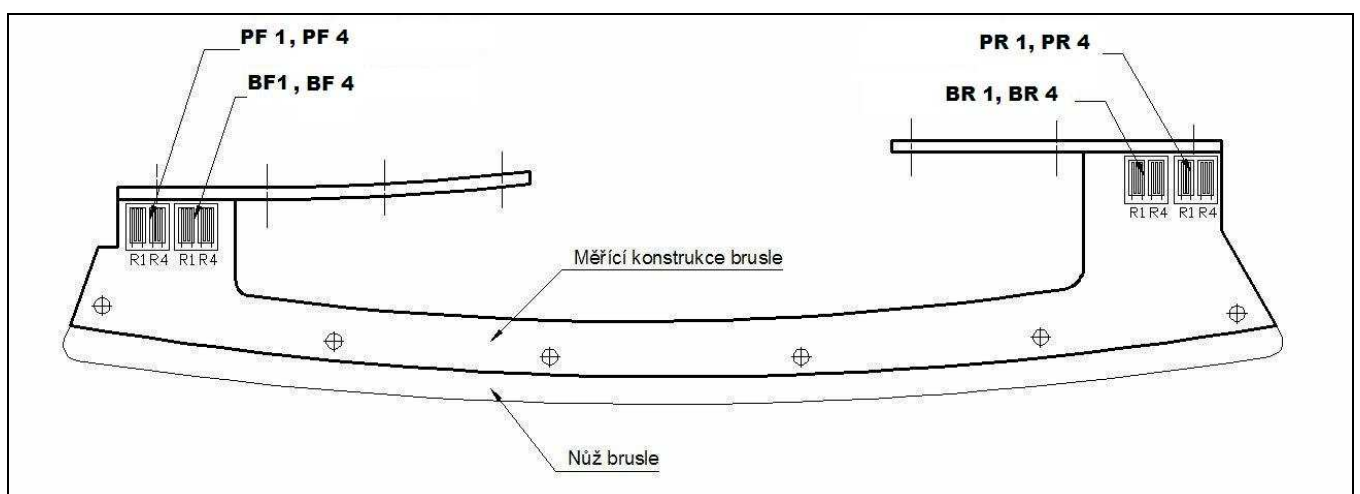
PF = zátěž předního nosníku-, PR= zátěž zadního nosníku-, BF =ohyb na předním nosníku, BR= ohyb na zadním nosníku; Do brusle nahoře vlevo vstupuje elektrické napětí, které „budí“ tenzometry v nezatíženém stavu → zatížení vyvolá změnu odporu tenzometrů při výstupním napětí, přes zesilovač a AD převodník jsou holá data uložena a zpracována v akvizičním softwaru. Software ukládá data o čase a detekované změně napětí (po přepočtu) o detekované síle.

Prototyp měřicí brusle byl složen z průmyslově vyráběné boty Bauer 90 a zjednodušeného nosníku držící nůž brusle. Nosník tvoří s bruslařským nožem homogenní strukturu, na které lze měřit tvarové změny vzniklé v důsledku zatěžování. Na nosník brusle byli nainstalovány tenzometry.

Tenzometry byli umístěny tak, aby detekovaly obě hlavní složky interakční síly F_t a F_o . Protože nůž brusle je připevněn dvěma nosnými komínky k botě, tenzometry byly umístěny na obou z nich. Celkově bylo potřeba zapojit alespoň čtyř tenzometrů pro měření čtyř nezávisle detekovaných tvarových změn nosníku brusle: **tlaková zátěž předního nosníku PF (PF1-PF4)**, **tlaková zátěž zadního nosníku PR (PR1-PR4)**, **ohyb na předním nosníku BF (BF1-BF4)**, **ohyb na zadním nosníku BR (BR1-BR4)**. Jednotlivé sety tenzometrů jsou zapojeny do Wheatstoneových můstků dle potřeby detekce dané tvarové deformace. Umístění tenzometrů bylo totožné pro všechny tvarové změny nosníku brusle. Zátěž předního nosníku byla měřena čtyřmi tenzometry, kdy tenzometr PF1 a PF4 na obr. 3 a 4 byl umístěn na předním komínu brusle z vnitřní strany, tenzometr PF2 a PF3 obr. 4 na předním komínu brusle z vnější strany. Stejným způsobem byli umístěny tenzometry BF1-BF4 na obr. 3 a 4. Tenzometry BR1 a BR4 na obr. 3 byli umístěny na zadním komínu z vnitřní strany a BR2 s BR3 byli umístěny na zadním nosníku z vnější strany. Stejným způsobem byli umístěny tenzometry PR1-PR4.

Toto rozložení tenzometrů umožňuje velmi důležité zjištění, jaká síla je přenášena na předním, a jaká síla na zadním nosníku. Oba nosníky přenášejí interaktivní síly z nože na botu, a právě proto je důležité zjišťovat hodnoty na jednotlivých nosnících zvláště. Dvě vzdálená detekční místa pro jednu sílu umožňují zjištění působíště výsledné síly \vec{F} na noži brusle.

Obr. č. 3: Umístění tenzometrů na konstrukci nosníku bruslařského nože z vnitřní strany

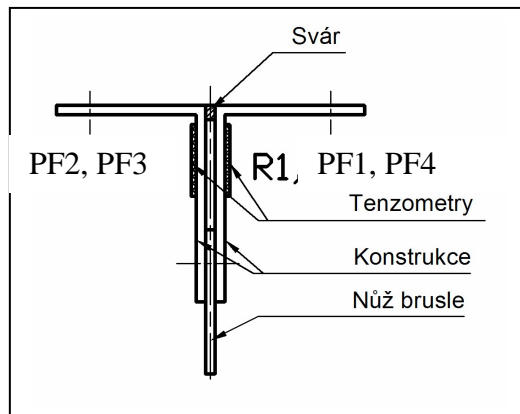


Legenda:

Popis u jednotlivých tenzometrů označuje boční umístění tenzometru a detekční komponentu, kterou tenzometr měří. PF1 PF4- tlak předního nosníku, BF1, BF4 ohyb předního nosníku, PR1 PR4 tlak zadního nosníku, BR1 BR4 ohyb zadního nosníku.

Pro určení zátěžové a ohybové složky síly působící na hokejové brusli byli umístěny tenzometry na místa největší předpokládané tvarové deformace brusle (Obr. 3). Pro každý pár tenzometrů byla zvolena 2 místa na obou stranách nosníku konstrukce (obr. 3,4). Nosník byl spojen pevným svárem, který zajišťoval homogenitu měřené oblasti (obr. 4). Takže deformační změna jedné strany nosníku odpovídá deformační změně druhé strany.

Obr. č. 4: Boční umístění tenzometrů



Legenda:

Paralelní umístění tenzometrů na obou stranách umožňuje přesnou detekci. Tenzometry jsou vždy umístěny jako dvojice umístěná protilehle, kdy deformace jednoho tenzometru odpovídá opačné deformaci druhého.

PF1 a PF 4- jsou tenzometry měřící tlakovou deformaci nosníku na vnitřní straně.

PF2 a PF 3- jsou tenzometry měřící tlakovou deformaci nosníku na vnější straně.

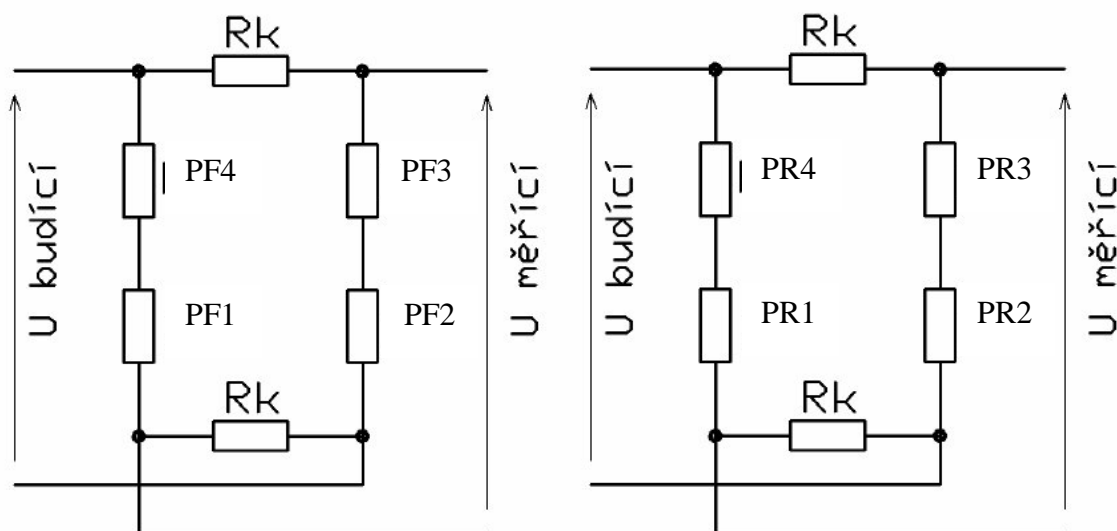
Dvě části nosníku jsou spojeny pevným svárem.

Obr. 3 a 4 ukazují přesnou lokaci tenzometrů na nosníku nože. Čtveřice tenzometrů je označena vždy dle lokace umístění. Tenzometry PF a PR byly umístěny stejně jako tenzometry BF a BR, rozdíl byl však v zapojení do Wheatstoneových můstků (obr. 5-8). Čtyři tenzometry pro detekci jedné složky síly byli určeni jako minimální množství pro přesné měření a možnost validace měřícího systému.

Detekce PF i PR je realizována čtyřmi tenzometry zapojenými do Wheatstoneového můstku se sériovým zapojením doplněným konstantním odporem R_k pro nezatížený stav obr. 6. Zapojení konstantního odporu vyvažuje upravit standardní Wheatsonův můstek tak, aby se odpory dílčích částí rovnaly.

Toto měřící zapojení plně kompenzuje deformaci tenzometrů krutem, deformaci ohybem však pouze částečně. Kompenzace ohybové složky je tedy prováděna až zpětně z naměřených hodnot ohybové deformace na sousední čtveřici tenzometrů „zapojených na ohyb“.

Obr. č. 5: Schéma zapojení tenzometrů do Wheatstoneových můstků pro detekci F_t

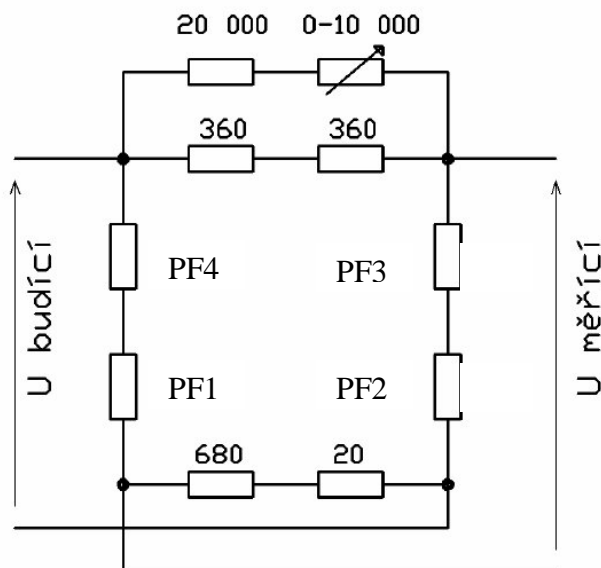


Legenda:

Šipky ukazují směr vedení el. napětí pro aktivaci můstku a směr vedení el. napětí pro měření. R = odpor PF1-PF4 = set tenzometrů detekující tlakovou deformaci předního komínu, PR1-PR4= set tenzometrů detekující tlakovou deformaci zadního nosníku.

Tenzometry pro detekci F_t jsou doplněny konstantními odpory R_k , a také proměnlivým odporem (trimmerem). Zapojení je provedeno, tak, že kromě jemného elektronického vyvážení umožňuje zapojení i vyvážení mechanické. Tento systém vyvážení usnadňoval samotný průběh validace měřicího systému. Obr. 6 ukazuje příklad tohoto zapojení a reálné hodnoty odporů pro PF, zapojení pro PR je schématicky stejné.

Obr. č. 6: Zapojení tenzometrů a Wheatstoneových můstků do elektrického obvodu umožňujícího jemné elektrické i mechanické vyvážení



Legenda:

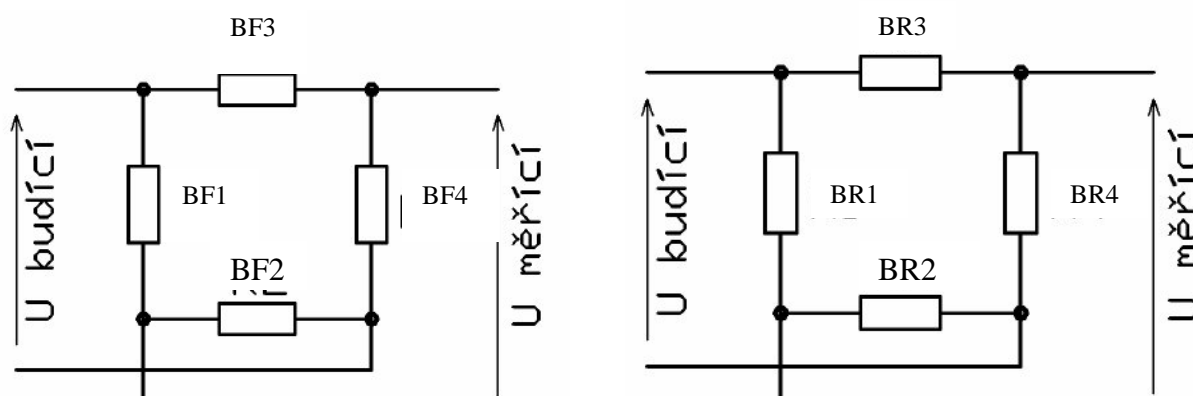
PF1-PF4= tenzometry

Číselné hodnoty udávají odpor R v Ohmech (Ω).

Proměnlivý odpor (trimmer) je označen diagonální šipkou a rozmezím volitelných hodnot v Ohmech (Ω).

Detekce BF a BR je realizována čtyřmi tenzometry zapojenými do klasického Wheatstoneového můstku (obr. 7). Pokud je výsledné napětí z předních tenzometrů BF v negativních hodnotách, je tato měřená deformace důsledkem působení **latero-mediální síly** F_{lm} (obr. 44. Pokud je výsledné napětí kladné je měřená deformace v důsledku **medio-laterální síly** F_{ml} (obr. 1).

Obr. č. 7: Zapojení tenzometrů do klasického Wheatstoneova můstku pro měření ohybové složky síly



Legenda: Šipky ukazují směr aktivačního napětí a měřeného napětí.. R = odpor. BF1-BF4 detekuje deformaci ohybem na předním komíně, BR1-BR4 detekuje deformaci ohybem zadního nosníku.

V tomto zapojení jsou kompenzovány vlivy tlakové deformace tenzometrů i deformace tenzometrů tahem, tlakem i krutem, po kalibraci je tedy měřena pouze ohybová síla (medio-laterální nebo latero-mediální složka síly), a to nezávisle na předním i zadním konci brusle.

Kalibrace

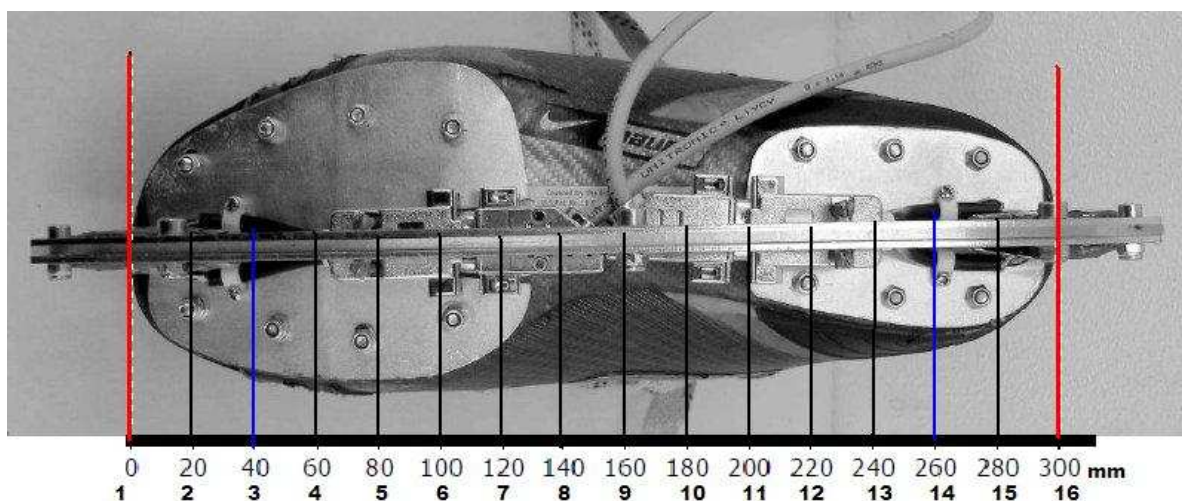
Kalibrace byla prováděna zatížením brusle ve směru F_t , F_{ml} a F_{lm} na silové desce (Kistler®). Brusle byla považována za homogenní tuhé těleso. Zatížení brusle probíhalo při reálných podmínkách, tedy tak, že proband měl brusli obutou a zatěžoval brusli silou ve směru F_t . Pro směry F_{lm} a F_{ml} byla brusle tlačena silou oproti hrotu umístěnému na silové desce ve směru F_{lm} a F_{ml} . Pro dodržení směru zátěžové síly byl využit dřevěný stabilizační stupínek, který umožňoval vedení brusle pouze v daném směru. Použité tenzometry (HBM 6/350DK11E) mají v požadovaném měřicím rozsahu lineární průběh odezvy, tím je zaručena stejná odezva při stabilním zatížení i při jednorázovém impaktu. Proto je statická kalibrace dostatečná pro zjištění kalibračních funkcí v dynamickém režimu. Jako akviziční software pro data z „měřící brusle“ byl použit software Dewetron.

Kalibrace F_t a působíště síly x

Kalibrace F_t probíhala tak, že každý kalibrovaný bod 1-16 na obr. 8 byl zatížen ve směru F_t . Zatížení brusle probíhalo při reálných podmínkách, tedy tak, že proband měl brusli obutou a zatěžoval brusli silou ve směru F_t . Brusle byla vložena do dřevěné konstrukce, která umožňovala pohyb pouze ve směru F_t . Síla byla měřena pomocí kalibrovaného dynamometru (Kistler®) přes hrot, umožňující přesnou lokalizaci působíště (kontaktní plochy). V této poloze byly body 1-16 (na obr. 51) zatěžovány silou ve směru F_t pomocí zatížení brusle hmotností probanda (ve dvouoporovém postavení končetin).

Každý zatěžovaný bod 1-16 na obr. 8 byl zatížen pětikrát silou ve směru F_t , přičemž byla zaznamenána síla signálu ze všech zapojených tenzometrů a zároveň síla v daném směru změřená dynamometrem Kistler®. Ze tří silových složek dynamometru Kistler® byla využita pouze jedna prostorová složka měřené síly, která odpovídala směru zatěžování. Změřená data ukazuje zkrácená tabulka 1. Kalibrovanými místy byly body na noži brusle počínající vztažným bodem 0 (kalibrovaný bod 1) po 20mm vzestupným číslováním, poslední kalibrovaný bod byl bod 300mm s číslem 16 na Obr. 8. Úspěšně byla kalibrace provedena v bodech 40mm (bod 3 na obr. 51) až 260mm (bod 14 na obr. 8). Body 1,2,15 a 16 na obr. 8 nebylo možné kalibrovat, v těchto místech již nebyla detekována dostatečně specifická deformace v místech umístění tenzometru a nebylo tedy možné vypočítat kalibrační funkci. Jednotlivým elektrickým signálům z tenzometrů PF a PR pak byli přiřazeny hodnoty příslušné složky síly „z“ změřené na silové desce Kistler® použité jako dynamometr.

Obr. č. 8: Lokalizace kalibrovaných bodů na noži brusle



Legenda: Vztažný bod 0 a bod 300 jsou označeny červeně. Mezi body 40mm a 260mm (označeny modrou) byla úspěšně provedena kalibrace působíště

Průběh kalibračního měření měl charakter rychlého zatížení a odlehčení, přičemž jako hodnoty vstupující do kalibrace byly použity maximální naměřené hodnoty „peaky“.

Tabulka č. 1: Výstupní el.signál tenzometrů při kalibraci F_t a měřená složka síly „z“

Pozice	Měření	x (mm)	Dewetron				Kistler
			BF (V)	PF (V)	BR (V)	PR (V)	z (N)
3	1	40	0,08511353	0,05027466	-0,06787109	0,03948059	335,93
	2	40	0,12112427	0,06488036	-0,07260132	0,05125427	444,06
	3	40	0,11514282	0,06526489	-0,06167603	0,05151977	448,44
	4	40	0,14886475	0,07858276	-0,05575562	0,05255432	523,45
	5	40	0,0907898	0,08081054	-0,02255249	0,05166015	551,40
4	1	60	0,09802246	0,06757812	-0,08282471	0,05906982	464,86
	2	60	0,08776856	0,06526794	-0,09796143	0,05195312	455,79
	3	60	0,10845947	0,07890625	-0,10830688	0,06607971	548,03
	4	60	0,11520386	0,07903137	-0,10678101	0,06222229	570,35
	5	60	0,12979125	0,08421325	-0,10568237	0,06586304	595,17
13	1	240	0,16201782	-0,00284119	-0,32833862	0,07127685	531,68
	2	240	0,13787842	-0,00478516	-0,28695679	0,07955627	563,73
	3	240	0,07467651	-0,00361328	-0,19302368	0,07841186	559,63
	4	240	0,11529541	-0,0032959	-0,2605896	0,08333129	594,41
	5	240	0,07745361	-0,00470581	-0,19616699	0,08316955	572,16
14	1	260	0,05908203	-0,01108704	-0,19973755	0,07264709	554,29
	2	260	0,00286865	-0,01165771	-0,09048462	0,07642822	539,11
	3	260	-0,00405884	-0,01013794	-0,10650635	0,07754211	562,88
	4	260	0,07122803	-0,0116333	-0,2154541	0,07924499	571,24
	5	260	0,02584839	-0,01277466	-0,13293457	0,08658752	605,93

Legenda:

Sloupec **pozice** ukazuje kalibrovanou pozici na noži brusle. Sloupec měření ukazuje číslo měření pro danou pozici. x je sloupec, kde je délka kalibrované oblasti od vztažného bodu 0 udávána mm.

Dewetron je označení dat pro výstup z „měřící brusle“ BF= ohyb předního nosníku, PF = tlak na předním nosníku, BR = ohyb zadního nosníku, PR = tlak zadního nosníku, Kistler je označení dat ze silové desky, kde „z“ je měřená složka síly. **Celá tabulka je v příloze 11.**

Z jednotlivých signálů z obvodů tenzometrů byli poté vypočítány jejich poměry a součty, kdy pro kalibraci F_t byl proveden součet hodnot z obvodu tenzometrů PF na předním komínu s hodnotou signálu tenzometrů PR ze zadního komínu brusle. Součet těchto signálů byl dělen změřenou složkou síly „z“ měřené na dynamometru Kistler®. Tím byla určena kalibrační konstanta F_{const} pro každý měřený bod (1).

$$F_{const} = \frac{PF + PR}{z} \quad (1)$$

Legenda: F_{const} = kalibrační konstanta, PF= tenzometry zapojené na detekci tlakové deformace na předním komínu, PR= tenzometry zapojené na detekci tlakové deformace na zadním komínu.

Kalibrační konstanty F_{const} jednotlivých kalibrovaných bodů 3-14 na obr. 8 pak byli základem **kalibrační funkce Cf_t** závislé na působišti síly na noži brusle x (mm). Cf_t je tak závislá na působišti síly x (mm) (2).

$$F_t = C f_t(x) \times (PF + PR) \quad (2)$$

Legenda: $C f_t$ = kalibrační funkce pro určení F_t , PF = tenzometry zapojené na detekci tlakové deformace na předním komínu, PR = tenzometry zapojené na detekci tlakové deformace na zadním komínu. F_t = tlaková složka síly. x = závislost na působišti síly na noži brusle.

Tabulka 2 udává průměrné hodnoty kalibrovaných pozic a průměrné hodnoty F_{const} , z kterých byla určena funkce kalibračního faktoru $C f_t$. Působišťe síly „ x “ bylo zjištěno z poměru signálů hodnot PF a PR během kalibrace F_t (3). Takto zjištěné působišťe síly bylo využito i jako působišťe F_{ml} a F_{lm} .

$$x = \frac{PF}{PR} \quad \text{při kalibraci ve směru } F_t \quad (3)$$

Legenda:

x = působišťe síly na noži brusle, PF = tenzometry zapojené na detekci tlakové deformace na předním komínu, PR = tenzometry zapojené na detekci tlakové deformace na zadním komínu. F_t = tlaková složka síly.

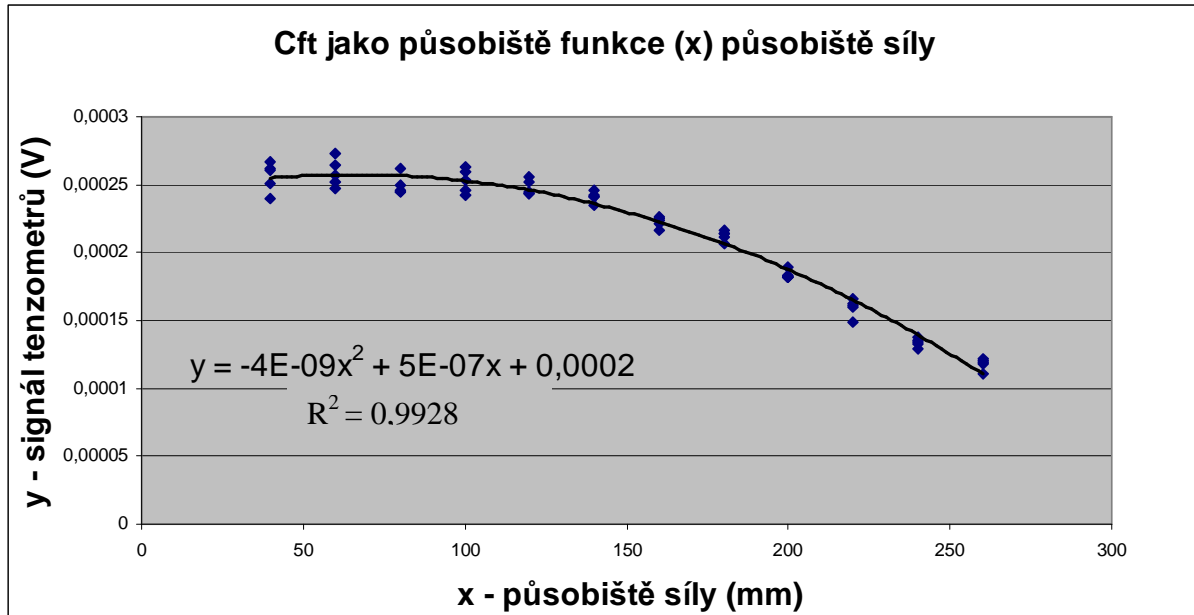
Tabulka č. 2: Průměrné hodnoty F_{const} pro určení $C f_t$

Pozice	Měření	Kistler		Dewetron		Fconst	průměr BF+BR (V)	průměr PF/PR	poměr x/300	průměr Fconst	působišťe x (mm)
		z (N)	PF+PR (V)	PF/PR							
3	1	335,93	0,089755	1,273402	0,000267188	0,117256	1,373117	0,133	0,000256	40	
	2	444,06	0,116135	1,265853	0,000261527						
	3	448,44	0,116785	1,266793	0,000260424						
	4	523,45	0,131137	1,495287	0,000250524						
	5	551,40	0,132471	1,564272	0,000240245						
4	1	464,86	0,126646	1,144038	0,000272441	0,136037	1,228638	0,200	0,000259	60	
	2	455,79	0,117221	1,256285	0,000257183						
	3	548,03	0,144986	1,194107	0,00026456						
	4	570,35	0,141254	1,270146	0,00024766						
	5	585,17	0,150076	1,278612	0,000252158						
5	1	529,55	0,138889	1,062307	0,000262274	0,149426	1,106469	0,267	0,000249	80	
	2	622,55	0,155551	1,135358	0,000249859						
	3	596,98	0,146643	1,100634	0,000245643						
	4	627,13	0,153815	1,094846	0,000245267						
	5	623,56	0,152234	1,139200	0,000244137						
12	1	444,30	0,066132	0,078485	0,000148843	0,084916	0,095826	0,733	0,000160	220	
	2	542,57	0,087744	0,107550	0,000161721						
	3	521,97	0,083362	0,085735	0,000159708						
	4	553,73	0,089417	0,106120	0,000161481						
	5	589,15	0,097925	0,101242	0,000166215						
13	1	531,68	0,068436	-0,039861	0,000128715	0,075301	-0,048445	0,800	0,000133	240	
	2	563,73	0,074771	-0,060148	0,000132637						
	3	559,63	0,074799	-0,046081	0,000133657						
	4	594,41	0,080035	-0,039552	0,000134648						
	5	572,16	0,078464	-0,056581	0,000137136						
14	1	554,29	0,061560	-0,152615	0,000111061	0,067032	-0,146045	0,867	0,000118	260	
	2	539,11	0,064771	-0,152532	0,000120143						
	3	562,88	0,067404	-0,130741	0,000119748						
	4	571,24	0,067612	-0,146802	0,00011836						
	5	605,93	0,073813	-0,147535	0,000121817						

Legenda: Sloupec **pozice** ukazuje kalibrovanou pozici na noži brusle. Sloupec **měření** ukazuje číslo měření pro danou pozici. **Kistler** je označení dat ze silové desky, kde „z“ je měřená složka síly. **Dewetron** je označení dat pro výstup z „měřící brusle“ PF = ohyb předního nosníku, PR = ohyb zadního nosníku, PF+PR je součet absolutních hodnot tenzometrů pro F_t . PF/PR je poměr signálů z tenzometrů pro určení působišťe síly x . **Fconst** označuje vypočtenou konstantu ((PF+ PR)/z). **Průměr PF + PR** označuje průměrnou hodnotu měřeného součtu. **Průměr PR/PR** označuje průměrnou hodnotu poměru měřených signálů. **Poměr x/300** označuje poměr vzdálenosti od vztažného bodu 0 k absolutní délce nože brusle (300mm). **Průměr Fconst** označuje průměrnou hodnotu vypočtené konstanty. **x** je sloupec, kde je délka kalibrované oblasti od vztažného bodu 0 udávána v mm.

Kalibroványými pozicemi 3-14 byla následně proložena funkce Cf_t , závislá na působišti síly na noži brusle. Proloženou funkcí byl zvolen polynom druhého stupně. Stupeň polynomu byl dán odchylkou proložení R^2 . Funkci Cf_t udává graf. 1 vycházející z tabulky 2.

Graf. č.1: Cf_t jako funkce působišti síly na noži brusle x (mm) pro určení Cf_t



Legenda: Cf_t = kalibrační funkce pro F_t . Osa x = působišti síly (mm). Osa y udává sumu signálu (PF+PR). R^2 = chyba proložení kalibrační funkce.

Funkce Cf_t (4) je polynom druhého stupně s chybou proložení $R^2 = 0,99$, což považujeme za velmi přesný odhad funkční závislosti.

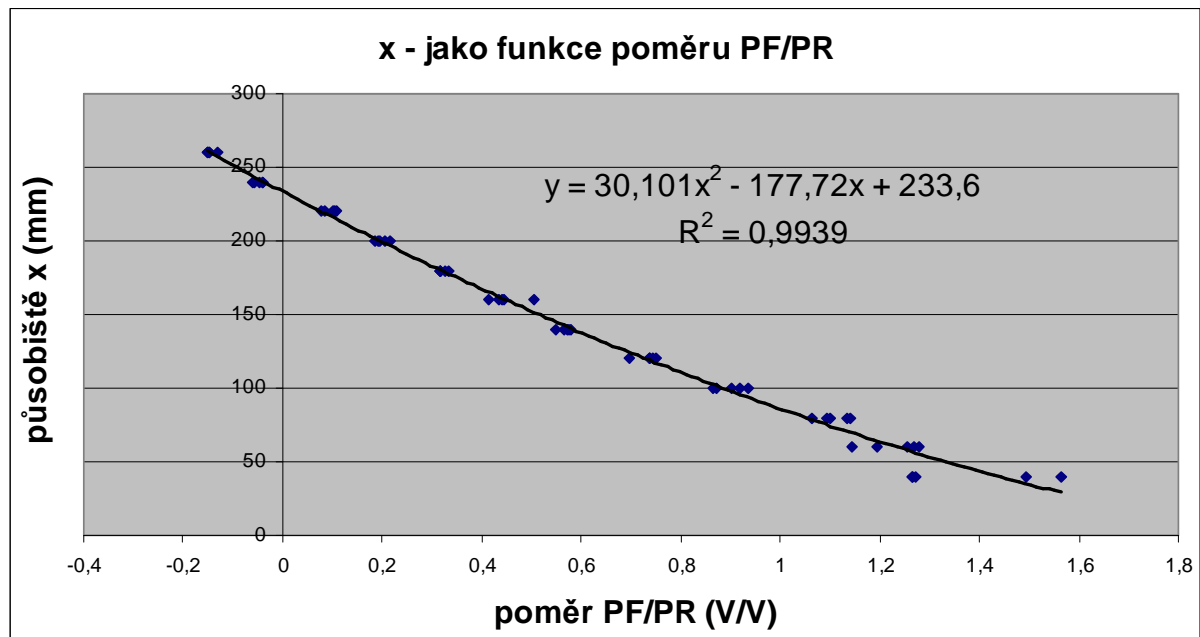
$$Cf_t = -4 \cdot 10^{-9}(x)^2 + 5 \cdot 10^{-7}(x) + 0,0002 \quad (4)$$

Legenda:

Cf_t = kalibrační funkce pro určení F_t , x = působišti síly na noži brusle

Z kalibračních hodnot určených pro F_t bylo zároveň zjištěno působišti síly na noži brusle x (mm). Kalibrovaným bodům na noži brusle byli přiděleny hodnoty poměru signálů PF/PR z tabulky 2. Těmito hodnotami pak byla proložena funkce určující hodnotu x znázorněná na grafu 2.

Graf. č. 2: Působivé síly x jako funkce poměru PF/PR



Legenda: Na ose y je působivé síly x (mm). Osa x udává poměr signálů (PF/PR) z tenzometrů zapojených pro detekci tlakové deformace nosníku R^2 = chyba proložení kalibrační funkce.

Samotné působivé síly x je závislé na poměru výstupních signálů PF/PR. Tato závislost je znázorněna v grafu 2 (5), funkce pro výpočet působivé síly je polynom druhého stupně.

$$x = 30,101 \left(\frac{PF}{PR} \right)^2 - 177,72 \frac{PF}{PR} + 233,6 \quad (5)$$

Legenda: x= působivé síly na noži brusle, PF= tenzometry zapojené na detekci tlakové deformace na předním komínu, PR= tenzometry zapojené na detekci tlakové deformace na zadním komínu.

Obdobným způsobem byly kalibrovány síly F_{ml} a F_{lm} , přičemž působivé síly bylo použito vždy z kalibrace F_t .

Validace experimentálního detekčního zařízení – „měřící brusle“

Výsledek kalibrace ukázal, že samotné měřicí zařízení i sběr dat je funkční a je možné započít s validací hodnot měřených „měřící bruslí“.

Validace probíhala za využití dynamometru (Kistler[®] - 9281). Tenzometry na brusli byli zapojeny a jejich záznam probíhal v softwaru Dewetron[®], zároveň byl prováděn záznam z dynamometru (Kistler[®]). Při validaci F_t a působivé síly na noži našlápnul proband vždy na patní část nože brusle a poté provedl přesun těžiště těla vpřed, aby postupně zatížil celou část

nože brusle. Toto „zhoupnutí“ bylo opakováno **tříkrát po sobě o 10 měřeních** a bylo opakováno s časovým odstupem 14 dnů. Validace spočívala v komparaci výstupních hodnot z dvou měřících zařízení. Jako dynamometr byla použita silová deska- Kistler[®]- 9281. Ze systému Dewetron[®] bylo pracováno s daty detekovanými „měřící bruslí“ a přepočtenými dle statické kalibrace. Absolutní odchylka měření $\bar{\Delta}$ byla počítána jako rozdíl naměřených hodnot F_t z měřící brusle a F_z z dynamometru ve stejném čase (6). Relativní odchylka $\bar{\delta}$ byla počítána jako procentuální rozdíl F_t naměřené měřící bruslí a F_z naměřené dynamometrem (7), přičemž F_z byla považována jako 100%. Pro orientaci byla spočítána i korelace měřených hodnot (r_{bk}), pro kvantitativní ověření stejnosti průběhu měřených křivek jak doporučuje Stergiou (Stergiou 2004)

$$\bar{\Delta} = \sqrt{\frac{\sum (F_t - F_z)^2}{n}} \quad (6)$$

$$\bar{\delta} = \frac{\sum \frac{|F_t - F_z|}{|F_t|}}{n} \cdot 100 \quad (7)$$

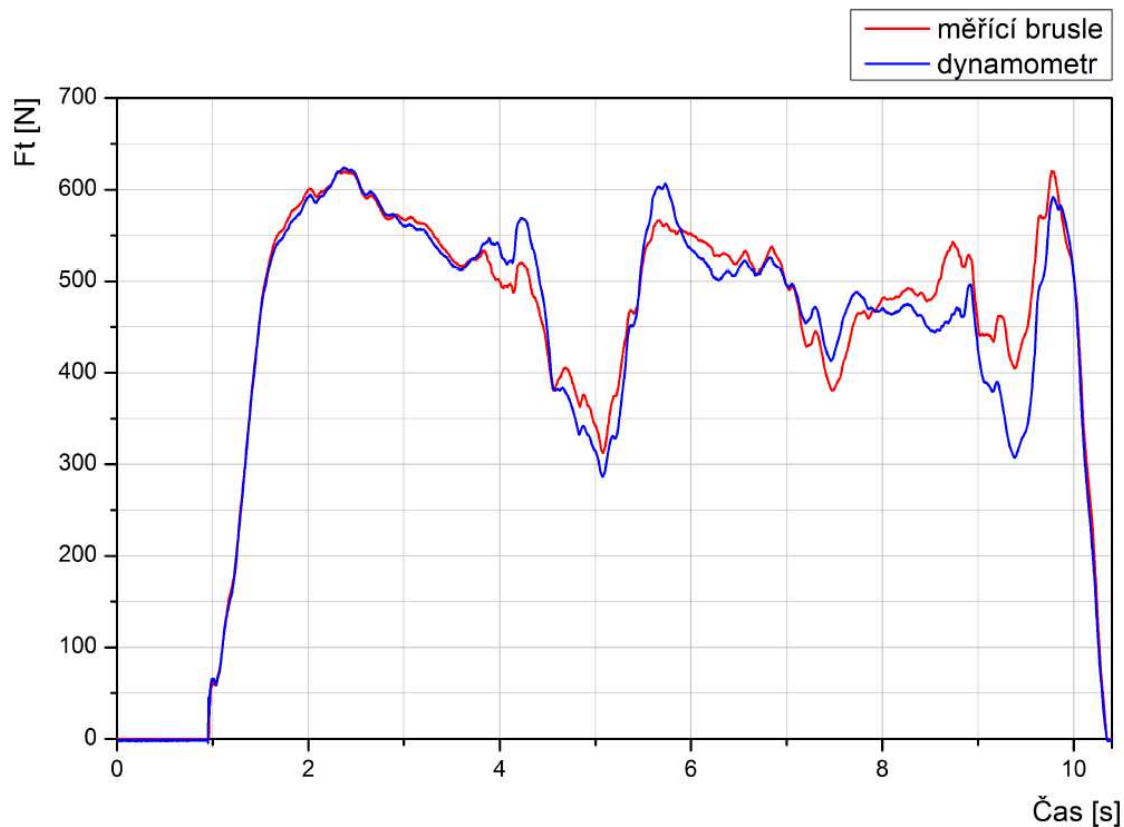
Legenda:

$\bar{\Delta}$ = absolutní chyba měření, F_t = data tlakové složky síly z měřící brusle, F_z = data měřená dynamometrem Kistler[®], n =počet měřených datových záznamů. $\bar{\delta}$ = relativní odchylka.

Ukázkovou část z měření validace ukazuje graf 5. F_t byla validována na rozsahu měření 10 - 1000N, přičemž ukázkový graf zaznamenává pouze část této validace.

Validace ukázala průměrnou absolutní odchylku měření $\bar{\Delta} = 18,6\text{N}$ a průměrnou relativní chybu měření $\bar{\delta} = 8,6\%$. Korelační koeficient F_t a F_z byl $r_{bk} = 0,96$, což ukazuje na velmi přesnou shodu průběhu obou křivek, která je patrná i z grafu 3.

Graf č. 3: Srovnání záznamu F_t se záznamem měřené síly na silové desce



Legenda:

Osa y- F_t = síla v (N), osa x – čas (s), Červeně jsou data F_t ze záznamu „měřící brusle“, modrá křivka data F_z ze silové desky Kistler® která byla využita jako dynamometr. Snímaný pohyb je přenesení hmotnosti vpřed (zhoupnutí).

Data ze stejných měření byla použita i pro validaci působivé síly na noži brusle. Graf. 4 ukazuje vybranou ukázkovou validační křivku. Absolutní odchylka měření $\bar{\Delta}$ byla počítána jako rozdíl naměřených hodnot působivé síly „ x “ z měřící brusle a působivé síly „ $x_{kistler}$ “ na dynamometru ve stejném čase (8). Relativní odchylka $\bar{\delta}$ byla počítána jako procentuální rozdíl x naměřené měřící bruslí a „ $x_{kistler}$ “ naměřené dynamometrem (9), přičemž $x_{kistler}$ bylo považováno jako 100%. Pro orientaci byla spočítána i korelace měřených hodnot (r_{bk}), pro kvantitativní ověření stejnosti průběhu měřených křivek jak doporučuje Stergiou (Stergiou 2004).

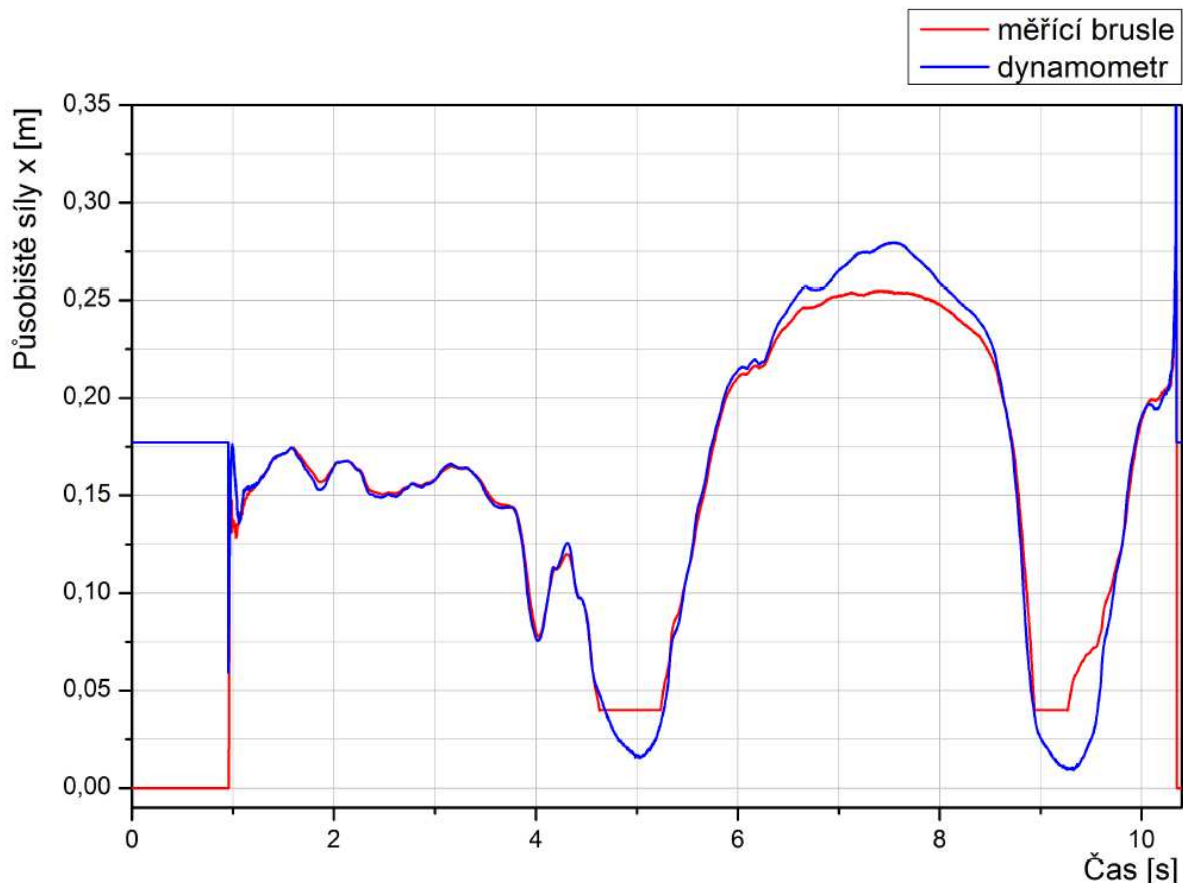
$$\bar{\Delta} = \sqrt{\frac{\sum (x - x_{kistler})^2}{n}} \quad (8)$$

$$\bar{\delta} = \frac{\sum \frac{|x - x_{kistler}|}{|x|}}{n} \cdot 100 \quad (9)$$

Legenda:

$\bar{\Delta}$ = absolutní chyba měření, F_t = data tlakové složky síly z měřící brusle, $x_{kistler}$ = data měřená dynamometrem Kistler®, n = počet měřených datových záznamů. $\bar{\delta}$ = relativní odchylka.

Graf č. 4: Srovnání záznamu působivosti síly zjištěné z poměru PF/PR se záznamem ze silové desky.



Legenda:

Osa y- působivost síly, osa x – čas (s). Červeně jsou data ze záznamu „měřící brusle“, modrá křivka data ze silové desky Kistler® která byla využita jako dynamometr. Jde vidět, že při zatížení mimo kalibrovanou oblast nože brusle není signál z „měřící brusle“ vyhodnocen, zatímco záznam ze silové desky pokračuje, při znovu zatížení kalibrované oblasti je signál z „měřící brusle“ opět velmi blízký hodnotám ze silové desky.

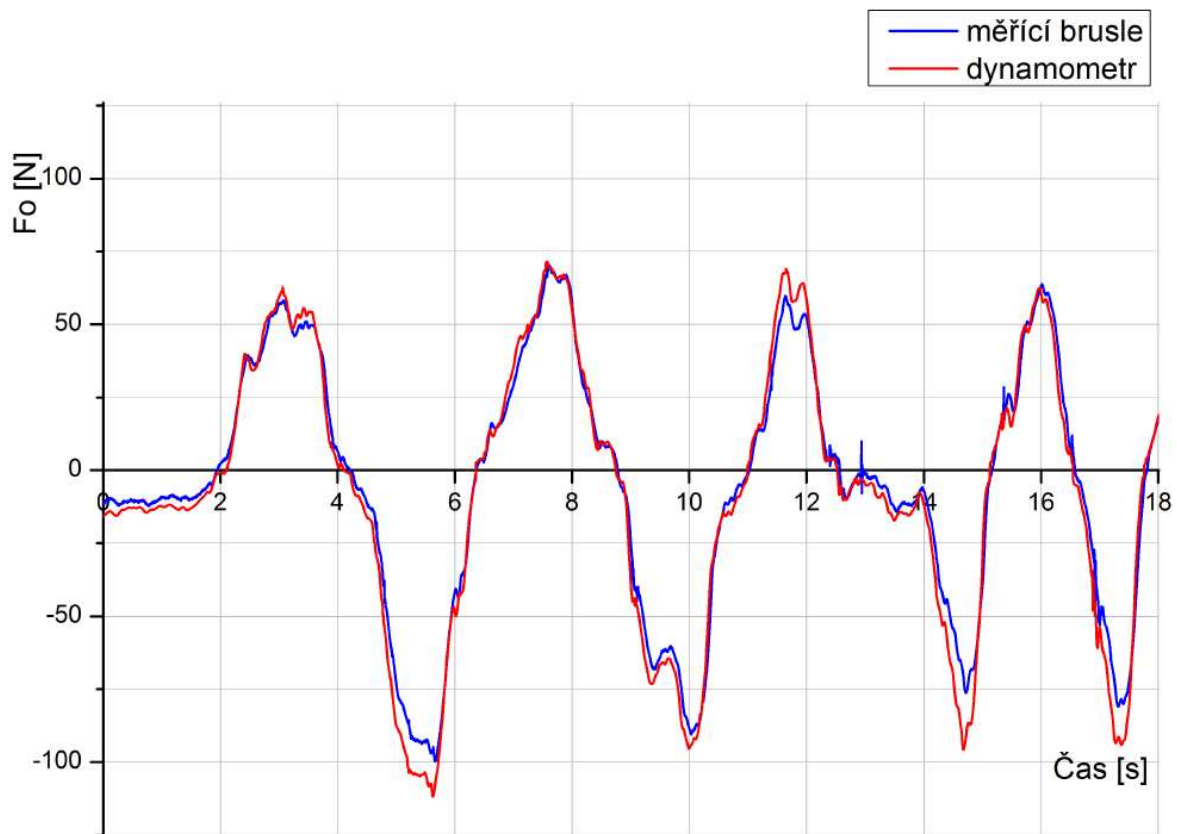
Validace ukázala průměrnou absolutní odchylku měření $\bar{\Delta} = 1,3\text{mm}$ a průměrnou relativní chybu měření $\bar{\delta} = 8,4\%$. Korelační koeficient x a „ $x_{kistler}$ “ byl $r_{bk} = 0,95$, což ukazuje na velmi přesnou shodu průběhu obou křivek, která je patrná i z grafu 4. Z grafu 4 je rovněž patrné, že pokud je působivost síly mimo kalibrovanou oblast, měřící brusle signál

nevyhodnotí. Po „návratu“ působiště síly do kalibrované oblasti je signál z měřicí brusle opět vyhodnocen.

F_0 byla validována obdobným způsobem na rozsahu měření 2 - 500N, přičemž ukázkový graf 5 zaznamenává pouze část této validace.

Validace ukázala u F_0 „měřicí brusle“ absolutní odchylku měření $\bar{\Delta} = 9,3\text{N}$ z a relativní odchylku měření $\bar{\delta} = 10,6\%$, při korelačním koeficientu $r_{bk} = 0,98$, což značí vysokou shodu měřených křivek.

Graf č. 5: Srovnání záznamu F_0 se záznamem měřené síly na silové desce



Legenda:

Osa y- F_0 v (N), osa x – čas (s), Červeně jsou data ze záznamu „měřicí brusle“, modrá křivka data ze silové desky Kistler® která byla využita jako dynamometr. Snímaný pohyb je přenesení hmotnosti z pravé strany vlevo a zpět.

Na základě stanovení přesnosti měření jsou hodnoty z „měřicí brusle“ považovány za validní v rámci stanovené chyby měření. Hodnoty i průběh sil odpovídá stejnému současně snímanému záznamu s již standardizovaného dynamometru.

Bylo prokázáno, že měřicí brusle detekuje silové působení F_t , F_o a působíště síly x působící na bruslařskou botu. Hodnoty měření měřicí bruslí jsou tak validní v rámci chyby měření.

Přesnost měření pomocí měřicí brusle je:

$F_t \pm 8,6\%$ na rozsahu měření 10-1000N

$x \pm 8,4\%$ na rozsahu měření 10-1000N v kalibrované části nože brusle

$F_o \pm 10,6\%$ na rozsahu měření 2-500N

Takto konstruované zařízení bylo kalibrováno jako užitný vzor: FTVS-UK., *Měření přenosu sil z podloží na botu při bruslení* - Úřad průmyslového vlastnictví. Původci: ŠTASTNÝ P., KUBOVÝ P., LOPOŤ F., JELEN K., Číslo: PUV 2010-22601

Metody použité v pilotní studii

Pilotní studie byla provedena jako experiment, v kterém bude měřeno „n“ probandů během předem zvolené lokomoce na ledové ploše. U probandů budou zjištěny tvarové charakteristiky nohou (X), které se v průběhu testu nemění a během pohybu na ledové ploše budou sledovány zátěžové charakteristiky systému noha-brusle-podloží (Y) během dvou definovaných pohybů. Sledování zátěžových charakteristik probíhalo pomocí „měřicí brusle“ a systému Footscan Insole[®].

Pilotní studie hodnotila určené časové stálé prediktory X_1 - X_n vůči predikantům Y_1 - Y_n , které popisují dynamiku zatěžování systému noha-brusle-podloží během dvou vybraných pohybů. Z více měření jednoho probanda byli provedeny případové studie ($n = 1$), které určily hodnoty predikantů Y_1 - Y_n . V případových studiích byla vyhodnocena míra variability sledovaných jevů (predikantů) v rámci sledovaného jednotlivce (10).

$$v_x = \frac{S_x}{\bar{x}} \cdot 100 [\%] \quad (10)$$

Legenda: v_x je variační koeficient, S_x směrodatná odchylka, \bar{x} = aritmetický průměr

Hodnoty Y_1 a Y_n z jednotlivých případových studií byli testovány vůči predikantům X_1 - X_n Kendallovým korelačním koeficientem τ . Kendallův koeficient (12) je specifický tím, že **nečiní žádný předpoklad o povaze pravděpodobnostního rozdělení a může zpracovat jakýkoli počet jednotlivých výsledků (Sheskin 2003).**

Hypotetickým předpokladem je, že morfologický tvar nohy je pro dynamický průběh interakčních sil významným prediktorem. Předpokladem pro splnění hypotézy H1 bylo prokázání vzájemné konkordance nebo diskordance prediktorů X_1 - X_4 a predikantů Y_1 - Y_{12} . Statistická významnost byla hodnocena na hladině významnosti $p < 5\%$. Za statisticky významný korelační koeficient pořadové korelace byla považována hodnota $\tau_r > 0,50$ (11) **jak doporučuje Sheskin (Sheskin 2003).**

$$p < 0,05 \wedge \tau_r > 0,50 \quad (11)$$

Legenda: p =hladina významnosti, τ_r = Kendallův koeficient pořadové korelace,

$$\tau = \frac{2P}{\frac{1}{2}n(n-1)} - 1 = \frac{4P}{n(n-1)} - 1 \quad (12)$$

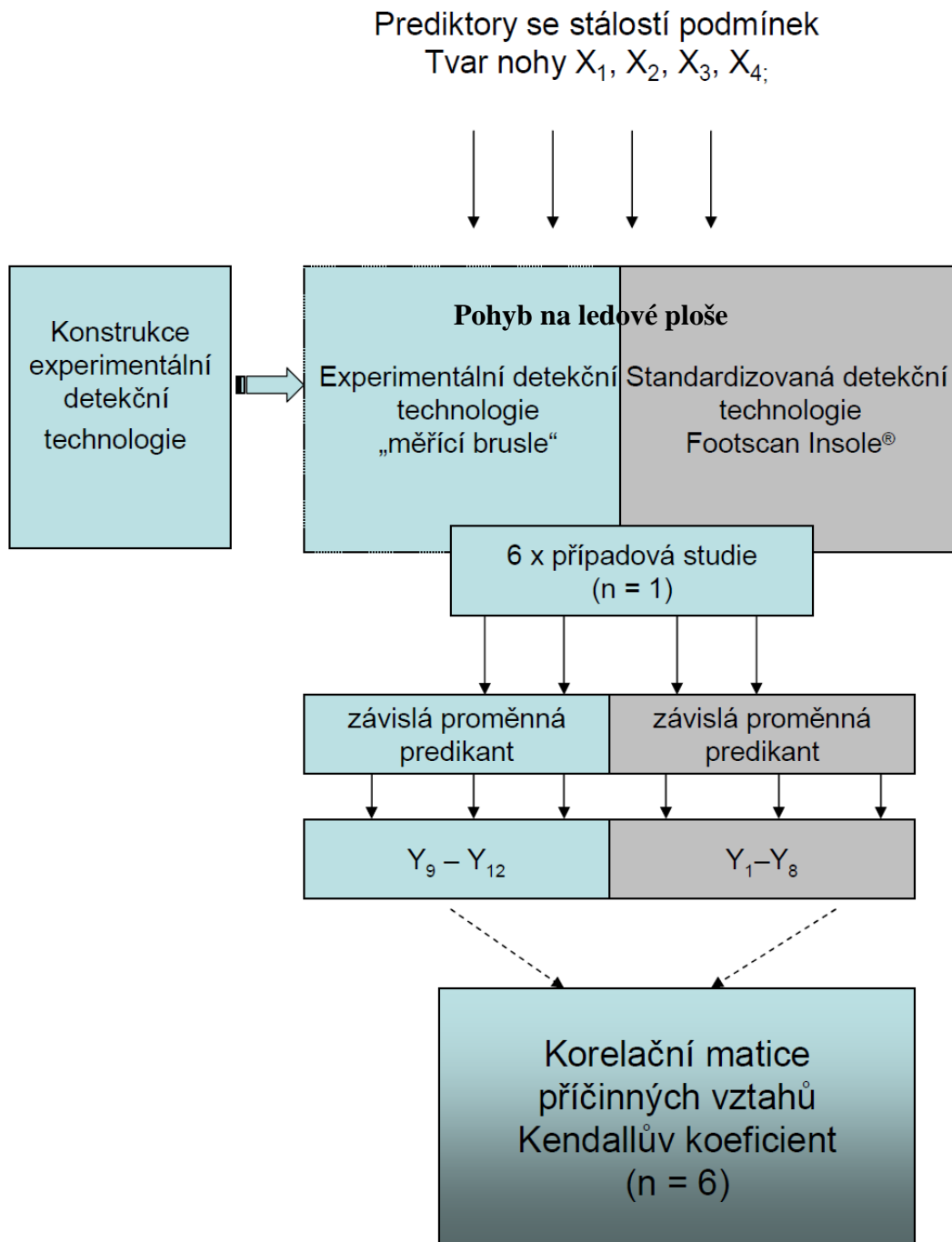
Legenda:

τ = Kendallův korelační koeficient, P představuje počet souhlasných dvojic ve sledovaných množinách. Souhlasné dvojice v množinách prediktorů a predikantů $\{X_1, Y_1\}$ a $\{X_2, Y_2\}$ jsou takové dvojice, pro které platí: $\sigma(X_2 - X_1) = \sigma(Y_2 - Y_1)$. n = počet hodnocení použitých k výpočtu. σ = permutace, $2P$ můžeme také vyjádřit jako rozdíl konkordancí P a diskordancí Q . Konkordance je kladná asociace kritérií X a Y , diskordance je záporná asociace X a Y .

Reliabilita: V jednotlivých případových studiích bude vyhodnocena statistickou disperzí hodnot u n měření, přičemž polovina měření bude probíhat v jeden den, a druhá polovina měření o 14 dní později. Pro posouzení reliability měření bude hodnocena střední hodnota zjištěných dat \bar{x} , směrodatná odchylka od průměru S_x a variační koeficient v_x (3). Reliabilita dat při určování korelačního koeficientu bude určována na základě určení hladiny významnosti podle rozvoleného kritéria (11).

Validita: V samotném výzkumu bude určena predikční validita, která bude testována Kendallovým koeficientem pořadové korelace a při hodnocení hladině významnosti p . Komplexní schéma pilotní studie je uvedeno na obr. 9.

Obr. č. 9: Schéma pilotní studie



Legenda:

n = počet probandů, $X_1 - X_4$ = prediktory, $Y_1 - Y_{12}$ = predikanty, Šipky ukazují poslupnost zpracování dat. Konstrukce experimentálního zařízení je samostatná kapitola, která má navíc svoji kvantitativní část.

Testovaná skupina

Testovanou skupinou byl reprezentativní vzorek hráčů ledního hokeje. Vybírání byli hráči s dlouhodobou zátěžovou historií, což byla aktivní hra ledního hokeje alespoň 7 let a zároveň aktivní hráč LH.

Vybrán byl tedy vymezený segment populace s relativně úzkým okruhem zkoumaných jevů. Přičemž je segment definován dle zátěžové historie nohy. Probandy byli hráči LH, kteří hrají LH minimálně 7 let. Lze tedy říci, že se jednalo o dlouhodobě adaptované hráče, kteří se adaptovali na používání bruslařských bot.

Vzhledem k faktu, že se jednalo o ověřování možností měřicího systému nebyl jako faktor výběru určující stav bruslařské techniky hráče, ani dosažená výkonnost hráče.

Sběr dat

Pilotní studie měla několik fází. Nejdříve byl proveden RGT snímek levé nohy probandů, z kterého byly určeny prediktory X_1 - X_4 . Poté proběhlo samotné měření interakčních sil na ledové ploše z kterého byli zjištěny predikanty Y_1 - Y_{12} . Proband měl obutou „měřicí“ brusli na levé noze, která byla doplněna o měřicí vložku Footscan Insole[®] a stejný pár brusle na pravé noze, který byl hmotnostně i tvarově stejný. Kamerou byl prováděn záznam probíhajícího pohybu. Synchronizace měřicí techniky byla provedena pomocí časové osy ve videonahrávce, kde byl světelným signálem určen čas spuštění obou měřicích technik.

Instrukce probandům byli: „Po startu jízdou vpřed proved' několik razantních odrazů, na modré čáře proved' prudkou brzdu vlevo“. Dva sledované pohyby byli **skluz s odrazem a brzdění**. U každého probanda byli provedeny tři měření v jeden den, a tři měření následující týden. Celkem tak bylo provedeno šest měření, které vstoupili do vyhodnocení experimentu. Z každého měření byl poté hodnocen jeden odraz levé nohy, přičemž byl vybrán vždy odraz, který byl proveden již ve fázi, kdy proband bruslil **stabilním cyklickým pohybem**. Druhým detekovaným pohybem bylo brzdění vlevo, které bylo v průběhu jednoho měření provedeno jen jednou.

Za začátek **skluzu s odrazem** byl považován moment dokončení nasazení brusle na led na levé končetině během „bruslařského kroku“ (viz obr. 12 kinogram čas 10, 00s). Za dokončení

odrazu byl považován moment, kdy L brusle ztratila kontakt s ledem (viz obr. 12 kinogram čas, 10,50s).

Samotný experiment byl prováděn na ledové ploše na dráze 35 m. Sledovány byly dva pohyby na ledové ploše, u kterých je i z jiných studiích prokázána vyšší impaktní zátěž. Sledován byl **skluz společně s odrazem a brzdění**.

Odraz je v LH hlavní propulsní silou, která určuje rychlost lokomoce i délku skluzu. Navíc jde o velmi frekventovaný pohyb, kterým hráč LH uskutečňuje lokomoci. Pro popis jednotlivých fází odrazu byla použita terminologie zavedená pro popis bruslařské techniky Pavlišem (Pavliš 2000). V této studii byl sledován odraz se skluzem při **cyklickém „bruslařském kroku“**, kdy **odraz plynule navazuje na fázi nasazení brusle a skluzu**. Biomechanicky je odraz definován jako fáze, kdy je propulsní silou udělováno těžišti těla zrychlení kladné hodnoty. Měřicí zařízení je konstruováno pro měření dynamických jevů, proto není hodnocen kinematický průběh zrychlení. Běžně není v technice bruslení popisováno, kdy samotný skluz a odraz přesně začíná, ale pouze okamžik, kdy je odraz dokončen a odrazová noha ztrácí kontakt s ledem. Za začátek skluzu byl považován moment dokončené fáze nasazení. V naší studii byl měřen pohyb, který zahrnuje celou interakční část bruslaře při **skluzu s odrazem**. Kdy je za počátek skluzu považován moment, kdy došlo k plnému „nasazení“ brusle na led. Samotná fáze „přípravy na odraz“, která probíhá ve fázi skluzu byla již považována za nezbytnou složku odrazu. Konec odrazu byl definován jako moment, kdy **brusle ztrácí kontakt** s ledovou plochou. Měřeny byly síly působící v systému noha-brusle-podloží během **skluzu s odrazem**.

Brzdění může mít více způsobů provedení, přičemž jako základní způsob považuje Paersall (2000) „brzdění bokem“ z jízdy vpřed (Pearsall, Turcotte et al. 2000). Ve studii je popisováno brzdění bokem z jízdy vpřed na levou stranu, kdy jsou obě brusle vytočeny doleva, podélnou rovinou nože kolmo na směr jízdy (Obr.10). Počátek brzdění byl stanoven na moment, kdy došlo k počátku vytočení levé nohy kolmo ke směru probíhajícího pohybu, namísto fáze nasazení. Za konec brzdění byl považován moment kdy byl zastaven dopředný pohyb bruslí u bruslaře.

Obr. č. 10: Úvodní a konečná fáze brzdění



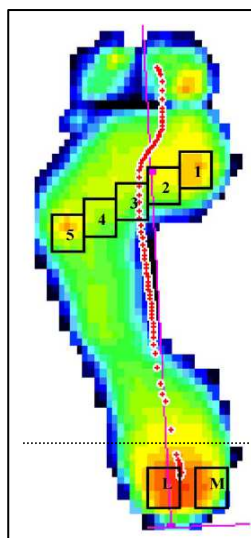
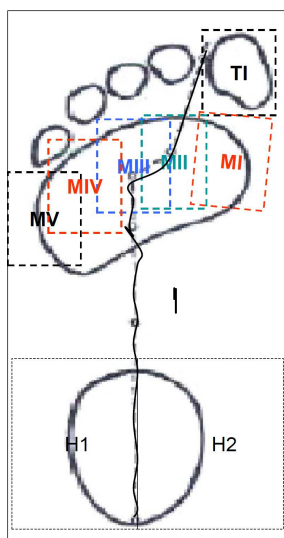
Legenda:

(levá část obr.) Měřená noha je levá, kdy za začátek brzdění byl považován moment, kdy byla levá brusle natáčena vnitřní stranou vůči směru pobybu namísto nasazení k dalšímu bruslařskému kroku.

Konec pohybu byl stanovena moment, kdy byl zastaven dopředný pohyb bruslí bruslaře.

U metody detekce dat pomocí Footscan Insole[®] jsou výstupní hodnoty plantární tlaky uvedené v kPa . Tyto plantární tlaky jsou výsledkem působení F_t na oblast plochy plosky nohy. Plantární tlaky proto rozdělujeme dle oblastí působení. Pro potřeby studie bylo využito 8 zatěžovaných oblastí plantárních tlaků. Ve výsledcích je pak uveden časový průběh velikosti plantárních tlaků v označených místech. Oblasti plantárních tlaků jsou schematicky zobrazeny na obr. 11, přičemž zvolené oblasti jsou geometrickým útvarem na měřící vložce, v kterém je předpokládán kontakt vložky s danou oblastí (Low, Dixon et al. 2010). Velikost těchto oblastí jsou volitelné pro potřeby měření. Oblast paty H1 a H2 byla rozdělena na dvě geometricky stejné poloviny, protože rovina nože brusle prochází středem detekční vložky (obdélník měl tedy rozměry 30x70mm). U oblastí metatarzů a palce byly původní geometrické oblasti (původní volené softwarem Footscan o velikosti 15x15mm) zvětšeny o 10 mm na každé straně, aby došlo k jejich prolínání. Bylo tak využito metody „klouzavého průměru“ pro určení poměru zatížení jednotlivých oblastí mezi sebou. Zjištění RTG probíhalo v Nemocnici na Františku, pod dohledem MUDr. Marcela Staši.

Obr. č. 11: Detekované oblasti plosky nohy

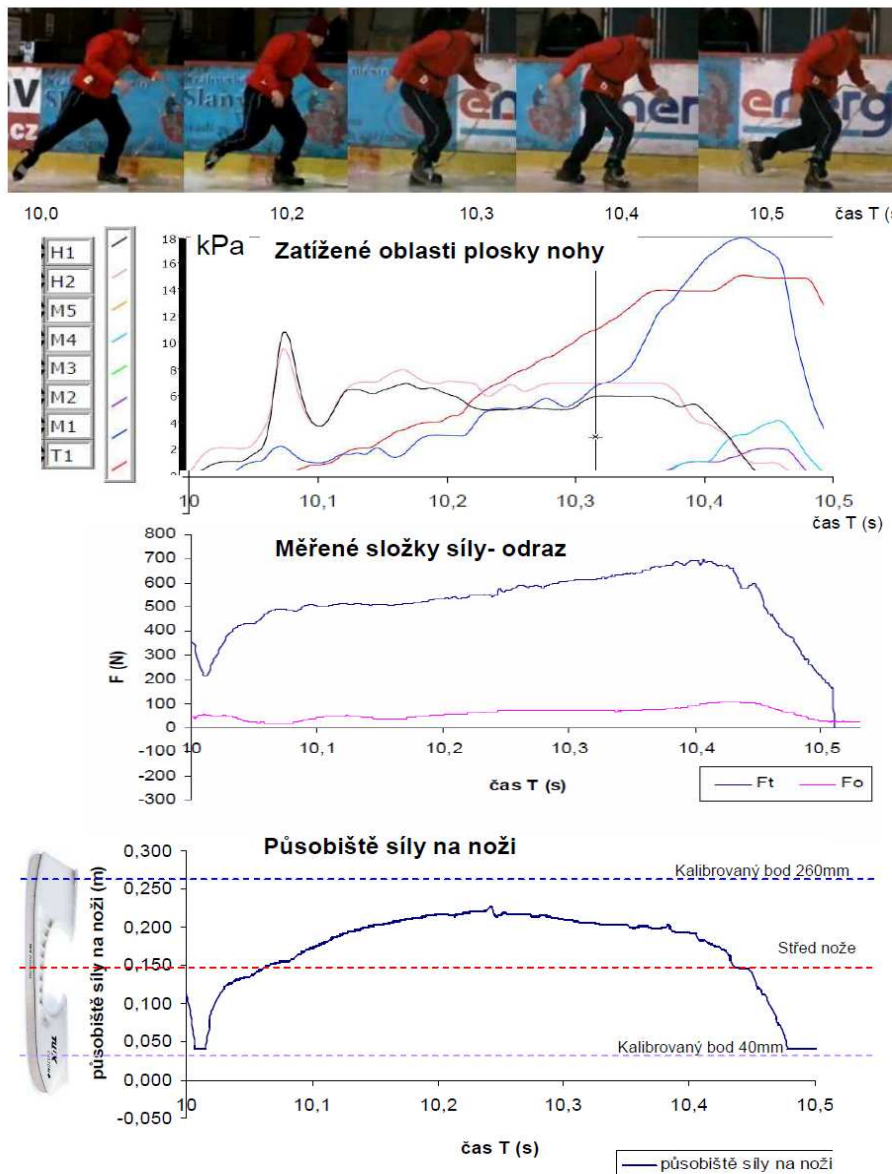


Legenda:

Vlevo: schematické rozdělení, **T1**-oblast pod palcem, **MI**- oblast pod hlavičkou prvního metatarzu, **MII**-oblast pod hlavičkou druhého metatarzu, **MIII**- oblast pod hlavičkou třetího metatarzu, **MIV**-oblast pod hlavičkou čtvrtého metatarzu, **MV**- oblast pod hlavičkou pátého metatarzu, **H1**- vnější část paty, **H2**- vnitřní část paty, Vpravo: původní rozdělení geometrických oblastí na vložce Footscan Insole[®]

Pro synchronizaci měření ze všech detekčních zařízení bylo nutné jednotlivé výstupy znázornit na stejnou časovou osu. Tak vznikl popisný kinogram, který byl doprovázen třemi různými typy grafů (obr.12). První graf popisoval dynamický průběh poměrného zatížení oblastí plosky nohy (z obr. 11), druhý graf ukazoval měřené složky síly F_t a F_o a třetí graf průběh působivosti síly na noži brusle. Šlo tedy o soubor nesourodých veličin, které bylo nutné sjednotit pro statistické zpracování. Sběr dat tak neprobíhal pomocí tvorby názorných grafů, ale pomocí vyhodnocování sledovaných predikantů v dílčích tabulkách.

Obr. č. 12: Záznam skluzu s odrazem pomocí videokamery, systému Footscan Insole[®] a měřící brusle



Legenda:

Záznam odrazu probanda, nahoře snímky z videozáznamu v čase T. Pod ním graf zatížení jednotlivých oblastí plosky nohy detekovaných systémem Footscan Insole[®]. Grafy „měřené složky síly“ a „působivost síly na noži“ pocházejí z měřící brusle. F_t tlaková složka síly, - Graf zatížené oblasti plosky nohy ukazuje průběhy: T1- oblast pod palcem, M1- oblast pod hlavičkou prvního metatarzu, M2- oblast pod hlavičkou druhého metatarzu, M3- oblast pod hlavičkou třetího metatarzu, M4- oblast pod hlavičkou čtvrtého metatarzu, M5- oblast pod hlavičkou pátého metatarzu, H1- vnější část paty, H2- vnitřní část paty

U jednoho probanda vstoupilo do hodnocení 6 měření skluzu s odrazem a 6 měření brzdění. Poté byly určeny průběžné hodnoty Y_1 - Y_{12} u každého měření zvlášť, z kterých byla vypočítána průměrná hodnota Y_1 - Y_{12} u jednoho probanda. U testů provedených v rozdílné dny byla navíc určena test re-testová reliabilita koeficientem variability v_x .

Průměrné hodnoty Y_1 - Y_{12} poté vstoupili do korelační matice, kde byly hodnoceny vůči prediktorům X_1 - X_4 .

Určení detekovaných proměnných

Do vlastního výzkumu vstupovaly závislé i nezávislé proměnné vlastnosti probandů, jejichž význam je rozebrán v teoretické části. Z tvaru nohou u jednotlivých probandů vzešly vstupní nezávisle proměnné vlastnosti, které odrážejí vlastní dynamický průběh zatížení nohy. Výstupní závisle proměnné vzešly z měření biomechanických charakteristik v průběhu pohybu na ledové ploše.

Vstupní nezávisle proměnné – prediktory:

Jako vstupní nezávislá proměnná byl zvolen morfologický tvar nohy vycházející z hodnocení podle morfologického tvaru (Eltze, Miiller et al. 1993), kdy je noha hodnocena v kontextu falangeální délky (délky prstů) a metatarzofalangeální délky (délky prstů i s jejich metatarzy). Zejména dle poměru délky palce, druhého a třetího prstu a jejich metatarzů lze identifikovat jeden ze tří druhů nohy (noha egyptská, antická a kvadratická). Noha antická je typická tím, že palec má menší délku, než druhý a třetí prst, noha egyptská je typická nejdelším palcem nebo dlouhým (palcovým metatarzem) a noha kvadratická tím, že první tři prsty jsou stejné délky. Pro kvantifikaci těchto znaků byl zvolen poměr falangeální délky palce vůči druhému a třetímu prstu nohy a poměr metatarzofalangeální délky prvního prstu vůči druhému a třetímu prstu.

Vstupní nezávisle proměnné jsou:

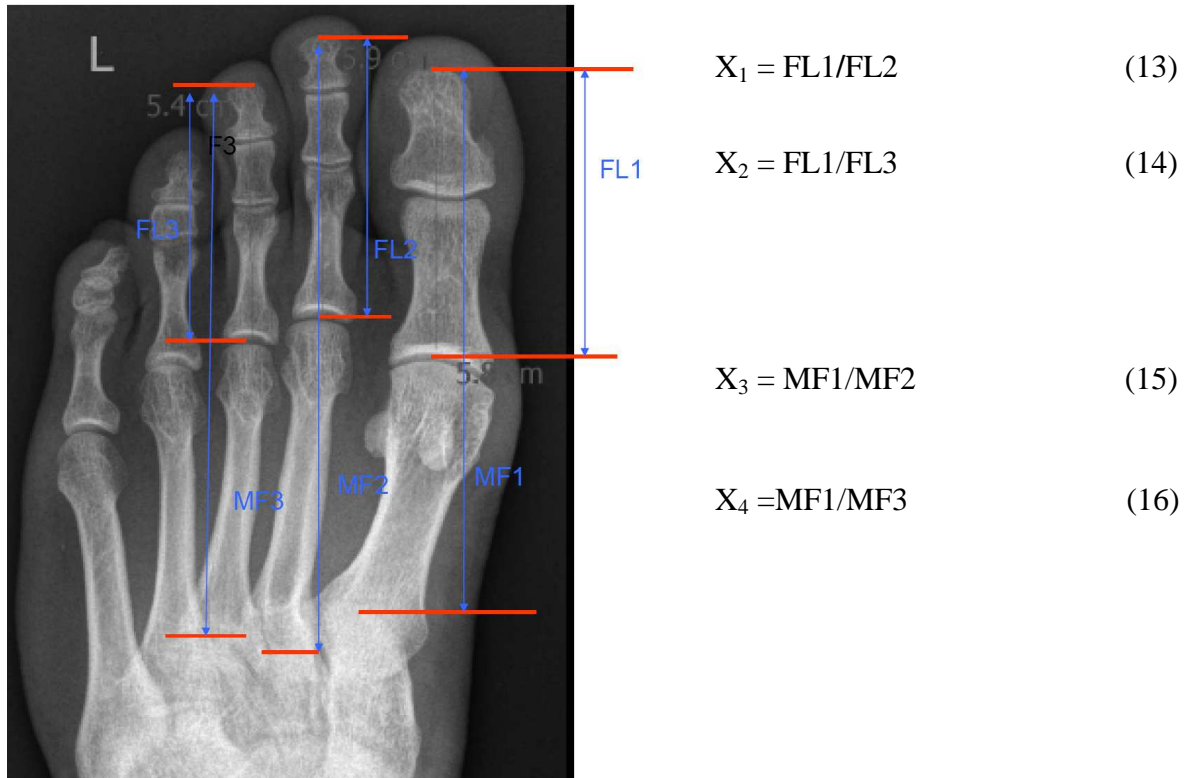
X_1 – poměr délky palce a druhého prstu (mm/mm = koeficient) (13)

X_2 – poměr délky palce a třetího prstu (mm/mm = koeficient) (14)

X_3 – poměr metatarzofalangeální délky prvního a druhého prstu (mm/mm = koeficient) (15)

X_4 – poměr metatarzofalangeální délky prvního a třetího prstu (mm/mm = koeficient) (16)

Obr. č. 13: Znárodnění zjišťování X_1 - X_4



Legenda:

falangeální a matatarzofalangeální délky a jejich poměry. FL1 = falangeální délka palce, FL2 = falangeální délka druhého prstu, FL3 = falangeální délka třetího prstu, MF1 = metatarzofalangeální délka prvního prstu, MF2 = metatarzofalangeální délka druhého prstu, MF 3 = metatarzofalangeální délka třetího prstu, X_1 - X_4 = nezávislé proměnné probanda. Falangeální délka je určena přímou vzdáleností středu kloubního spojení baze proximálního falangeálního článku a distálním hrotem hlavice distálního falangu. Metatarzofalangeální délka je určena přímou vzdáleností středu kloubního spojení proximálního konce metatarzu a distálního hrotu hlavice distálního falangu.

Výstupní závisle proměnné – predikanty:

Výstupní nezávisle proměnné vycházejí z vyhodnocení dynamického průběhu zátěžových sil. Kvantifikace proběhla pomocí vyjádření sledovaného jevu jako procentuální fáze sledovaného pohybu. Časový průběh odrazu se skluzem nebo brzdění byl tedy rozdělen procentuálně 0-100%. Kvantitativně hodnocený predikant je tak vyjádřen v procentech z časového intervalu $T_1 - T_2$ (T_1 = začátek pohybu, T_2 = konec pohybu), **kdy predikant představuje procentuální dobu, kdy nastala jeho detekce v intervalu pohybu $T_1 - T_2$.**

Pomocí technologie Footscan Insole bylo sledováno 8 kontaktních oblastí. U oblasti vnitřní části paty (H1) a vnější části paty (H2) byl sledován moment, kdy byla hodnota zatížení H1 a H2 relativně nižší, nežli zatížení jakéhokoliv z oblastí metatarzů nebo palce. U oblasti metatarzů byl sledován moment maximálního zatížení sledované oblasti. Oblasti metatarzů jsou označovány **MI-MV**, kdy metatarz palce nese označení **MI**. U zatížení samotného palce (**T1**) byl sledován moment maximálního zatížení sledované oblasti. Oblasti graficky znázorňuje obr. 14.

U F_t byla sledována fáze pohybu (%) v které F_t dosáhla nejvyšší hodnoty v měřeném intervalu. U F_o byla hodnocena fáze pohybu (v %) s nejvyšší hodnotou a nejnižší hodnotou. Nejvyšší kladná hodnota F_o odpovídá F_{mi} . Nejnižší záporná hodnota F_o odpovídá F_{lm} .

Vstupní nezávisle proměnné jsou:

Y_1 – moment relativního poklesu zatížení oblasti H1 (fáze pohybu v %)

Y_2 – moment relativního poklesu zatížení oblasti H2 (fáze pohybu v %)

Y_3 – moment extrémního zatížení **MI** (fáze pohybu v %)

Y_4 – moment extrémního zatížení **MII** (fáze pohybu v %)

Y_5 – moment extrémního zatížení **MIII** (fáze pohybu v %)

Y_6 – moment extrémního zatížení **MIV** (fáze pohybu v %)

Y_7 – moment extrémního zatížení **MV** (fáze pohybu v %)

Y_8 – moment extrémního zatížení **T1** (fáze pohybu v %)

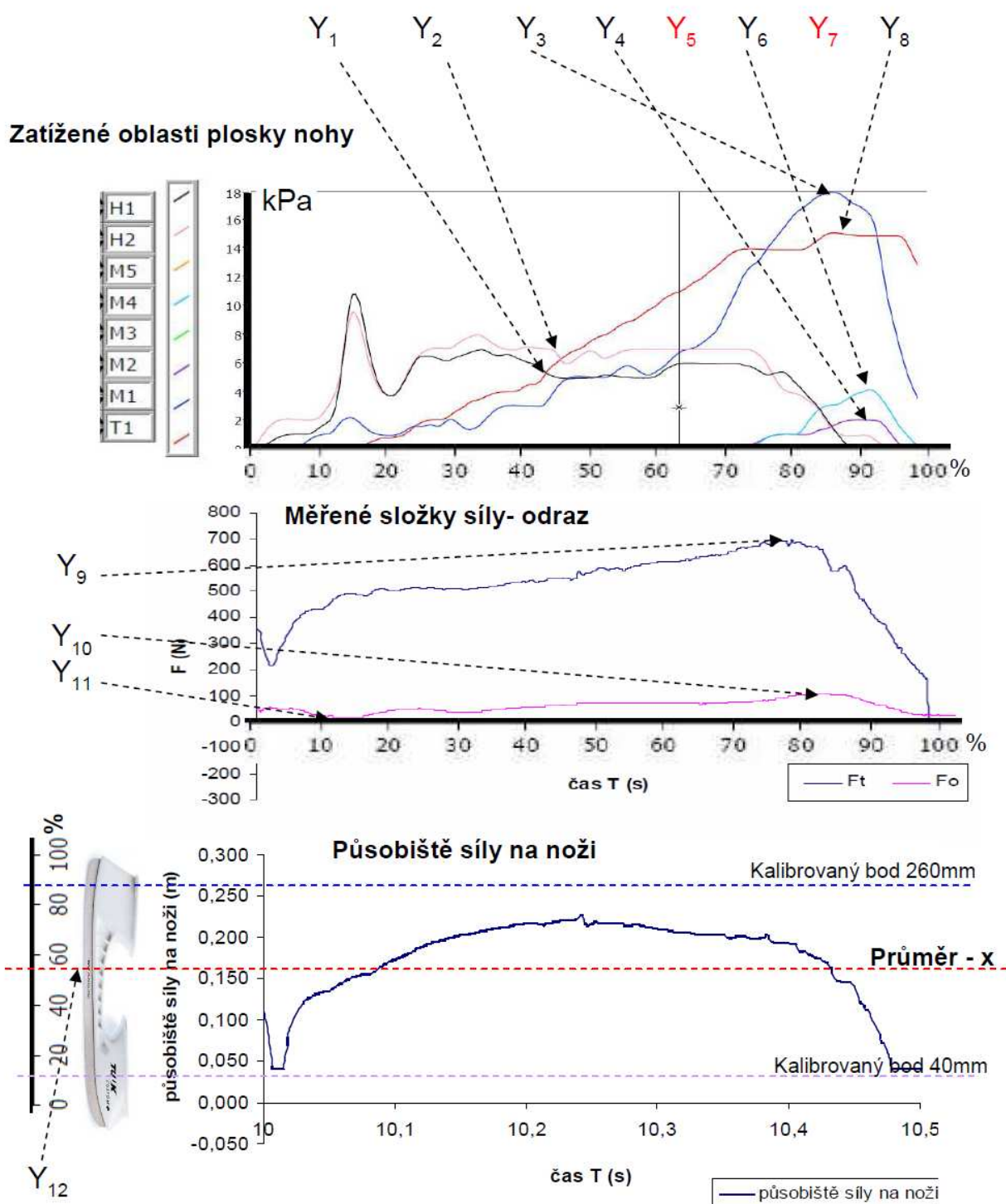
Y_9 – moment extrémní hodnoty F_t (fáze pohybu v %)

Y_{10} - moment kladné extrémní hodnoty F_o (fáze pohybu v %) = moment nejvyšší F_{mi}

Y_{11} - moment záporné extrémní hodnoty F_o (fáze pohybu v %) = moment nejvyšší F_{lm}

Y_{12} - průměrná poloha působíště síly (% délky nože)

Obr. č. 14: Grafická ukázka popisovaných predikantů



Legenda:

Y₁ – moment relativního poklesu zatížení oblasti H1 (fáze pohybu v %), Y₂ – moment relativního poklesu zatížení oblasti H2 (fáze pohybu v %), Y₃ – moment extrémního zatížení MI (fáze pohybu v %), Y₄ – moment extrémního zatížení MII (fáze pohybu v %), Y₅ – moment extrémního zatížení MIII (fáze pohybu v %), Y₆ – moment extrémního zatížení MIV (fáze pohybu v %), Y₇ – moment extrémního zatížení MV (fáze pohybu v %), Y₈ – moment extrémního zatížení T1 (fáze pohybu v %), Y₉ – moment extrémní hodnoty Ft (fáze pohybu v %), Y₁₀ – moment kladné extrémní hodnoty Fo (fáze pohybu v %) = moment nejvyšší F_{mi}, Y₁₁ – moment záporné extrémní hodnoty Fo (fáze pohybu v %) = moment nejvyšší F_{im}, Y₁₂ – průměrná poloha působíště síly (% kalibrované délky nože), T1- oblast pod palcem, M1- oblast pod hlavičkou prvního metatarzu, M2- oblast pod hlavičkou druhého metatarzu, M3- oblast pod hlavičkou třetího metatarzu, M4- oblast pod hlavičkou čtvrtého metatarzu, M5- oblast pod hlavičkou pátého metatarzu, H1- vnější část paty, H2- vnitřní část paty, Predikanty Y5 a Y7, které jsou zobrazeny červeně nebyly v tomto případě detekovány v takovém zatížení, které by bylo graficky znázorněno, v těchto případech bude použita hodnota manuálně vyceněná ze softwaru Footscan Insole®.

Výsledky

Výsledky jednotlivých měření probandů jsou vždy shrnuty do souhrnné tabulky, které uvádějí dílčí data pro určení X_1 - X_4 a Y_1 - Y_{12} u skluzu s odrazem a brzdění. Prediktory X_1 - X_4 jsou v čase stálé, proto u nich není třeba počítat statistickou významnost. U predikantů Y je uvedena odchylka měření S_x . Tabulky v tomto dokumentu ukazují již výsledná data. Sběr dat ze systému Footscan Insole (verze softwaru 2.32) probíhal manuálním přepisem požadovaných hodnot do tabulky výsledků. Software 2.32 neumožňuje export požadovaných dat elektronickou formou.

U brzdění nebyly sledovány predikanty Y_1 a Y_2 , jejichž výskyt nebyl u brzdění pravidlem a nebylo by takovéto měření možné hodnotit zvolenými statistickými metodami. V některých případech došlo k tomu, že některý z predikantů Y_1 - Y_8 nebyl detekován, v těchto případech nebyla hodnota z měření hodnocena v individuálním výstupu probanda. Průměr u sledovaného jevu tak byl počítán z nižšího množství naměřených hodnot.

U výsledků z jednotlivých případových analýzách byla testována pořadová korelace X_1 - X_4 vůči průměrným hodnotám Y_1 - Y_{12} . Testové skóry vstupních nezávisle proměnných X a výstupních závisle proměnných Y jsou uvedeny v tab. č. 3 a 4.

Tabulka č.3: Souhrn výsledných prediktorů a predikantů u skluzu s odrazem

hráč	X_1	X_2	X_3	X_4	Y_1	Y_2	Y_3	Y_4	Y_5	Y_6	Y_7	Y_8	Y_9	Y_{10}	Y_{11}	Y_{12}
	FL1/FL2	FL1/FL3	MF1/MF2	MF1/MF3	H1	H2	MI	MII	MIII	MIV	MV	T	F_t	F_{ml}	F_{lm}	x
	mm/mm	mm/mm	mm/mm	mm/mm	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
JSK	1,06	1,00	1,03	1,04	81	78	90	85	78	81	98	98	76	90	32	50
HHE	1,10	1,04	1,03	1,04	81	78	91	86	78	81	97	96	83	78	42	45
VLE	1,20	1,20	1,00	1,05	79	78	92	91	89	93	88	91	84	82	17	35
JJE	1,37	1,31	1,06	1,06	78	79	84	75	88	87	93	84	84	82	8	32
SSA	1,00	1,13	0,96	1,08	54	50	82	73	88	92	22	93	86	79	12	34
TTA	1,02	1,05	0,95	1,02	48	52	91	91	99	94	99	92	81	82	15	52
$\bar{\cap}$	1,13	1,12	1,01	1,05	70,2	69,2	88,3	83,5	86,7	88,0	82,8	92,3	82,3	82,2	21,0	41,3
S_x	0,13	0,11	0,04	0,02	13,7	12,9	3,9	7,1	7,2	5,4	27,5	4,4	3,2	3,8	12,0	8,0

Legenda:

X_1 - X_4 jsou prediktory (poměry článků prstů), Y_1 - Y_{12} jsou predikanty s označením dle definice vstupních závisle proměnných. $\bar{\cap}$ = průměr hodnot, S_x je směrodatná odchylka. FL1 = falangeální délka palce, FL2 = falangeální délka druhého prstu, FL3 = falangeální délka třetího prstu, MF1 = metatarzofalangeální délka prvního prstu, MF2 = metatarzofalangeální délka druhého prstu, MF3 = metatarzofalangeální délka třetího prstu. T1- oblast pod palcem, MI- oblast pod hlavičkou prvního metatarzu, MII- oblast pod hlavičkou druhého metatarzu, MIII- oblast pod hlavičkou třetího metatarzu, MIV- oblast pod hlavičkou čtvrtého metatarzu, MV- oblast pod hlavičkou pátého metatarzu., H1- vnější část paty, H2- vnitřní část paty,

Analýzou testových skóre **nezávisle proměnných – prediktorů** $X_1, - X_4$ (viz tab. 3 a 4) lze zjistit, že zjištěné falangeální a matatarzofalangeální poměry jsou odlišné. Průměr $X_1 = 1,13$ a $X_2 = 1,12$ a u falangeálních poměrů je odlišný od průměrného poměru $X_4 = 1,01$, a $X_3 = 1,05$ u metatarzofalangeálních poměrů. Z těchto rozdílů lze očekávat, že i predikční validita bude u těchto dvou různých poměrů odlišná.

Analýzou testových skóre závisle **proměnných – predikantů** $Y_1 - Y_{12}$ u skluzu s odrazem (tab.3) lze zjistit, že u některých predikantů byla statistická disperze S_x nízká jako u $Y_3 (S_x = 3,9)$, $Y_6 (S_x = 5,4)$, $Y_8 (S_x = 4,4)$, $Y_9 (S_x = 3,2)$, $Y_{10} (S_x = 3,8)$. Naopak u jiných predikantů byla statistická disperze relativně vysoká $Y_1 (S_x = 13,7)$, $Y_2 (S_x = 12,9)$, $Y_7 (S_x = 27,5)$ a $Y_{11} (S_x = 12,0)$.

Analýza testových skóre potvrzuje, že byly vybrány homogenní prediktory X_1-X_4 , které budou srovnávány s různě proměnlivými predikanty Y_1-Y_{12} . Z analýzy testových skóre ještě nelze vyvodit jakoukoliv závislost, ale správnost volby sledovaných proměnných.

Tabulka č.4: Souhrn výsledných prediktorů a predikantů u brzdění

hráč	X_1	X_2	X_3	X_4	Y_3	Y_4	Y_5	Y_6	Y_7	Y_8	Y_9	Y_{10}	Y_{11}	Y_{12}
	FL1/FL2	FL1/FL3	MF1/MF2	MF1/MF3	MI	MII	MIII	MIV	MV	T	F_t	F_{ml}	F_{lm}	x
	mm/mm	mm/mm	mm/mm	mm/mm	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
JSK	1,06	1,00	1,03	1,04	55	81	85	88	22	51	84	84	21	39
HHE	1,10	1,04	1,03	1,04	58	73	70	80	86	87	77	52	70	54
VLE	1,20	1,20	1,00	1,05	57	76	77	85	67	85	82	80	7	40
JJE	1,37	1,31	1,06	1,06	84	75	88	87	93	84	73	71	7	32
SSA	1,00	1,13	0,96	1,08	75	73	71	81	90	54	64	57	63	34
TTA	1,02	1,05	0,95	1,02	77	75	74	81	89	59	79	72	67	46
\bar{X}	1,13	1,12	1,01	1,05	67,7	75,5	77,5	83,7	74,5	70,0	76,5	69,3	39,2	40,8
S_x	0,13	0,11	0,04	0,02	11,4	2,7	6,8	3,1	25,0	15,5	6,6	11,5	28,0	7,4

Legenda:

X_1-X_4 jsou prediktory (poměry článků prstů), Y_1-Y_{12} jsou predikanty s označením dle definice vstupních závisle proměnných. \bar{X} = průměr hodnot, S_x je směrodatná odchylka. FL1 = falangeální délka palce, FL2 = falangeální délka druhého prstu, FL3 = falangeální délka třetího prstu, MF1 = metatarzofalangeální délka prvního prstu, MF 2 = metatarzofalangeální délka druhého prstu, MF3 = metatarzofalangeální délka třetího prstu. T1- oblast pod palcem, MI- oblast pod hlavičkou prvního metatarzu, MII- oblast pod hlavičkou druhého metatarzu, MIII- oblast pod hlavičkou třetího metatarzu, MIV- oblast pod hlavičkou čtvrtého metatarzu, MV- oblast pod hlavičkou pátého metatarzu., H1- vnější část paty, H2- vnitřní část paty,

Analýzou testových skóre závisle **proměnných – predikantů** $Y_3 - Y_{12}$ u brzdění (tab. 4) lze zjistit, že u některých predikantů byla statistická disperze nízká jako u $Y_4 (S_x = 3,9)$, $Y_6 (S_x =$

3,1), $Y_5(S_x= 6,8)$, $Y_9(S_x= 6,6)$, $Y_{12}(S_x= 7,4)$. Naopak u ostatních predikantů byla statistická disperse relativně vysoká $Y_3(S_x= 11,4)$, $Y_7(S_x= 25)$, $Y_8(S_x= 15,5)$, $Y_{10}(S_x= 11,5)$, a $Y_{11}(S_x= 28)$.

Analýza testových skóre potvrzuje, že byly vybrány homogenní prediktory X_1-X_4 , které budou srovnávány s různě proměnlivými predikanty Y_1-Y_{12} . Z analýzy testových skóre ještě nelze vyvodit jakoukoliv závislost, ale správnost volby sledovaných proměnných. V následné korelační matici bude již případnou závislost možné určovat. U některých probandů vstoupilo do průměrné hodnoty predikantů jen 5 měření, což bylo způsobeno v případě měření, kdy nebyl daný prediktor detekován. K popisu statistických vlastností míry síly vztahu proměnných $X_1 - X_4$ a $Y_1 - Y_{12}$ byl použit Kendallův korelační koeficient τ_r (12) k určení příslušného korelačního koeficientu mezi zjištěnými hodnotami morfologického tvaru a hodnotami zátěžových predikantů.

Korelační koeficienty znázorňuje tabulka č.5 a 6.

Tabulka č. 5:

Korelační matice pořadové korelace vstupních a výstupních proměnných zjištěných z průměrných hodnot u jednotlivých měření probandů u skluzu s odrazem. Korelační koeficient τ_r byl určován pouze v případě, že hladina významnosti p byla nižší než 5% ($p < 0,05$).

		X_1	X_2	X_3	X_4	Y_1	Y_2	Y_3	Y_4	Y_5	Y_6	Y_7	Y_8	Y_9	Y_{10}	Y_{11}	Y_{12}
		FL1/FL2	FL1/FL3	MF1/MF2	MF1/MF3	H1	H2	MI	MII	MIII	MIV	MV	T	F_t	F_{ml}	F_{lm}	x
X_1	τ_r	1,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,89	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
X_1	p	x	0,35	0,13	0,44	0,70	0,02	0,44	0,70	0,85	0,70	0,57	0,19	0,70	0,69	0,85	0,19
X_2	τ_r	0,00	1,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,87	0,00	0,00	0,00	0,00
X_2	p	0,35	x	0,70	0,25	0,44	0,69	1,00	1,00	0,33	0,44	0,35	0,01	0,13	1,00	0,09	0,09
X_3	τ_r	0,00	0,00	1,00	0,00	0,00	0,77	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
X_3	p	0,13	0,70	x	0,70	0,12	0,04	0,56	0,33	0,17	0,12	1,00	1,00	0,85	0,84	0,70	0,44
X_4	τ_r	0,00	0,00	0,00	1,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,83	0,00	0,79	0,00	0,00	-0,83
X_4	p	0,44	0,25	0,70	x	0,44	0,68	0,17	0,08	0,84	1,00	0,02	0,44	0,03	0,54	0,25	0,02

Legenda:

X_1-X_4 prediktory, Y_1-Y_{12} predikanty, τ_r = Kendallův korelační koeficient, p = hladina významnosti, **Pokud byl zjištěn vysoký koeficient hladiny významnosti, byla konečná korelace označena za nulovou!** X_1-X_4 jsou prediktory (poměry článků prstů), Y_1-Y_{12} jsou predikanty s označením dle definice vstupních závisle proměnných. Červeně jsou označeny zjištěné korelace. FL1 = falangeální délka palce, FL2 = falangeální délka druhého prstu, FL3 = falangeální délka třetího prstu, MF1 = metatarzofalangeální délka prvního prstu, MF 2 = metatarzofalangeální délka druhého prstu, MF3 = metatarzofalangeální délka třetího prstu. T1- oblast pod palcem, MI- oblast pod hlavičkou prvního metatarzu, MII- oblast pod hlavičkou druhého metatarzu, MIII- oblast pod hlavičkou třetího metatarzu, MIV- oblast pod hlavičkou čtvrtého metatarzu, MV- oblast pod hlavičkou pátého metatarzu, H1- vnější část paty, H2- vnitřní část paty. F_t = tlaková složka síly, F_{lm} = mediolaterální složka síly, F_{ml} = lateromediální složka síly, x = působí síla na nože brusle.

Z korelační matice lze vyčíst, že bylo nalezeno 6 pořadových korelací splňujících podmínku kladenou pro potvrzení hypotézy H1 u skluzu s odrazem. Přičemž tři pořadové korelace pocházejí z „měřicí brusle“ a tři pořadové korelace ze systému Footscan Insole[®]. Byla tak prokázána závislost mezi tvarovými charakteristikami nohy a dynamikou zatěžování. Tato závislost byla prokázána jak pro zátěžové charakteristiky měřené metodou Footscan Insole[®], tak pro zátěžové charakteristiky měřené „měřicí bruslí“.

U prediktoru X_4 byli zjištěny tři pořadové korelace, což je pro tuto pilotní studii vysoká četnost korelačních vztahů. Metatarzofalangeální poměr prvního a třetího prstu tak můžeme považovat za silný prediktor.

U predikantu Y_2 byly zjištěny dvě pořadové korelace. Vnější část paty tak můžeme považovat za významný predikant.

Tabulka č. 6:

Korelační matice pořadové korelace vstupních a výstupních proměnných zjištěných z průměrných hodnot u jednotlivých měřených probandů u brzdění. Korelační koeficient τ_r byl určován pouze v případě, že hladina významnosti p byla nižší než 5% ($p < 0,05$). Všechny hodnoty korelační matice jsou uvedeny v příloze 55.

		X_1	X_2	X_3	X_4	Y_3	Y_4	Y_5	Y_6	Y_7	Y_8	Y_9	Y_{10}	Y_{11}	Y_{12}
		FL1/FL2	FL1/FL3	MF1/MF2	MF1/MF3	MI	MII	MIII	MIV	MV	T1	F_t	F_{ml}	F_{lm}	x
X_1	τ_r	1,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
X_1	p	x	0,35	0,13	0,44	0,85	0,35	0,19	0,35	0,85	0,35	0,85	0,85	0,19	0,85
X_2	τ_r	0,00	1,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
X_2	p	0,35	x	0,70	0,25	0,19	0,85	0,35	0,57	0,09	0,57	0,35	0,85	0,09	0,19
X_3	τ_r	0,00	0,00	1,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
X_3	p	0,13	0,70	x	0,70	0,70	0,44	0,25	0,44	1,00	0,70	1,00	1,00	0,25	0,44
X_4	τ_r	0,00	0,00	0,00	1,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
X_4	p	0,44	0,25	0,70	x	0,70	0,44	0,70	1,00	0,44	0,70	0,13	0,44	0,25	0,13

Legenda:

X_1 - X_4 prediktory, Y_1 - Y_{12} predikanty, τ_r = Kendallův korelační koeficient, p = hladina významnosti, **Pokud byl zjištěn vysoký koeficient hladiny významnosti, byla konečná korelace označena za nulovou!** X_1 - X_4 jsou prediktory (poměry článků prstů), Y_3 - Y_{12} jsou predikanty s označením dle definice vstupních závisle proměnných. FL1 = falangeální délka palce, FL2 = falangeální délka druhého prstu, FL3 = falangeální délka třetího prstu, MF1 = metatarzofalangeální délka prvního prstu, MF 2 = metatarzofalangeální délka druhého prstu, MF3 = metatarzofalangeální délka třetího prstu. T1- oblast pod palcem, MII- oblast pod hlavičkou prvního metatarzu, MIII- oblast pod hlavičkou druhého metatarzu, MIV- oblast pod hlavičkou třetího metatarzu, MV- oblast pod hlavičkou pátého metatarzu, H1- vnější část paty, H2- vnitřní část paty. F_t = tlaková složka síly, F_{ml} = mediolaterální složka síly, F_{lm} = lateromediální složka síly, x = působíště síly na nože brusle.

Z korelační matice lze vyčíst, že u brzdění nebyl nalezen žádný signifikantní vztah splňujících podmínku kladenou pro potvrzení hypotézy H1. U brzdění tedy není prokázána žádná možná predikce pomocí tvarových charakteristik nohy. Brzdění tedy považujeme za příliš variabilní pohyb u zvolené hodnotící metodiky.

Interpretace výsledků

Zátěžové parametry zatížení plosky nohou korelují kladně v případě prediktoru X_1 a predikantu Y_2 . $\tau_r = 0,89$ při $p = 0,02$ u skluzu s odrazem. Z této prokázané konkordance lze tvrdit, že čím je falangeální poměr prvního a druhého prstu vyšší, tím v pozdější fázi pohybu dochází k zatížení oblasti metatarzů u skluzu s odrazem. Tento výsledek můžeme přičíst jevu, kdy samotný „delší palec vůči druhému prstu“ (bez delších metatarzů) není schopen zajistit dostatečnou oporu v brusli pro odraz a proto je tato nestabilita kompenzována delším zatížením oblasti paty v průběhu skluzu s odrazem.

Další parametry zatížení plosky nohy korelují negativně v případech prediktoru X_2 a predikantu Y_8 ($\tau_r = -0,87$ při $p = 0,01$) u skluzu s odrazem. Z této prokázané diskordance lze tvrdit, že čím je poměrná délka palce vůči třetímu prstu nižší, tím později dojde k zatížení palce v průběhu skluzu s odrazem. Tato závislost ukazuje, že pokud je u falangeální oblasti dostatečná opora prstů, tak může odraz gradovat i za jejich pomoci. Pozdější vrchol zatížení palce je typický i pro odraz při běhu a skocích.

Prediktor X_3 koreloval u skluzu s odrazem s predikantem Y_2 ($\tau_r = 0,77$ při $p = 0,04$). Z této prokázané konkordance lze tvrdit, že čím je metatarzofalangeální délka druhého prstu nižší (nebo je delší metatarzofalangeální délka palce), tím v pozdější fázi pohybu dochází k zatížení oblasti metatarzů. Tento výsledek můžeme přičíst jevu, kdy samotný „delší palec vůči druhému prstu“ (bez delších metatarzů) není schopen zajistit dostatečnou oporu v brusli pro odraz a proto je tato nestabilita kompenzována delším zatížením oblasti paty v průběhu skluzu s odrazem. Jde o stejnou predikční závislost jako v případě X_1 a Y_2 .

Parametry zatížení plosky nohy korelují negativně v případech prediktoru X_4 a predikantu Y_7 ($\tau_r = -0,83$ při $p = 0,02$) u skluzu s odrazem. Z této prokázané diskordance lze tvrdit, že čím je poměrná metatarzofalangeální délka palce vůči třetímu prstu nižší, tím později dojde

k zatížení oblasti **MV**(pátého metatarzu) v průběhu skluzu s odrazem. Tato závislost ukazuje, že pokud je u metatarzofalangeální oblasti dostatečná opora prvních tří prstů, tak může odraz gradovat i za pomoci oblasti **MV** (jejíž zapojení není pravidlem). K pozdějšímu vrchol zatížení oblasti **MV** během skluzu s odrazem totiž dojde pouze pokud je oblast **MV** aktivně zapojena.

Parametry zátěžových sil nosníku nože korelují kladně v případě prediktoru X_4 a predikantu Y_9 $\tau_r = 0,79$ $p=0,03$ u skluzu s odrazem. Z této prokázané konkordance lze tvrdit, že čím je poměrná metatarzofalangeální délka palce vůči třetímu prstu nižší, tím později dojde v průběhu skluzu s odrazem k maximu F_t . Pozdějším vrcholem F_t je umožněn delší interval pro produkci propulsní síly, která je z velké části realizována právě složkou F_t .

Parametry zátěžových sil nosníku nože korelují negativně v případě prediktoru X_4 a predikantu Y_{12} $\tau_r = -0,83$ $p=0,02$ u skluzu s odrazem. Z této prokázané diskordance lze tvrdit, že čím je poměrná metatarzofalangeální délka palce vůči třetímu prstu nižší, tím více se bude pohybovat působiště síly pod přední částí nože brusle. Menší palec bude značit přesunutí působiště síly více pod přední část nože brusle.

U brzdění (tabulka 6) nebyl mezi žádným prediktorem X_1 - X_4 a predikantem Y_1 - Y_{12} prokázán signifikantní vztah. Ani v jednom případě nebyla hladina významnosti $p < 5\%$. Brzdění mělo již v případových studiích častý výskyt vysokého variačního koeficientu v_x . Ukázalo se, že zátěžové síly u brzdění mají velmi variabilní průběh, který nelze vztahovat k tvarovým charakteristikám nohy.

Závěr

Pomocí výsledků studie byla potvrzena hypotéza H1, která předpokládala že morfologický tvar nohy predikuje její zátěžovou charakteristiku. Bylo prokázáno šest závislostí prediktorů s predikanty testovaných Kendallovým korelačním koeficientem, které tuto hypotézu potvrdily. Zjištěna byla konkordance u poměru prvního a druhého prstu s momentem počátku převahy zatížení metatarzů nad zatížením vnější oblasti paty ($\tau_r = 0,89$; $p = 0,02$) u skluzu s odrazem. U momentu počátku převahy zatížení metatarzů nad zatížením vnější oblasti paty byla prokázána konkordance i s metatarzofalangeálním poměrem prvního a druhého prstu ($\tau_r = 0,77$; $p = 0,04$) u skluzu s odrazem. U poměru prvního a třetího prstu byla zjištěna diskordance

s momentem vrcholu zatížení oblasti palce ($\tau_r = -0,87$; $p = 0,01$) během skluzu s odrazem. U metatarzofalangeálního poměru prvního a třetího prstu byla prokázána diskordance s vrcholem zatížení oblasti pátého prstu- **MV** ($\tau_r = -0,83$; $p = 0,02$) a diskordance s průměrnou polohou působíště síly na noži brusle vůči vztažnému bodu 0 ($\tau_r = -0,83$; $p = 0,02$) u skluzu s odrazem (vztažný bod 0 je pod předním komínem brusle). U metatarzofalangeálního poměru prvního a třetího prstu byla prokázána i konkordance s momentem maximální hodnoty tlakové složky síly F_t ($\tau_r = 0,79$; $p = 0,03$) u skluzu s odrazem. U skluzu s odrazem byly vyselektovány tvarové charakteristiky nohy-prediktory se signifikantně vyšší predikční hodnotou, což byl poměr metatarzofalangeální délky prvního a třetího prstu, který se prokázal jako silný prediktor minimálně tří zátěžových charakteristik.

Naopak u brzdění nebyla zvolenými metodami prokázána žádná závislost mezi prediktory a predikanty. Hladina významnosti p byla ve všech případech $p > 5\%$.

Vědecká otázka, zda lze na základě analýzy tvarových charakteristik nohy, dynamiky zatěžování nosníku bruslařské boty a plošky nohy v pilotní studii navrhnout řešení, která budou východisky pro další experimenty, byla z velké části zodpovězena kladně. Pro další kvantitativní výzkum lze navrhnout cílené experimenty, které budou mít vědeckou relevanci. Dvěma hlavními směry pro další výzkum je sledování změn **průběhu zátěžových sil v důsledku změn v podmínkách obuvi a kvantifikace optimálního způsobu zatěžování pro různé tvarové typy nohou**. Měření zátěžových sil na nosníku nože se osvědčilo jako přesný identifikátor interakce systému noha-brusle-podloží.

Nové výzkumné možnosti pro užití měřicí brusle vyplývající z provedení pilotní studie jsou:

- Měření změn průběhu dynamických sil v závislosti na zvoleném typu bruslařských bot
- Měření změn průběhu dynamických sil v závislosti na nových úpravách bruslařských bot
- Hodnocení techniky bruslení dle průběhu zátěžových sil
- Hodnocení efektivity odrazu nebo brzdění
- Měření velikostí zátěžových sil v důsledku změny rychlosti bruslení
- Zjišťování vztahu mezi dynamickým průběhem zátěžových sil a tvarovými charakteristikami nohy
- Výpočet mechanické zátěže nohy při pohybech na ledové ploše za použití bruslí

Vybraná použitá literatura:

- ELTZE J.. *Die Verordnung orthopadischer Zurichtungen am Konfektionsschuh und am ortho-padischen Aufbauschuh*. 1993, Deutsch-Oesterreich-Schweiz. Orthop. Kongress;. Grafeling Demeter Verlag.
- LOW, D. C., S. J. DIXON, Et al., "Footscan pressure insoles: Accuracy and reliability of force and pressure measurements in running." *Gait & Posture*, 2010,**32**(4): 664-666.
- PAVLÍŠ, Z., *Abeceda hokejového bruslení I*. Praha, Český svaz ledního hokeje 2000. ISBN 80-900188-8-2
- PEARSALL, D. J., R. A. Turcotte, et al., *Biomechanics of ice hockey*. Philadelphia 2000, Lippincott Williams & Wilkins.
- SHEKIN, D. J. , *Handbook of Parametric and Nonparametric Statistical Procedures*. Boca Raton, FL: CRC Press 2003.
- STERGIOU, N, *Innovative analyses of human movement*. Champaign, Human Kinetics, 2004.ISBN 0-7360-4467-1