



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

---

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

# **Senzomotorika a její využití při instabilitě hlezenního kloubu**

## **Sensory-motor Stimulation and Its Use in Instability of the Ankle Joint**

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Fyzioterapie

Autor bakalářské práce: Eliška Kapustová

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Dita Hamouzová

---

Kladno 2020



# ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kapustová** Jméno: **Eliška** Osobní číslo: **473770**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**  
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Fyzioterapie**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Senzomotorika a její využití při instabilitě hlezenního kloubu**

Název bakalářské práce anglicky:

**Sensory-motor Stimulation and Its Use in Instability of the Ankle Joint**

Pokyny pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce bude využití senzomotorické stimulace, doplněné manuální terapií u nestability hlezenního kloubu. Teoretická část bude pojednávat o anatomii a kineziologii nohy, převážně pak hlezenního kloubu a jeho funkcích. Dále bude zmíněn mechanismus distorzí, druhy nestability hlezna, klinický obraz a léčebné postupy (konzervativní i chirurgické). Budou uvedeny názory a pohledy různých autorů na senzomotorickou stimulaci. V metodologii popíšeme vyšetřovací metody a možnosti rehabilitace u nestability hlezenního kloubu, konkrétně aplikované ve druhé části práce. Praktická část se bude zabývat zkrácenými kazuistikami, fyzioterapeutickým plánem a technikami použitými při léčbě pacientů. V závěru práce budou prezentovány a komparovány výsledky úspěšnosti terapie.

Seznam doporučené literatury:

- [1] KOLÁŘ, Pavel et al., Rehabilitace v klinické praxi, ed. 1, Praha: Galén, c2009, ISBN 978-80-7262-657-1
- [2] DYLEVSKÝ, Ivan, Funkční anatomie, ed. První, Praha: Grada, 2009, ISBN 978-80-247-3240-4
- [3] DYLEVSKÝ, Ivan, Speciální kineziologie, Praha: Grada, 2009, ISBN 978-80-247-1648-0


Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Mgr. Dita Hamouzová**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**


Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**

  
prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., MBA, dr.h.c.  
podpis vedoucí(ho) katedry

  
prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student(ka) bere na vědomí, že je povinnen(a) vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

  
Datum převzetí zadání

  
Podpis studenta(ky)

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Senzomotorika a její využití při instabilitě hlezenního kloubu vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 31.05.2020

.....  
Eliška Kapustová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala paní magistře Ditě Hamouzové za pomoc při zpracování mé bakalářské práce, trpělivost, rady a konstruktivní připomínky. Mé poděkování patří také rehabilitačnímu oddělení Oblastní nemocnice Kladno, které mi umožnilo vstup do cvičeben a využití přístroje Zebris FDM-T.

## **ABSTRAKT**

Bakalářská práce se zabývá senzomotorickou stimulací a jejím využitím při instabilitě hlezenního kloubu. Členěna je na dvě základní části – teoretickou a speciální.

Teoretická část pojednává o anatomii a kineziologii nohy, především hlezenního kloubu a o jeho funkcích. Rozebírá problematiku distorzí, mechanismu jejich vzniku, popisuje druhy instabilit hlezna, uvádí a objasňuje chirurgické a konzervativní léčebné přístupy. Dále jsou v této části sepsány diagnostické postupy, které se využívají při vyšetření hlezenního kloubu. Na konci obecné části je rozebírána metoda senzomotorické stimulace.

V metodické kapitole jsou shrnuty vyšetřovací metody a postupy aplikované při výzkumu v rámci bakalářské práce.

Speciální – praktická část obsahuje osm vstupních vyšetření jednotlivých pacientů. Pacienti jsou v této části rozděleni do dvou skupin. Skupina A využívala metodu senzomotorické stimulace a skupina B posilovala svaly nohy a okolí hlezna převážně pomocí analytických cviků.

Na výstupní vyšetření a jejich porovnání se vstupními rozbory je zaměřena kapitola s výsledky, která také vyhodnocuje účinnost jednotlivých terapií. Kromě samotných výsledků a komparace se stavem na začátku léčby je v textu práce uvedeno procentuální zlepšení stability jednotlivých pacientů a skupin. V závěru výzkumu jsme dospěli k potvrzení lepší účinnosti metody senzomotorické stimulace. Zhodnoceny jsou také klady a zápory obou léčebných cest.

### **Klíčová slova**

Chronická instabilita hlezna; hlezenní kloub; senzomotorická stimulace; spirální dynamika; fyzioterapie

## **ABSTRACT**

This bachelor thesis deals with sensory-motor stimulation and its use with an instability of an ankle joint. It is divided into two parts – a theoretical and a practical part.

The theoretical part talks about the anatomy and a kinesiology of a foot, especially the ankle joint and its functions. It discusses issues of distortions, mechanisms of their origins and types of ankle instabilities. It also describes possible surgical and conservative treatments and approaches. Diagnostic procedures used in the examination of the ankle joint are also explained. The sensory-motor stimulation method is discussed in the final part of the theoretical section.

The methodology chapter summarizes the examination methods and procedures applied within the research of this bachelor thesis.

The practical part contains eight initial examinations of individual patients. The patients are divided into two groups. Group A talks about patients with whom the sensory-motor stimulation method was applied to and group B patients who strengthened the muscles of the leg and the ankle.

The chapter “Results” contains the final examinations, their comparison with the initial analyzes and a comparison of the effectiveness of the individual therapies. There is also a percentage evaluation of the improvement included. The research has proven a higher efficiency of the sensory-motor stimulation. The final analysis includes positives and negatives of both approaches.

### **Keywords**

Chronic ankle instability; ankle joint; sensory-motor stimulation; Spiraldynamik; physical therapy

## Obsah

1	Úvod.....	12
2	Cíle práce.....	14
3	Přehled současného stavu.....	15
3.1	Funkční anatomie nohy a hlezna .....	15
3.2	Kineziologie nohy .....	16
3.2.1	Articulatio talocruralis – horní kloub zánártní .....	16
3.2.2	Dolní kloub zánártní .....	17
3.3	Krokový cyklus .....	18
3.3.1	Kinetika hlezna a nohy .....	20
3.4	Funkce nohy .....	21
3.5	Ligamentózní aparát hlezna a jeho poranění .....	21
3.6	Akutní nestabilita hlezna.....	22
3.7	Chronická laterální nestabilita hlezna .....	23
3.7.1	Mechanická instabilita .....	24
3.7.2	Funkční instabilita .....	24
3.8	Terapie nestabilit hlezna .....	25
3.8.1	Akutní nestabilita .....	25
3.8.2	Chronická nestabilita .....	25
3.9	Vyšetření a hodnocení instabilit hlezna .....	26
3.9.1	Anamnéza .....	26
3.9.2	Aspekce .....	27
3.9.3	Palpace.....	28
3.9.4	Pasivní a aktivní pohyby .....	28

3.9.5	Funkční vyšetření laterální instability hlezna .....	30
3.10	Senzomotorická stimulace (SMS) .....	31
3.10.1	Podstata a cíle SMS .....	31
4	Metodika.....	33
4.1	Vyšetřovací metody.....	34
4.1.1	Anamnéza .....	34
4.1.2	Aspekce .....	35
4.1.3	Testování stability a stoje na plošině Zebris FDM-T.....	36
4.1.4	Funkční testy .....	36
4.2	Přístroj Zebris FDM-T .....	37
4.3	Terapeutické postupy .....	38
4.3.1	Mobilizační a relaxační techniky .....	38
4.3.2	Postizometrická svalová relaxace (PIR).....	38
4.3.3	Senzomotorická stimulace (SMS) .....	39
4.3.4	Cvičební jednotka pro skupinu A .....	41
4.3.5	Spiraldynamik.....	42
4.3.6	Cvičební jednotka pro skupinu B.....	43
5	Speciální část.....	47
5.1	Proband 1.....	47
5.1.1	Anamnéza .....	47
5.1.2	Aspekce, vyšetření stoje a chůze .....	48
5.1.3	Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T.....	49
5.1.4	Závěr vstupního vyšetření .....	49
5.2	Proband 2.....	50



5.2.1 Anamnéza .....	50
5.2.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze .....	51
5.2.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T .....	52
5.2.4 Závěr vstupního vyšetření .....	52
5.3 Proband 3 .....	53
5.3.1 Anamnéza .....	53
5.3.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze .....	53
5.3.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T .....	54
5.3.4 Závěr vstupního vyšetření .....	55
5.4 Proband 4 .....	56
5.4.1 Anamnéza .....	56
5.4.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze .....	56
5.4.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T .....	58
5.4.4 Závěr vstupního vyšetření .....	58
5.5 Proband 5 .....	59
5.5.1 Anamnéza .....	59
5.5.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze .....	60
5.5.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T .....	61
5.5.4 Závěr vstupního vyšetření .....	61
5.6 Proband 6 .....	62
5.6.1 Anamnéza .....	62
5.6.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze .....	63
5.6.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T .....	64
5.6.4 Závěr vstupního vyšetření .....	64

5.7	Proband 7 .....	65
5.7.1	Anamnéza .....	65
5.7.2	Aspekce, vyšetření stoje a chůze .....	66
5.7.3	Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T .....	67
5.7.4	Závěr vstupního vyšetření .....	67
5.8	Proband 8 .....	68
5.8.1	Anamnéza .....	68
5.8.2	Aspekce, vyšetření stoje a chůze .....	69
5.8.3	Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T .....	70
5.8.4	Závěr vstupního vyšetření .....	70
6	Výsledky .....	71
6.1	Skupina A – výstupní vyšetření .....	71
6.1.1	Proband 1 .....	71
6.1.2	Proband 2 .....	72
6.1.3	Proband 3 .....	73
6.1.4	Proband 4 .....	74
6.2	Skupina B – výstupní vyšetření .....	76
6.2.1	Proband 5 .....	76
6.2.2	Proband 6 .....	77
6.2.3	Proband 7 .....	78
6.2.4	Proband 8 .....	80
6.3	Porovnání skupin .....	81
7	Diskuze .....	84
8	Závěr .....	90

9	Seznam použitých zkratk.....	91
10	Seznam použité literatury.....	93
11	Seznam použitých obrázků .....	99
12	Seznam použitých tabulek.....	100
13	Seznam Příloh.....	101

# 1 ÚVOD

Téma bakalářské práce jsem zvolila proto, že z mého pohledu je nestabilita hlezenního kloubu problémem postihujícím široké spektrum populace. Smyslem práce je prohloubení znalostí a upřesnění informací o nestabilitách hlezenního kloubu. Snahou je také, aby bakalářská práce měla přínos pro osoby s nestabilitou hlezen (akutních i chronických distorzí) a pomohla jim při výběru a volbě správné terapie.

Hlezenní kloub je složitá funkční jednotka a nepostradatelná část dolní končetiny, důležitá pro zajištění nosné i lokomoční funkce člověka [1].

Mezi častá poranění, ať už při sportu či běžných denních aktivitách, se řadí poranění ligamentózního aparátu hlezenního kloubu. Závažnost poranění zmíněného aparátu se rozděluje do tří skupin – distenze, částečné natržení ligament a kompletní přetržení. Hlavní příčinou nestability jsou vazy, ale spolu s jejich poraněním může docházet také ke kostním lézím i poškození dalších okolních tkání [2].

Traumata v oblasti hlezna jsou často podceňována. Ze strany lékařů v některých případech nedochází ke vhodné diagnostice a léčebné péči. Pacientům často nebývá po odeznění akutních obtíží indikována fyzioterapie, napomáhající k obnovení funkce. Z pacientovy strany zase chybí důslednost a trpělivost při léčbě. Možností léčby nestabilit hlezna je v dnešní době velké množství – konzervativní i operační.

Při nedoléčení, nesprávně zvolené terapii nebo brzkém navrácení se do běžného života mohou nastat komplikace. Ligamenta nejsou dostatečně zhojena, proto u mnoha pacientů dochází k chronickým obtížím, kterými jsou nestability hlezna. Jejich projevem jsou časté opakující se distorze, bolest, giving way fenomén. Nestability omezují život pacienta (např. při sportovních aktivitách) a mohou snižovat kvalitu života.

Teoretická část práce pojednává o anatomii a kineziologii nohy a hlezna a jejich funkcích. Dále je řešena problematika poranění ligamentózního aparátu hlezna, možné přístupy při terapii. Jsou zde zmíněna vyšetření a hodnocení instabilit. Poslední část se pak věnuje metodě senzomotorické stimulace.

V kapitole metodika jsou uvedeny všechny vyšetřovací metody a léčebné postupy, použité při terapiích.

Praktická část je zaměřena na komparaci dvou skupin pacientů, kterým byly indikovány odlišné aktivní terapie. Výsledky jsou uvedeny, vyhodnoceny a porovnány v závěru textu bakalářské práce.

## 2 CÍLE PRÁCE

Cílem této bakalářské práce je zjištění účinnosti metody Senzomotorické stimulace v porovnání s analytickým cvičením s prvky Spiraldynamik pro chronickou instabilitu hlezenního kloubu. V práci budeme komparovat různé terapeutické přístupy a určíme, který způsob léčby je pro většinu pacientů vhodnější. Na závěr zhodnotíme výhody a nevýhody využitých metod.

Bakalářská práce by mohla být dále využita k prohloubení znalostí a upřesnění informací o dané problematice přímo pro pacienty s danou diagnózou a pomoci při řešení obtíží. Dále by mohla posloužit fyzioterapeutům, kteří by mohli na základě našich výsledků zhodnotit a vybrat přijatelnější řešení do své praxe.

## 3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

### 3.1 Funkční anatomie nohy a hlezna

Noha je distální část dolní končetiny. Má základní postavení stejné jako ruka, přesto zde najdeme mnoho rozdílů jak stavebních, tak funkčních vzhledem k funkci při vzpřímeném stoji a chůzi. Rozdíly pozorujeme již u skeletu. Charakteristická je redukce (zkrácení) článků prstů, zesílení zánártních kostí a zmenšená pohyblivost mezi jednotlivými segmenty [1] [3] [4].

Zánártí, nárt a články prstů jsou třemi oddíly nohy. Kostra nohy má kostní členění podobné ruce. Nalezneme mezi nimi rozdíl ve velikostech a poměru jednotlivých komponent. Zatímco na ruce zaujímá carpus jednu šestinu délky ruky, na noze mají tarsy polovinu délky nohy. S délkou článků prstů je to naopak: prsty nohy představují pětinu délky nohy, zatímco u ruky zaujímají prsty polovinu délky [1] [4].

Klouby nohy (*articulationes pedis*) mají několik skloubení, které můžeme rozdělit do různých úrovní. Spojení vidlice bércových kostí s kostí hlezenní (*talus*) se nazývá horní kloub zánártní (*articulatio talocruralis*) neboli kloub hlezenní. Kloubní štěrbina vybíhá do tibiofibulární syndesmosy. Jedná se o tzv. dolní tibiofibulární skloubení. Mezi tibií a fibulou se místo chrupavek nachází fibroadipózní tkáň. Dolní kloub zánártní je složen ze zadního oddílu (*articulatio subtalaris*) a předního oddílu, dále složeného z mediální části (*articulatio talocalcaneonavicularis*) a laterální části (*articulatio calcaneocuboidea*). Jednotlivé segmenty zpevňují kloubní pouzdra a mohutný aparát ligament [5] [6].

Linie na sebe vzájemně navazujících kloubů talonavikulárního úseku talokalkaneonavikulárního kloubu a *articulatio (art.) calcaneocuboidea* se nazývá Chopartův kloub, další linii představuje Lisfrankův kloub. Jedná se o spojení mezi tarsálními a metatarsálními kostmi [7].

## 3.2 Kineziologie nohy

U dolní končetiny, aby správně fungovala a zajišťovala lokomoci, je zapotřebí dvou funkcí, a to statické a dynamické. Ke správné lokomoční funkci je nutné, aby byla noha jak flexibilní, tak i tuhá. Noha je v první fázi kroku pružná, přizpůsobivá a na konci kroku funguje jako rigidní páka. Tvar, postavení jednotlivých kostí, jejich spojení ligamenty a fixace klenby nohy bérčovými svaly, zajišťují celkovou pružnost nohy. Spojení kostí tvoří mnoho kloubních spojů. Pružící efekt s drobnými posuny kloubů i přes velmi omezené pohyby zůstává přítomen [3] [1] [4].

Hlavní pohyb nohy je zajištěn dvěma klouby – horním a dolním zánártním kloubem. Pohyblivějším z nich je horní zánártní kloub (articulatio talocruralis), umožňující flexi a extenzi nohy. Everzi a inverzi zajišťuje dolní kloub zánártní [1] [4].

Tvary kloubních ploch hlezenního kloubu zapříčiňují, že nedochází k jednoduchému pohybu typu plantární flexe (flexe) a dorsální flexe (extenze), ale zároveň k inverzi a everzi nohy. Současně s plantární flexí (PF) se objevuje mírná inverze, při dorsální flexi (DF) pak everze. S pohyby hlezenního kloubu jsou spojeny i pohyby bércových kostí. Tažení fibuly vpřed se děje u PF. Pohyb fibuly vzad a nahoru je spojen s DF nohy. Při těchto souhybech je zajišťována stálá obnova polohy zevního kotníku [1] [8].

### 3.2.1 Articulatio talocruralis – horní kloub zánártní

Hlezenní kloub je složený, tvarem kladkový kloub, kde se vzájemně dotýkají os tibie, os fibulae a os tali. Rozdílně zakřivené okraje (vnitřní a zevní) talu způsobují při flexi nohy zevní rotaci bérce. V důsledku širší plochy vpředu je v extenzi kloub stabilnější. Při flexi je vidlice talu a fibuly uvolněná a je možný pohyb do stran. Z biomechanického pohledu existuje art. talocruralis spíše kvůli stabilitě než mobilitě [3] [4] [7] [9].



Za značně nestabilní článek skeletu nohy je považován talus, proto musí být stabilizován rozsáhlým systémem vazivových struktur. Kloubní pouzdro se upíná na okrajích ploch kloubu. Postranní vazy zpevňují kloubní pouzdro, které je volné a slabé. Mediálním zesilujícím vazem je ligamentum (lig.) collaterale mediale (vnitřní postranní vaz). Díky svému tvaru je často označován jako lig. deltoideum. Pro stabilitu hlezna je důležitá hluboká vrstva vazů, probíhající mezi vnitřním kotníkem a talem. Do hluboké vrstvy patří lig. tibiotolare anterius a lig. tibiotolare posterius. Lig. deltoideum pars tibionavicularis, pars tibiocalcanea a pars tibiotalaris posterior tvoří povrchovou vrstvu mediálních vazů. Zesílení kloubního pouzdra z laterální strany je zajištěno lig. collaterale laterale, mající tři části. Za hlavní fixátor hlezenního kloubu je označován lig. talofibulare anterius (ATFL), který hraje důležitou roli v předozadní stabilizaci hlezenního kloubu. V popsaném místě se nejčastěji vyskytují poranění zevního postranního vazy při traumatech s mechanismem do supinace. Extrakapsulární struktura krytá šlachami fibulárních svalů je lig. calcaneofibulare (CFL) [1] [6] [9].

Pohyby typu flexe a extenze se dějí okolo příčné osy kladky. Rozsah flexe v horním zánártním kloubu je 35-40° a extenze zhruba 20°. Celkový pohyb od flexe do extenze je v rozpětí přibližně 90°. Maximální rozsah pohybu se však plně nevyužívá. Při chůzi je využito zhruba 60° z celkového rozsahu kloubu. Flexi horního hlezenního kloubu zajišťuje m. (musculus) triceps surae. Mohutný a dlouhý přední holenní sval (m. tibialis anterior) je hlavní sval provádějící extenzi, zároveň také udržuje podélnou klenbu nohy [1] [4] [8].

### **3.2.2 Dolní kloub zánártní**

Dolní kloub zánártní je spojení mezi os tali, os calcaneus a os naviculare. Zadní oddíl tvoří art. subtalaris, jeho kloubní plochy pak zadní plocha talu a calcaneu. Kloub patří mezi kulovité, jeho pouzdro je tenké a krátké. Kloubní pouzdro a kloub zpevňují lig. talocalcaneum laterale et mediale a lig. talocalcaneum interosseum [4].

Přední oddíl se skládá ze dvou částí – mediální a laterální. Mediální úsek tvoří art. talocalcaneonavicularis, v laterální části najdeme art. calcaneocuboidea. Kloubní pouzdro je zpevnováno vazy, které dotvářejí plochy kloubu [3] [6].

Lig. calcaneonaviculare plantare je vaz vedoucí od spodní plochy talu k os naviculare. Lig. bifurcatum ve tvaru písmene V se nachází na dorsální straně nohy. Je natažen od os calcaneus na os naviculare a os cuboideum [1].

Hlezenní a subtalární kloub tvoří tzv. funkční jednotku, ve které pohybový rozsah kloubů umožňuje vzájemnou funkční kompenzaci. Příklad: kompenzačně zvýšený rozsah pohybu v art. subtalaris je způsoben zvětšenou rotací v hlezenních kloubech. Šikmá osa, okolo níž jsou prováděny pohyby subtalárního kloubu, prochází od laterální strany calcaneu po vnitřní okraj os naviculare. Jedná se o pohyby ve frontální rovině, a to rotace zánoží (pronace a supinace). Osa svírá různé úhly s transverzální i sagitální rovinou, proto se zde vyskytuje i abdukce s addukcí, plantární a dorsální flexe. U kloubu se vyskytují odchylky úhlů, svíraných osou s rovinami. Z důvodu změny polohy, orientace osy během pohybu a velkého individuálního úhlového rozsahu, je náročné využívat současný klasický model [1] [6].

### 3.3 Krokový cyklus

Základním způsobem lokomoce lidí po dvou DKK (dolních končetinách) je bipedální chůze. Zahajovací fázi, cyklickou fázi a fázi ukončení považujeme za tři hlavní prvky chůze. V krokovém cyklu se objevují a jsou popisovány opakující se pohyby, vykonávané dolní končetinou (DK) v průběhu cyklického období. Hlavními fázemi cyklu, které jsou rozděleny stanovenými událostmi na jednotlivé etapy, jsou fáze oporná a švihová [6].

Fáze opory začíná kontaktem paty s podložkou. Hlezenní kloub je v prvním období postupného zatěžování v dorziflexi, postupně se na podložku pasivně pokládá ploska nohy. Pronace subtalárního kloubu je vyvolána kontaktem

s laterálním výběžkem os calcaneum. Minimální stabilitu a maximální volnost kloubu zapříčiňuje výše zmíněná pronace subtalárního kloubu. Tzv. pantovým mechanismem je v souladu s flexí kolenního kloubu pomocí pronace v art. subtalaris vyvolána ADD (addukce) talu a VR (vnitřní rotace) bérce. Krátce po dopadu paty na podložku začíná realizace pohybu KK (kyčelního kloubu) do extenze. Pánev rotuje na stranu oporné končetiny, dochází k VR v KK. Společná flexe kolene, PF v hlezenním kloubu a pronace zánoží mají za úkol tlumit nárazy při došlapu [6].

Následuje etapa střední opory, charakterizováno kontaktem celé plosky nohy s podložkou. V hlezenním kloubu nastává po plantární flexi pasivní dorsiflexe. Art. subtalaris se dostává do supinace díky mírnému odlepení paty a přesunu zatížení na přednoží. Přednoží není schopno kvůli zatížení vnější hrany následovat zánoží do supinace. Proto nastává v Chopartově kloubu relativní pronace, vedoucí ke zpevnění kloubu kalkaneokuboidního. Díky všem uvedeným mechanismům je noha vnímána jako pevná páka a lze ji využít pro odraz. Kolenní kloub při dosažení maximální flexe v rámci oporné fáze začíná extenzi spolu se ZR (zevní rotací) bérce a ABD (abdukci) talu [6].

V průběhu období aktivního odrazu, které je nejzásadnější pro pohyb vpřed, nastává aktivní plantární flexe hlezenního kloubu. Supinace subtalárního kloubu a pronace Chopartova kloubu pokračují. Maximální extenze je dosaženo v kolenním kloubu (KoK), KK se dostává do neutrálního postavení a pokračuje do extenze [6].

Při pasivním odlepení pokračuje v hlezenním kloubu plantární flexe, supinace v kloubu subtalárním a pronace v Chopartově kloubu. Dále probíhá dříve zahájená flexe kolenního kloubu. Po dokončení maximální extenze KK následuje flexe [6].

Švihová fáze má tři části. Při zahájení švihu nastává flexe v KK, v první polovině fáze pokračuje flexe KoK, poté se mění v opačný pohyb – extenzi.

Hlezenní kloub dosahuje v období středního švihu nulového postavení, v němž je na konci fáze švihu připraven pro kontakt nohy s podložkou. V otevřeném kinematickém řetězci pracuje art. subtalaris. Os calcaneus se dostává do pronace, ale těsně před kontaktem s podložkou dochází k supinaci. Dřívější ZR pánve a femuru se mění ve VR v momentě rotování do ZR kontralaterální strany [6].

Fázi dvojí opory a fázi jedné opory je možné určit při porovnávání krokových cyklů obou DKK [6].

Ačkoliv jsou principy chůze společné, v načasování, kvalitativním a kvantitativním vyjádření se vyskytují individuální odchylky. Pohl, Messenger a Buckley sledovali vzájemný vztah maximální pronace (resp. supinace) zánoží a vnitřní (resp. zevní) rotace bérce, která je výrazně větší při běhu než při chůzi. Vnitřní rotace nastává u běhu později. Pronace zánoží zůstává u chůze delší dobu než za běhu [6].

### **3.3.1 Kinetika hlezna a nohy**

Pomocí modelu tří zhoupnutí (podle Perryho) je popisován cyklus kroku v oblasti hlezna a nohy. Zhoupnutí umožňují plynulý pohyb a nejmenší ztrátu kinetické energie. Přes zadní okraj kalkaneu, kudy prochází vektor reakční síly podložky, se odehrává první zhoupnutí. Pohyb je přibrzděn pomocí svalů na přední straně bérce a jejich excentrické kontrakce. U fáze střední opory je vektor reakční síly před hlezenním kloubem. V tomto momentě dochází ke druhému zhoupnutí. Třetí zhoupnutí se odehrává okolo hlaviček metatarsů (MT). Začíná se nadlehčovat pata, excentrická kontrakce svalů zadní strany bérce se mění v koncentrickou a bérce se vzhledem k podložce pohybuje vpřed. Svaly nahrazují svou prací ztrátu kinetické energie v průběhu prvních dvou zhoupnutí [6].

### 3.4 Funkce nohy

Lokomoce a správné držení těla jsou umožněny vyváženou a koordinovanou souhrou svalových skupin, provádějící pohyb kloubů. K posuzování funkce pohybu a objevení patologií je důležitá znalost funkčních řetězců. Při narušení správné pozice kloubu dochází ke změně motorického stereotypu. Změny se časem projeví skrze svalový systém ovlivněním funkce osového orgánu i okolních kloubů na pohybu celého systému. Jeden ze znaků stabilizace postury a celkové lokomoce je správná funkce nohy. Klenby nohy (podélná a příčná) zajišťují pružnost stoje a chůze [10] [11].

Významné poruchy hybnosti, které omezují vůli kloubů, jsou v oblasti hlezna a tarzálních kůstek. Postižení art. talocruralis, druhého, třetího, čtvrtého tarsometatarzálního kloubu a art. subtalaris bývají nejčtenější. Chodidlo je vnímáno jako klíčová oblast celé pohybové soustavy. Mechanická, ale především reflexní statika těla je ovlivňována aferencí chodidla [12].

### 3.5 Ligamentózní aparát hlezna a jeho poranění

Traumata laterální části hlezna patří k nejčastějším úrazům pohybového aparátu. Z pohledu traumatologie jsou struktury ligament hlezna členěny do tří systémů – tibiální, fibulární strana kloubu a ligamenta syndesmózy. K poranění ligament může docházet samostatně nebo bývají součástí fraktur maleolů [2].

Členění poškození ligament do tří stupňů využívá také Kleiger. První stupeň, kdy ligamentózní poranění nepřispívá ke vzniku poruchy stability hlezna, označuje jako distorzi. Do druhého stupně zařazuje akutní nestabilitu, kde se vlivem traumatu ligament zvýší pohyblivost talu. Talus však při tomto typu poranění zůstává usazen ve vidlici. Pokud je talus dislokován z vidlice, jde o třetí stupeň poranění nazývaný luxace. Současně s poraněním ligament může dojít k poruše okolních tkání nebo kostí. Vazy jsou hlavním systémem, způsobujícím nestabilitu [2].

Traumata vazů ve třech úrovních od lehkých po těžké rozděluje Cotler následovně:

1. distenze s fibrilárními vazovými rupturami;
2. výraznější poranění se zachováním spojitosti vazů;
3. úplné porušení a přetětí vazů – třetí, nejtěžší stupeň [2].

Centrální nervová soustava (CNS) zprostředkovává stabilitu hlezna přes aktivní a pasivní stabilizátory. Aktivními stabilizátory jsou myšleny svaly a pasivními vazy. Za hlavní aktivní stabilizátor hlezna (u supinačního mechanismu úrazu) je považován sval s hlavní funkcí pronace nohy - m. peroneus longus. Špatné načasování nebo jeho oslabení vede ke snížení reakce a tím i zvýšenému riziku poškození laterálních vazů [13].

Poraněné vazy se zpravidla zahojí, ne vždy je zhojení bez následků. Při vytržení vazů z úponu se buď přichytí a zhojí na jiném místě nebo vzniká hypertrofická jizva, která následně omezuje pohyb. Léze uvnitř vazů se může vyplnit zjizvenou strukturou. V důsledku prolongace zjizvené tkáně se objevuje nestabilita. Kromě jizevnatých míst je riziko osifikace nebo kalcifikace a vzniku například tibiofibulární synostózy v oblasti narušení syndesmózy. Poranění ligament hlezna se dělí na akutní a chronické [2].

### **3.6 Akutní nestabilita hlezna**

Laterální akutní nestabilita vzniká podvrtnutím neboli distorzí hlezna v důsledku nadměrné supinace paty a ZR nohy. K podvrtnutí může dojít v počátečním kontaktu paty se zemí jak při chůzi, tak i při doskoku. Řadí se mezi nejčastější sportovní i běžné úrazy. V závislosti na působící síle v průběhu podvrtnutí dochází buď k distenzi, částečné či celkové ruptuře nebo ruptuře pouzdra kloubu. Pokud napětí vazů přesáhne svoji pevnost, pak dochází k poruše ligamenta. Zvýšená PF při počátečním kontaktu paty se zemí zvyšuje pravděpodobnost vzniku distorze. Nejvíce trpící struktury jsou lig. talofibulare

anterius a anterolaterální část kloubního pouzdra. Komplikací distorze hlezna je především vznik chronické nestability kotníku a časté recidivy kloubních výronů [14] [15] [16].

Klinický obraz se u akutní nestability liší vzhledem k velikosti poranění ligament. U podvrtnutí nebo částečné ruptury vazů nemívá pacient problém s dokončením probíhající pohybové aktivity. Teprve po skončení zátěže a s odstupem času po ní dochází k omezení pohybu, otoku a bolesti. Bezprostřední bolest, velký otok a hematoma pod zevním kotníkem ukazují na kompletní přetržení ligament. Pacient není při ruptuře schopen postavit se na postiženou nohu [14].

Kotrányiová popisuje pět nejčastějších mechanismů vzniku distorzí:

1. inverze (addukce + supinace + plantární flexe) – poškození lig. calcaneofibulare, lig. tibiofibulare anterius a lig. tibiofibulare posterius (PTFL);
2. everze (abdukce + pronace + dorzální flexe) – poranění lig. deltoideum;
3. rotace – možné poranění vazů pod vnějším kotníkem; nejčastější jsou fraktury zevního kotníku;
4. flexe a extenze – dochází k luxaci talu;
5. vertikálně působené násilí – vznik tibio-fibulární diastázy a vražení talu mezi tibií a fibulu [16].

### **3.7 Chronická laterální nestabilita hlezna**

K chronické laterální instabilitě dochází v důsledku těžšího stupně úrazu nebo nesprávně vedené léčby akutního poranění vazivového aparátu zevní strany hlezna. O chronické nestabilitě hlezna se dá hovořit, pokud nestabilita a nejistota, recidivující otoky a bolesti trvají šest měsíců a více. Pacienti trpící laterální nestabilitou hlezna mívají pocity podklesávání končetiny, popisováno jako tzv. „giving way“ fenomén [2] [14] [16] [17].

Taghavi uvádí, že chronickou nestabilitu hlezna lze rozdělit na mechanickou a funkční [17].

### **3.7.1 Mechanická instabilita**

Mechanická nestabilita bývá způsobena částečnou či parciální rupturou ligamenta. Je třeba brát v potaz také patologickou vrozenou laxicitu nebo získanou předchozími úrazy. Většinou ji lze bez problémů rozlišit pomocí zobrazovacích metod. Akutní mechanická nestabilita se vyskytuje spolu s kompletní rupturou ligament. Při špatném hojení dříve poraněných ligament, například pokud nebyla terapie správně vedena, se vyskytuje chronická mechanická nestabilita. Vrácením se pacienta k pohybovým aktivitám před doléčením se mechanická odolnost ligament zcela neobnoví a vazy zůstávají v pozici prolongace. Vlivem toho dochází ke vzniku laxicity ligament [18].

### **3.7.2 Funkční instabilita**

Funkční instabilita hlezna je výsledkem poškození kontroly postury, chybnou aferencí z mechanoreceptorů. Aferentní nervová vlákna vazů nohy a hlezna řídí reflexy, pomáhající stabilizaci nohy při lokomoci. U vymknutí kotníku dochází k částečné poruše proprioceptorů, tím je narušena i reflexní stabilizace chodidla. Ke vzniku funkční instability dále vede poranění vazivových i mechanických tkání. Důsledkem je poškození senzomotorické funkce, projevem pak například výše zmiňovaný fenomén „giving way“. Vlivem narušení receptorů se vůči nadměrnému napětí struktur objevují neodpovídající dynamické obranné mechanismy. U funkční nestability hlezna je někdy možné nalézt zjizvení po prodělané ruptuře. Ve většině případů však nejsou vidět žádné histologické změny ligament [18] [19].

Jak bylo zmíněno v podkapitole „Funkce nohy“, jakékoliv narušení pozice kloubu nebo poranění vazů v oblasti nohy a hlezna může mít za následek řetězení poruchy do vyšších segmentů. Existují studie, které dokazují souvislost



akutního nebo opakovaného poranění hlezna v minulosti s narušením posturální kontroly [18].

## **3.8 Terapie nestabilit hlezna**

### **3.8.1 Akutní nestabilita**

Jako u většiny onemocnění je nejlepší terapií prevence vzniku poranění. Do prevence řadíme převážně úkony, které je možné aktivně a vědomě ovlivnit. Jsou jimi například větší soustředěnost, správné doléčení předchozího úrazu nebo správná a pevná obuv. Pokud dojde k náhlé distorzi bez kompletní ruptury vazů, využívá se tzv. funkční terapie, která obsahuje princip RICE (Rest – klid; Ice – led; Compression – komprese; Elevation – elevace) a krátkodobou imobilizaci pomocí měkké bandáže či obvazu. Po odeznění bolesti a ústupu otoku přichází na řadu rehabilitace, která má za cíl rozhýbávání končetiny následované cviky s postupným zatěžováním končetiny a posílením okolního svalstva. Funkční léčbu je vhodné doplnit dalšími terapeutickými metodami, které urychlují hojení. Nejvíce užívanými jsou: ultrazvuk, střídavé koupele, elektroterapie (diadynamický, interferenční proud) nebo galvanoterapie [13] [14] [20] [21].

Při kompletní ruptuře ligament se dají využít dva přístupy. Prvním z nich je výše zmíněná funkční terapie. Končetina je v dlaze nebo ortéze po dobu tří až čtyř týdnů, je však povolena zátěž. Po uplynutí dané doby následuje rehabilitace. Druhý způsob je operační a jedná se o suturu neboli sešití utrženého vazů [14].

### **3.8.2 Chronická nestabilita**

U správné terapie po akutní distorzi hlezna, by chronická nestabilita neměla vzniknout. Pacienti však musí být trpěliví a dodržovat zásady funkční terapie i po odeznění akutních příznaků jako jsou bolest a otok [15].

Pokud vznikne chronická nestabilita, lze využít terapii jak konzervativní, tak operační. Většinou bývá ordinované aktivní cvičení pro posílení měkkých struktur hlezna a zlepšení narušené propriocepce. Ke konzervativní terapii

můžeme přidat navíc např. mobilizace, k uvolnění napětí a obnovení správné „joint play“, tzv. kloubní hry. Operační léčbu aplikujeme v případě, že nepomohly konzervativní postupy terapie. Využití operační léčby je na posledním místě, a to v případě, že pacientům nepomohly konzervativní terapeutické postupy. Chirurgicky se problém řeší anatomickou nebo neanatomickou rekonstrukcí vazů [2] [17] [19] [22].

Čistě anatomická rekonstrukce se v dnešní době příliš často nevyužívá. Nejlepších výsledků dosahuje modifikovaná anatomická rekonstrukce podle Broströma. Díky skvělým výsledkům je zmíněný postup používán nejčastěji. Při využití anatomické metody se provádí rekonstrukce původního vazů, je přitom zachována fyziologická anatomie, kinematika a biomechanika. Operatér pracuje pouze s tkání poškozených vazů, ostatních tkání se zákrok netýká [17] [18].

Při využití neanatomické rekonstrukce chronické instability kotníku se nezasahuje do laterálních vazů. Poraněná ligamenta jsou nahrazována jinými strukturami. Používají se převážně šlachy peroneálních svalů (nejčastěji m. peroneus brevis) nebo Achillova šlacha. Pohyb v subtalárním kloubu je po operaci permanentně narušen. Dochází k porušení a změně kinematiky hlezna a můžeme zaznamenat existenci částečné nestability. Později se vyskytují komplikace způsobené nesprávnou fyziologií hlezna. Proto jsou neanatomické rekonstrukce vnímány jako krajní řešení v případě selhání ostatních terapií [17] [18] [21].

### **3.9 Vyšetření a hodnocení instabilit hlezna**

#### **3.9.1 Anamnéza**

Při vyšetření a zjišťování typu nestabilit hlezna hraje významnou roli kromě aspekce a klinických testů anamnéza. Od pacienta zjišťujeme všechna dřívější zranění v oblasti hlezna. Lépe určíme diagnózu, je-li pacient schopen popsat

směr síly úrazu prvního poranění nebo alespoň nejběžnější mechanismus. Je vhodné se pacienta zeptat, zda při prvním úrazu pocítil prasknutí. Slyšitelné trhnutí většinou ukazuje na rupturu vazy a nejtěžší stupeň úrazu. Dále nás zajímá, jak byl pacient schopen zatížit nohu po poranění neboli schopnost chůze či pokračování ve sportu. S tím souvisí i doba, po které se objevily první symptomy (otok, bolest, ztuhnutí). Jedna z posledních věcí, která nás v rámci osobní anamnézy zajímá, jsou subjektivní pocity pacienta. K tomu řadíme převážně příznaky zbytkové instability – dříve zmiňovaný „giving way“ fenomén, otok, bolest, ztuhlost a slabost. Důležité je také vědět, zda byla nutnost opětovného použití pomůcek pro zpevnění kotníku (ortéza, bandáž, tape). Nakonec od pacienta zjišťujeme léčbu aplikovanou ihned po zranění (např. princip RICE) a rehabilitační opatření v následujících týdnech po úrazu [2] [16].

### 3.9.2 Aspekce

Podstatnou součástí vyšetření pomocí aspekce je, obdobně jako u ostatních kloubů DK, stoj a chůze. Ve stoji v klidu pozorujeme a hodnotíme celé chodidlo a patu – její varozitu či valgozitu. Při vyšetřování nemůžeme přehlédnout rozložení sil na chodidle. Zatížení paty by mělo být stejné jako zatížení vnitřní a vnější hrany. Dále si všímáme kontaktu prstů s podložkou a jejich využití v opoře, zejména u palce. Testem náklonu (Véleho test) vyšetřujeme reakci prstů nohy při přenesení těžiště dopředu. Reakci můžeme považovat za oslabenou, když se prsty velmi málo zapojují. Pokud není patrná žádná reakce, považujeme reflex za vyhaslý [14].

U chůze se stejně jako u stoje zaměřujeme na správné zatížení vnitřní a vnější strany chodidla. Posuzujeme také možné tendence k zevním nebo vnitřním rotacím. Zevní rotace nohy bývá spojena se zevní rotací kyčelního kloubu. Vnitřní torze tibie nebo zvětšená anteverze krčku zapřičiňují chůzi ve vnitřní rotaci. K orientačnímu vyšetření hlezna a subtalárního kloubu (síla

a pohyblivost) používáme různé modifikace chůze – zevní a vnitřní hrany chodidla, chůze po špičkách nebo po patách. Prsty a palec mají velmi důležitý význam biomechanický a proprioceptivní. Je tedy nutné sledovat jejich aktivitu při chůzi [14].

### **3.9.3 Palpace**

Palpaci svalů a šlach v okolí hlezna nemůžeme při vyšetřování vynechat. Vyšetřujeme měkké tkáně (kůže, podkoží, fascie, sval) a jejich tonus. U svalů se zaměřujeme na spoušťové body, tzv. Trigger Points (TrPs). Z pohledu instabilit hlezna je pro nás ještě významnější vyšetření dráždivosti, grafestezie a pohybcitu neboli sensorických funkcí. Přejetím ostřejším předmětem přes plosku zjišťujeme dráždivost. Téměř žádná odpověď nebo nadměrná je považována za nefyziologickou. Pacienti se zvýšenou senzitivitou, až hypersenzitivitou, našlapují více na přední polovinu plosky. Udržování stability je zhoršené u jedinců s kožní hyposenzitivitou. Vyvažování se provádí proximálnějšími částmi těla, převážně pánevním pletencem. Při vyšetření stoje i chůze nalézáme hypertonus m. quadriceps femoris a ischiokrurálních svalů [14] [22].

### **3.9.4 Pasivní a aktivní pohyby**

Funkci pasivních struktur (převážně kloubů) a svalů, které mohou být příčinou omezeného rozsahu, vyšetřujeme pasivním pohybem [22].

V určitém okamžiku pasivního pohybu začneme vnímat postupně narůstající odpor, který se ke konci stává nepřekonatelným. Z fyziologického hlediska existují dva typy bariér – anatomická a fyziologická. Kostěná struktura udává anatomickou bariéru, která je chráněna a na pacientovi nedosažitelná. V okamžiku pocitu prvního (minimálního) odporu mluvíme o fyziologické bariéře (překonatelná a pružná). Patologickou bariéru, omezující rozsah pohybu a minimálně pružící, využíváme k diagnostice porušené funkce. Bariéra má obecně funkci ochrannou. Obstarávají ji měkké tkáně, převážně svaly [22].

Vyšetření pasivní dorsiflexe nohy provádíme při extenzi i flexi kolene, z důvodu uvolnění m. gastrocnemius. Nemělo by docházet k falešnému dojmu dorsální flexe, z toho důvodu je zapotřebí správná fixace art. subtalaris a Chopartova kloubu v inverzním postavení. Pohyby kolem podélné osy do supinace a pronace vyšetřujeme v Chopartově a subtalárním kloubu. V Chopartově kloubu dále zjišťujeme rozsah ABD a ADD přednoží. Vychylováním paty do varozity a valgozity, zkoumáme posunlivost kalkaneu vůči talu, zároveň fixujeme art. tibiotalaris v neutrálním postavení [14].

Do vyšetření funkčních aktivních pohybů zařazujeme dorzální a plantární flexi, inverzi, everzi a cirkumdukci. Při pozorování sledujeme rozsah pohybu, svalovou sílu a koordinaci pohybu [14].

*Tabulka 1 - Pasivní pohyby kloubů [23]*

KLOUB	POHYB	ROZSAH
Art. Talocruralis	Plantární flexe	45-50°
	Dorsální flexe	10-30°
Art. Subtalaris	Inverze	35-50°
	Everze	15-30°
Metatarsophalangové klouby (MTP)	Flexe	45°
	Extenze	40-90°
Interphalangeální kloub palce	Flexe	70-90°
	Extenze	0-5°

Rozsahy proximálních interphalangeálních kloubů (PIP) a distálních interphalangeálních kloubů (DIP) prstů jsou v zanedbatelném rozsahu, proto se v praxi nevyužívají [23].

### 3.9.5 Funkční vyšetření laterální instability hlezna

K funkčnímu vyšetření hlezna se využívají manuálně prováděné testy. Pomáhají při určování stupně instability a rozlišování patologie na malou, střední a velkou. Nález je vhodné porovnat, proto se klinické vyšetření provádí i na zdravé noze [14] [16].

K testování integrity ATFL, přední části kloubního pouzdra a lig. fibulocalcaneare slouží Anterior drawer test (přední zásuvkový test). Provádí se v sedě na lehátku s nohama flektovanýma přes okraj. Jednou rukou vyšetřující fixuje distální část bérce zepředu, druhou dlaní obejmě patu. Noha zůstává uvolněná ve flexi zhruba 20°. Vyšetřující vyvine tlak přes kalkaneus na talus a snaží se ho vysunout vpřed z tibiofibulární vidlice. Test je pozitivní, pokud se talus posune o více než 10 mm jednostranně. Při porovnávání obou DKK je pozitivita potvrzena rozdílem 3 mm a více. Posun talu často doprovází lupnutí. U pozitivního nálezu je viditelný sulcus tali před hlezenním kloubem [14] [20] [24].

Pro zjištění stavu lig. fibulocalcaneare, lig. talofibulare anterius, lig. deltoideum a lig. talofibulare posterius se používá Talar tilt test (boční vyklonění talu). Pacient může sedět na okraji stolu nebo ležet. Vyšetřující fixuje spodní třetinu bérce. Druhou rukou obejmě patu a provádí everzi (pro testování lig. deltoideum) a inverzi (pro ostatní vazy) v art. subtalaris. Při testování lig. talofibulare anterius je noha volně v PF. Do neutrální polohy dává vyšetřující pacientovu nohu ke zjištění laxicity lig. calcaneofibulare a lig. deltoideum. Maximální dorziflexi využívá vyšetřující k ověření stavu lig. talofibulare posterius. Test je možné hodnotit jako pozitivní, pokud pacient pocítí bolest nebo je jednostranné vyklonění větší než 9°. Při stranovém porovnání je rozdíl větší než 3° [14] [20] [25].

Ke zjištění narušené posturální kontroly stojné fáze kroku lze využít modifikovaný Rombergův test podle Freemana. Noha s chronickou nestabilitou

se snaží udržet stabilitu tzv. kyčelní strategií, zatímco u jedinců bez nestabilit hlezna využívá pronace a supinace – hlezenní strategie. Udržení těžiště nad opěrnou bází je v druhém případě (větší zapojení svalů okolo hlezna) snadnější [18].

### **3.10 Senzomotorická stimulace (SMS)**

Metoda vypracovaná okolo roku 1970 neurologem a rehabilitačním lékařem profesorem Vladimírem Jandou a rehabilitační pracovnící Marií Vávrovou vyháází z Freemanovy metody [14] [26].

Podstatu většiny poruch funkcí hlezna viděl Freeman ve funkční instabilitě šlach, svalů a kloubních pouzder. Šlachové receptory u chronického přetížení laterálních vazů reagují na normální napínání opožděně, proto se i kompenzace svalových reakcí v krajních mezích dostavuje se zpožděním. Na základě toho autor metody usoudil, že je třeba terapii zaměřit nejen na uvolňovací a posilovací cviky, ale převážně na reedukaci narušené propiocepce. Pro rehabilitaci hlezna (poúrazových a pooperačních stavů, instabilit hlezna a poruch statiky nohy) vytvořil nový cvičební postup na nestabilních plošinách [14] [26].

Dříve bylo na neurologické a ortopedické poruchy nahlíženo jako na samostatné problémy. O jejich souvislostech a propojení nikdo neuvažoval. Postupem času a získáváním dalších informací o pohybovém aparátu bylo zjištěno, že ortopedické poruchy nelze zcela oddělit od neurologických a naopak. Neurogenní složka je výraznou součástí kostně kloubního aparátu, který byl označen za zdroj změněné propioceptivní informace [27].

#### **3.10.1 Podstata a cíle SMS**

Podstatou SMS jsou dva stupně motorického učení:

První stupeň představuje snahu vytvořit si základní funkční spojení k nově učenému pohybu. Na celém postupu se podílí převážně dvě části mozkové kůry obsahující senzorickou a motorickou oblast (parietální a frontální lalok). Řízení

pohybů na úrovni mozkové kůry je velmi vyčerpávající a energeticky náročné, proto se po zvládnutí alespoň základního pohybu přesouvá řízení nově naučeného pohybu na nižší mozkovou úroveň, do podkorového centra [26] [27].

V rámci druhého stupně se učené pohyby fixují, jsou prováděny více automaticky, proto je řízení motoriky rychlejší a méně únavné. Nevýhodou může být fakt, že fixovaný stereotyp je velmi těžké ovlivnit a změnit [27].

Cílem metody je dosažení automatické, reflexní aktivace požadovaných svalů za účelem menšího využití kontroly z mozkové kůry. Při dosažení subkortikální kontroly jsou svaly aktivovány v potřebném stupni a časovém sledu. V danou chvíli pak dochází k nejméně vyčerpávajícímu provedení pohybu [26] [27].

Metoda směřuje k facilitaci proprioceptorů ovládajících stoj a vertikální držení těla a aktivaci spino-cerebello-vestibulárních drah. Pomocí facilitovaných struktur ovlivňuje lokomoci a vyvolává reflexní svalový stah daného pohybového stereotypu. Aferentní signál vedou nejen kožní receptory, ale také receptory plosky nohy a krátké okcipitální svaly. Pomocí automatizované aktivity svalů je možné odstranit svalovou nerovnováhu určitých částí těla, ale také pozitivně ovlivnit nejčastější pohybové aktivity člověka, kterými jsou stoj a chůze [26] [27].



## 4 METODIKA

Kapitola se věnuje popisu metod, využitých v bakalářské práci. Je zde uvedena informace o místě, na kterém se prováděla vyšetření i terapie a o výběru probandů.

Kineziologické vyšetření spolu s vyšetřením stojů na dynamické plošině Zebris FDM-T bylo použito před začátkem terapií. Zhodnocení terapií proběhlo pomocí porovnání vstupního a výstupního vyšetření spolu s vyšetřením na přístroji.

K terapii jsme využili prostory fyzioterapeutické ambulance v Oblastní nemocnici Kladno. Probandy jsme vybírali z žen studentského věku. Všechny ženy byly aktivně sportující ve věku mezi 21–23.

Rehabilitační léčba trvala 8 týdnů od února do dubna 2020, následně byla realizována výstupní vyšetření.

Skupina cvičící metodu senzomotorické stimulace byla označena jako skupina A. Do skupiny B byli zařazeni pacienti cvičící autoterapeutickou jednotku v domácím prostředí.

Probandi nebyli zařazeni do skupin v závislosti na stupni jejich obtíží, ale v kontinuitě na domluvě o tom, jaký typ terapie upřednostňují a v souvislosti s jejich časovými možnostmi. V případě skupiny cvičící metodu senzomotorické stimulace bylo důležité, aby pacienti docházeli do ambulance alespoň jednou týdně.

Pacienti v ambulantní terapii cvičili jednou až dvakrát týdně. Druhá skupina byla na začátku léčby poučena, dostala tištěné a popsané posilovací cviky a terapii se věnovala třikrát týdně.

## 4.1 Vyšetřovací metody

Všechny vyšetřovací metody byly zaměřeny převážně na nohu a okolí hlezna.

### 4.1.1 Anamnéza

Důležitou část vyšetření tvoří anamnestické údaje, získané přímým rozhovorem s pacientem. Informace od pacienta jsou podstatné k určení příčin bolestí pohybového aparátu. Je důležité se ptát na okolnosti, vedoucí ke vzniku obtíží (např. prudký pohyb). Celkový průběh obtíží je vhodné zaměřit na informace týkající se dané bolesti – kdy se bolest objevuje (v noci, při pohybu) a její charakter. Mikrotraumata a zranění z minulosti většina pacientů podceňuje, pro nás jsou však významným faktorem. Při rozhovoru s pacientem se vyptáváme také na sociální situaci v rodině, rodinné vztahy, zaměstnání, stavební bariéry, podmínky bydlení atd. Otázky by neměly být zavádějící. Zároveň by měly být pokládány tak, abychom se dozvěděli co nejvíce informací. Pokud bychom chtěli anamnestická data doplnit zpětně, je možné se pacienta vyptat i v průběhu terapie [14].

„Anamnestická data vyhodnocujeme a posuzujeme vždy v kontextu s klinickým vyšetřením.“ [14, s. 25]

Do kompletní anamnézy patří níže uvedené složky:

- Nynější onemocnění (NO) - aktuální obtíže, které k nám pacienta přivedly;
- Osobní anamnéza (OA) - údaje o úrazech a operacích, o prodělaných chorobách, kvůli kterým je nyní pacient sledován;
- Rodinná anamnéza (RA) - choroby nejbližší přímé rodiny (rodiče a sourozenci);
- Pracovní a sociální anamnéza – popis charakteru zaměstnání a pracovního prostředí, nejčastější pracovní poloha (stoj, sed), nejčastěji

prováděné pohybové stereotypy, stresové momenty související se zaměstnáním, rodinné a partnerské vztahy;

- Sportovní anamnéza (SpA) - aktivity mimo práci, provozování sportů;
- Alergologická anamnéza (AA) - alergie na léky a kontrastní látky, typ alergické odpovědi (kožní reakce, dechové obtíže);
- Farmakologická anamnéza (FA) - dlouhodobě užívané léky (název, dávkování) [14].

V osobní anamnéze a nynějším onemocnění jsme se probandů vyptávali na okolnosti vzniku první distorze, kdy přibližně problémy začaly. Dále jsme zjišťovali frekvenci úrazů, poúrazový stav a s ním spojenou bolest s otokem. Poté nás zajímalo, zda mívají probandi pocity podklesávání nohy (giving way fenomén) a jak často se tento jev objevuje. Použili jsme i další složky anamnézy, zejména nás zajímala sportovní anamnéza. Při sportu dochází často k úrazům a svalová soustava bývá dlouhodobě přetěžována. To může vést k chronickým zdravotním problémům.

#### **4.1.2 Aspekce**

Aspekce je důležitou složkou klinického vyšetření pacienta. V průběhu velmi krátké doby získáváme informace a poznatky o stavu pacienta. Poděbradská ve své knize rozděluje aspekci na povšechnou a cílenou [14] [28].

Povšechná aspekce by se dala popsat jako první dojem. Všimáme si, jakým způsobem pacient vstupuje do ordinace, jeho chůze, sedu, stoje, celkového držení těla a způsobu svlékání oblečení. Vnímáme výraz pacienta, pohyby očí při popisování subjektivních pacientových obtíží. Povšechná aspekce nám umožňuje pozorovat pacientův přirozený a nekorigovaný pohyb a chování [14] [28].

Cílená aspekce se provádí ve stoji v klidu. Pacienta pozorujeme zezadu, zepředu a z boku. Zezadu si všimáme symetrie, tvaru a postavení pat, symetrie, tvaru a tloušťky Achillových šlach, symetrie tibiální a fibulární strany lýtek,

podkolenních rýh, kontury stehen z mediální a laterální strany a symetrie subgluteálních rýh. Zepředu pozorujeme symetrii zatížení hran chodidel, příčnou a podélnou klenbu, symetrii mediálního kotníku, symetrii patel, osové postavení DKK, kontury vnitřní a vnější strany stehen a symetrii spina iliaca anterior superior (SIAS). Ze strany zjišťujeme symetrii zatížení chodidel, prohlédneme si oblast malleolus lateralis, konturu lýtkových svalů, popliteální rýhu, konturu DKK, stehen, symetrii hýžďových svalů a porovnáváme symetrii mezi SIAS a spina iliaca posterior superior (SIPS). [28] [29]

U aspekce zepředu jsme se zaměřili na zatížení hran chodidel, klenby nohou, symetrii mediálních malleolů, šíři baze, symetrii patel, osové postavení DKK a symetrii SIAS. Zezadu jsme si všímali postavení calcaneu, jeho odchylek od normy (varózní nebo valgózní postavení) a co se stane, pokud se pacient postaví na špičky. Dále pak na symetrii popliteálních a subgluteálních rýh. U aspekce z boku jsme pozorovali celkové postavení DKK a symetrii SIAS a SIPS. Jako doplňující vyšetření chůze na dynamometrické plošině jsme pozorovali zatížení plosky nohy.

#### **4.1.3 Testování stability a stoje na plošině Zebris FDM-T**

Při použití plošiny Zebris Rehawalk jsme zajistili devět různých měření ke zjištění stability. Jednalo se o vyšetření čtyř stojů (stoj o normální bazi, stoj o úzké bazi, stoj na pravé a levé noze), které byly testovány s otevřenými i zavřenými očima. Doplňujícím vyšetřením byla chůze.

#### **4.1.4 Funkční testy**

Posledním vyšetřením byly dva manuální funkční testy. Pomocí Anterior drawer testu jsme zjišťovali především stav lig. talofibulare anterius. Druhý test – Talar tilt – byl prováděn z důvodu vyšetření stavu lig. fibulocalcaneare a lig. deltoideum.

## 4.2 Příklad Zebris FDM-T

K objektivnímu hodnocení jsme zvolili dynamickou plošinu Zebris FDM-T (Treadmill) od německé firmy Medical GmbH. Příklad je tvořen z pohyblivého pásu, pod nímž se nachází vrstva se senzory. Pomocí kapacitních tlakových senzorů zachycuje statické a dynamické rozložení tlaku pod chodidly při stoje nebo chůzi. Měření lze kontrolovat ihned v aplikaci nainstalované v připojeném počítači (Software Suite zebris FDM). Barevná škála otisku chodidla ukazuje rozložení tlaku, udávané v jednotkách  $N/cm^2$  [30] [31] [32].

Při analýze stoje se stranové a předozadní zatížení zobrazí jako číselná hodnota i pruhový graf. Linka spojující hlavní body těla poskytuje okamžitou informaci o symetrii (nebo asymetrii) rozložení zátěže. Údaje o měření se zaznamenávají za vymezené období, ve kterém jsou výsledky průměrovány. Obrys chodidla se znázorněným tlakem ( $N/cm^2$ ), poloha těžiště, poměr zatížení levé a pravé nohy udávané v procentech s procentuální zátěží přednoží a pat, jsou parametry, které se objevují ve výsledné zprávě analýzy stoje [30] [31] [32]

Hlavní parametry chůze jsou zobrazeny v hodnotící zprávě. Patří k nim otisk chodidel v podobě barevné škály tlakových sil ve všech fázích kroku ( fáze opory, švih, fáze dvojí opory). U stojné fáze obou DKK se zobrazují maximální a průměrné hodnoty sil tlaku. V tabulce jsou uvedeny údaje, které ukazují srovnání délek švihové fáze kroku, délku kroku, šířku báze a kadenci mezi levou a pravou DK. Report je dále zaměřen na přenos Centre of Pressure (COP), respektive střed rozložení tlaku během krokového cyklu. Příklad vytvoří ze snímané chůze tzv. motýlkový diagram, zaznamenávající trajektorii a přenos COP v průběhu fáze jedné a dvojí opory [30] [31] [32].

Každý proband byl před začátkem obeznámen s průběhem vyšetření. Testy chůze trvaly 30 s, vyšetření stoje pak 10 s. Pokyny byly pro všechny probandy stejné – být naboso, klidně stát, dívat se dopředu a mít horní končetiny podél těla.

## **4.3 Terapeutické postupy**

### **4.3.1 Mobilizační a relaxační techniky**

U funkčních poruch pohybové soustavy můžeme využít mobilizační a relaxační techniky. Postup lze využít i u strukturálních poruch, a to v případě, že jsou zdrojem poruch funkčních. Jedná se o postupné, nenásilné obnovování hybnosti v kloubu. Ve směru kloubní blokády provádíme nenásilné, opakované pohyby, které opakujeme deset až patnáctkrát. K mobilizaci využíváme distrakci, anterioposteriorní posun, laterolaterální posun, rotační pohyby a zaúhlení do stran [22].

U námi prováděné terapie jsme u některých probandů využili mobilizaci Lisfrankova a Chopartova kloubu, mobilizaci IP, MTP kloubů a zánártních kůstek [22].

### **4.3.2 Postizometrická svalová relaxace (PIR)**

Vhodná metoda pro relaxaci svalů, k ovlivnění svalových spasmů, TrPs a bodů maximální bolestivosti je PIR. Při léčbě je vhodné dodržovat popsany postup dle Lewita. První krok je dosažení předpětí svalu, polohy, kdy je sval v maximální délce. Pacienta vyzveme k minimálnímu odporu proti terapeutovi s pomalým nádechem. V izometrii je vhodné vydržet zhruba 10 s. Po uplynutí dané doby přichází fáze relaxace. Pacientovi řekneme, aby pomalu vydechoval, a přitom se uvolnil. Ke spontánnímu prodloužení svalu dochází vlivem dekontrakce. Délka relaxace je zhruba dvacet sekund. Případné opakování provádíme až ve chvíli, kdy cítíme, že se sval již neprodlužuje. Postup opakujeme tři až pětkrát [12].

K autoterapii využíváme tzv. Zbojanovu antigravitační metodu (AGR). Pacient neklade odpor proti terapeutovi, ale pouze proti gravitaci. Při fázi relaxace využíváme působení samotné gravitace. Dýchání zůstává stejné jako u PIR [12].

### 4.3.3 Senzomotorická stimulace (SMS)

Cvičení se z velké části provádí ve vertikálním postavení. Před samotným cvičením jsou zapotřebí různé postupy, zajišťující normální funkce periferních tkání (kůže, podkoží, vazy a klouby). Využívané jsou především pasivní pohyby, zaměřující se na uvolnění, obnovení kloubní vůle, odstranění blokády a protahování zkrácených svalů. Každé cvičení je nutno začít facilitací chodidla pomocí stimulace masážním míčkem, kartáčování nebo např. chůze po malých oblých kamenech [27].

U tréninku je důležité postupovat od distálních částí proximálně. Vše začíná u chodidel. Nejprve se nacvičuje vsedě tzv. malá noha. Snažíme se o zkrácení a zúžení chodidla v podélné a příčné ose. U prvních pokusů o malou nohu jde především o pasivní pohyb. Fixujeme patu, druhou rukou pasivně zkracujeme a protahujeme chodidlo. Pacient postup sleduje a vnímá průběh. Opakování pasivního pohybu se doporučuje třikrát až pětkrát. Poté se přechází k aktivnímu pohybu s dopomocí. Nácvik malé nohy vsedě končí jejím aktivním provedením. Po zvládnutí cvičení vsedě se přechází do stoje [14] [26] [27].

Při korekci ve stoji se snažíme o tzv. korigovaný stoj, u kterého se kromě malé nohy zaměřujeme na korekci kolen, stabilizaci pánve, nakonec správné držení hlavy a ramen. Korigovaný stoj je základním předpokladem pro další cvičení. Korekce ve stoji je důležitá ke zlepšení vnímavosti, pozornosti a dobré procítění kontaktu s podložkou [27].

V prvním stupni tréninku stoje přenáší pacient váhu (pohybem hlezenních kloubů) na přednoží, paty však zůstávají na podložce [27].

Dalším krokem je mírná flexe kolen (tzv. odemčení) a ZR kyčelních kloubů, pomocí níž se osy kolen dostanou nad zevní okraje chodidel [27].

Poslední, třetí stupeň spojuje malou nohu s přechozími dvěma stupni. Pacient vytvoří malou nohu, lehce flektuje kolena, v kyčelních kloubech udělá ZR, provede mírný náklon těla k dosažení rovnoměrného rozložení váhy. Poté zatlačí

nohy do podložky a v podélné ose protáhne tělo. Ramena jsou mírně tlačena dolů, ale zůstávají uvolněná. Stejným postupem se nacvičuje stoj na jedné DK [27].

Jakmile pacient zvládá výše zmíněné cviky, je možné přejít na labilní plochy. Labilními pomůckami, používající se při terapii, jsou kulové a válcové úseče, balanční sandály, točna, minitrampolína, balanční míče, BOSU, dynair (neboli čočka) a pěnové podložky. Ke zvýšení náročnosti můžeme využít např. pohyby horních končetin nebo házení si s míčem [27].

Pro výzkum do bakalářské práce jsme použili mobilizace drobných kloubů nohy, z facilitačních metod pichlavé míčky a z labilních ploch jsme využili pěnovou podložku, BOSU a čočku. Výběr vybavení pro terapii se odvíjel od domácí vybavenosti pacienta, aby mohli kdykoliv cvičit sami doma.

Při terapii jsme u všech probandů, indikovaných k senzomotorické stimulaci, postupovali stejným způsobem. Před samotným cvičením jsme prováděli protažení m. quadratus plantae, m. triceps surae a svalů přední strany bérce pomocí antigravitační relaxace. Se všemi pacienty jsme cvičili stejné cviky vypsané níže. Každý cvik je specifikovaný v příloze (viz Příloha 1 - Cvičební jednotka pro skupinu A – SMS).

Od 6. týdne jsme se s pacienty s ohledem na situaci s Covid-19 domluvili na domácí autoterapii. Rozeslali jsme sepsané cviky, aby mohli bez problémů pokračovat. V případě potřeby jsme jim byli k dispozici. Cviky byly v souladu s plánovanými cviky uvedenými níže.



#### 4.3.4 Cvičební jednotka pro skupinu A

1. týden

„MALÁ NOHA“

KORIGOVANÝ STOJ

2. týden

KORIGOVANÝ STOJ NA 1 KONČETINĚ

NÁKROKY VPŘED, VZAD A DO STRAN (bez labilních ploch)

3. týden

STOJ NA 1 KONČETINĚ S POHYBEM HORNÍCH KONČETIN

(vzpažovat/upažovat)

NÁKROKY VPŘED

VÝPADY VPŘED

4. týden

STOJ NA 1 KONČETINĚ S POHYBEM HKK

VÝPADY

CVIKY NA LABILNÍ PLOŠE

NÁKROKY – VPŘED, VZAD, DO STRAN

KORIGOVANÝ STOJ NA OBOU DKK

5. týden

STOJ NA 1 NOZE

CVIKY NA LABILNÍ PLOŠE

NÁKROKY VPŘED A VZAD

STOJ NA OBOU DKK

POHUPOVÁNÍ V PŘEDOZADNÍM A BOČNÍM SMĚRU

PODŘEPY NA LABILNÍ PLOŠE

6. týden

STOJ NA 1 NOZE

LABILNÍ PLOCHA

NÁKROKY VPŘED A VZAD, KORIGOVANÝ STOJ

NÁKROKY DO STRAN

KORIGOVANÝ STOJ S POHYBEM HKK

STOJ NA JEDNÉ NOZE

VÝPADY

7. týden

LABILNÍ PLOCHA

POHUPOVÁNÍ V PŘEDOZADNÍM A BOČNÍM SMĚRU

STOJ S POHYBEM HORNÍCH KONČETIN

NÁKROKY VPŘED, VZAD, DO STRAN, VÝPADY VPŘED

8. týden

OPAKOVÁNÍ NA LABILNÍ PLOŠE

STOJ – KOREKCE SPRÁVNÉHO STOJE

PŘENÁŠENÍ VÁHY – ZAJIŠTĚNÍ OPTIMÁLNÍHO ROZLOŽENÍ VÁHY

STOJ + HÁZENÍ S MÍČEM

NÁKROKY VPŘED, VZAD, DO STRAN

VÝPADY

#### **4.3.5 Spiraldynamik**

Koncept Spiraldynamik vychází ze strukturálních principů přírody. Dvojitá spirála a polarita jsou v metodě považovány za základní stavební kameny. Polaritou je myšlen vzájemně se ovlivňující pohyb a protipohyb. Kloub je složen ze dvou kostěných struktur jdoucích vůči sobě a vzájemně se ovlivňují. Stejně tak jsou na sobě závislé nádechy a výdechy nebo agonista a antagonisty pohybu. Nejlépe vyhovující funkce pohybu definuje Spiraldynamik ve 3D dynamice lidského pohybu [33] [34].

Spirální princip je všude okolo nás. V lidském těle ho můžeme nalézt např. ve stavbě kostí, vazů nebo svalů. Pro lokomoci kupředu je nepostradatelné dynamické levo-pravé spirální sešroubování trupu. Důležité je také vzájemné propojení spirál na horních a dolních končetinách [33] [34].

#### **4.3.6 Cvičební jednotka pro skupinu B**

Pro skupinu B jsme sestavili cvičební jednotku obsahující deset plus dva cviky. Cvičební jednotka je složená z analytických cviků se základy z metody Spiraldynamik. Analytické cviky jsou izolované a zaměřené na určitý sval nebo partii svalů.

##### **1. STOJ na špičkách**

Výchozí poloha: vzpřímený stoj, chodidla rovnoběžně a na šířku kyčlí

Provedení: stoupněte si na špičky, na obou končetinách by měla být stejná váha

- proveďte maximální pohyb v hlezenních kloubech

vydržte 5-10 s

opakování 3x10

Pozor: nevtáčejte kolena a kotníky dovnitř nebo ven

##### **2. SPIRALDYNAMIK: Cit pro vnímání kontaktu se zemí [35]**

Výchozí poloha: stoj, chodidla rovnoběžně a na šířku kyčlí

Provedení: přivřete nebo úplně zavřete oči – přemisťujte váhu těla do stran, dopředu a dozadu

- nakonec se zastavte na středu – snažte se o rovnoměrné rozložení váhy na chodidlech

- důležité je vnímat podložku a rozložení tlaku na chodidlech

### 3. SPIRALDYNAMIK: Vzpřímené paty [35]

Výchozí poloha: vzpřímený stoj

Provedení: střídavě přenášejte váhu na vnější a vnitřní hrany pat, pohyby provádějte velmi pomalu

- pohyb ukončete v momentě, kdy získáte pocit, že jsou paty pevně a rovně
- výdrž 30 s  
opakování 5x

Vhodná je kontrola druhé osoby nebo v zrcadle

### 4. Podřepy [36]

Výchozí poloha: stoj, chodidla mírně vytočená ven, rozkročení na šíři ramen

Provedení: mějte váhu více na patách, proveďte podřep - „vyšpulení hýždí“

- osa trupu je rovnoběžná s osou bérce, neprohýbat se v bedrech
- kolena míří dopředu, jsou zhruba nad špičkami – vertikální osa prochází ramenem, kolenem a koncem špiček
- celý pohyb provádějte pomalu, nespěchejte

opakování: 3x10

### 5. Stoj na 1 noze („flamingo“) [35]

Výchozí poloha: stoj, opora o celá chodidla (vnější i vnitřní hrany)

Provedení: přeneste váhu na jednu končetinu a udržte stabilitu

- druhou končetinu mírně pokrčte v koleni i kyčli

opakování 3 - 5x na každou nohu, s výdrží 30 s

Pozor: I při stoji na jedné noze si hlídejte správný stoj („korigovaný stoj“)

### 6. Chůze po špičkách

Výchozí poloha: vzpřímený stoj, chodidla mějte rovnoběžně a na šířku kyčlí

Provedení: stoupněte si na špičky a provádějte na nich drobné krůčky

opakování 3x 20 m

Pozor: držte nohu a bérce v jedné ose, nevtáčejte kotníky a kolena ven nebo dovnitř

## 7. Chůze po patách

Výchozí poloha: vzpřímený stoj, chodidla rovnoběžně a na šířku kyčlí

Provedení: přeneste váhu na paty a odlepte prsty od podložky, provádějte drobné krůčky

opakování: 3x20 m

Pozor: nepřenášejte váhu na vnější hranu chodidel

## 8. Výpady vpřed

Výchozí poloha: vzpřímený stoj

Provedení: pomalu přesouvejte váhu těla dopředu (celá chodidla zůstávají na zemi) až do pocitu přepadnutí, v ten moment udělejte jednou končetinou nárok vpřed

opakování: 3x10 na každou nohu

Pozor: hlídejte si správné postavení nohy - „korigovaný stoj“, koleno nevtáčejte dovnitř, nemělo by přesahovat přes špičku, osa trupu je rovnoběžná s osou bérce, vertikální osa prochází ramenem, kolenem a koncem špičky

## 9. Ná kroky do strany

Výchozí poloha: stoj, chodidla u sebe

Provedení: vykročte jednou dolní končetino do strany, přeneste nad ni váhu, trup zůstává rovný, udělejte mírný podřep nad nakročenou nohu

opakování: 3x10 na každou stranu

Pozor: koleno i špička míří dopředu, záda jsou rovná, osa trupu rovnoběžná s osou bérce, hlava v prodloužení trupu, koleno je na úrovni špičky (osa prochází ramenem, kolenem a koncem špičky) a nevtáčí se dovnitř

## 10. Vtáčení a vytáčení špiček [37]

Výchozí poloha: sed na židli, DK mírně od sebe, chodidla opřena o zem, špičky míří vpřed

Provedení: nejprve vytočte špičky ven (od sebe), vydržte 5 s, poté je vtočte dovnitř (k sobě) a znovu vydržte 5 s

opakování: 6 - 10x

Pozor: v průběhu cviku neodlepujte chodidla od země, snažte se je udržet celou dobu na zemi; kolena zůstávají v klidu, nevtáčejte ani nevytáčejte je

## CVIKY NAVÍC

### Spirála nohy [35]

Výchozí poloha: sed, položte jednu nohu na koleno druhé dolní končetiny

Provedení: jednou rukou chyťte patu, druhou přední část nohy

- „ždímejte“ nohu – patu vytáčejte ven, přednoží dovnitř

### Pídalky [35]

Provedení: sed, chodidla se opírají o podložku, jsou rovnoběžně, špičky míří dopředu

- cvik nejprve provádějte na jednu a následně na druhou nohu

- ploskou nohy provádějte takzvaný “pídalkový” pohyb – nejdříve dochází k přisunutí paty k prstům, které jsou položeny na podložce, následně zůstane ležet pata a odtáhnou se prsty dopředu

- cvik se dá provádět i směrem zpět, opačně

## 5 SPECIÁLNÍ ČÁST

### Skupina A

#### 5.1 Proband 1

Pohlaví: žena

Věk: 21

Vstupní vyšetření: leden 2020

##### 5.1.1 Anamnéza

Nynější onemocnění (NO):

- bolesti v oblasti pravého kotníku a chodidla, občas se po větší zátěži objevuje mírný otok
- časté distorze hlezna, pocity nestability a podklesávání – přibližně jednou měsíčně
- obtíže začaly zhruba před dvěma lety
- distorze - 2 - 3x do roka

Obecná anamnéza (OA):

- 2002 - operace lokte po zlomenině
- skolióza – kompenzovaná, pravostranná hrudní křivka; pravý ramenní kloub výše; levá SIAS níže

Rodinná anamnéza (RA):

- podobné problémy v rodině neguje

Sportovní anamnéza (SpA):

- balet, golf, běh, kondiční cvičení, příležitostně jízda na inline bruslích, lezení na stěně, v zimě lyžování

Farmakologická anamnéza (FA):

- pacientka užívá hormonální antikoncepci

Pracovní anamnéza (PA): studentka

### 5.1.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze

#### Zepředu

- zatížení hran chodidel na pohled symetrické
- pokles kleneb obou DKK
- kotníky symetrické
- šíře baze – normální
- pately symetrické
- osové postavení DKK
- SIAS – levá níže

#### Zezadu

- paty – pravý kalkaneus v mírné valgozitě
- při stoji na špičky jde pravý calcaneus mírně do supinace
- popliteální rýhy symetrické
- pravá subgluteální rýha kratší

#### Zboku

- rekurvace kolen
- pánev v anteverzi

#### Chůze

- větší zatížení vnějších hran chodidel



Tabulka 2 - vyšetření ligament – Proband 1 (zdroj vlastní)

	Pravá DK	Stranové porovnání
<b>Anterior drawer test</b>	Lupnutí při provedení	Bez většího rozdílu
<b>ATFL</b>	Mírná bolest, nad 9°	Nad 3°
<b>CFL</b>	Mírná bolest, nad 9°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Pod 9°	Bez většího rozdílu
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Bez většího rozdílu

### 5.1.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T

Přístrojové měření (viz Příloha 2 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 1) ukazuje větší zatížení pat u většiny vyšetřovaných stojů. S tím souvisí i vychýlení těžiště těla od středu posteriorně. Zejména při stoji na pravé DK zatěžuje pacientka laterální hranu chodidla.

U chůze je patrná zvýšená zevní rotace pravého chodidla. Ve všech fázích chůze jsou chodidla zatížena symetricky. Analýza tří fází chůze demonstruje vyšší tlak pod malíkovou hranou pravé DK, oproti levé. Butterfly diagram v COP analýze je mírně asymetrický.

### 5.1.4 Závěr vstupního vyšetření

U pacientky jsme diagnostikovali chronickou nestabilitu pravého hlezenního kloubu s občasnou bolestí v okolí maleolů. Zvýšenou laxicitu jsme zjistili u lig. talofibulare anterius a lig. fibulocalcaneare pomocí funkčního testu Talar tilt. Při provedení anterior drawer testu bylo cítit lupnutí.

## 5.2 Proband 2

Pohlaví: žena

Věk: 22

Vstupní vyšetření: leden 2020

### 5.2.1 Anamnéza

Nynější onemocnění (NO):

- opakované distorze hlezna pravé DK
- problémy trvají od 13 let - těžká distorze, poranění vazů - pacientka nosila pevnou dlahu, nyní na sport stahovací bandáž
- giving way fenomén - jednou za 2-3 měsíce
- lehké distorze jednou za 2 měsíce
- těžší distorze s otokem a bolestí - zhruba jednou ročně
- vymknutí často spojena s nerovným povrchem
- podzim 2019 - těžší distorze hlezna pravé DK - přítomnost otoku, neschopnost chůze, bolest - bolest a otok se po zvýšené zátěži znovuobjevují
- ráno pocit zatuhlosti v okolí hlezna

Obecná anamnéza (OA):

- m. Scheuermann
- hallux valgus obou DKK

Rodinná anamnéza (RA):

- matka – chronická nestabilita hlezen

Sportovní anamnéza (SpA):

- kondiční cvičení, jóga, pilates, jízda na kole

Farmakologická anamnéza (FA):

- žádné dlouhodobě užívané léky

Pracovní anamnéza (PA):

- studentka

### 5.2.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze

#### Zepředu

- zatížení chodidel na pohled symetrické
- plochonoží obou DKK - více na levé noze
- hallux valgus obou DKK
- kotníky symetrické
- šíře baze - normální
- pately symetrické
- postavení DKK - nepatrně valgózní
- SIAS v symetrii

#### Zezadu

- postavení calcaneu je mírně valgózní - levá DK ve větší valgozitě
- při stoji na špičkách se přesune váha blíže k malíkovým hranám chodidel, calcaneus se z varozity srovná do téměř správného postavení
- popliteální rýhy symetrické
- subgluteální rýhy - pravá kratší

#### Zboku

- SIPS výše než SIAS - anteverze pánve

#### Chůze

- při chůzi se propadá klenba, zatížení vnitřní hrany chodidla

Tabulka 3 - vyšetření ligament – Proband 2 (zdroj vlastní)

	Pravá DK	Stranové porovnání
<b>Anterior drawer test</b>	Lupnutí, bolest, nad 10 mm	Nad 3 mm
<b>ATFL</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné

### 5.2.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T

Z měření na přístroji Zebris (viz Příloha 3 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 2) je při stojích na obou DKK patrné vyšší zatížení pat oproti přednoží, převážně na pravé DK. S tím souvisí posun těžiště k patám. Pacientka má oproti přednoží zvýšené tlakové síly pod patami i u stojů na jedné DK.

Ve vyšetření chůze je patrná zvětšená zevní rotace pravého chodidla. U tří zónové analýzy chůze je viditelná zvýšená zátěž vnitřní hrany chodidla levé DK. U pravého chodidla našlapuje pacientka přes malíkovou hranu. Linka v COP analýze, znázorňující odvíjení plosky od podložky, je u pravé DK na rozdíl od levé rozptýlenější.

### 5.2.4 Závěr vstupního vyšetření

U pacientky jsme diagnostikovali instabilitu pravého hlezna, s častým „giving way“ fenoménem. Po poslední distorzi se po vyšší zátěži objevuje bolest a otok. Pocity nestability jsou přítomny převážně při chůzi po nerovném povrchu. Laxicita vazů je zvýšená u lig. fibulocalcaneare. Anterior drawer test byl bolestivý s lupnutím a posun talu vůči kalkaneu větší než 10 mm.

## 5.3 Proband 3

Pohlaví: žena

Věk: 23

Vstupní vyšetření: leden 2020

### 5.3.1 Anamnéza

Nynější onemocnění (NO):

- časté distorze hlezna na levé DK – poprvé v roce 2012
- pocity podklesávání nohy se objevují často, nejvíce při sportu
- velké výrony hlezna se opakují zhruba jednou ročně – otok, bolest
- při sportování se někdy objevuje bolest

Obecná anamnéza (OA):

- srpen 2019 distorze levé DK – noha pocitově stále není úplně v pořádku

Rodinná anamnéza (RA):

- podobné obtíže v rodině pacientka neguje

Sportovní anamnéza (SpA):

- beachvolejbal – ortéza při sportu

Farmakologická anamnéza (FA):

- pacientka neužívá dlouhodobě žádné léky

Pracovní anamnéza (PA): studentka

### 5.3.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze

Zepředu

- zatížení vnějších hran chodidel
- kotníky symetrické
- šíře báze – normální
- pately symetrické
- DKK mírně varózní
- SIAS – symetrie

### Zezadu

- postavení calcaneů – varózní
- při postavení se na špičky jdou patní kosti do velké supinace, váha je převážně na malíkových hranách
- popliteální rýhy symetrické
- subgluteální rýhy symetrické

### Zboku

- mírná anteverze pánve

### Chůze

- při chůzi je viditelně větší zatížení na vnějších hranách chodidel

Tabulka 4 - Vyšetření ligament – Proband 3 (zdroj vlastní)

	Levá DK	Stranové porovnání
<b>Anterior drawer test</b>	Mírná bolest, nad 10 mm	Nad 3 mm
<b>ATFL</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné

### 5.3.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T

Přístrojové vyšetření (viz Příloha 4 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 3) ukázalo nerovnoměrné zatížení chodidel, kdy jsou zvýšené tlaky pod patami, převážně levou. Z toho důvodu je těžiště u stoje o úzké bazi mírně posteriorně a vlevo. Ve stoji na jedné DK je zátěž nejvíce na patě a malíkové hraně chodidla.

Z vyšetření chůze je patrná větší zevní rotace pravého chodidla. Tří zónová analýza chůze je poměrně symetrická. Butterfly diagram zaznamenal nepatrné odchylky.

#### **5.3.4 Závěr vstupního vyšetření**

U pacientky jsme diagnostikovali nestabilitu levého hlezna. Subjektivně udávané bolesti a pocity nestability se objevují zejména při sportu. Zvýšená laxicita se projevila u lig. talofibulare anterius a fibulocalcaneare. Při provedení anterior drawer testu pociťovala pacientka mírnou bolest.

## 5.4 Proband 4

Pohlaví: žena

Věk: 23

Vstupní vyšetření: leden 2020

### 5.4.1 Anamnéza

Nynější onemocnění (NO):

- pocity podklesávání a nestability levé DK při tréninku a špatném došlapu
- otok i po zvýšené zátěži
- průměrně 1 - 2x ročně velká distorze s bolestí a silným otokem
- jinak bez bolesti, občas přítomnost křečí v ploskách
- problémy začaly po úraze v roce 2010

Obecná anamnéza (OA):

- 2010 - zlomenina distální části tibie levé DK
- pravá DK – hallux valgus
- plochonoží obou DKK – pravá více

Rodinná anamnéza (RA):

- pacientka neví o podobných obtížích v rodině

Sportovní anamnéza (SpA):

- atletika, plavání, jízda na kole, pěší turistika

Farmakologická anamnéza (FA):

- neužívá žádné léky

Pracovní anamnéza (PA):

- studentka

### 5.4.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze

Zepředu

- plochonoží
- kotníky symetrické



- normální baze
- pately vtočené mediálně
- postavení DKK – mírně valgózní
- SIAS – symetrie

#### Zezadu

- postavení calcaneů je mírně valgózní – levá DK ve větší valgozitě
- při stoji na špičkách je u levé DK zatížená vnější hrana, DK jde do varozity
- pravá popliteální rýha výše
- subgluteální rýhy – v rovině, pravá delší

#### Zboku

- anteverze pánve

#### Chůze

- zatížení vnějších hran chodidel

*Tabulka 5 - Vyšetření ligament – Proband 4 (zdroj vlastní)*

	Levá DK	Stranové porovnání
<b>Anterior drawer test</b>	Nad 10 mm, bolest pod kotníkem	Nad 3 mm
<b>ATFL</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné

### **5.4.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T**

Z přístrojového vyšetření (viz Příloha 5 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 4) vyplývá, že má pacientka při stojích na obou DKK zátěž převážně na patách a více na pravé DK. S tím souvisí i posun těžiště od středu posteriorně a laterálně vpravo. Tlaky pod patami převažují také při stojích jednotlivě na pravé a levé DK.

V tří zónové analýze chůze je ve středonoží patrné vyšší zatížení vnější hrany chodidla levé DK. Linky znázorňující odvíjení plosek od podložky jsou poměrně identické. Butterfly diagram je na straně levé nohy předozadně delší oproti pravé.

### **5.4.4 Závěr vstupního vyšetření**

U pacientky jsme diagnostikovali nestabilitu levého hlezenního kloubu s častými pocity podklesávání nohy. V době vyšetření nebyl přítomen otok, ale pacientka udává přítomnost otoku po zvýšené zátěži (atletika). Anterior drawer test potvrdil zvýšenou laxicitu lig. talofibulare anterius, při vyšetření pociťovala pacientka bolest. Talar tilt test nám potvrdil zvýšenou laxicitu ATFL, fibulocalcaneare a deltoideum.

## Skupina B

### 5.5 Proband 5

Pohlaví: žena

Věk: 23

Vstupní vyšetření: leden 2020

#### 5.5.1 Anamnéza

Nynější onemocnění (NO):

- častá distorze pravého hlezna – v minulosti 6 velkých distorzí s otokem a bolestí
- první ve 14 letech, od té doby pocit nestability kotníku
- pocity podklesávání nohy se objevují velmi často, převážně při sportu
- minimálně jednou ročně velký výron, který pacientku vyřadí na několik dní z běžného denního života
- při sportu se objevuje mírná bolest, spojeno se špatným došlapem

Obecná anamnéza (OA):

- 2015 - injekční podání plazmy

Rodinná anamnéza (RA):

- podobné problémy a časté distorze v rodině pacientka neguje

Sportovní anamnéza (SpA):

- volejbal – použití pevné ortézy

Farmakologická anamnéza (FA):

- hormonální antikoncepce

Pracovní anamnéza (PA):

- studentka

### 5.5.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze

#### Zepředu

- zatížení vnějších hran chodidel
- kotníky symetrické
- šíře baze – normální
- pately symetrické
- DKK mírně varózní
- SIAS – symetrie

#### Zezadu

- postavení calcaneů – varózní
- při postavení se na špičky jdou patní kosti do velké supinace, váha je převážně na malíkových hranách
- popliteální rýhy symetrické
- subgluteální rýhy symetrické

#### Zboku

- mírná anteverze pánve

#### Chůze

- při chůzi je viditelně větší zatížení vnějších hran chodidel

Tabulka 6 - Vyšetření ligament – Proband 5 (zdroj vlastní)

	Pravá DK	Stranové porovnání
<b>Anterior drawer test</b>	Bez lupnutí, pod 10 mm	Pod 3 mm
<b>ATFL</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné

### 5.5.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T

Z měření (viz Příloha 6 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 5) je patrné nerovnoměrné zatížení chodidel, pacientka stojí více na levé DK a jsou zvýšené tlaky pod patami. Uvedené nepřesnosti jsou patrné na těžišti těla, které je zejména u úzké baze posunuto posteriorně a laterálně vlevo. Při stožení na jedné DK s otevřenými očima má pacientka zatíženou patu a u přednoží převládá váha na malíkové hraně.

V naměřených hodnotách chůze je patrná zvýšená zevní rotace pravého chodidla. Tří zónová analýza chůze je poměrně symetrická. V analýze COP je Butterfly diagram relativně symetrický.

### 5.5.4 Závěr vstupního vyšetření

U pacientky jsme diagnostikovali nestabilitu pravého hlezenního kloubu. Bolest se objevuje převážně při sportu a intenzivnější zátěži. Pomocí funkčního testu Talar tilt jsme zjistili zvýšenou laxicitu lig. talofibulare anterioris, fibulocalcaneare a deltoideum.

## 5.6 Proband 6

Pohlaví: žena

Věk: 22

Vstupní vyšetření: leden 2020

### 5.6.1 Anamnéza

Nynější onemocnění (NO):

- časté distorze pravého hlezna, bez otoku – otok pouze v případě těžké distorze
- pocity podklesávání nohy – průměrně 2x za měsíc
- dříve lehčí distorze přibližně 2x za měsíc, nyní problémy ustupují – větší opatrnost, soustředění se na chůzi
- občas přítomnost bolesti
- obtíže se objevily zhruba ve 13 letech

Obecná anamnéza (OA):

- pacientka neprodělala žádné operace ani úrazy kromě distorzí hlezen

Rodinná anamnéza (RA):

- podobné problémy a časté distorze v rodině pacientka neguje

Sportovní anamnéza (SpA):

- kondiční cvičení, jóga, jízda na kole, v zimě lyžování

Farmakologická anamnéza (FA):

- žádné léky neužívá

Pracovní anamnéza (PA): studentka

### 5.6.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze

#### Zepředu

- zatížení chodidel na pohled symetrické
- plochonoží obou DKK - více na levé noze
- kotníky symetrické
- normální baze
- levá patela mírně vtočená mediálně
- osové postavení DKK
- SIAS - symetrie

#### Zezadu

- paty - pravý kalkaneus oproti levému valgózní
- při stoji na špičkách se přesune váha více na palcové hrany chodidel, kolena mírně vtočená; calcaneus ve správném postavení
- levá popliteální rýha výše
- levá subgluteální rýha výše

#### Zboku

- osové postavení těla
- SIAS a SIPS téměř v rovině

#### Chůze

- větší zatížení vnějších hran chodidel

Tabulka 7 - Vyšetření ligament – Proband 6 (zdroj vlastní)

	Pravá DK	Stranové porovnání
<b>Anterior drawer test</b>	Lupnutí, pod 10 mm	Posun podobný
<b>ATFL</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>CFL</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné
<b>Lig. deltoideum</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné

### 5.6.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T

Pacientka má zátěž při stoji o úzké bazi (viz Příloha 7 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 6) převážně pod patami. Váha na patě je i na pravé DK u normální baze. Těžiště těla je úměrně posunuté vzhledem k rozložení zatížení chodidel, u většiny stojů vychýleno od středu. Ve stoji na jedné DK s otevřenými očima převažuje zátěž pod přednožím, se zavřenými očima naopak pod patami.

Tří zónová analýza chůze je v rozložení tlaků na chodidlech poměrně symetrická. Délka linky v Butterfly diagramu je předozadně na obou DKK symetrická, ale ve středu při spojení do kříže jsou linky rozptýlené. Dráhy odvíjejících se plosek chodidel jsou u levé DK sjednocenější než u pravé.

### 5.6.4 Závěr vstupního vyšetření

Diagnostikovali jsme instabilitu pravého hlezenního kloubu. Udávané bolesti se objevují bez zjištění zjevné příčiny (např. po sportu). S provedením Anterior drawer testu bylo cítit lupnutí, ale zvýšený posun talu nebyl přítomen. Lig. talofibulare anterius a deltoideum mají vyšší laxicitu.



## 5.7 Proband 7

Pohlaví: žena

Věk: 21

Vstupní vyšetření: leden 2020

### 5.7.1 Anamnéza

Nynější onemocnění (NO):

- časté distorze kotníku levé DK – ve sportu je noha odrazová
- pocity nestabilit kalkaneu při tréninku (atletika) - hlavně při běhu, zastavování a prudkých změnách směru pohybu
- pocity podklesávání nohy – převážně při tréninku, průměrně 1 - 2x za 3 týdny
- distorze zhruba 1 - 2x do roka, pacientka má spíše pocity nestability DKK
- obtíže se poprvé objevily v roce 2013

Obecná anamnéza (OA):

- 2017 - úrazová zlomenina v oblasti hlezna levé DK

Rodinná anamnéza (RA): o stejných nebo podobných problémech s hlezny v rodině pacientka neví

Sportovní anamnéza (SpA):

- atletika, závodní tanec, plavání, gymnastika, sportovní aerobic, jízda na kole

Farmakologická anamnéza (FA):

- žádné léky neužívá

Pracovní anamnéza (PA): studentka

### 5.7.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze

#### Zepředu

- zatížení chodidel na pohled symetrické
- pokleslá příčně plochá klenba
- kotníky symetrické
- šíře baze – širší
- pately symetrické
- DKK bez známek varozity nebo valgozity
- SIAS symetrické

#### Zezadu

- mírná valgozita kalkaneů
- při stoji na špičky – calcaneus mírně v supinaci – levý více než pravý
- popliteální rýhy symetrické
- subgluteální rýhy symetrické

#### Zboku

- předsun hlavy
- SIAS a SIPS v rovině

#### Chůze

- rovnoměrné zatížení plosek nohou

Tabulka 8 - Vyšetření ligament – Proband 7 (zdroj vlastní)

	Levá DK	Stranové porovnání
<b>Anterior drawer test</b>	Lupnutí, nad 10 mm	Nad 3 mm
<b>ATFL</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné

### 5.7.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T

Ve vyšetření přístrojem Zebris (viz Příloha 8 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 7) je rozložení tlaků pod chodidly až na malé rozdíly symetrické ve stoji o normální bazi. Ve stoji o úzké bazi je rozložení méně symetrické, s otevřenýma očima se je zvýšený tlak pod patami, se zavřenýma očima převažuje u levé (s chronickou instabilitou), kde je zatížení převážně na přednoží. Stojе na jedné DK mají zátěž na palci a patě.

Při chůzi je pravá DK ve srovnání s levou ve větší ZR. Tří zónová analýza chůze v porovnání tlaků pod chodidly je stranově téměř symetrická. Ve střední části chodidla převažuje u levé DK zatížení malíkové hrany. Butterfly diagram je symetrický. Linka dráhy odvíjení pravého chodidla je v porovnání s levou DK rozptýlenější do stran.

### 5.7.4 Závěr vstupního vyšetření

U pacientky jsme diagnostikovali nestabilitu levého hlezenního kloubu. Subjektivně popisované pocity nestabilit kalkaneu se objevují nejvíce při tréninku, hlavně při běhu, zastavování a rychlých změnách. Zvýšenou laxicitu jsme zjistili u všech ligament s výjimkou PTFL.

## 5.8 Proband 8

Pohlaví: žena

Věk: 23

Vstupní vyšetření: leden 2020

### 5.8.1 Anamnéza

Nynější onemocnění (NO):

- časté distorze hlezna levé DK
- pocity podklesávání nohy – 2x za měsíc
- zhruba jednou měsíčně mívá pacientka menší výrony; je schopna normálně pokračovat v chůzi nebo sportu, proto distorzím nevěnuje větší pozornost
- obtíže začaly zhruba ve 12 letech – velký výron levé DK při chůzi po nerovné ploše, bolestivý s otokem

Obecná anamnéza (OA):

- pacientka neprodělala žádné operace, jiné úrazy, neléčí se s žádnou dlouhodobou nemocí

Rodinná anamnéza (RA):

- matka mívá častější distorze hlezna

Sportovní anamnéza (SpA):

- in-line brusle, běh, běh na lyžích

Farmakologická anamnéza (FA):

- žádné léky neužívá

Pracovní anamnéza (PA): studentka

### 5.8.2 Aspekce, vyšetření stoje a chůze

#### Zepředu

- zatížení chodidel na pohled symetrické
- plochonoží obou DKK
- kotníky symetrické
- normální baze
- pately symetrické, obě vytočené laterálně
- postavení DKK - mírně varózní
- SIAS - symetrie

#### Zezadu

- paty - levý kalkaneus varózní
- při stoji na špičky je váha rozložená stejnoměrně, patní kosti jdou do mírné supinace
- popliteální rýhy symetrické
- levá subgluteální rýha kratší

#### Zboku

- osové postavení těla
- SIAS a SIPS téměř v rovině

#### Chůze

- zatížení spíše vnějších hran, klenba se při chůzi propadá

Tabulka 9 - Vyšetření ligament – Proband 8 (zdroj vlastní)

	Levá DK	Stranové porovnání
<b>Anterior drawer test</b>	Lupnutí, nad 10 mm	Nad 3 mm
<b>ATFL</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Vyklonění podobné

### 5.8.3 Vyšetření na přístroji Zebris FDM-T

Vyšetření stojů (viz Příloha 9 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 8) na obou DKK vykazuje většinou zátěž na patách, kromě levé nohy ve stoji o normální bazi se zavřenýma očima, kde se projevují zvýšené tlaky pod přednožím. Zátěž pod patami je větší i při stojích na jedné DK.

V tří zónové analýze jsme zjistili vyšší zatížení vnější hrany chodidla levé DK viditelné ve střední fázi chůze. Linky demonstrující odvíjení plosek od podložky nejsou nápadně rozptýlené. Butterfly diagram je na u levé nohy oproti pravé předožadně delší.

### 5.8.4 Závěr vstupního vyšetření

U pacientky jsme diagnostikovali nestabilitu levého hlezenního kloubu. Bolest se objevuje po těžších distorzích s otokem a neschopností došlápnout na DK. Pocity podklesávání jsou zhruba dvakrát do měsíce. Anterior drawer test odhalil zvýšený posun talu, kdy při provedení bylo cítit lupnutí. Zvýšená laxicita je u CFL.

## 6 VÝSLEDKY

### 6.1 Skupina A – výstupní vyšetření

#### 6.1.1 Proband 1

Pacientka subjektivně popisuje zmírnění bolestí, které se dříve objevovaly v oblasti pravého hlezna. Otok po zvýšené zátěži stále přetrvává. Pocity nestability se zmírnily, ale občas se objeví.

Ve stoji na špičkách byl pravý kalkaneus v supinaci a zátěž byla na malíkové hraně chodidla. Stav se výrazně nezměnil. Při vstupním vyšetření byl patrný propad příčné klenby, po terapii se stav zlepšil.

Tabulka 10 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 1 (zdroj vlastní)

	Pravá		Porovnání	
	Před	Po	Před	Po
<b>Anterior drawer test</b>	Lupnutí při provedení	Pod 10 mm	Posun podobný	Posun podobný
<b>ATFL</b>	Mírná bolest, nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>CFL</b>	Mírná bolest, nad 9°	<b>Bez bolesti,</b> nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Pod 9°	Pod 9°	Vyklonění podobné	Vyklonění podobné
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Pod 9°	Vyklonění podobné	Vyklonění podobné

Reporty z přístroje Zebris FDM-T (viz Příloha 2 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 1) vykazují mírné zlepšení rozložení tlaků na chodidlech ve stojích na obou DKK (s výjimkou stoje o úzké bazi s otevřenýma očima). Zlepšené a rovnoměrnější zatížení chodidel je i u stojů na jedné noze s oční kontrolou.

Porovnané výsledky stoje na pravé noze se zavřenýma očima ukazují posun zatížení z malíkové hrany na střed přednoží.

Těžiště při stoji o normální bazi s otevřenýma očima a úzké bazi se zavřenýma očima se posunulo ke středu. Stabilita se zdokonalila ve stoji o normální a úzké bazi bez kontroly očí, stoji na pravé DK a levé DK se zavřenýma očima

V porovnání vyšetření chůze jsou pouze minimální, skoro neznatelné, změny. Linky, znázorňující odvíjení plosky od podložky ve stejné fázi, jsou nepatrně jednodušší oproti vstupnímu vyšetření. Anterioposteriorní délka Butterfly diagramu se zkrátila.

### **6.1.2 Proband 2**

Pacientka udává mírnější, ale stále přetrvávající bolest po zvýšené zátěži, s občasným otokem. Má však pocit větší stability při chůzi po nerovném povrchu.

V komparaci se vstupním vyšetřením se na pohled nic výrazně nezměnilo. Plochoňoží a s tím související hallux valgus obou DKK přetrvávají. Mírná valgozita pat se nesrovnala. Ve stoji na špičkách se váha mírně posunula od malíkových hran ke středu chodidla – nastalo rovnoměrnější rozložení mezi vnější a vnitřní hranou.

Reporty vyšetření na plošině Zebris FDM-T (viz Příloha 3 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 2) ukazují změnu rozložení zátěže na chodidlech. Pacientka stála při vstupním vyšetření převážně na patách po terapii se tlaky zvýšily pod přednožím, dokonce tolik, že zde převažují. U stojů na jedné DK pacientka rozložila váhu více rovnoměrně mezi patu a přednoží.

U pacientky se výrazně zlepšila stabilita. Při stojích na obou DKK se díky přenesení váhy nad přední část nohy vyrovnalo těžiště blíže ke středu. Elipsy, ohraničující trajektorii vyrovnávání v průběhu snímání, jsou v porovnání se vstupním vyšetřením mnohem menší u všech stojů.



Ve vyšetření chůze se v porovnání s prvním (vstupním) zmenšily vnější rotace chodidel. Linka chůze COP analýzy se u levé DK mírně sjednotila, u pravé DK zůstala podobná výchozímu stavu. Butterfly diagram byl symetričtější při vstupním vyšetření.

Tabulka 11 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 2 (zdroj vlastní)

	Pravá DK		Porovnání	
	Před	Po	Před	Po
<b>Anterior drawer test</b>	Lupnutí, nad 10 mm	Lupnutí, <b>bez bolesti</b> , nad 10 mm	Nad 3 mm	Nad 3 mm
<b>ATFL</b>	Pod 9°	Pod 9°	Vyklonění podobné	Vyklonění podobné
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Pod 9°	Pod 9°	Vyklonění podobné	Vyklonění podobné
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Pod 9°	Vyklonění podobné	Vyklonění podobné

### 6.1.3 Proband 3

Subjektivně pacientka udává zlepšení stability hlezenního kloubu, převážně tyto pocity vnímá při větší zátěži – běh, beachvolejbal. Při tréninku se bolesti neobjevují tak často, jako dříve. Lepší stabilitu a méně výkyvů kalkanu do strany pozoruje pacientka hlavně při běhu. Pevnou ortézu na sport využívá nadále, ale i s ní má pocit pevnějšího hlezna a je si jistější při došlapu.

V komparaci se vstupním vyšetřením se mírně zmírnila varozita pat. Při stožení na špičkách je váha na přední části chodidla rozložena rovnoměrněji mezi palcem a malíkem.

Tabulka 12 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 3 (zdroj vlastní)

	Levá		Porovnání	
	Před	Po	Před	Po
<b>Anterior drawer test</b>	Mírná bolest, nad 10 mm	<b>Bez bolesti,</b> nad 10 mm	Nad 3 mm	Nad 3 mm
<b>ATFL</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Pod 9°	Pod 9°	Vyklonění podobné	Vyklonění podobné
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Pod 9°	Vyklonění podobné	Vyklonění podobné

Porovnání stojů (viz Příloha 4 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 3) o normální bazi před a po terapii ukazuje vyrovnanější rozložení tlaků na levém (nemocném) chodidle, u pravého se mírně zhoršilo směrem k patě. Zatížení chodidel se zlepšilo i ve stoji o úzké bazi. Mírné napravení rozložení váhy mezi přednožím a patou je zřejmé u stojů na jedné noze (pravé i levé).

Stabilita se u všech testovaných stojů celkově zlepšila. Těžiště se posunulo více ke středu a elipsa, vymežující velikost stabilizační dráhy, se zmenšila. Pacientka tedy méně vyrovnávala nestabilitu a byla schopná stát klidněji.

Center of Pressure při chůzi se zkvalitnil ve střední části chodidla pravé DK, u levé zůstal podobný jako při vstupnímu vyšetření. Butterfly diagram se mírně zhoršil, při prvním vyšetření byl symetričtější.

#### 6.1.4 Proband 4

Pacientka udává zlepšení stability obou dolních končetin, převážně levé, na které se v minulosti často objevovaly pocity podklesávání a distorze. Dříve se vyskytující křeče v chodidlech postupně ustupují a nejsou tak četné.

U probandky se oboustranně zlepšilo plochonoží a počínající hallux valgus na pravé DK. Varozita levého kalkaneu při stoji na špičkách přetrvává.

Tabulka 13 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 4 (zdroj vlastní)

	Levá		Porovnání	
	Před	Po	Před	Po
<b>Anterior drawer test</b>	Nad 10 mm, bolest pod kotníkem	<b>Bez bolesti,</b> nad 10 mm	Nad 3 mm	Nad 3 mm
<b>ATFL</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Pod 9°	Pod 3°	Pod 3°

Výstupní vyšetření na přístroji (viz Příloha 5 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 4) ukázalo lepší rozložení tlaků na chodidlech mezi patou a přednožím při stoji o normální bazi s otevřenými a zavřenými očima a o úzké bazi s otevřenými očima.

Stabilita se zlepšila ve stoji o úzké bazi, normální bazi se zavřenými očima a stoji na levé DK (s otevřenými i zavřenými očima). U tří stojů na obou DKK, (kromě úzké baze bez oční kontroly), se posunulo těžiště těla více do středu.

COP analýza nohou při chůzi nedemonstruje výrazné zlepšení. Dráha chůze zůstala téměř stejná, u pravé DK se dokonce mírně zvětšil její rozptyl do stran.

## 6.2 Skupina B – výstupní vyšetření

### 6.2.1 Proband 5

Pacientka neudává výrazné zlepšení stability. „Giving way“ fenomén se objevuje při sportu stále. Bolestivost spojená s vyšší zátěží a špatným došlapem při sportu téměř vymizela.

Postavení kalkaneů zůstává ve varozitě, stejně jako zatížení vnějších hran chodidel. U stoje na špičkách přetrvává tendence patních kostí supinovat a váha zůstává převážně na malíkových hranách.

Tabulka 14 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 5 (zdroj vlastní)

	Pravá		Porovnání	
	Před	Po	Před	Po
<b>Anterior drawer test</b>	Pod 10 mm	Pod 10 mm	Posun symetrický	Posun symetrický
<b>ATFL</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Pod 9°	Pod 3°	Pod 3°

Porovnané výsledky z přístroje Zebris FDM-T (viz Příloha 6 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 5) ukazují, že se u pacientky zlepšilo rozložení tlaků na chodidlech při stoji o normální a úzké bazi i při stoji na levé DK s otevřenými očima a pravé DK se zavřenými očima.

Stabilita se zlepšila u normální šíře báze se zavřenými očima, při stoji na levé a pravé noze s oční kontrolou i bez (otevřené a zavřené oči). U normální a úzké baze se těžiště levé nohy přesunulo z paty pod střed chodidla – blíže k přednoží. Díky tomu se více zatížila přední část pravé nohy a vyrovnalo se celkové těžiště

těla. K podobnému zlepšení a vyrovnaní těžiště došlo při testování stojů na jedné DK s otevřenýma i zavřenýma očima.

Vyšetření chůze a COP analýza vykazují na pravé noze zlepšení stability. Pacientka našlapovala více středem chodidla, paprsky ve střední části nejsou tolik rozptýlené jako u vstupního vyšetření.

### 6.2.2 Proband 6

Subjektivní pocity pacientky jsou stejné jako před terapií. Bolest je příležitostně přítomna, zlepšení probandka nepozoruje. Pocity podklesávání nohy přetrvávají, v průběhu terapie se jednou objevila distorze při rychlé chůzi po nerovném povrchu.

Porovnáním aspekce před po terapii jsme zjistili minimální zlepšení plochonoží a mírné zlepšení zatížení chodidel. Valgozita kalkaneu zůstává stejná, bez zlepšení. Ve stoji na špičkách převažuje, stejně jako u vstupního vyšetření, zatížení vnitřních hran chodidel a kolena zůstávají mírně vtočená dovnitř.

*Tabulka 15 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 6 (zdroj vlastní)*

	Pravá DK		Porovnání	
	Před	Po	Před	Po
<b>Anterior drawer test</b>	Lupnutí, pod 10 mm	Lupnutí, pod 10 mm	Pod 3 mm	Pod 3 mm
<b>ATFL</b>	Mírně nad 9°	Pod 9°	Nad 3°	Pod 3°
<b>CFL</b>	Pod 9°	Pod 9°	Vyklonění podobné	Vyklonění podobné
<b>Lig. deltoideum</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Pod 9°	Pod 3°	Pod 3°

Pacientce se rozložení tlaků (viz Příloha 7 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 6) na chodidlech ve stoji o normální bazi nezlepšilo, naopak výsledky po terapii vyšly mírně zhoršené. U úzké baze se zátěž oproti vstupnímu vyšetření rozložila, více vyrovнала, ale stále není ideální. Zatížení přednoží u stoje na pravé DK s otevřenýma očima se vylepšilo a rovnoměrněji rozprostřelo po celém chodidle. Ostatní vyšetření na jedné DK vykazují vyšší zátěž pod patou.

Převážně u úzké baze se těžiště těla posunulo ke středu. Stabilita se zdokonalila u stojů na obou DKK (normální a úzká baze) a na levé DK. Při stoji na pravé DK s otevřenýma očima se zlepšila nepatrně. Elipsa jistoty stoje na pravé končetině se zavřenýma očima se zvětšila.

Paprsky znázorněné společně s COP analýzou chůze neukazují zlepšení. Linky vykreslující dráhu odvíjení plosek od podložky zůstaly podobné jako u vstupního vyšetření.

### **6.2.3 Proband 7**

Subjektivně se u pacientky po terapii nic významně nezměnilo. Pocity posunu kalkaneu do strany při zastavení a prudkých změnách přetrvávají, významně se nezlepšily. Giving way fenomén je stále stejně častý jev při sportu.

Při vyšetření aspektů nenalézáme výrazné změny ve stavu příčné klenby a valgozity kalkaneů. Při stoji na špičkách je stále zvýšená supinace levého kalkaneu ve srovnání s pravým.

Tabulka 16 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 7 (zdroj vlastní)

	Levá DK		Porovnání	
	Před	Po	Před	Po
<b>Anterior drawer test</b>	Lupnutí, nad 10 mm	Nad 10 mm	Nad 3 mm	Nad 3 mm
<b>ATFL</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Pod 9°	Vyklonění podobné	Vyklonění podobné

Reporty stojů (viz Příloha 8 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 7) o normální bazi vykazují pouze nepatrné změny v rozložení tlaků na chodidlech. U úzké baze je zatížení chodidel více na přednoží, ale levá noha (postižená distorzemi) má vyrovnanější poměr tlaků mezi patou a přednožím. Záznam stojů na jedné DK mají váhu převážně u přednoží.

Elipsa, znázorňující maxima dosažení vyrovnávání stability při stojích na obou DKK se zmenšila pouze u stoje o úzké bazi s otevřenýma očima. V ostatních případech byla stabilita stejná nebo mírně zhoršená. Dále se stabilita zlepšila, když pacientka stála na jedné DK se zavřenýma očima. Došlo k mírnému vycentrování těžiště.

Vyšetření chůze a paprsky znázorňující dráhu hlavního zatížení se mírně sjednotily u pravé nohy, u levé došlo oproti vstupnímu vyšetření k většímu rozptýlení. Butterfly diagram byl u vstupního vyšetření symetričtější a linie sjednocené.

#### 6.2.4 Proband 8

Pacientka udává mírné zlepšení stability DK v oblasti levého hlezna. Při rychlejší chůzi si je více jistá a nebojí se špatného došlapu. Po dobu terapie neprodělala žádnou distorzi (ani menší, po které je schopna pokračovat v aktivitě).

Oboustranné plochonoží se mírně zlepšilo. Varózní postavení DKK a varozita levého kalkaneu přetrvává. Při postavení se na špičky je váha na přednoží rozložena stejně pod palcem i malíkem, patní kosti jsou mírně v supinaci.

Tabulka 17 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 8 (zdroj vlastní)

	Levá DK		Porovnání	
	Před	Po	Před	Po
<b>Anterior drawer test</b>	Lupnutí, nad 10 mm	Lupnutí, nad 10 mm	Nad 3 mm	Nad 3 mm
<b>ATFL</b>	Pod 9°	Pod 9°	Pod 3°	Pod 3°
<b>CFL</b>	Nad 9°	Nad 9°	Nad 3°	Nad 3°
<b>Lig. deltoideum</b>	Pod 9°	Pod 9°	Vyklonění podobné	Vyklonění podobné
<b>PTFL</b>	Pod 9°	Pod 9°	Vyklonění podobné	Vyklonění podobné

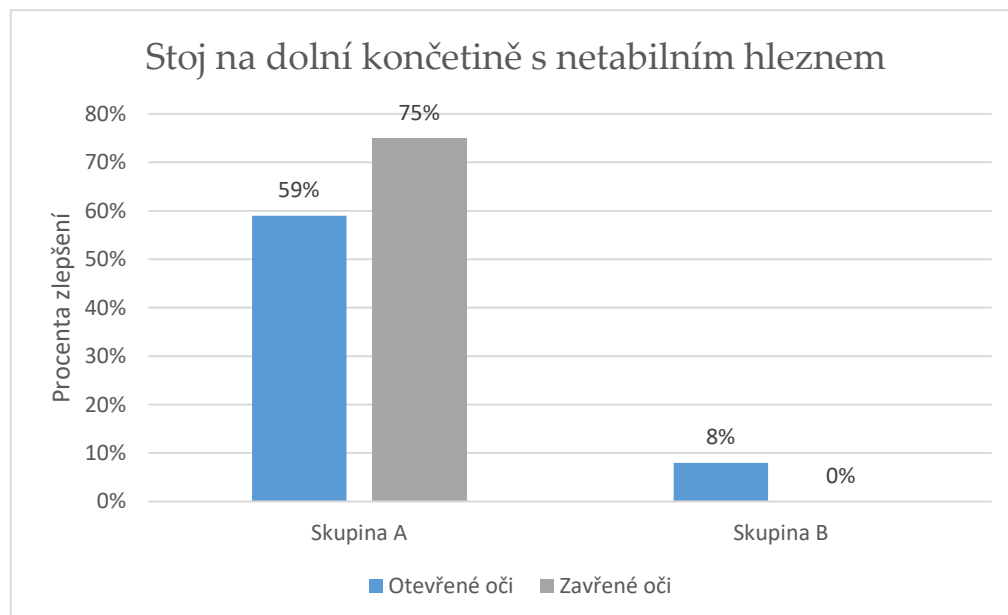
Porovnání vstupního a výstupního vyšetření (viz Příloha 9 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 8) stojí o normální bazi s otevřenýma očima ukazuje zvýšený tlak na přednoží. U ostatních stojů na obou DKK je zaznamenáno zvýšené zatížení pat, avšak proti vstupnímu vyšetření je rozloženo rovnoměrněji mezi paty a přednoží. Méně, ale přesto dominující je zvýšený tlak na přední části chodidla ve stojích na jedné dolní končetině.



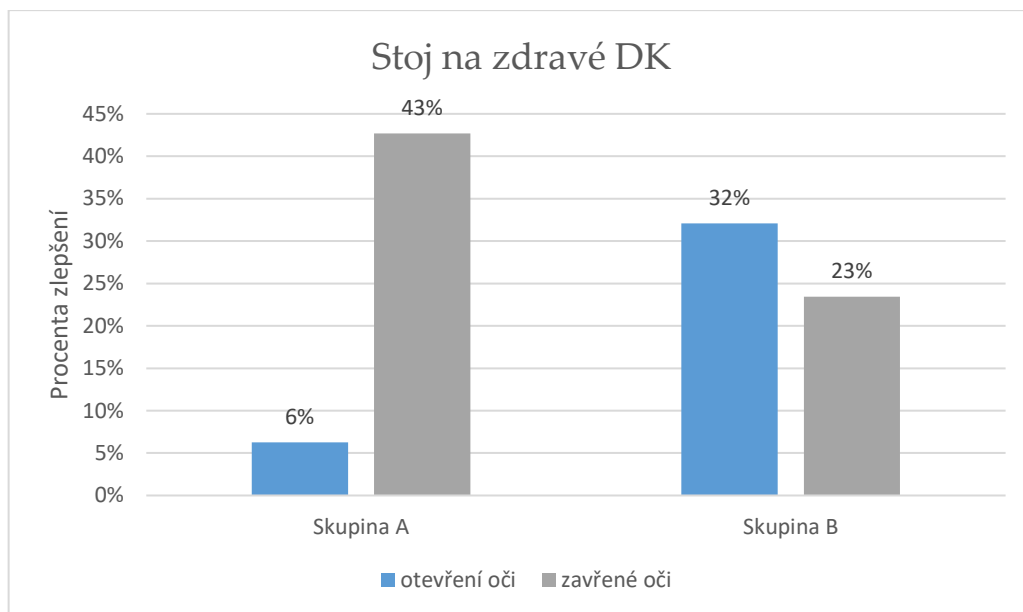
Těžiště těla se posunulo úměrně k zatížení jednotlivých částí chodidel. U většiny stojů je blíže k patám, vlivem zvýšených tlaků na paty. Stabilita se zlepšila u stoje o normální bazi a stoje o úzké bazi se zavřenýma očima. U dalších dvou stojů došlo k mírnému zhoršení. S výjimkou stoje na levé DK se zavřenýma očima se stabilita na jedné dolní končetině zlepšila.

COP analýza chůze se u levé DK mírně zlepšila (sjednocení linie dráhy), u pravé DK se naopak rozptýlila. U Butterfly diagramu je patrné jeho anterioposteriorní zkrácení.

### 6.3 Porovnání skupin



Obrázek 1: Graf 1 - Stoj na dolní končetině s diagnostikovanou instabilitou hlezna



Obrázek 2: Graf 2 - Stoj na zdravé dolní končetině

Tabulka 18 - Procentuální zlepšení stojů

Proband	Normální baze	Normální baze, zavřené oči	Úzká baze	Úzká baze, zavřené oči
1	-131 %	33 %	-168 %	7 %
2	95 %	-25 %	12 %	12 %
3	35 %	-38 %	49 %	24 %
4	-31 %	16 %	22 %	-175 %
5	-61 %	64 %	13 %	-172 %
6	65 %	37 %	62 %	41 %
7	-370 %	-166 %	50 %	-58 %
8	70 %	-5 %	-9 %	84 %

**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** 1 (viz Obrázek 1) znázorňuje účinnost jednotlivých metod a procentuální zlepšení stability jednotlivých skupin. Skupina A má více než 50% zlepšení stability při stoji s otevřenými i zavřenými očima. Skupina B má zlepšení pod 10 %.

**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** (viz Obrázek 2) znázorňuje procentuální zlepšení skupin stoje na dolní končetině bez diagnostikované chronické instability hlezna. Skupina A má vysoké procento (43 %) zlepšení stoje se zavřenými očima. Skupina B má vyšší procento (32 %) zlepšení při stoji s oční kontrolou než bez ní (23 %).

Kladné hodnoty v tabulce (viz Tabulka 18) znázorňují zlepšení stability při stoji na obou DKK. Naopak záporné hodnoty vykazují její zhoršení. Stabilita při stoji o normální bazi se zlepšila u 50 % pacientů, jak ve skupině A, tak i skupině B. Při stoji o úzké bazi se ve skupině A zlepšila stabilita 75 % probandům. Ve skupině B se stabilita vylepšila u 75 % probandů při stoji s otevřenýma očima a u 50 % se zavřenýma očima.

## 7 DISKUZE

Poranění laterálních vazů hlezna patří mezi nejčastější a nejběžnější úrazy muskuloskeletálního systému, zejména mezi sportovci. Hrazdira [13] udává zhruba 25% zastoupení v rámci celkových zranění aparátu. Kotrányiová a další autoři uvádí, že 20–40 % pacientů s distorzí hlezna v anamnéze trpí později chronickou instabilitou [15] [16]. Chronická nestabilita se projevuje opakovaným zraněním (distorzí) s přítomnou bolestí, někdy i hematomy opakovaně se vyskytujícími v oblasti laterálních ligament hlezna [38].

Pokud hovoříme o léčbě instabilit, neexistuje jednotný postup, který by se dal vždy využít. Rozpory jsou mezi výběrem konzervativní a chirurgické terapie. Fyzioterapie se snaží většinu problémů řešit nejprve konzervativně a k chirurgické léčbě přistoupit až na posledním místě, kdy jiné metody byly aplikovány bez úspěchu. Ne vždy je tato myšlenka správná. U instabilit hlezna rozhoduje převážně stupeň poškození ligamenta, které se podle Dungla [2] dělí do tří stupňů. Zatímco u třetího, nejtěžšího, stupně je vaz kompletně přerušen, u prvního a druhého stupně je kontinuita vazů zachována.

Většina autorů se přiklání ke konzervativnímu řešení prvního a druhého stupně poškození ligament. Různé názory jsou však na řešení třetího stupně poškození, tedy úplné ruptury vazů.

Dungl ve své knize [2] upřednostňuje a doporučuje plastiku fibulárních vazů převážně mladým, sportujícím pacientům. Kalvasová [18] přidává jako indikaci k operační léčbě ještě mnohočetné ruptury vazů. V případě prvního a druhého stupně upřednostňuje řešení konzervativní, které vnímá jako možnost rychlejšího navrácení hybnosti hlezna díky kontrolované mobilizaci kloubu.

Knop a kol. [39] prováděli výzkum pacientů rok po traumatu ligamentózního aparátu hlezna. Testy i subjektivní hodnocení pacientů s recidivujícími distorzemi ukázaly lepší výsledky a vyšší stabilitu v kloubu po operativní léčbě.

V případě vyšších stupňů poranění je tedy podle zmíněných autorů příznivější využití plastiky ligament než imobilizace nebo časná mobilizace.

Kannus a Renström [40] zastávají názor, že konzervativní léčba je první a nejlepší volbou u poranění laterálního aparátu i při úplné ruptuře vazů, tedy 3. stupně poranění. Jako důvody volby funkční léčby udávají méně komplikací, zatímco po operačním řešení jsou komplikace frekventovanější. S uvedenými autory sdílím názor, že rekonstrukce nebo plastika ligament může být provedena kdykoliv v průběhu let po poranění. I vrcholoví sportovci mohou po distorzi hlezna a odeznění akutních obtíží absolvovat nejprve již několikrát zmiňovanou funkční léčbu.

Výsledky dalších výzkumů potvrzují obdobný aspekt celé problematiky instability hlezna. Eiff a kol. [41] ve své studii potvrzují snížený vznik pozdějších sekundárních komplikací a přetrvávajících obtíží, jako jsou například opakované distorze, jak po časně mobilizaci, tak také po imobilizaci. Navíc zastávají názor, že výše zmíněné metody léčby jsou pro pacienty výhodnější z hlediska dřívějšího návratu k běžné životní rutině.

Podle Kotrányiové [16] spočívá léčba funkční instability hlezenního kloubu v nácviku koordinace svalů a v obnově propriocepce. Hlavní dynamickou stabilizaci hlezna zajišťují peroneální svaly. V různých fázích cyklu chůze se na stabilitě a jejím udržení podílejí i další svaly bérce a nohy. V případě, že prvotním problémem byla mechanická instabilita, přiklání se někteří lékaři k řešení chirurgickou cestou, a to repozicí ligament. Kotrányiová však dále uvádí trénink propriocepce spolu s optimalizací svalových stereotypů jako ideální postup k navrácení rovnováhy a neuromuskulární kontroly poraněného hlezna u pacientů s funkční mechanickou nestabilitou.

Kiers a kol. [42] tvrdí, že důvodem vysoké míry recidivy distorzí je snížená přesnost proprioceptivních signálů z kotníku, vedoucí k funkční nestabilitě. Předkládají důkazy potvrzující přítomnost proprioceptivních poruch při

akutních a opakujících se distorzích hlezna. Ztotožnili se s výsledky Munnových výzkumů [42] o snížené schopnosti detekce pasivních pohybů u lidí s funkční nestabilitou kotníku. V souladu s výše uvedeným, zařazuje většina rehabilitačních středisek do léčby funkčních nestabilit hlezen proprioceptivní cvičení. Předpokládá se, že stoj na nestabilním povrchu stimuluje použití proprioceptivních signálů z okolí kotníku, což je prospěšné pro dobrou stabilitu hlezna.

V bakalářské práci jsem se zaměřila u první skupiny právě na obnovu propriocepce, zlepšení neuromuskulární kontroly a pomocí balančních podložek i na posturální kontrolu těla. Druhá skupina pacientů měla zadané cviky založené převážně na posílení svalů dolní končetiny. Kromě analytických cviků dostala skupina přidány cviky z metody spirální dynamika.

Z procentuálních výsledků stojí na jedné dolní končetině, kde byla diagnostikována chronická nestabilita hlezna je patrné výrazné zlepšení u skupiny A, kde jsme se před vlastní terapií pomocí balančních podložek zaměřovali na facilitaci chodidla pro zvýšení a aktivaci propriocepce. Kalvasová [18] tvrdí, že je důležité zlepšit hojení neurálních struktur, které se podílejí na udržování rovnováhy a kvalitního cití. Do udržení stability se zapojují řídicí mechanismy na různých úrovních, včetně korových a podkorových struktur. Proto léčba pouze periferie bez ohledu na zmíněné mechanismy nemůže obnovit či zlepšit stabilitu. Její teorie je v souladu s Freemanovou metodou a metodou senzomotorické stimulace.

Při terapii by se dle Kalvasové [18] nemělo zapomenout na některou z částí stabilizačního systému a je nutné postupovat od periferie k centru nebo naopak. V terapii je nutný globální přístup, spojující trénink propriocepce s nácvikem rovnováhy. Nesmíme opomenout ani na nácvik optimálního postavení periferních kloubů i osového orgánu.

S názory autorů [14] [19] [26] [9] [18] [43] se i na základě vlastní praxe ztotožňuju. Ke zlepšení stability hlezna udávají nutnost cvičení k posílení svalů, ale i zapojení propiocepce, na kterou je metoda senzomotorické stimulace zaměřena a podle publikujících odborníků má na nestabilitu hlezenních kloubů velký vliv. Například Kiers a kol. [42] přímo uvádí závěry různých studií, kdy účinky propioceptivního cvičení má pozitivní vliv na instabilitu hlezen. Terapie zahrnující propiocepce lze využít jako prevenci recidiv častých distorzí u funkčních instabilit hlezna.

Nepatrné zlepšení stability jsme zaznamenali i u pacientů, kterým byly zadány cviky, založené na posílení jednotlivých svalů dolních končetin. Otázkou je, zda zlepšení nastalo díky posilovacím cvikům (jak radí v knize Peterson a Renström [37]), které zajistily lepší stabilitu při stoji na jedné dolní končetině, nebo k tomu přispěly cviky ze spirální dynamiky.

Kalvasová [18] popisuje metodu Spiraldynamik jako vhodný nácvik optimálního zapojení svalů celé dolní končetiny. Využívána je zejména při reedukaci chůze. Díky této metodě je možné pacienta vést k uvědomování si pohybů jednotlivých částí nohy a ovlivnit zapojení svalů. Nácvikem optimálního pohybu napravujeme chybné postavení segmentů nohy. Před tréninkem chůze je vhodný nácvik koordinovaného jednoho kroku. Důležité je také zajištění dostatečné aference z plosky a zvýšení reaktibility svalů. Dle mého názoru by cviky předcházející samotnému nácviku chůze mohly působit na zlepšení stability hlezenního kloubu. Pacienti si lépe uvědomí jednotlivé segmenty chodidla, celé dolní končetiny a správné zatížení plosky nohy.

Z praxe jsou však známy názory některých fyzioterapeutů, že pro velkou část pacientů je metoda spirální dynamiky obtížněji pochopitelná. Možná z toho důvodu terapeuti využívají raději jiné metody k terapii instabilit, nejčastěji senzomotorickou stimulaci.

Z komparace skupiny A a B podle popisovaných subjektivních pocitů jednoznačně vyplývá, že skupina A (pacienti docházející na terapie) ve srovnání se skupinou B subjektivně zaznamenává lepší výsledky (zmírnění bolestí, menší výskyt „giving way“ fenoménů) a zlepšení stability.

Výsledky vyšetření na přístroji Zebris u pacientů skupiny A nedosáhly všechny stejně kvalitativně vysokých hodnot. Při některých měřeních se stabilita naopak mírně zhoršila, což mohlo být způsobeno například nesoustředěností pacientů v průběhu jednotlivých měření.

Důležitým prvkem pro nás bylo zejména porovnání stojů na postižené dolní končetině. Pro skupinu A neplatí, že by se výsledky zhoršily nebo zůstaly srovnatelné se vstupním vyšetřením, jako je tomu u druhé skupiny. Proband 2 zaznamenal nejviditelnější pokrok. Jedním z důvodů je pravděpodobně fakt, že pacientka pochází ze stejného města a celých 8 týdnů byla pod mým dohledem. V době, kdy skupina A cvičila bez přímé kontroly sepsané cviky pro domácí terapii, uvedená pacientka se mnou přímo spolupracovala. Ostatní pacienti tvrdí, že cvičili, není však ověřitelná doba a pravidelnost cvičení.

Na tomto místě můžeme konstatovat velmi dobrou účinnost metody senzomotorické stimulace, která pomohla zapojeným pacientům zlepšit stabilitu ve stoji na nemocné dolní končetině o více než 50 %, a to jak s otevřenýma, tak zavřenýma očima. Zabránil-li uplatněná terapie vzniku dalších distorzí nemůžeme v tak krátkém časovém horizontu předpokládat. Vzhledem k zjištěnému snížení obtíží je však možné se domnívat, že terapie vliv na snížení obtíží mít budou.

Na základě obecných zkušeností se běžná populace zaměřuje spíše na léčbu k odeznění akutních obtíží a upřednostňuje dostupnější terapii posílení svalů okolo hlezna, což může být způsobeno neznalostí metod zlepšujících propriocepci. Další příčinou chronických komplikací je samostatná léčba distorze hlezna bez návštěvy lékaře a následné rehabilitační péče. Pacienti jsou běžně při



fyzioterapii informování o metodách zvyšující propriocepci a o globálním přístupu k problému, což v případě neznalosti metod neproběhne.

Chronické instabilitě hlezna je ideální předcházet. Pokud prodělá pacient distorzi hlezna a je trpělivý při léčbě v akutní fázi (jako je zmírnění otoku, bolesti a v brzké době i pomalé postupné zatěžování) je větší pravděpodobnost, že k dalším problémům a recidivě distorze nedojde. U pacientů trpících již po určitou dobu nestabilitou jsou vhodné výše zmiňované a rozebírané názory využití metody senzomotorické stimulace. Pacienti využívající senzomotoriku udávají subjektivní pocit zlepšení stability. Totéž potvrzují i přístrojová měření.

V příloze zaznamenané cviky na senzomotorickou stimulaci mají za cíl posloužit zejména pacientům, kteří nebyli lékařem odesláni na rehabilitaci a trpí chronickou nestabilitou hlezna. Z průběhu celého výzkumu vyplývá, že lepších výsledků dosahují pacienti pod dohledem terapeuta. Pro domácí cvičení je nutná osobní disciplína a pravidelnost.

## 8 ZÁVĚR

V úvodu práce jsme si stanovili cíl zjištění účinnosti metody Senzomotorické stimulace v porovnání s posílením svalů s prvky ze Spiraldynamik pro chronické instability hlezenního kloubu. V průběhu 8 týdnů terapie jsme došli k závěru, že oba námi vybrané přístupy mají vliv na stabilitu hlezna. Metoda Senzomotorické stimulace měla vyšší účinek jak v subjektivních pocitech pacientů, tak na základě vyšetření stability na přístroji Zebris. Z výše uvedených fakt vyplývá, že Senzomotorická stimulace pro většinu pacientů vhodnějším způsobem rehabilitace.

Jednou z výhod Senzomotorické stimulace je vyšší účinnost. Je však zapotřebí alespoň na počátku léčby docházet na ambulantní terapie z důvodu zaučení a vysvětlení správného postupu. Proto je metoda Senzomotorické stimulace časově náročnější. Pro cvičební jednotky na posílení svalů okolo hlezna nejsou potřeba žádné speciální pomůcky. Pacient zvládne vše v pohodlí domova. Mínus tohoto postupu je jeho nižší účinnost.

Výsledky práce mohou být aplikovány v praxi fyzioterapeutů. Je možné je také využít jako východisko pro další výzkum s obdobným zaměřením nebo pro výzkum na širším vzorku probandů.

Data, ke kterým jsme dospěli v průběhu obou fází výzkumu (počáteční měření, měření na konci léčby), zaznamenaná v textu bakalářské práce mohou být využity k prohloubení znalostí a upřesnění informací o dané problematice pro pacienty s danou diagnózou a pomoci při řešení jejich obtíží. Dále mohou výsledky posloužit rehabilitačním zařízením různého typu, která by mohla na základě našich výsledků před stanovením léčby vyhodnotit možnosti a zvolit nejlepší řešení.

## 9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

3D – trojrozměrný

AA – Alergická anamnéza

ABD – abdukce

ADD – addukce

AGR – antigravitační metoda

Art. - artikulaci

CNS – centrální nervový systém

COP – Center of Pressure

DF – dorsální flexe

DIP – distální interphalangeální

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

FA – farmakologická anamnéze

KK – kyčelní kloub

KoK – kolenní kloub

Lig. - ligamentum

m. - musculus

mm – milimetry

MT – metatarsy

MTP – metatarsophalangové klouby

N/cm<sup>2</sup> – Newton/čtvereční centimetr (jednotka tlaku)

např. - například

NO – nynější onemocnění

OA – obecná anamnéza

PF – plantární flexe

PIP – proximální interphalangeální

PIR – postizometrická relaxace

RA – rodinná anamnéza

resp. - respektive

s – sekundy

SIAS – spina iliaca anterior superior

SIPS – spina iliaca posterior superior

SMS – senzomotorická stimulace

SpA – sportovní anamnéza

TrPs – Trigger Points

Tzv. - takzvaně

VR – vnitřní rotace

ZR – zevní rotace

## 10 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009b. ISBN 978-80-247-1648-0.
- [2] DUNGL, Pavel. *Ortopedie* [online]. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada, 2014 [cit. 2019-12-29]. ISBN 978-80-247-9337-5. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/e-kniha/ortopedie-67958/>
- [3] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009a. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [4] DYLEVSKÝ, Ivan. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2009c. ISBN 978-80-7387-324-0.
- [5] VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- [6] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [7] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2011-2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [8] HANZLOVÁ, Jitka, Jan PEKÁČ a Jana JUŘÍKOVÁ. Funkce a náprava hlezenního kloubu. *Pohybové aktivity ve vědě a praxi*. 2014, (-), 305-315.
- [9] SAMMARCO, G. *Rehabilitation of the foot and ankle*. St. Louis: Mosby, 1995. ISBN 0-8016-7771-8.

- [10] TOPPISCHOVÁ, Miriam. Funkce nohy. *Bolest: časopis Společnosti pro studium a léčbu bolesti*. Praha: Tigis, 2008, 11(2), 109-111.
- [11] JOUKAL, Marek a Ladislava HORÁČKOVÁ. *Anatomie pohybového systému pro fyzioterapeuty*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2013. ISBN 978-80-210-6602-1.
- [12] LEWIT, Karel. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně, 2003. ISBN 80-86645-04-5.
- [13] HRAZDIRA, Luboš a Jana ŘEZANINOVÁ. Poranění laterálních ligament hlezna – stále otevřený problém. *Medicina sportiva Bohemica & Slovaca* [online]. 2014, 23(4), 198–208 [cit. 2020-01-06]. ISSN 1210-5481. Dostupné z: <http://kramerius.medvik.cz/search/pdf/web/viewer.html?pid=uuid:7a0ff1c8-d6b4-11e4-b08e-d485646517a0>
- [14] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [15] HERTEL, Jay. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of Athletic Training* [online]. 2002, 37(4), 364-375 [cit. 2019-12-28]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164367/>
- [16] KOTRÁNYIOVÁ, Eva. Význam laterálních ligament hlezna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2007, 14(3), 122-129 [cit. 2019-12-29]. ISSN 1805-4552. Dostupné z: <http://kramerius.medvik.cz/search/pdf/web/viewer.html?pid=uuid:b2cd93af-69b9-11e3-93fe-d485646517a0>

- [17] TAGHAVI, Cyrus a Nelson SOOHOO. Laterální nestabilita hlezna. *Current Orthopaedic Practice (České vyd.)*. **2010**, 2(1), 8-14. ISSN 1803-6848.
- [18] KALVASOVÁ, Eva. Možnosti terapeutického řešení laterálních instabilit ligament hlezna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Katedra fyzioterapie FTVS UK, Praha, **2009**, 16(3), 87-95. ISSN 1805-4552.
- [19] FREEMAN, M. The Etiology and Prevention of Funtional Instability of the Foot. *Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 1965, **47**(4), 678-685 [cit. 2019-12-29]. Dostupné z: <http://www.thetallcyclist.com/wp-content/uploads/2016/02/Freeman-et-al.-The-Etiology-and-Prevention-of-Functional-Instability-of-the-Foot.pdf>
- [20] RENSTRÖM, Per a Scott LYNCH. Ankle ligament injuries. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* [online]. **1998**, 4(3), 71-80 [cit. 2020-01-04]. DOI: 10.1590/S1517-86921998000300002. ISSN 1517-8692. Dostupné z: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1517-86921998000300002&lng=en&tlng=en](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86921998000300002&lng=en&tlng=en)
- [21] CHAN, Keith, Bryan DING a Kenneth MROCZEK. Acute and Chronic Lateral Ankle Instability in the Athlete. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases* [online]. **2011**, 69(1), 17-26 [cit. 2020-01-05]. Dostupné z: <http://hjdbulletin.org/files/archive/pdfs/238.pdf>
- [22] HÁJKOVÁ, Simona, Irena NOVOTNÁ a Ludmila SALABOVÁ. *Mobilizace periferních kloubů*. 1. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2014. ISBN 978-80-01-05517-5.
- [23] JANDA, Vladimír a Dagmar PAVLŮ. *Goniometrie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-160-8.

- [24] PHYSIOTUTORS, . Anterior Drawer Test of the Ankle: Chronic Ankle Laxity & Anterior Talofibular Ligament Rupture. *Youtube* [online]. [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=vAcBEYZKcto&t=23s>
- [25] PHYSIOTUTORS, . The Talar Tilt Test: Lateral Ankle Sprain. *YouTube* [online]. [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=UHNbm6Z3XK4>
- [26] PAVLŮ, Dagmar. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I.: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. 2. opr. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003. ISBN 80-7204-312-9.
- [27] JANDA, V. a M. VÁVROVÁ. Senzomotorická stimulace. Základy metodiky proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*. Bratislava, **1992**, 25(3), 14-34. ISSN 0375-0922.
- [28] PODĚBRADSKÁ, Radana. *Komplexní kineziologický rozbor: Funkční poruchy pohybového systému* [online]. 1. elektronické vydání. Praha: Grada, 2018 [cit. 2020-03-30]. ISBN 978-80-247-2791-2. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/e-kniha/komplexni-kineziologicky-rozbor-127304/>
- [29] PORTÁL ODBORNÁ SKRIPTA, . Fyzioterapie - Vyšetřovací metody: 4. Vyšetření stoje. *YouTube* [online]. 2013 [cit. 2020-03-30]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=cLw5BU7V37M>
- [30] BULÁNOVÁ, Kateřina. *Analýza stoje a chůze s využitím Zebris FDM-T Systému u pacientů se skoliózou* [online]. Praha, 2016 [cit. 2020-01-28]. Dostupné z: <https://is.cuni.cz/webapps/zzp/detail/174992/>. Diplomová práce. Univerzita Karlova.



- [31] *The zebris FDM System— gait and roll-off analysis in practice* [pdf]. Isny im Allgäu: zebris Medical GmbH, 2016 [cit. 2020-01-28].
- [32] *Zebris FDM 1.8: Software user manual*. Isny im Allgäu: zebris Medical, 2012.
- [33] KAZMAROVÁ, Lenka. Spiraldynamik® - noha. *Umění fyzioterapie*. 2016, **2016(2)**, 44-47. ISSN 2464-6784.
- [34] KAZMAROVÁ, Lenka. Spiraldynamik® "Krok za krokem". *Ortopedická protetika*. 2017, **2017(20)**, 48-51. ISSN 1212-6705.
- [35] LARSEN, Christian. *Zdravá chůze po celý život: poznáváme a odstraňujeme nesprávnou zátěž nohou : trénink místo operace - úspěšná metoda Spiraldynamik : gymnastika nohou u vbočeného palce, ostruhy patní kosti, plochých nohou atd.* 1. vydání. Olomouc: Poznání, 2005. ISBN 80-86606-38-4.
- [36] LARSEN, Christian a Bea MIESCHER. *Cviky pro zdravé nohy: zbavte se potíží tréninkem! : nejlepší cvičení podle Spiraldynamik*. 1. české vydání. Přeložil Mária SCHWINGEROVÁ. Olomouc: Poznání, 2019. ISBN 978-80-87419-86-1.
- [37] PETERSON, Lars a Per RENSTRÖM. *Sports injuries: prevention, treatment and rehabilitation*. Fourth edition. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2017. ISBN 978-1-84184-705-4.
- [38] NYSKA, Meir a Gideon MANN. *The Unstable Ankle* [online]. Ilustrované. Human Kinetics, 2002 [cit. 2020-05-20]. ISBN 0880118024. Dostupné z: [https://books.google.cz/books?id=ub\\_AakWtyAEC&pg=PA102&lpg=PA102&dq=brostr%C3%B6m+sprained+ankle&source=bl&ots=6Ns5dqjh8d&sig=ACfU3U3wZBEbbcLVM\\_dTRiWM6vRqseV0bw&hl=cs&sa=X&ved=2ahUK](https://books.google.cz/books?id=ub_AakWtyAEC&pg=PA102&lpg=PA102&dq=brostr%C3%B6m+sprained+ankle&source=bl&ots=6Ns5dqjh8d&sig=ACfU3U3wZBEbbcLVM_dTRiWM6vRqseV0bw&hl=cs&sa=X&ved=2ahUK)

Ewj6u6mxr8LpAhX7URUIHevpAlUQ6AEwDXoECAsQAQ#v=onpage&q=brostr%C3%B6m%20sprained%20ankle&f=false

- [39] KNOP, C., H. THERMANN, M. BLAUTH, L. BASTIAN, H. ZWIPP a H. TSCHERNE. Treatment of recurrent ankle ligament ruptures: Results of a prospective, randomized study. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 1999, 13(3), 232-233.
- [40] KANNUS, P. a P. RENSTRÖM. *Treatment for acute tears of the lateral ligaments of the ankle. Operation, cast, or early controlled mobilization.* *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 1991, 73(2), 305312 [cit. 2020-24]. Dostupné z: [ps://pdfs.semanticscholar.org/d7d6/a9f5d48631c94c88cde6f02e7b3dfeab4e0df](https://pdfs.semanticscholar.org/d7d6/a9f5d48631c94c88cde6f02e7b3dfeab4e0df)
- [41] EIFF, M., Allen SMITH a Gary SMITH. *Early Mobilization Versus Immobilization in the Treatment of Lateral Ankle Sprains.* *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1994, 22(1), 83-88 [cit. 2020-05-21]. Dostupné z: [ps://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354659402200115](https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354659402200115)
- [42] KIERS, Henri, Simon BRUMAGNE, Jaap VAN DIEËN, Philip VAN DER WEES a Luc VANHEES. *Ankle proprioception is not targeted by exercises on an unstable surface.* *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2012, 112(4), 1577-1585 [cit. 2020-05-21]. DOI: 10.1007/s00421-011-2124-8. ISSN 1439-6319. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00421-011-2124-8>
- [43] RODRIGUEZ-MERCHAN, E. *Chronic ankle instability: diagnosis and treatment.* *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* [online]. 2012, 132(2), 211-219 [cit. 2020-05-23]. DOI: 10.1007/s00402-011-1421-3. ISSN 0936-8051. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00402-011-1421-3>

## 11 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Graf 1 - Stoj na dolní končetině s diagnostikovanou instabilitou hlezna.....	81
Obrázek 2: Graf 2 - Stoj na zdravé dolní končetině.....	82

## 12 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 - Pasivní pohyby kloubů [23] .....	29
Tabulka 2 - vyšetření ligament – Proband 1 (zdroj vlastní) .....	49
Tabulka 3 - vyšetření ligament – Proband 2 (zdroj vlastní) .....	52
Tabulka 4 - Vyšetření ligament – Proband 3 (zdroj vlastní) .....	54
Tabulka 5 - Vyšetření ligament – Proband 4 (zdroj vlastní) .....	57
Tabulka 6 - Vyšetření ligament – Proband 5 (zdroj vlastní) .....	61
Tabulka 7 - Vyšetření ligament – Proband 6 (zdroj vlastní) .....	64
Tabulka 8 - Vyšetření ligament – Proband 7 (zdroj vlastní) .....	67
Tabulka 9 - Vyšetření ligament – Proband 8 (zdroj vlastní) .....	70
Tabulka 10 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 1 (zdroj vlastní) .....	71
Tabulka 11 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 2 (zdroj vlastní) .....	73
Tabulka 12 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 3 (zdroj vlastní) .....	74
Tabulka 13 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 4 (zdroj vlastní) .....	75
Tabulka 14 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 5 (zdroj vlastní) .....	76
Tabulka 15 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 6 (zdroj vlastní) .....	77
Tabulka 16 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 7 (zdroj vlastní) .....	79
Tabulka 17 - Výstupní vyšetření ligament – Proband 8 (zdroj vlastní) .....	80
Tabulka 18 - Procentuální zlepšení stojů .....	82

## 13 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 - Cvičební jednotka pro skupinu A – SMS

Příloha 2 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 1

Příloha 3 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 2

Příloha 4 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 3

Příloha 5 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 4

Příloha 6 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 5

Příloha 7 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 6

Příloha 8 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 7

Příloha 9 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 8

## **Příloha 1 - Cvičební jednotka pro skupinu A – SMS**

### **1. týden**

„MALÁ NOHA“

- pocit zúžení přední části chodidla a její přiblížení k patě
- pasivně; aktivně vsedě; vsedě s tlakem rukama na koleno směrem do země; později ve stoje

KORIGOVANÝ STOJ

- stoj, chodidla na šířku kyčlí, prsty směřují dopředu, vytvořit malou nohu
- Provedení: mírné pokrčení kolen a jejich vytočení nad vnější hranu chodidel (vnitřní hrana (bod pod palcem) zůstává stále na podložce)

### **2. týden**

KORIGOVANÝ STOJ NA 1 KONČETINĚ

- z korigovaného stoje přenést váhu na jednu končetinu
- druhou mírně pokrčit v kyčli, v koleni pravý úhel

NÁKROKY VPŘED

- ze vzpřímeného stoje vykročit jednou DK vpřed, vytvořit malou nohu
- Provedení: pomalá flexe předního kolene, vytlačovat ho nad vnější hranu chodidla, současně naklánět tělo (pohyb v zadním hleznu) dopředu, postupně se pata zadní DK zvedá (až se opírá jen o špičku)
- Kontrolovat: osa trupu – rovnoběžná s osou bérce přední DK; pokrčené koleno je v jedné ose s ramenem a koncem špičky

## NÁKROKY VZAD

- ze vzpřímeného stoje vykročit jednou DK vzad, aktivovat malou nohu

Provedení: pomalu přesouvat těžiště nad zadní chodidlo, současně ohýbat koleno zadní DK a vytlačovat ho nad vnější hranu chodidla (snaha přiblížení hýždě k chodidlu)

Kontrolovat: osa trupu rovnoběžná s osou bérce, koleno v ose s koncem špičky a ramenem

## NÁKROKY DO STRAN

- ze vzpřímeného stoje úkrok jednou DK do strany, aktivovat malou nohu

- obě chodidla míří vpřed, nevytáčí se do stran, podsazení pánve

Provedení: pomalu přesouvat těžiště nad vykročenou DK, ohýbat koleno, tlačit ho nad vnější hranu chodidla – snaha přiblížení hýždě k chodidlu

Kontrolovat: osa trupu rovnoběžně s osou bérce, koleno je v ose s ramenem a koncem špičky

## 3. týden

### STOJ NA JEDNÉ DK S POHYBEM HKK

- z korigovaného stoje přenést váhu na jednu končetinu, druhou mírně pokrčit v kyčli, v koleni pravý úhel

- vzpažování/upažování horních končetin

### NÁKROKY VPŘED

- opakování z předchozího týdne

### VÝPADY VPŘED

- korigovaný stoj

Provedení: přenášení těžiště těla nad špičky chodidel až do pocitu přepadávání dopředu – v ten moment dát jednu DK před sebe (s dopadem tvorba malé nohy, pokrčit koleno tlačit ho nad vnější hranu chodidla)

#### 4. týden

STOJ NA 1 KONČETINĚ S POHYBEM HKK

VÝPADY – opakování z předchozího týdne

CVIKY NA LABILNÍ PLOŠE

##### NÁKROKY VPŘED

- ze vzpřímeného stoje vykročení jednou DK vpřed na střed labilní plochy, vytvořit malou nohu

- těžiště těla rovnoměrně mezi oběma chodidly

Provedení: pomalé ohýbání předního kolene, vytlačovat ho nad vnější hranu chodidla, současně naklánět tělo (pohyb v zadním hleznu) dopředu, postupně se pata zadní končetiny zvedá (až se opírá jen o špičku)

Kontrolovat: osa trupu – rovnoběžně s osou bérce; koleno je ve stejné ose s ramenem a koncem špičky

##### NÁKROKY VZAD

- ze vzpřímeného stoje vykročit jednou dolní končetinou vzad na labilní podložku, obě chodidla míří vpřed (nevytáčí se do stran)

- zpevnit držení pánve, hlava v prodloužení páteře

Provedení: pomalé přesouvání těžiště nad zadní chodidlo, současně ohýbat koleno zadní končetiny a vytlačovat ho nad vnější hranu chodidla – snaha přiblížení hýždě k chodidlu

Kontrolovat: osa trupu – rovnoběžně s osou bérce; koleno je ve stejné ose s ramenem a koncem špičky



## NÁKROKY DO STRAN

- ze vzpřímeného stoje vykročit jednou DK do strany na labilní podložku, obě chodidla míří vpřed (nevytáčí se do stran)

- zpevnit držení pánve, hlava v prodloužení páteře, vytvořit malou nohu

Provedení: pomalé přesouvání těžiště nad chodidlo na labilní ploše, současně ohýbat koleno končetiny a vytlačovat ho nad vnější hranu chodidla

Kontrolovat: osa trupu – rovnoběžně s osou bérce; koleno je ve stejné ose s ramenem a koncem špičky

## KORIGOVANÝ STOJ NA OBOU DKK

- stoj na labilní ploše, prsty směřují dopředu, malá noha

- mírně pokročit kolena a vytočit je nad vnější hranu chodidel

- POZOR na rovnoměrné zatížení 3 bodů (pod palcem, malíkem a patou)

## 5. týden

### STOJ NA 1 NOZE

- opakování z předchozích týdnů, vzpažování/upažování HKK

- je možné přidat zátěž (činka/lahev s vodou)

### CVIKY NA LABILNÍ PLOŠE

#### NÁKROKY VPŘED A VZAD

#### STOJ NA OBOU DKK

- opakování z předchozího týdne

#### POHUPOVÁNÍ V PŘEDOZADNÍM A BOČNÍM SMĚRU

- stoj na labilní ploše, prsty směřují dopředu, vytvořit malou nohu

- mírně pokročit kolena a vytočit je nad vnější hranu chodidel

Provedení: přenášení váhy na špičky, paty, jednu a druhou končetinu

## PODŘEPY

- korigovaný stoj na labilní podložce

Provedení: mírný podřep – „vyšpulení hýždí“

Kontrolovat: osa trupu je rovnoběžně s osou bérce; kolena jsou ve stejné ose s rameny a koncem špiček

## 6. týden

STOJ NA JEDNÉ DK

LABILNÍ PLOCHA

NÁKROKY VPŘED, VZAD A DO STRAN, KORIGOVANÝ STOJ

KORIGOVANÝ STOJ S POHYBEM HKK

VÝPADY

- stoj za labilní plochou

Provedení: přenášení těžiště nad špičky chodidel až do pocitu

přepadnutí dopředu – v ten moment dát jednu nohu před sebe na labilní plochu – s dopadem tvorba malé nohy, pokrčit koleno tlačit ho nad vnější hranu chodidla

Kontrolovat: osa trupu – rovnoběžně s osou bérce; koleno je ve stejné ose s ramenem a koncem špičky

## 7. týden

LABILNÍ PLOCHA

POHUPOVÁNÍ V PŘEDOZADNÍM A BOČNÍM SMĚRU

NÁKROKY VPŘED, VZAD, DO STRAN, VÝPADY VPŘED

STOJ S POHYBEM HORNÍCH KONČETIN

- korigovaný stoj

Provedení: házení si míčem o zeď, vzpažování/upažování

## 8. týden

### OPAKOVÁNÍ NA LABILNÍ PLOŠE

STOJ – KOREKCE SPRÁVNÉHO STOJE

PŘENÁŠENÍ VÁHY – ZAJIŠTĚNÍ OPTIMÁLNÍHO ROZLOŽENÍ VÁHY

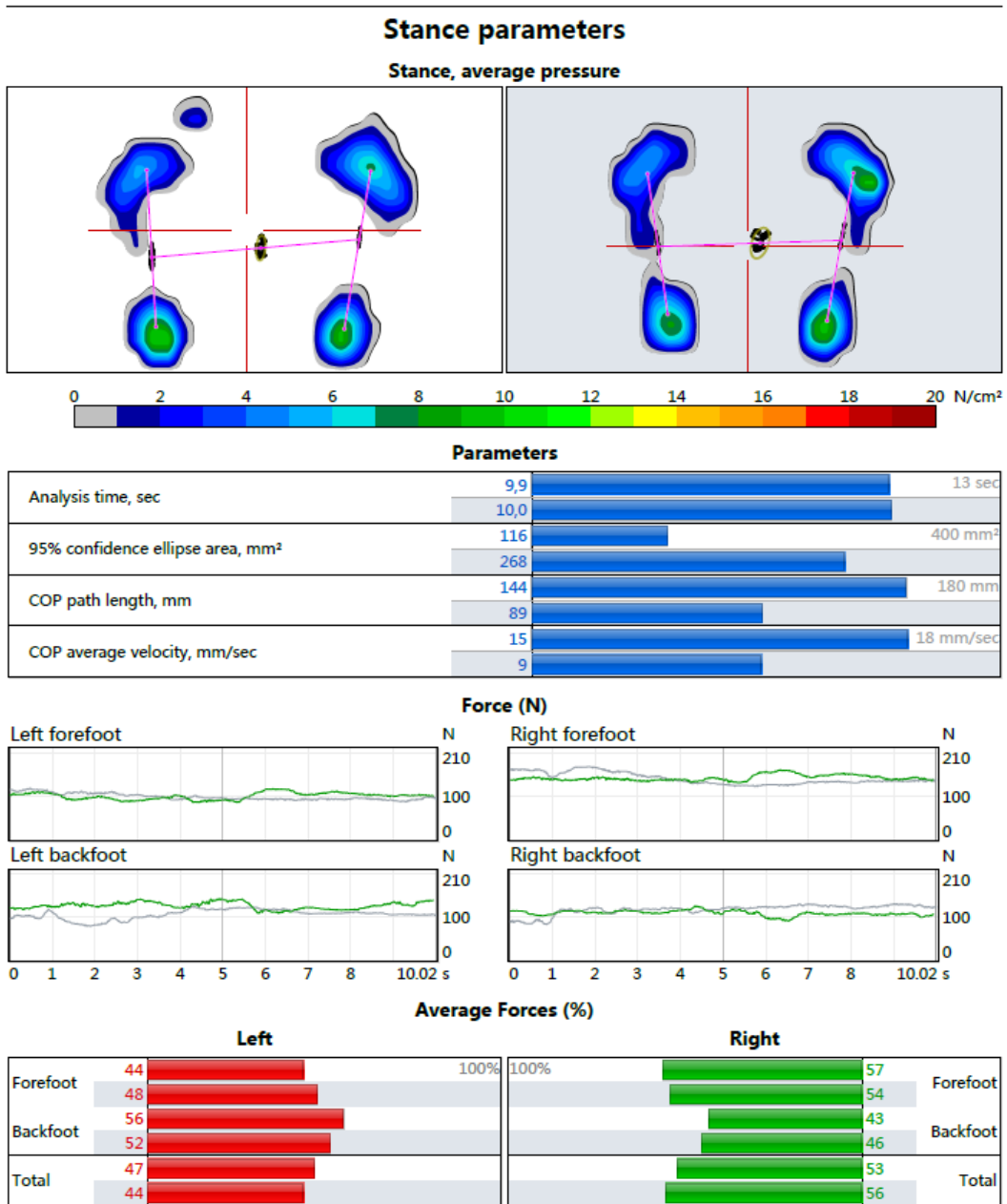
STOJ + HÁZENÍ S MÍČEM

NÁKROKY VPŘED, VZAD, DO STRAN

VÝPADY VPŘED

# Příloha 2 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 1

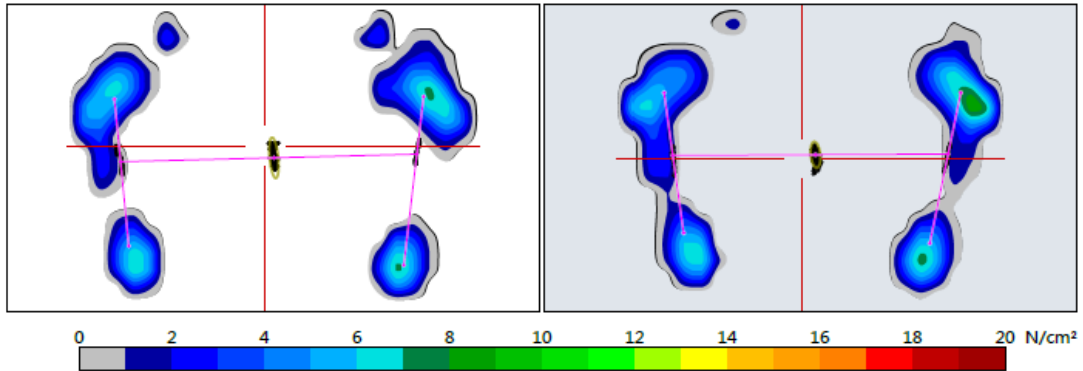
Normální baze, otevřené oči



# Normální baze, zavřené oči

## Stance parameters

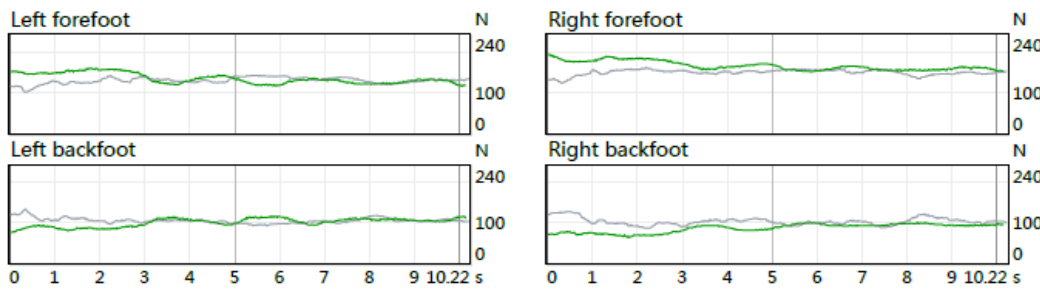
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,2	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	163	200 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	149	190 mm
COP average velocity, mm/sec	15	18 mm/sec

### Force (N)



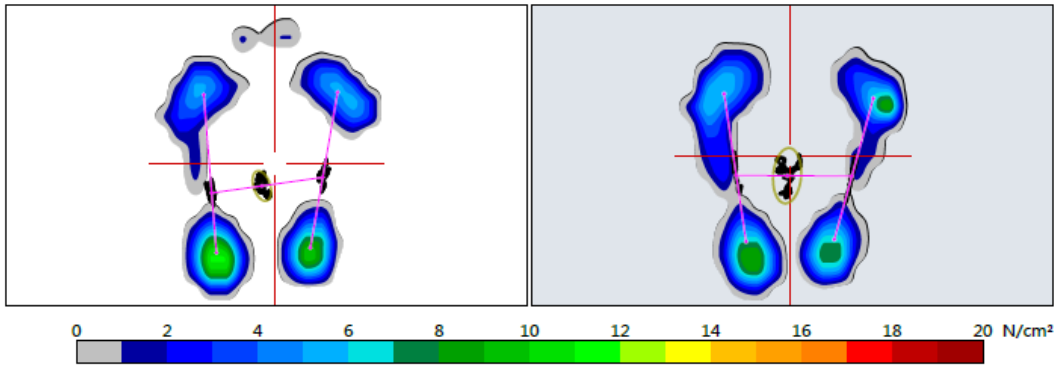
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	57	66	Forefoot
	55	59	Backfoot
Backfoot	43	34	
	45	41	
Total	48	52	Total
	48	52	

# Úzká baze, otevřené oči

## Stance parameters

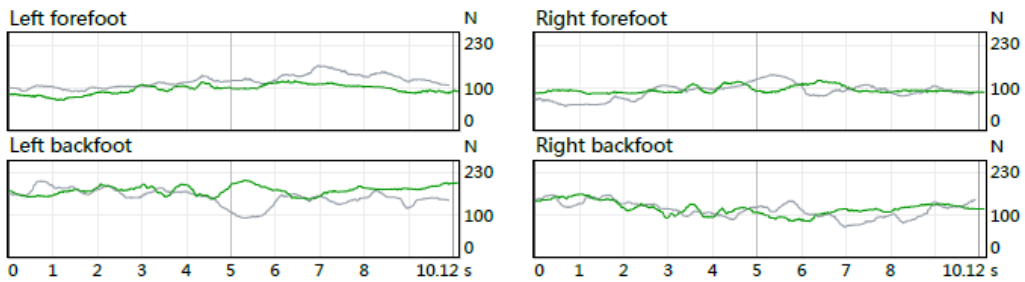
Stance, average pressure



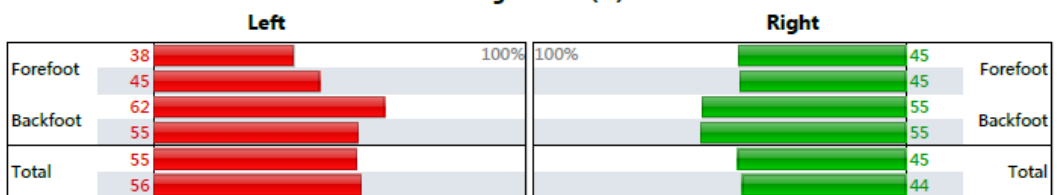
### Parameters

Analysis time, sec	10,1	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	266	900 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	135	210 mm
COP average velocity, mm/sec	13	21 mm/sec

### Force (N)



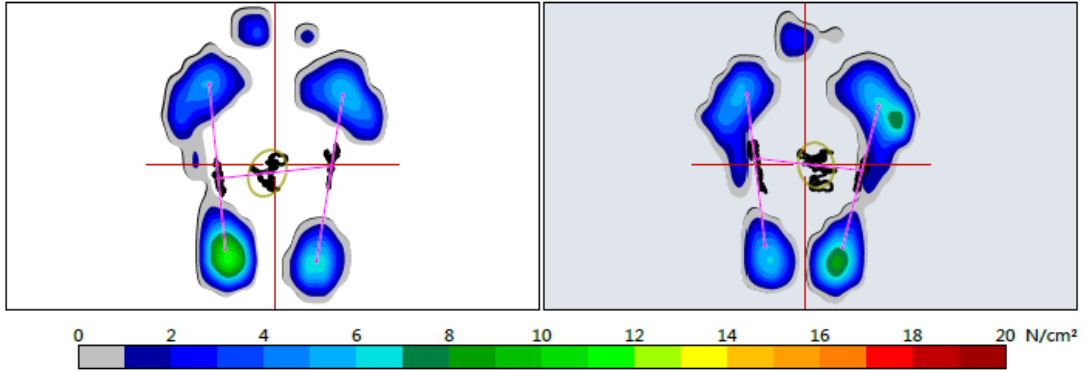
### Average Forces (%)



# Úzká база, zavřené oči

## Stance parameters

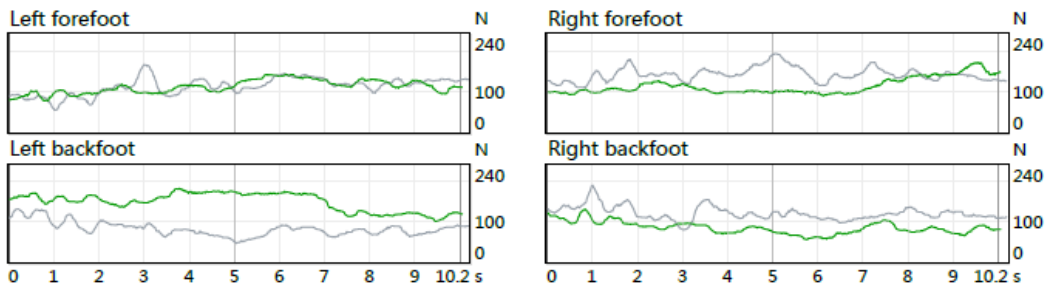
### Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,1	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	849	1100 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	191	400 mm
COP average velocity, mm/sec	19	40 mm/sec

### Force (N)



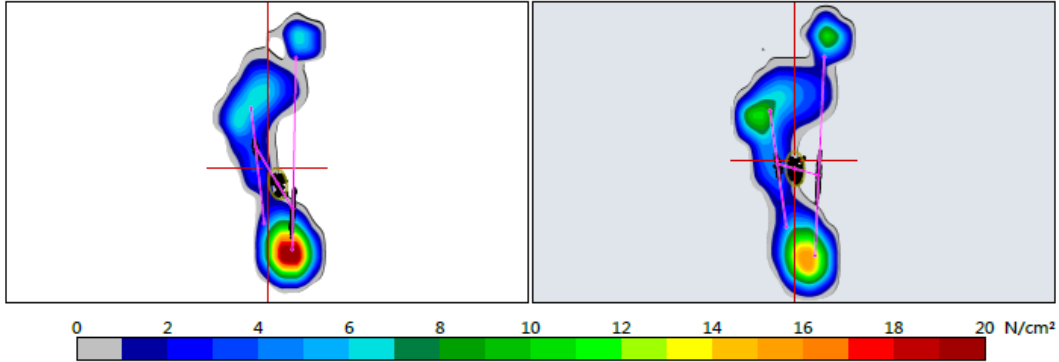
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	43	57	Forefoot
	58	54	
Backfoot	57	43	Backfoot
	42	46	
Total	57	43	Total
	43	57	

# Levá DK, otevřené oči

## Stance parameters

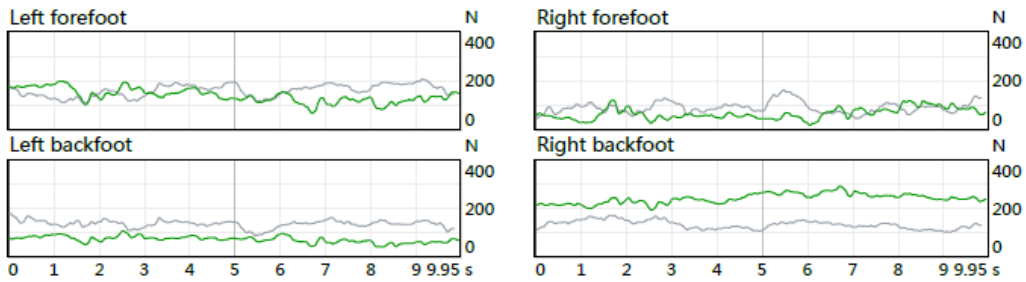
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,9	12 sec
	9,8	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	309	400 mm <sup>2</sup>
	328	
COP path length, mm	184	230 mm
	176	
COP average velocity, mm/sec	18	23 mm/sec
	18	

### Force (N)



### Average Forces (%)

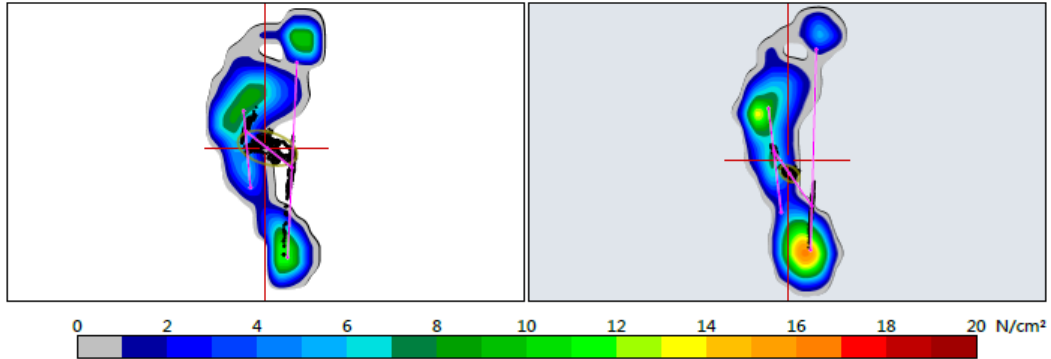
Left		Right	
Forefoot	67	21	Forefoot
	54	40	
Backfoot	33	79	Backfoot
	46	60	
Total	41	59	Total
	57	43	



# Levá DK, zavřené oči

## Stance parameters

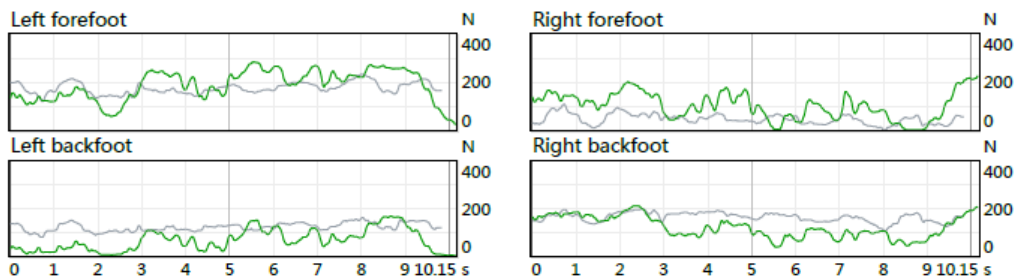
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,2	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1066	1300 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	430	600 mm
COP average velocity, mm/sec	42	60 mm/sec

### Force (N)



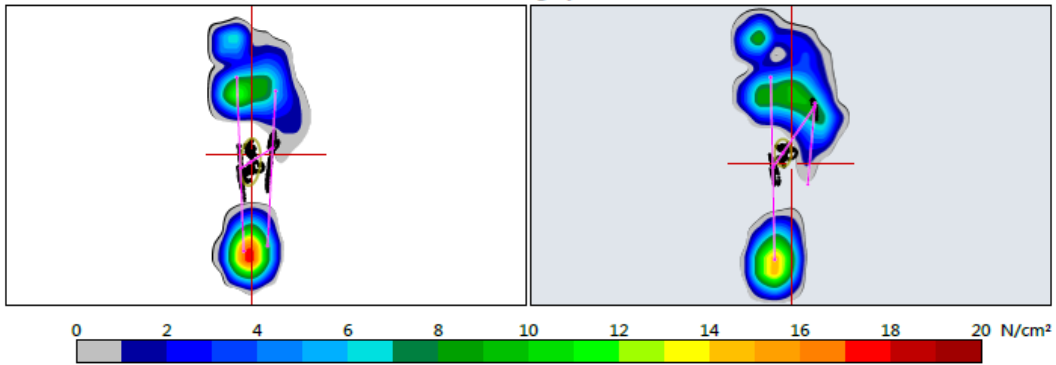
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	74	46	Forefoot
	59	22	
Backfoot	26	54	Backfoot
	41	78	
Total	53	47	Total
	59	41	

# Pravá DK, otevřené oči

## Stance parameters

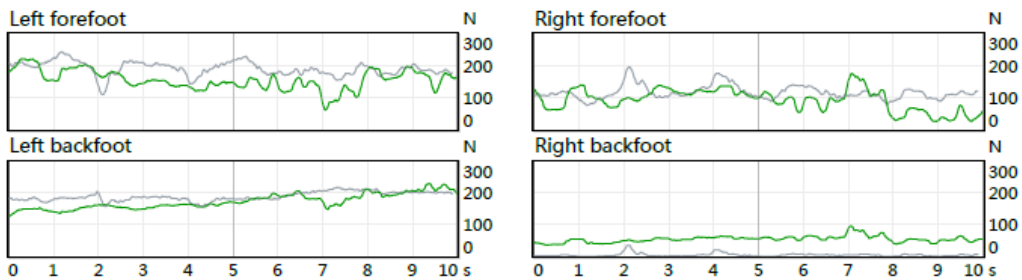
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,0	12 sec
	9,9	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	541	700 mm <sup>2</sup>
	235	
COP path length, mm	203	250 mm
	168	
COP average velocity, mm/sec	20	25 mm/sec
	17	

### Force (N)



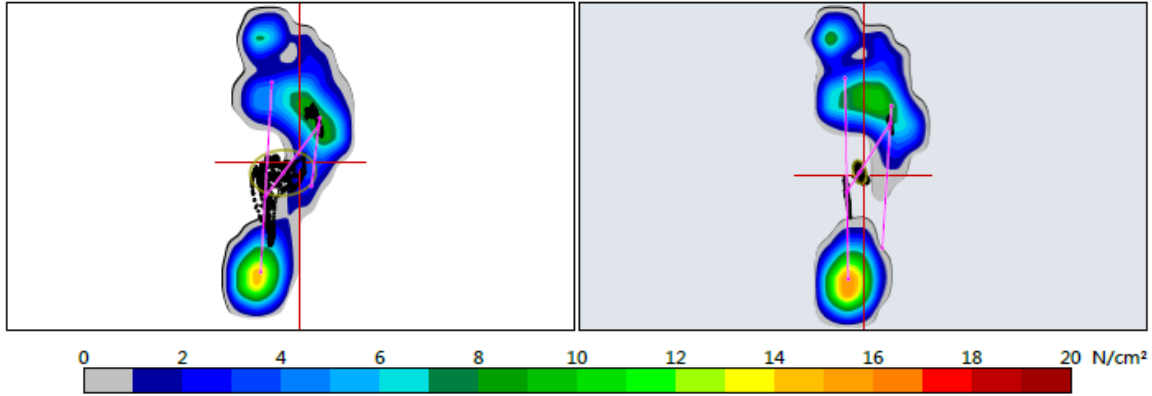
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	48	63	Forefoot
	50	96	
Backfoot	52	37	Backfoot
	50	4	
Total	69	31	Total
	76	24	

# Pravá DK, zavřené oči

## Stance parameters

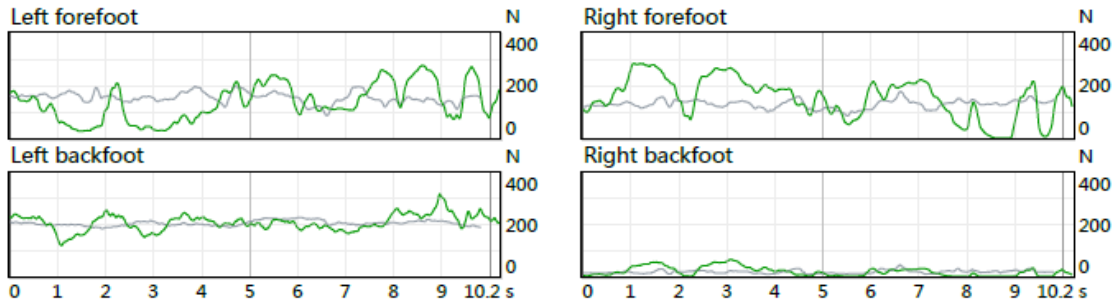
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,2	13 sec
	9,8	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1373	1700 mm <sup>2</sup>
	129	
COP path length, mm	554	700 mm
	154	
COP average velocity, mm/sec	54	70 mm/sec
	16	

### Force (N)

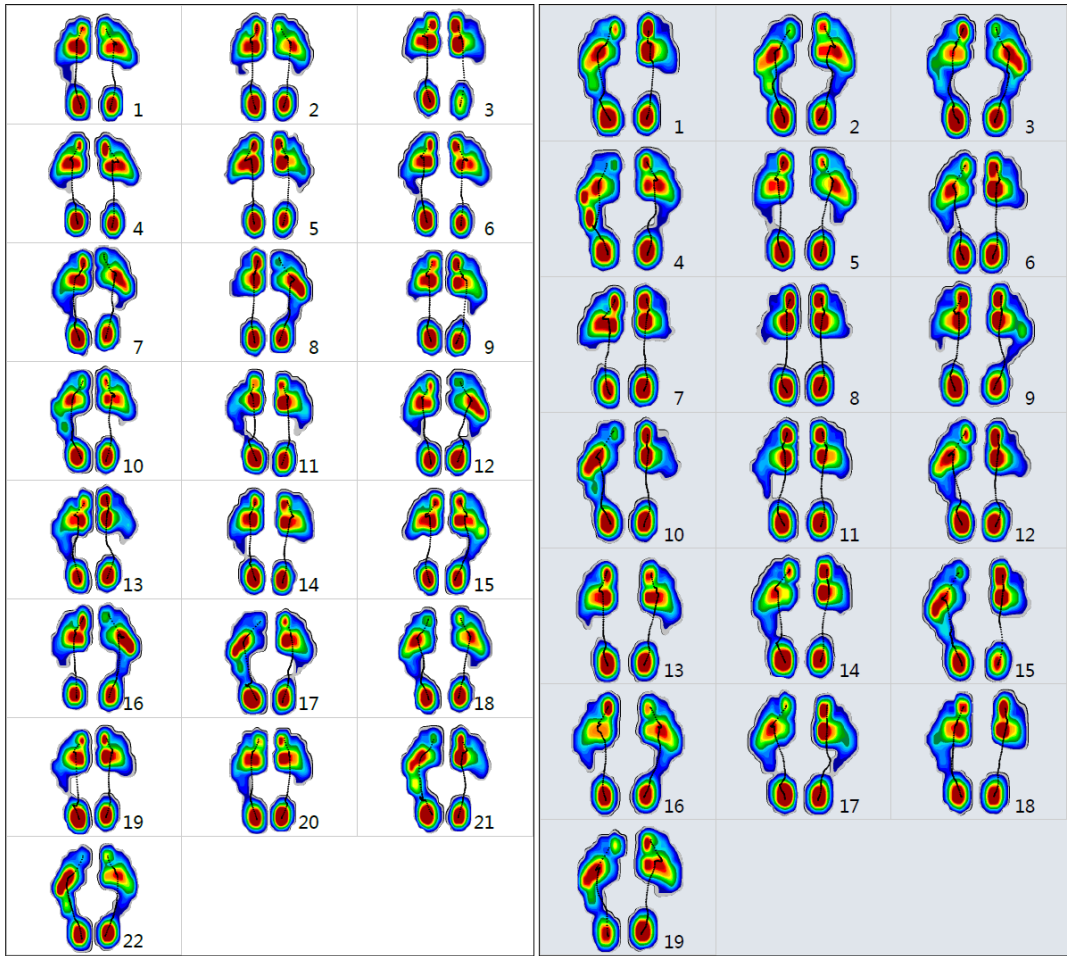


### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	40	89	Forefoot
	43	88	
Backfoot	60	11	Backfoot
	57	12	
Total	66	34	Total
	71	29	

Pressure plots

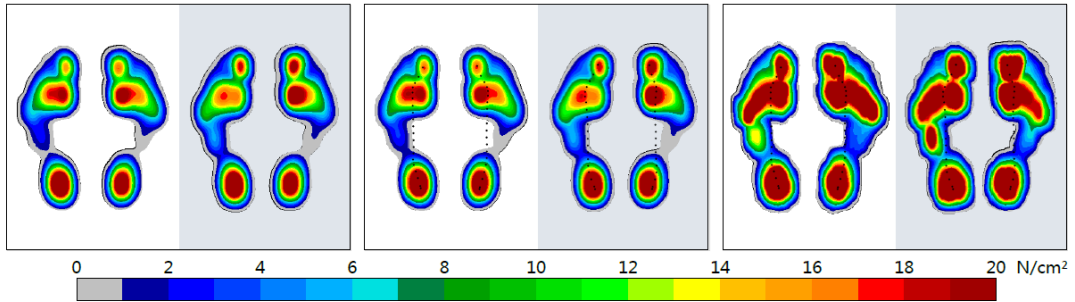
Separate footprints



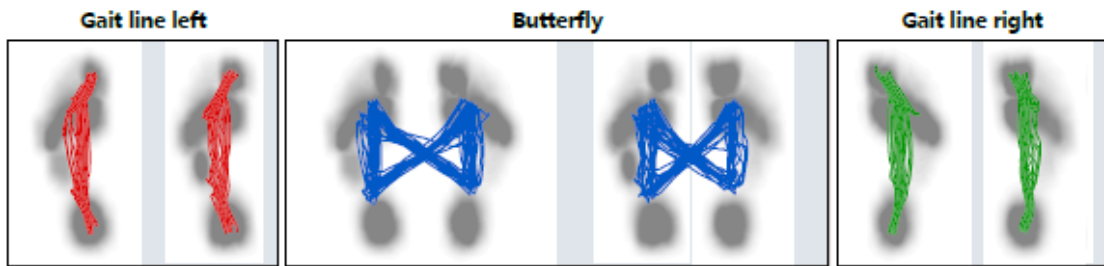
Single support, average

Stance, average

Stance, maximum



## COP analysis



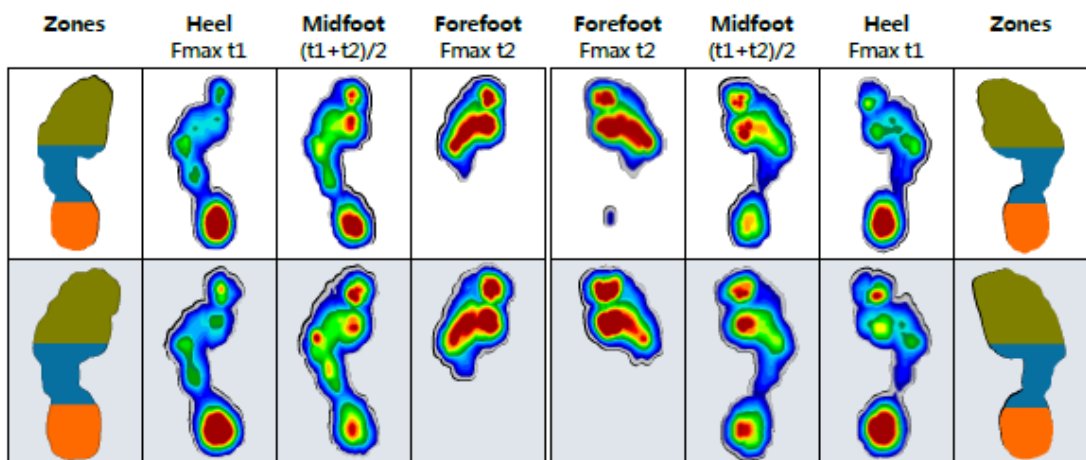
### Butterfly parameters

Parameter	Side	Value (mm)	Reference
Length of gait line, mm	L	180,4±6,6	230 mm
		186,3±3,2	
	R	184,1±5,4	
		185,1±4,2	
Single support line, mm	L	97,7±8,8	
		98,0±10,7	
	R	88,6±15,9	
		85,9±9,4	
Ant/post position, mm		134,5±3,9	
		131,0±5,3	
Lateral symmetry, mm		4,0±5,7	115 mm
		-1,9±5,2	115 mm

### Geometry

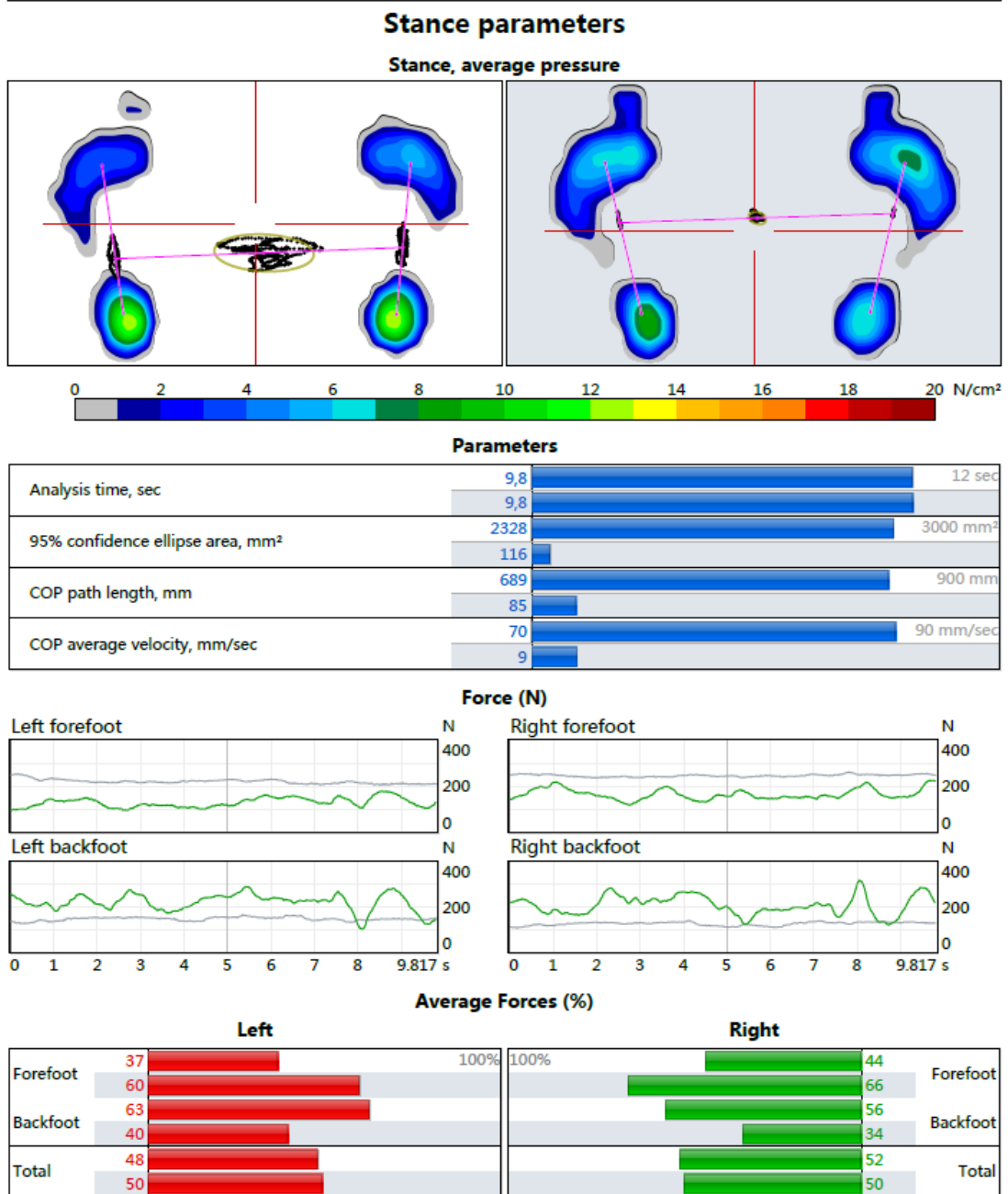
Parameter	Side	Value	Reference
Foot rotation, degree	L	5,9±2,0	17°
		6,4±2,6	
	R	9,8±2,4	
		11,7±2,3	
Step length, cm	L	46±2	110 cm
		42±2	
	R	42±2	
		41±2	
Stride length, cm		88±3	
		83±4	
Step width, cm		10±1	
		7±2	

## Three foot zone analysis



# Příloha 3 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 2

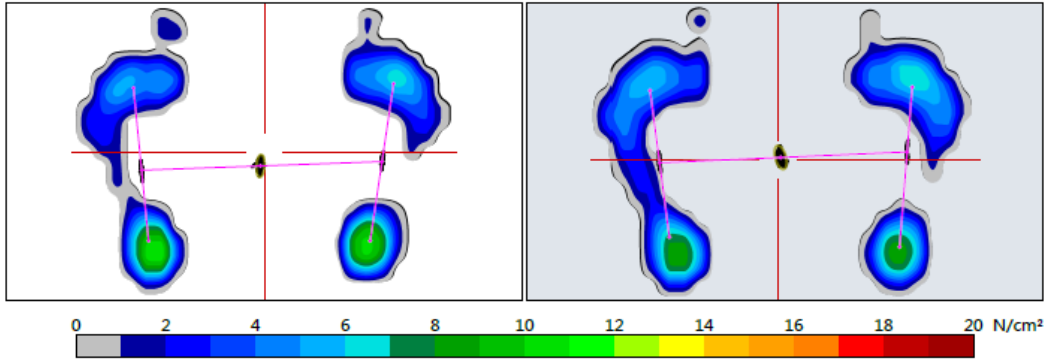
Normální baze, otevřené oči



# Normální baze, zavřené oči

## Stance parameters

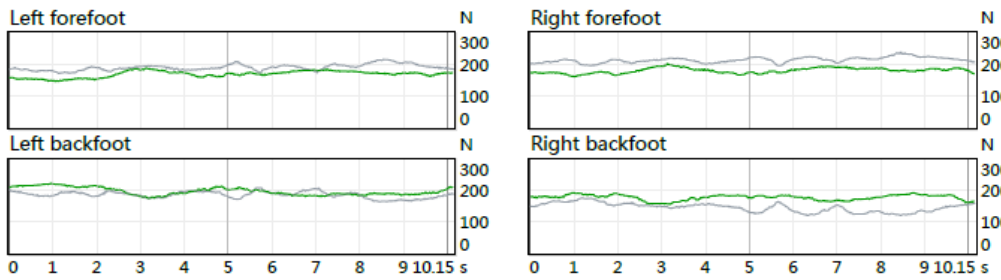
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,1	13 sec
	10,2	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	108	170 mm <sup>2</sup>
	136	
COP path length, mm	93	170 mm
	134	
COP average velocity, mm/sec	9	16 mm/sec
	13	

### Force (N)



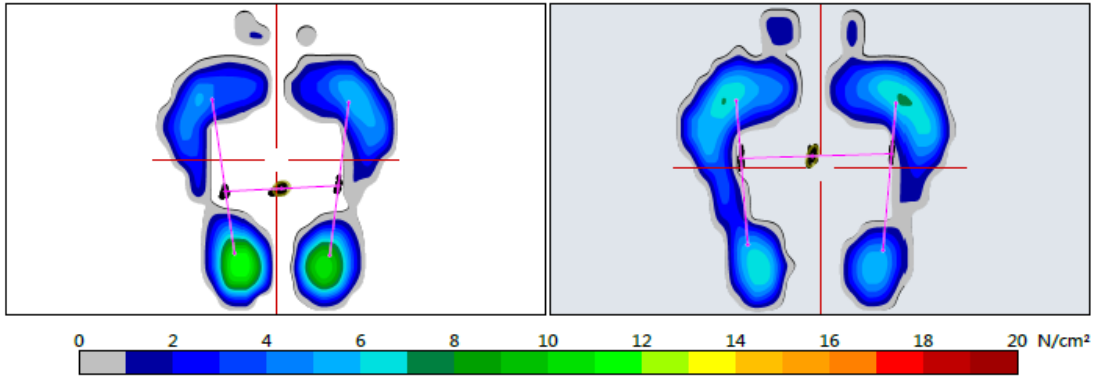
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	46	51	Forefoot
	51	59	
Backfoot	54	49	Backfoot
	49	41	
Total	51	49	Total
	51	49	

# Úzká baze, otevřené oči

## Stance parameters

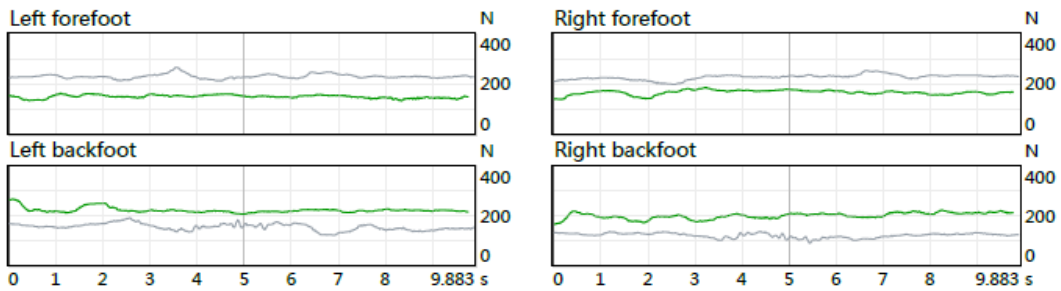
### Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	116	140 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	89	160 mm
COP average velocity, mm/sec	9	16 mm/sec

### Force (N)



### Average Forces (%)

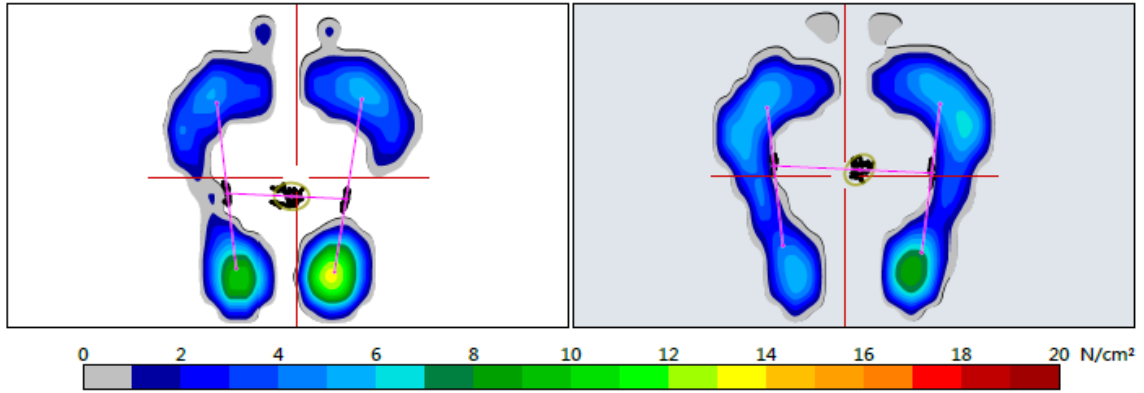
Left		Right	
Forefoot	40	45	Forefoot
Backfoot	60	66	Backfoot
Total	50	55	Total
	53	47	



# Úzká база, zavřené oči

## Stance parameters

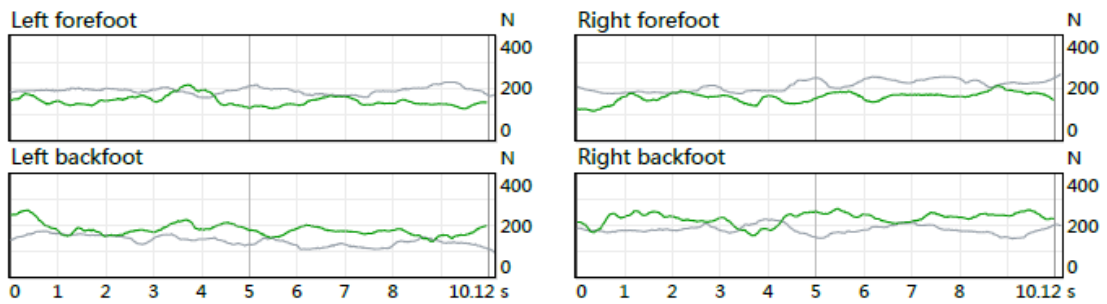
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,0	13 sec
	10,1	
95% confidence ellipse area, mm²	438	600 mm²
	385	
COP path length, mm	199	240 mm
	155	
COP average velocity, mm/sec	20	24 mm/sec
	15	

### Force (N)



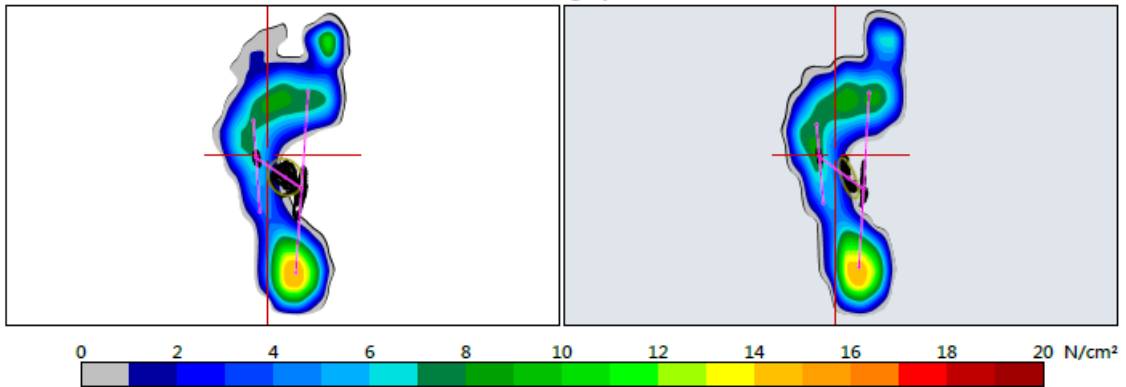
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	45	42	Forefoot
	58	53	
Backfoot	55	58	Backfoot
	42	47	
Total	46	54	Total
	46	54	

# Levá DK, otevřené oči

## Stance parameters

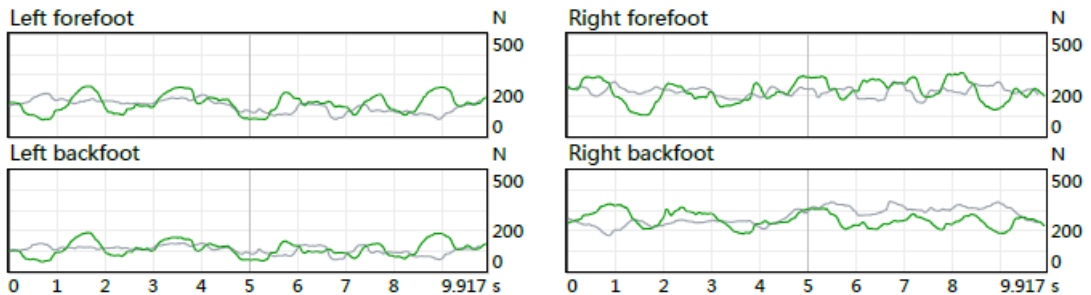
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,9	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	659	800 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	312	400 mm
COP average velocity, mm/sec	31	40 mm/sec

### Force (N)



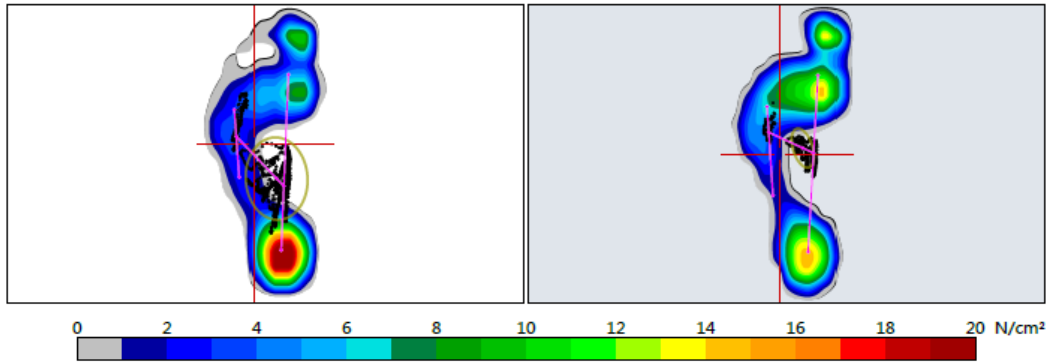
### Average Forces (%)

Left			Right		
Forefoot	59	100%	47	100%	Forefoot
	58		45		
Backfoot	41		53		Backfoot
	42		55		
Total	36		64		Total
	34		66		

# Levá DK, zavřené oči

## Stance parameters

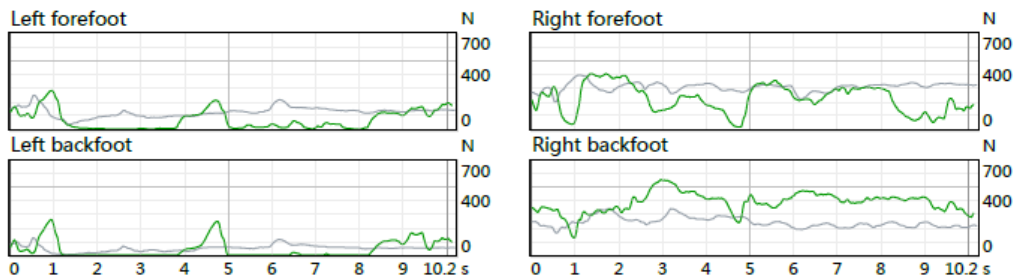
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,1	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	3107	4000 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	461	700 mm
COP average velocity, mm/sec	55	70 mm/sec

### Force (N)



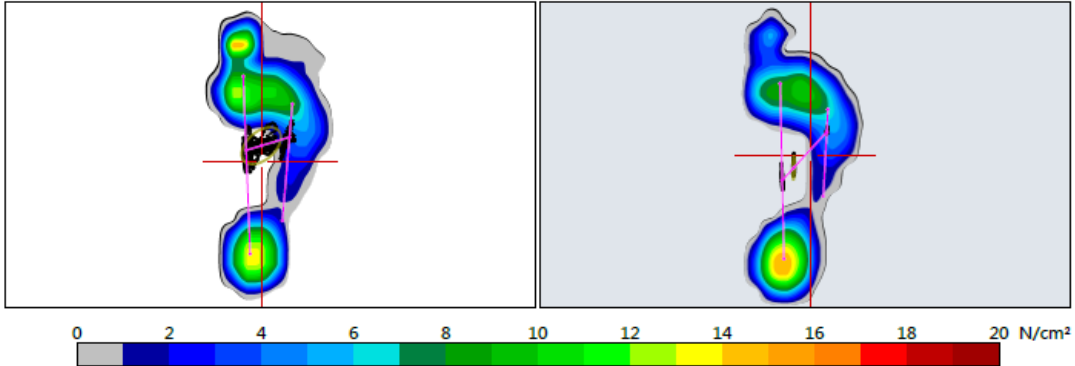
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	60	36	Forefoot
	71	56	
Backfoot	40	64	Backfoot
	29	44	
Total	15	85	Total
	24	76	

# Pravá DK, otevřené oči

## Stance parameters

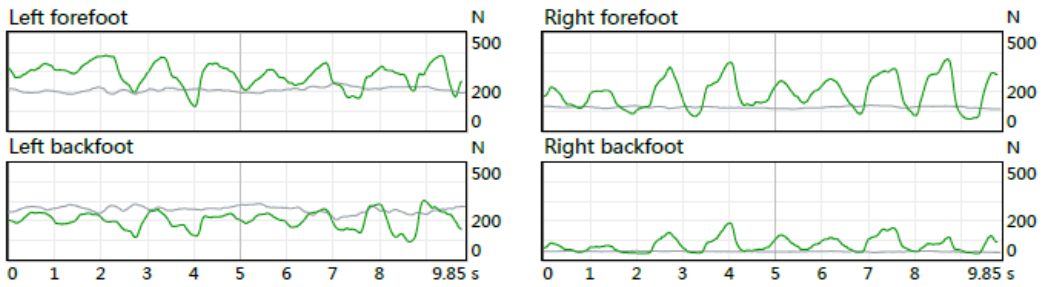
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	765	1000 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	444	600 mm
COP average velocity, mm/sec	45	60 mm/sec

### Force (N)



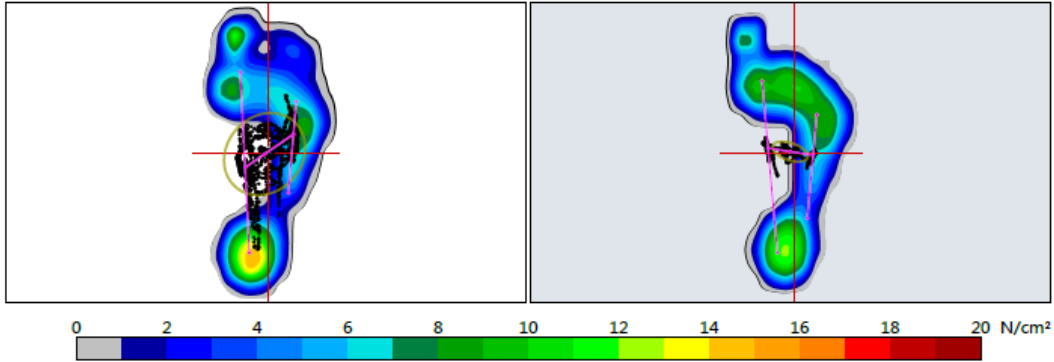
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	58	72	Forefoot
	45	74	
Backfoot	42	28	Backfoot
	55	26	
Total	65	35	Total
	74	26	

# Pravá DK, zavřené oči

## Stance parameters

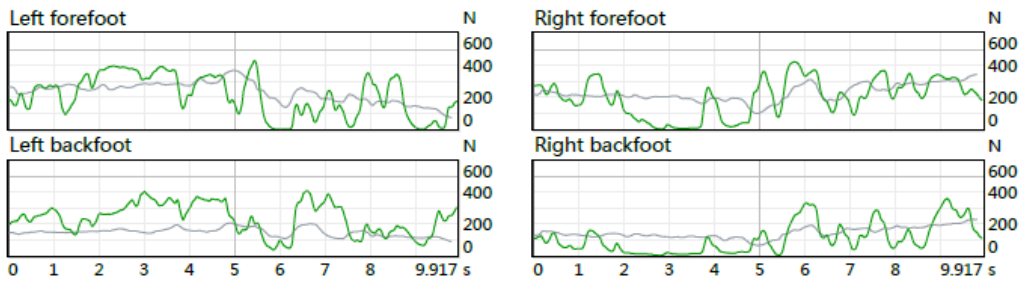
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,9	12 sec
	9,8	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	3762	5000 mm <sup>2</sup>
	363	
COP path length, mm	835	1.1e3 mm
	175	
COP average velocity, mm/sec	84	110 mm/sec
	18	

### Force (N)

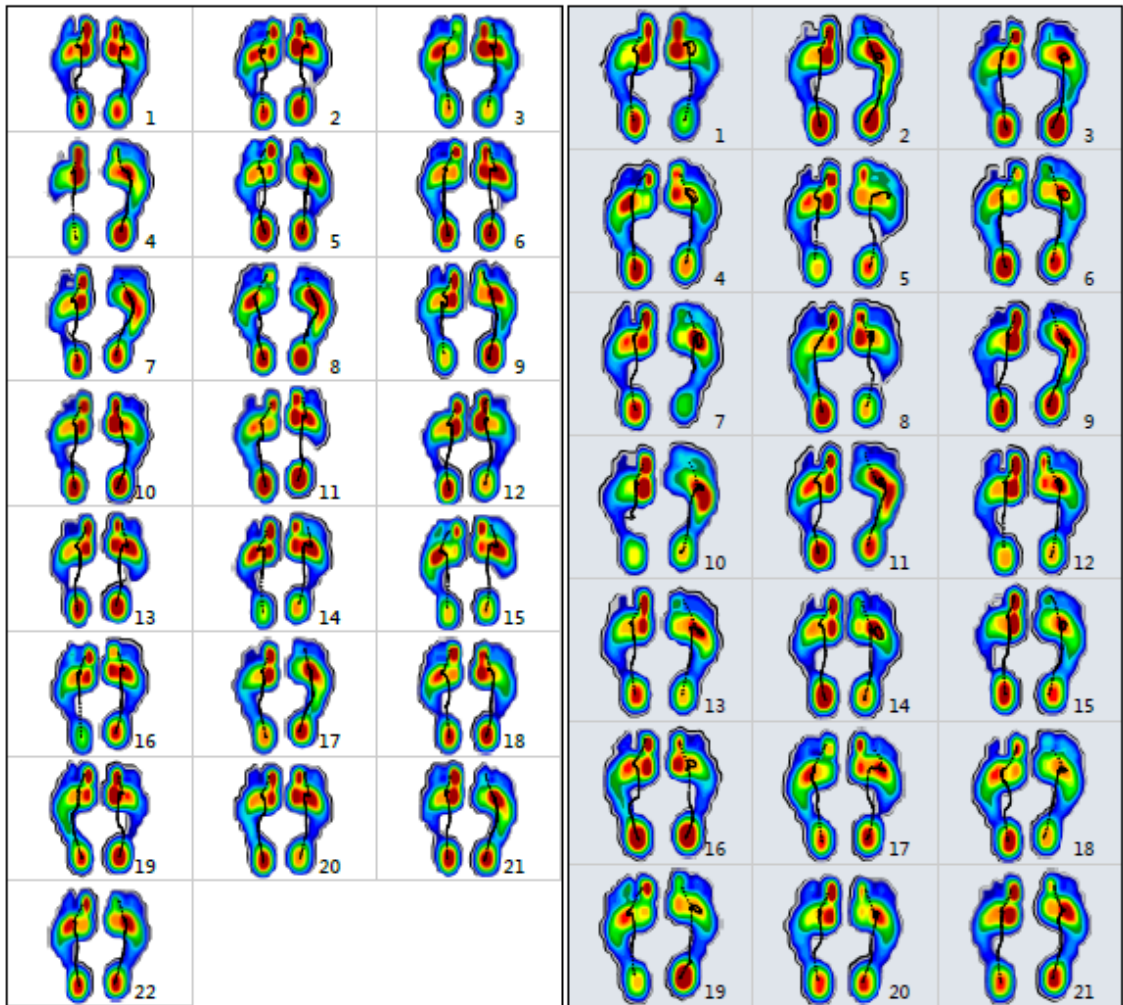


### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	47	64	Forefoot
	61	51	
Backfoot	53	36	Backfoot
	39	39	
Total	59	41	Total
	51	49	

### Pressure plots

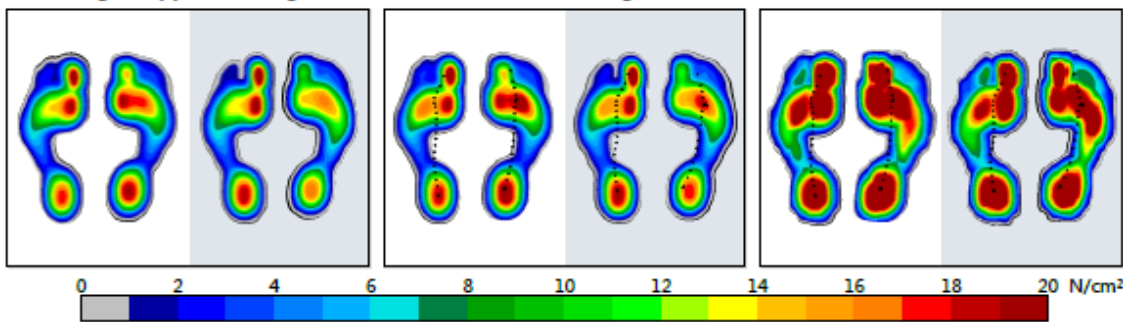
#### Separate footprints



Single support, average

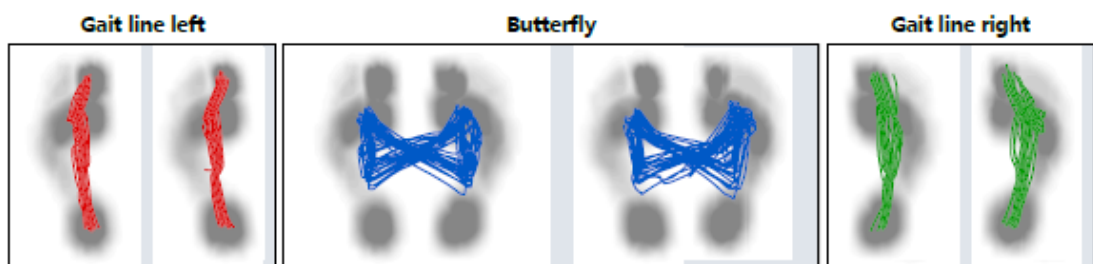
Stance, average

Stance, maximum



Geometry			
Foot rotation, degree	L	2,6±2,1	16°
		0,8±2,3	
	R	9,8±3,1	
		7,2±2,8	
Step length, cm	L	40±2	100 cm
		40±2	
	R	37±3	
		35±3	
Stride length, cm	77±5		
	75±3		
Step width, cm	12±1		
	13±1		

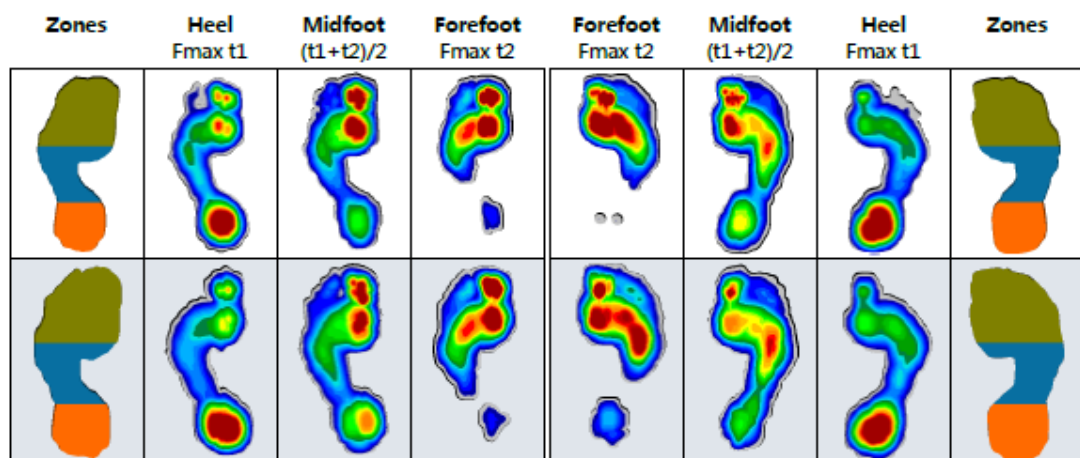
### COP analysis



### Butterfly parameters

Length of gait line, mm	L	184,1±7,3	240 mm
		180,1±19,0	
	R	182,4±13,6	
		177,1±19,3	
Single support line, mm	L	67,9±15,3	
		71,4±12,7	
	R	78,7±12,9	
		74,1±17,3	
Ant/post position, mm	146,1±6,1		
	140,7±6,0		
Lateral symmetry, mm	-6,0±13,6	120 mm	
	14,2±15,9		

### Three foot zone analysis

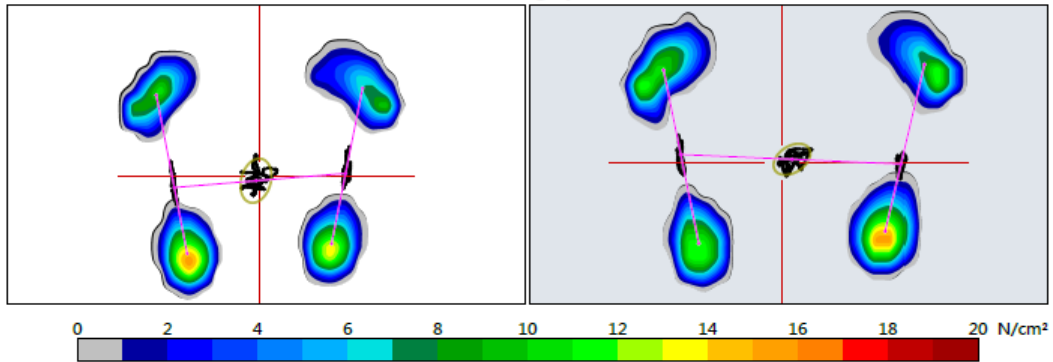


# Příloha 4 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 3

Normální baze, otevřené oči

## Stance parameters

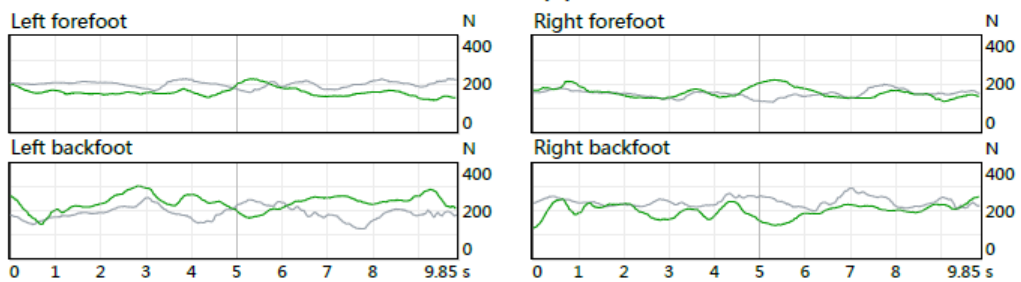
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	851	1100 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	255	400 mm
COP average velocity, mm/sec	26	40 mm/sec
	23	

### Force (N)



### Average Forces (%)

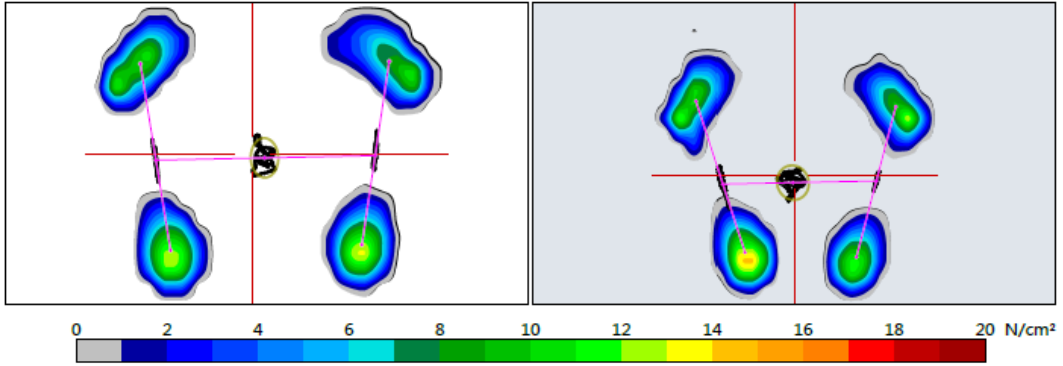
Left		Right	
Forefoot	42	45	Forefoot
	51	40	
Backfoot	58	55	Backfoot
	49	60	
Total	52	48	Total
	50	50	



# Normální baze, zavřené oči

## Stance parameters

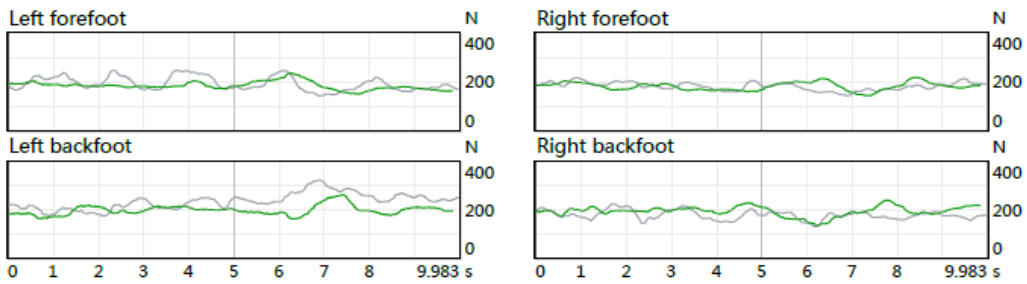
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	496	900 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	195	400 mm
COP average velocity, mm/sec	20	40 mm/sec

### Force (N)



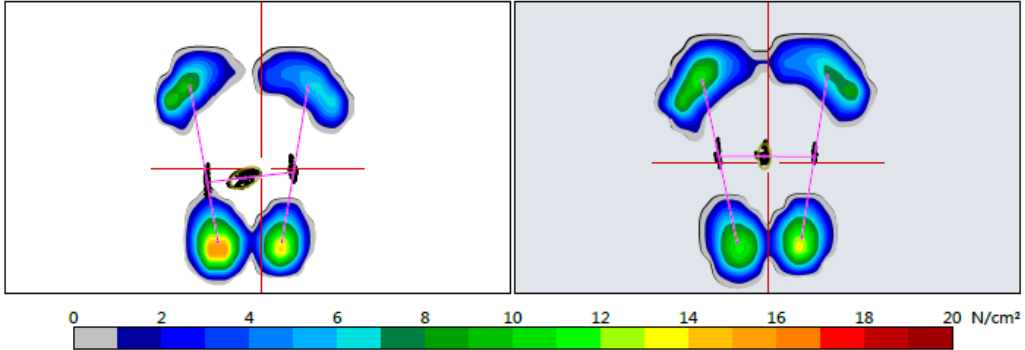
### Average Forces (%)

Left			Right		
Forefoot	48	100%	49	100%	Forefoot
	45		51		
Backfoot	52		51		Backfoot
	55		49		
Total	50		50		Total
	54		46		

# Úzká baze, otevřené oči

## Stance parameters

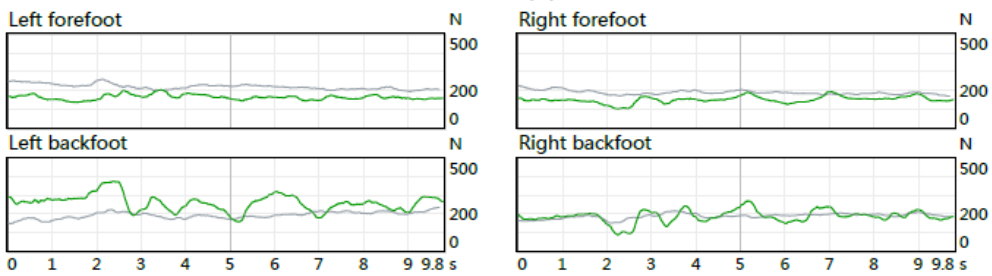
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
	9,7	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	373	500 mm <sup>2</sup>
	192	
COP path length, mm	258	400 mm
	106	
COP average velocity, mm/sec	26	40 mm/sec
	11	

### Force (N)



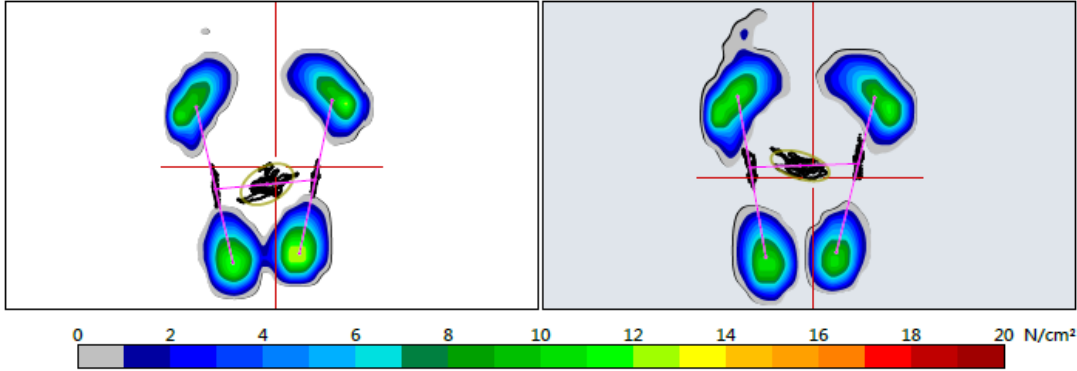
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	39	45	Forefoot
	53	50	
Backfoot	61	55	Backfoot
	47	50	
Total	56	44	Total
	52	48	

# Úzká baze, zavřené oči

## Stance parameters

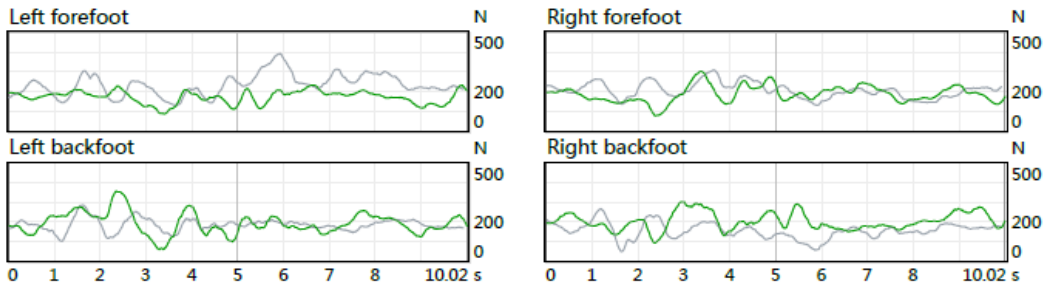
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,0	13 sec
	9,9	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1242	1500 mm <sup>2</sup>
	942	
COP path length, mm	494	600 mm
	485	
COP average velocity, mm/sec	49	60 mm/sec
	49	

### Force (N)



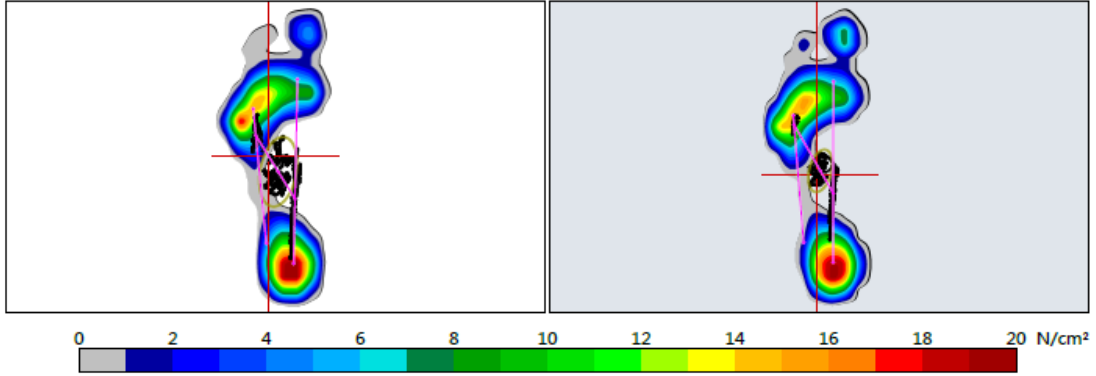
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	47	48	Forefoot
	56	57	
Backfoot	53	52	Backfoot
	44	43	
Total	48	52	Total
	54	46	

# Levá DK, otevřené oči

## Stance parameters

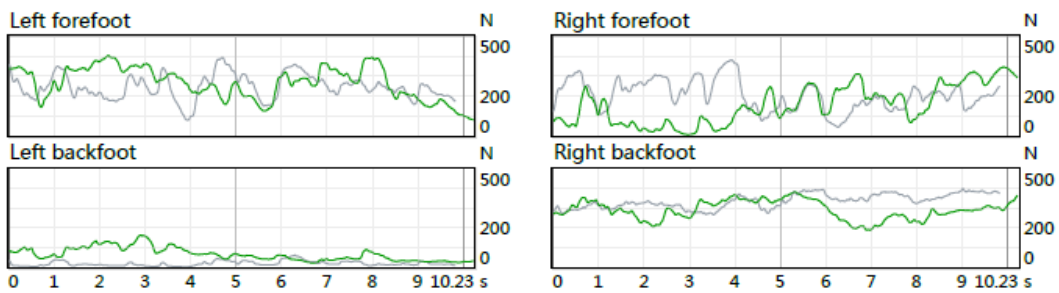
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,2	9,8	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1620	648	2000 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	414	363	500 mm
COP average velocity, mm/sec	40	37	50 mm/sec

### Force (N)



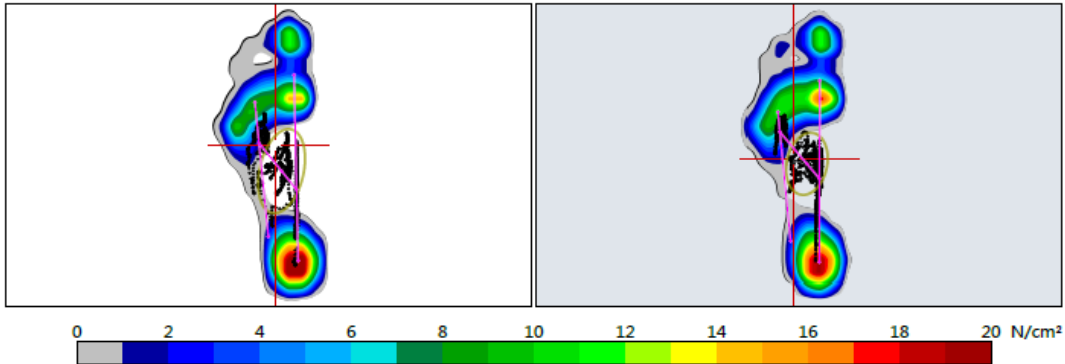
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	80	35	Forefoot
	93	38	
Backfoot	20	65	Backfoot
	7	62	
Total	43	57	Total
	33	67	

# Levá DK, zavřené oči

## Stance parameters

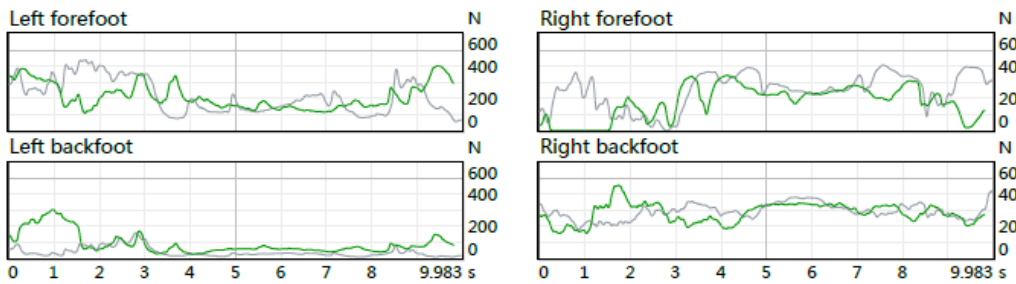
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
	10,0	
95% confidence ellipse area, mm²	2676	4000 mm²
	1806	
COP path length, mm	558	700 mm
	556	
COP average velocity, mm/sec	57	70 mm/sec
	56	

### Force (N)



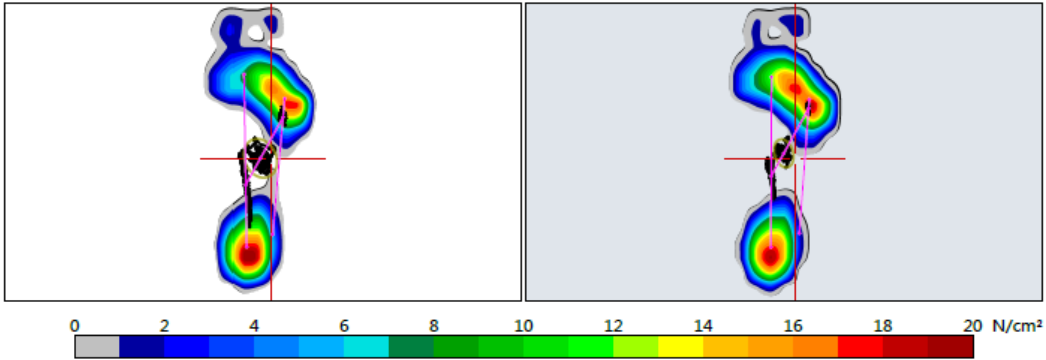
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	70	38	Forefoot
	85	46	
Backfoot	30	62	Backfoot
	15	54	
Total	40	60	Total
	32	68	

# Pravá DK, otevřené oči

## Stance parameters

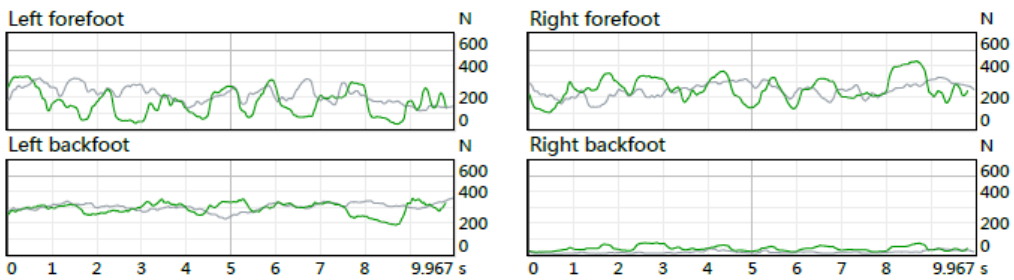
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	809	1000 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	429	600 mm
COP average velocity, mm/sec	44	60 mm/sec

### Force (N)



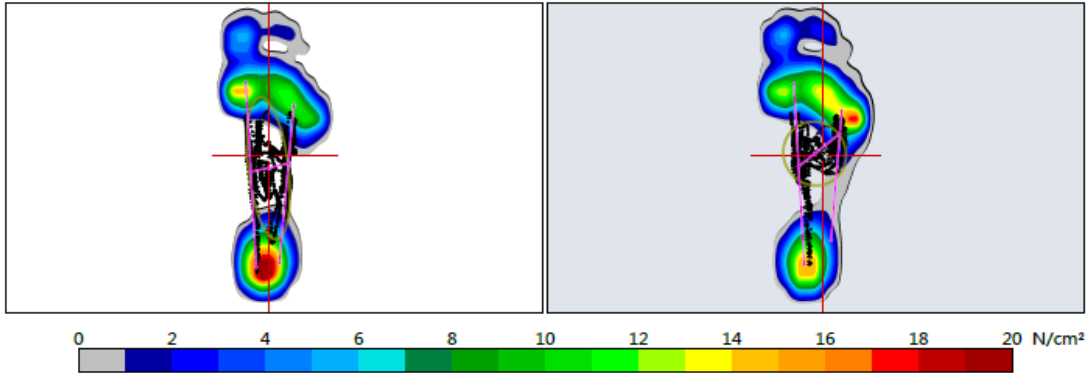
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	36	86	Forefoot
	42	93	
Backfoot	64	14	Backfoot
	58	7	
Total	61	39	Total
	66	34	

# Pravá DK, zavřené oči

## Stance parameters

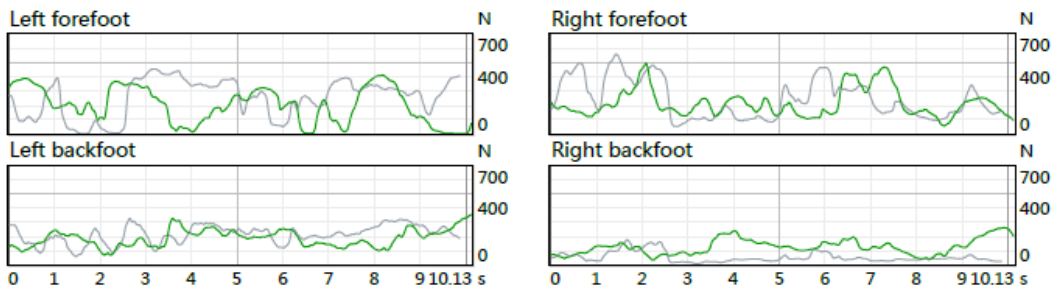
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,1	13 sec
	9,9	
95% confidence ellipse area, mm²	3556	5000 mm²
	2484	
COP path length, mm	825	1.0e3 mm
	697	
COP average velocity, mm/sec	81	100 mm/sec
	71	

### Force (N)



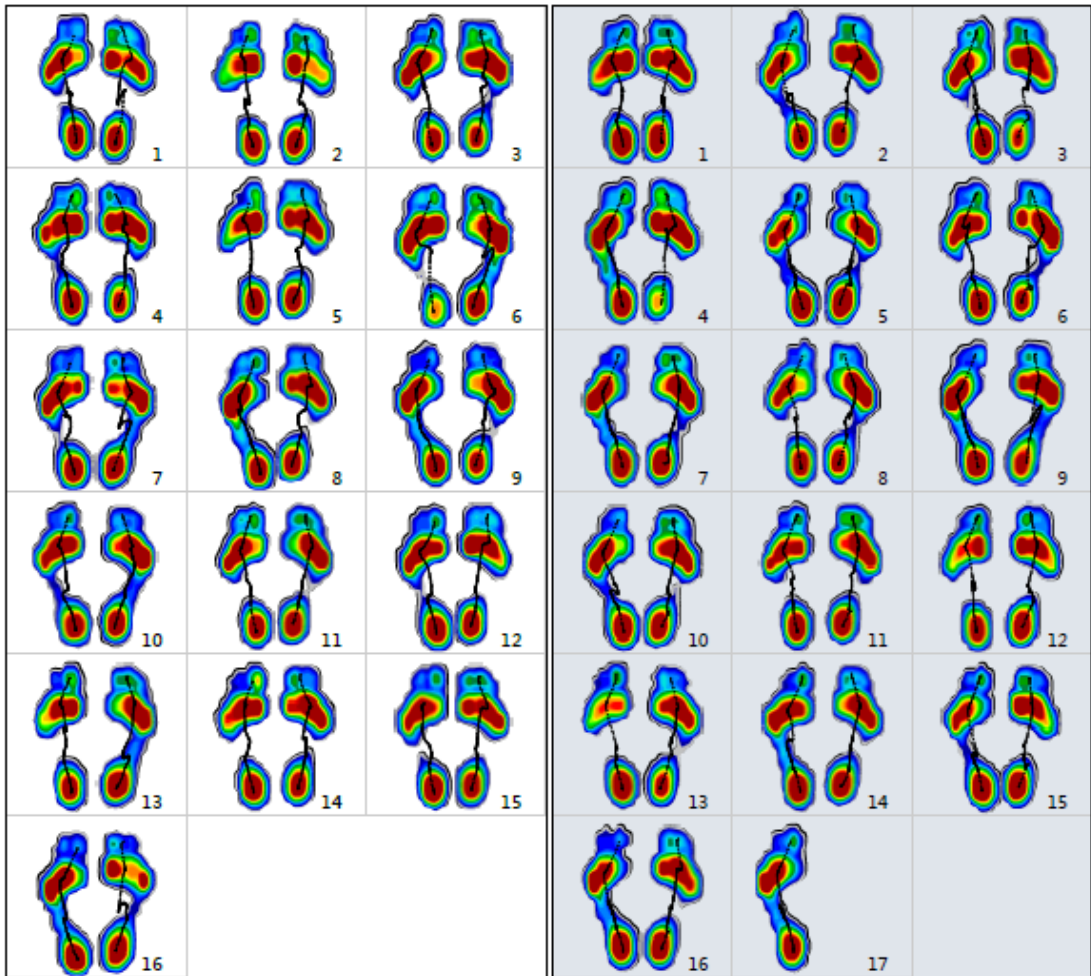
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	52	63	Forefoot
	54	82	
Backfoot	48	37	Backfoot
	46	18	
Total	53	47	Total
	61	39	

# Chúze

## Pressure plots

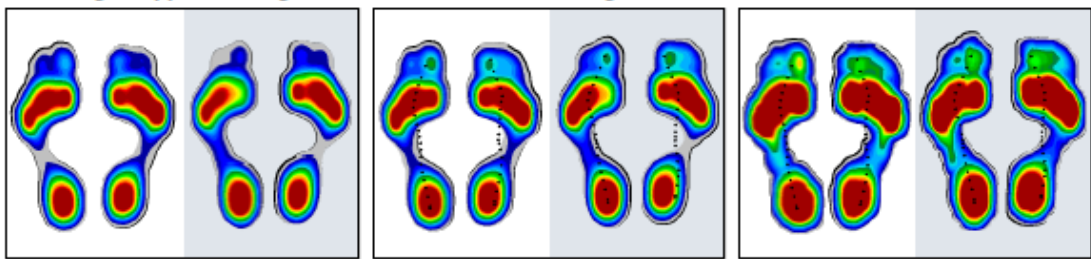
### Separate footprints



Single support, average

Stance, average

Stance, maximum



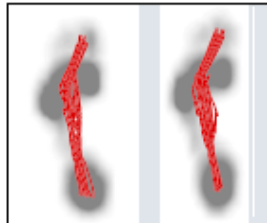


### Geometry

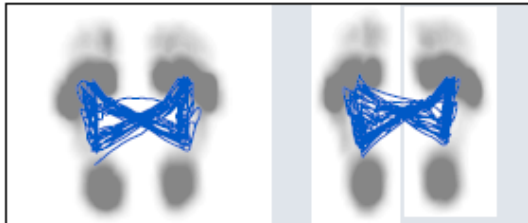
Foot rotation, degree	L	7,7±1,7	-19°		19°
		8,9±1,9			
	R	12,1±2,6			
		14,1±1,6			
Step length, cm	L	49±2			130 cm
		50±2			
	R	48±3			
		45±1			
Stride length, cm	97±3				
	94±2				
Step width, cm	9±2				
	11±1				

### COP analysis

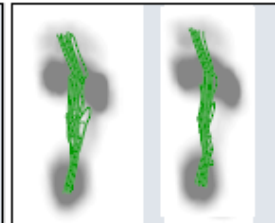
Gait line left



Butterfly



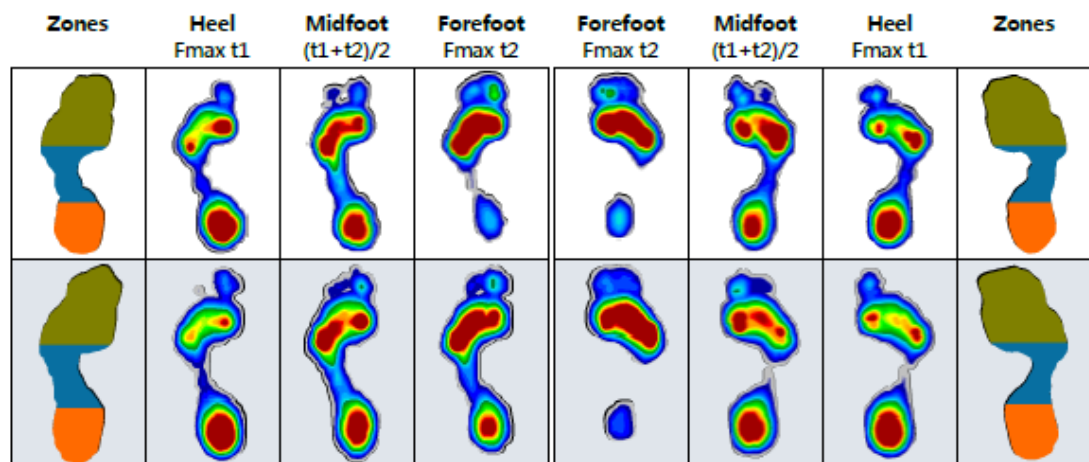
Gait line right



### Butterfly parameters

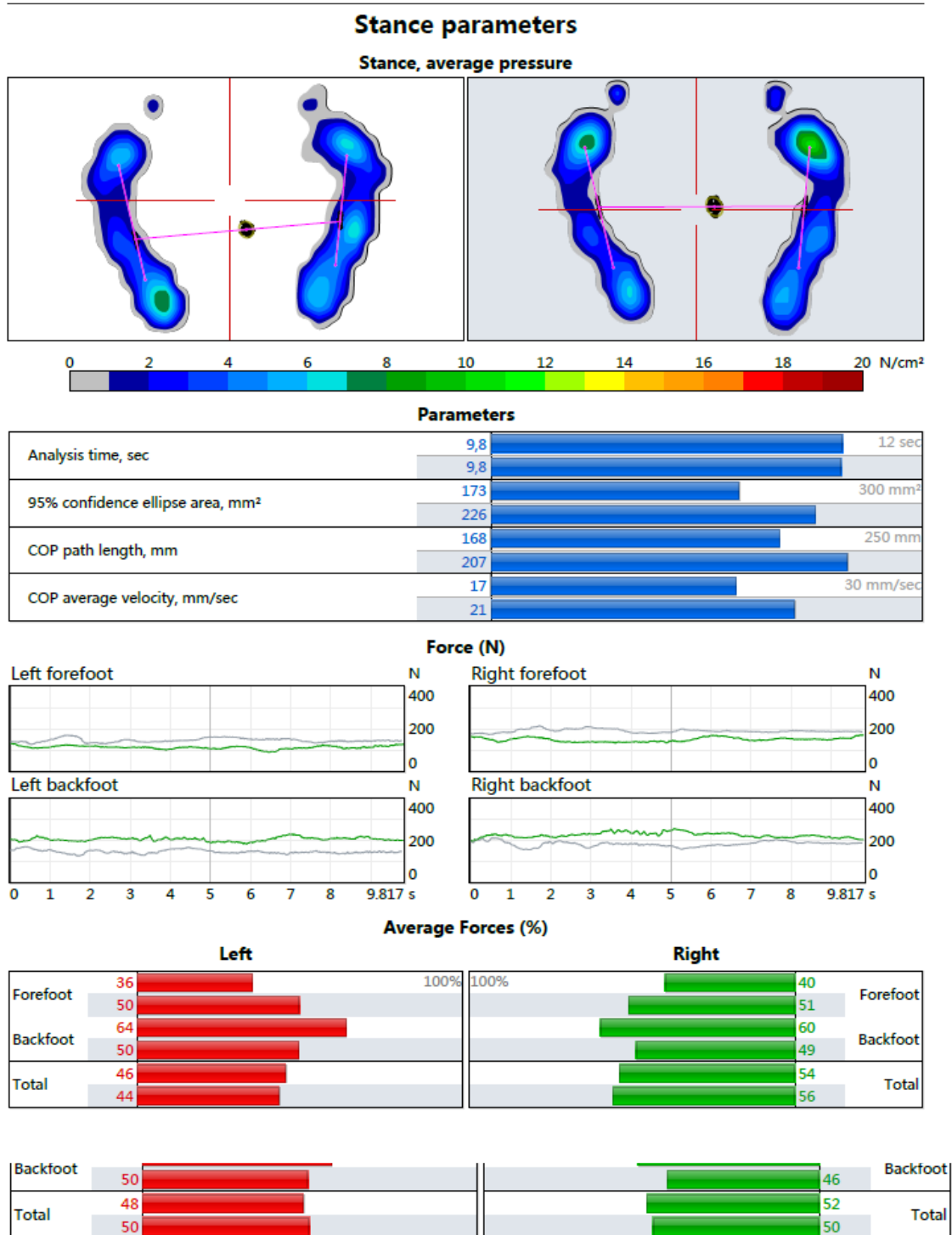
Length of gait line, mm	L	210,3±11,7		300 mm
		216,5±4,5		
	R	213,6±3,5		
		209,4±4,1		
Single support line, mm	L	68,3±19,4		
		54,2±21,2		
	R	77,9±12,9		
		65,6±15,4		
Ant/post position, mm	147,0±6,2			
	155,0±6,5			
Lateral symmetry, mm	-0,9±14,0	-150 mm		150 mm
	1,2±17,5			

### Three foot zone analysis



# Příloha 5 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 4

Normální baze, otevřené oči

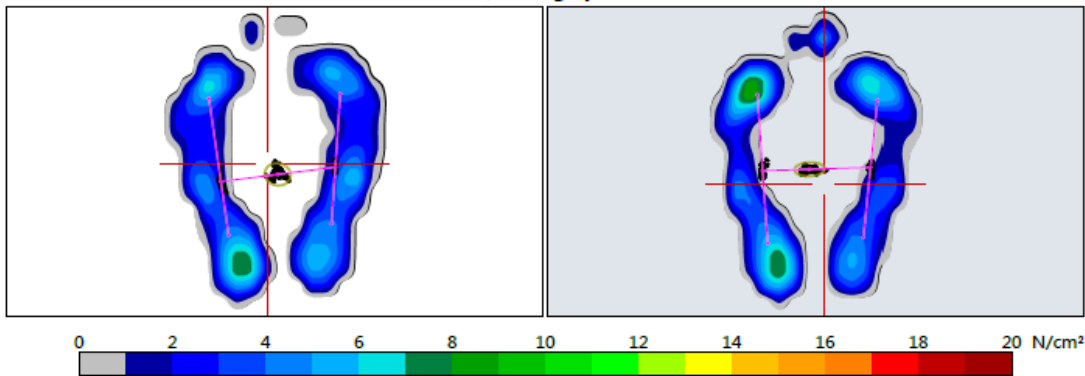


Normální baze, zavřené oči

# Úzká база, otevřené oči

## Stance parameters

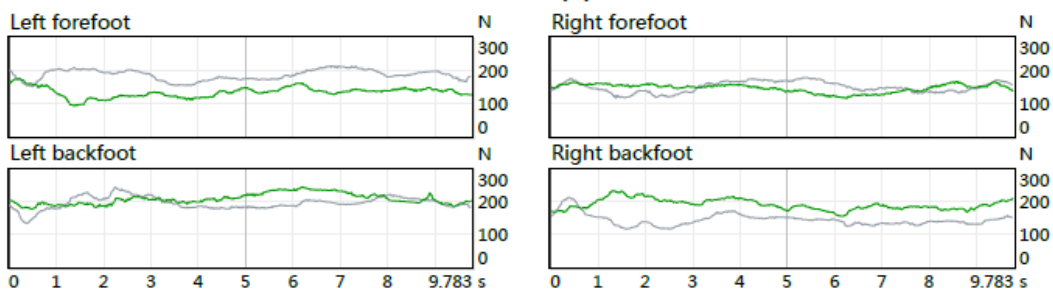
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	314	400 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	143	180 mm
COP average velocity, mm/sec	15	18 mm/sec

### Force (N)



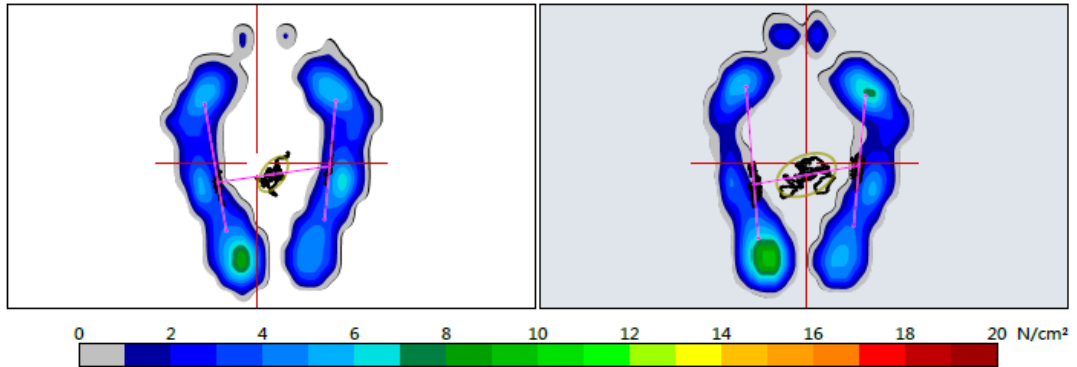
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	39	44	Forefoot
	49	51	
Backfoot	61	56	Backfoot
	51	49	
Total	50	50	Total
	56	44	

# Úzká baze, zavřené oči

## Stance parameters

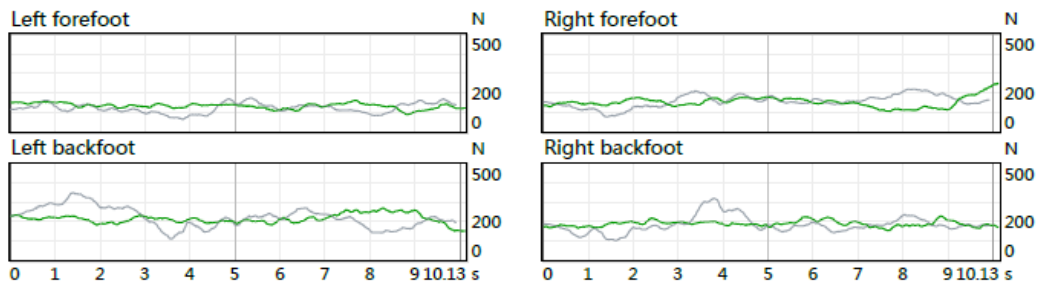
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,1	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	537	1800 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	269	500 mm
COP average velocity, mm/sec	27	50 mm/sec

### Force (N)



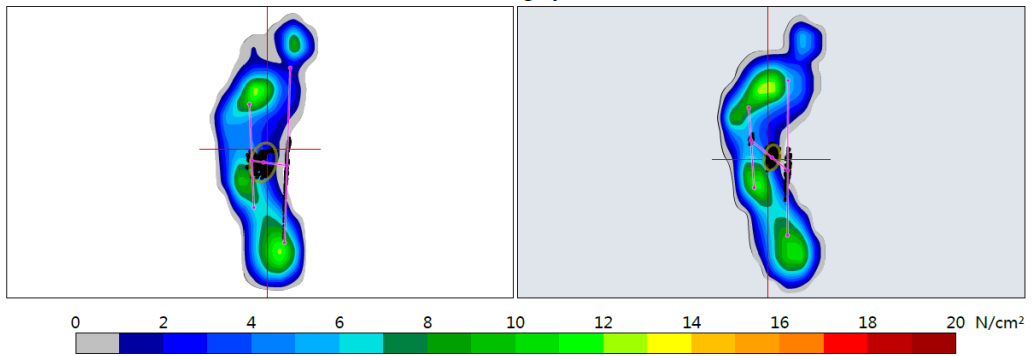
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	38	45	Forefoot
	36	46	Backfoot
Backfoot	62	55	
	64	54	
Total	50	50	Total
	50	50	

# Levá DK, otevřené oči

## Stance parameters

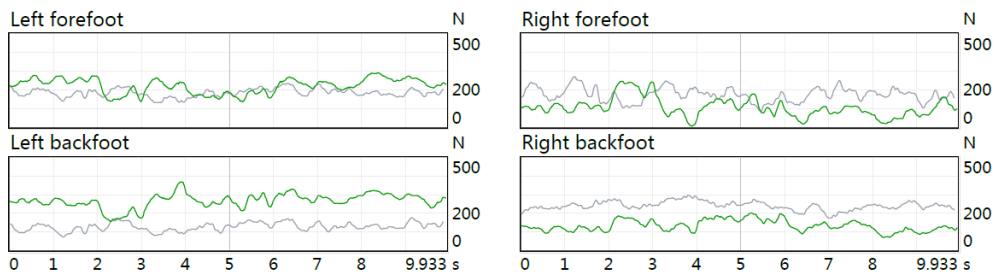
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,9	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	710	900 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	335	500 mm
COP average velocity, mm/sec	34	50 mm/sec
	31	

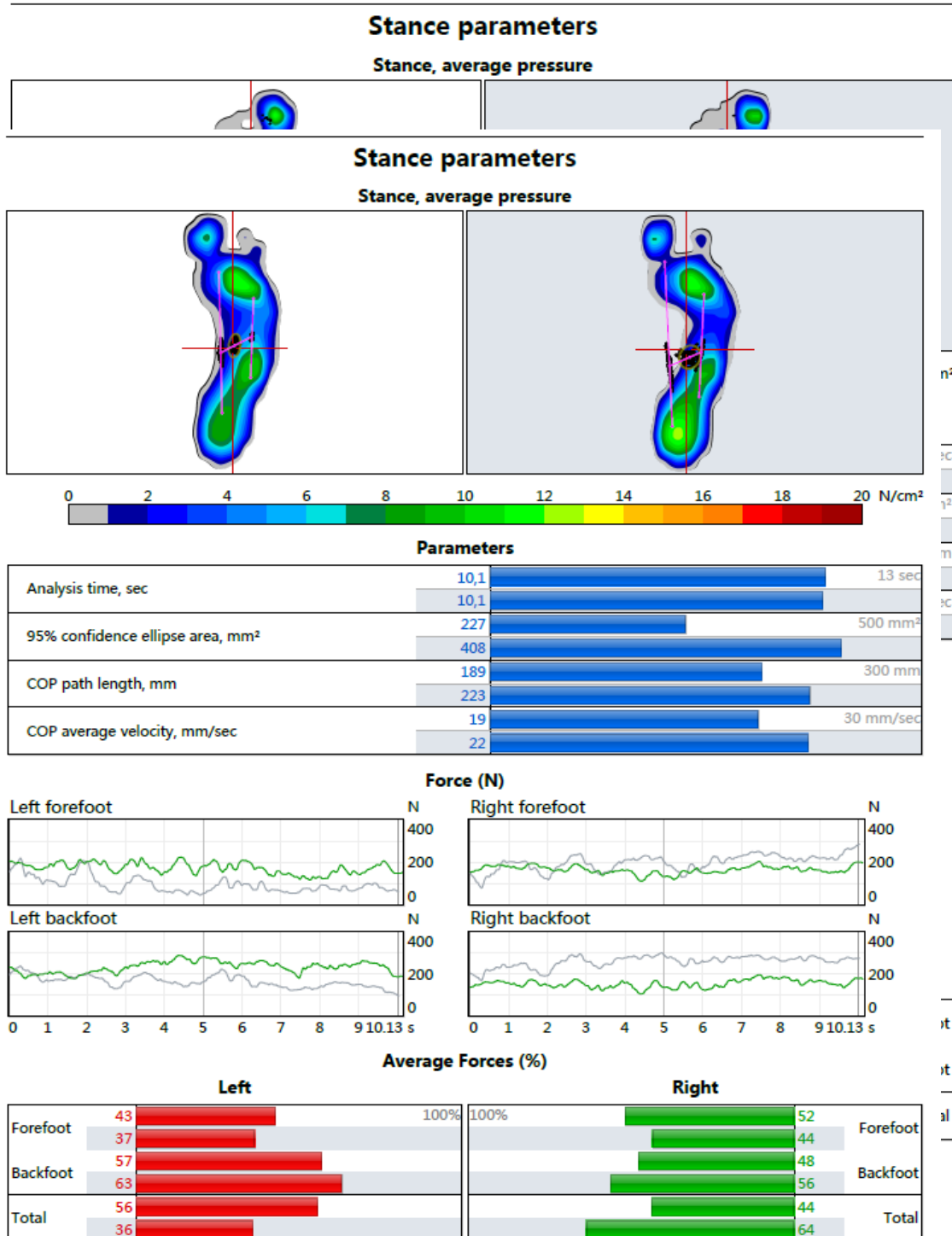
### Force (N)



### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	45	44	Forefoot
	59	42	
Backfoot	55	56	Backfoot
	41	58	
Total	67	33	Total
	43	57	

## Levá DK, zavřené oči

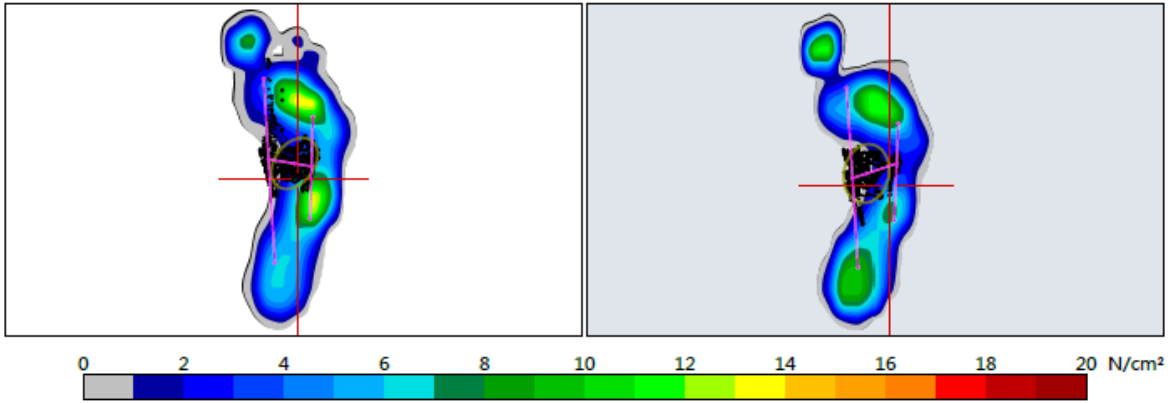


## Pravá DK, otevřené oči

# Pravá DK, zavřené oči

## Stance parameters

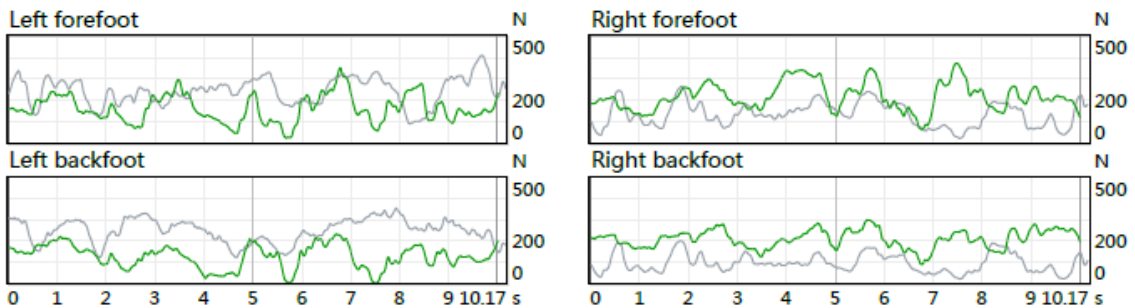
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,0	13 sec
	10,2	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1156	1800 mm <sup>2</sup>
	1489	
COP path length, mm	610	800 mm
	596	
COP average velocity, mm/sec	61	80 mm/sec
	59	

### Force (N)



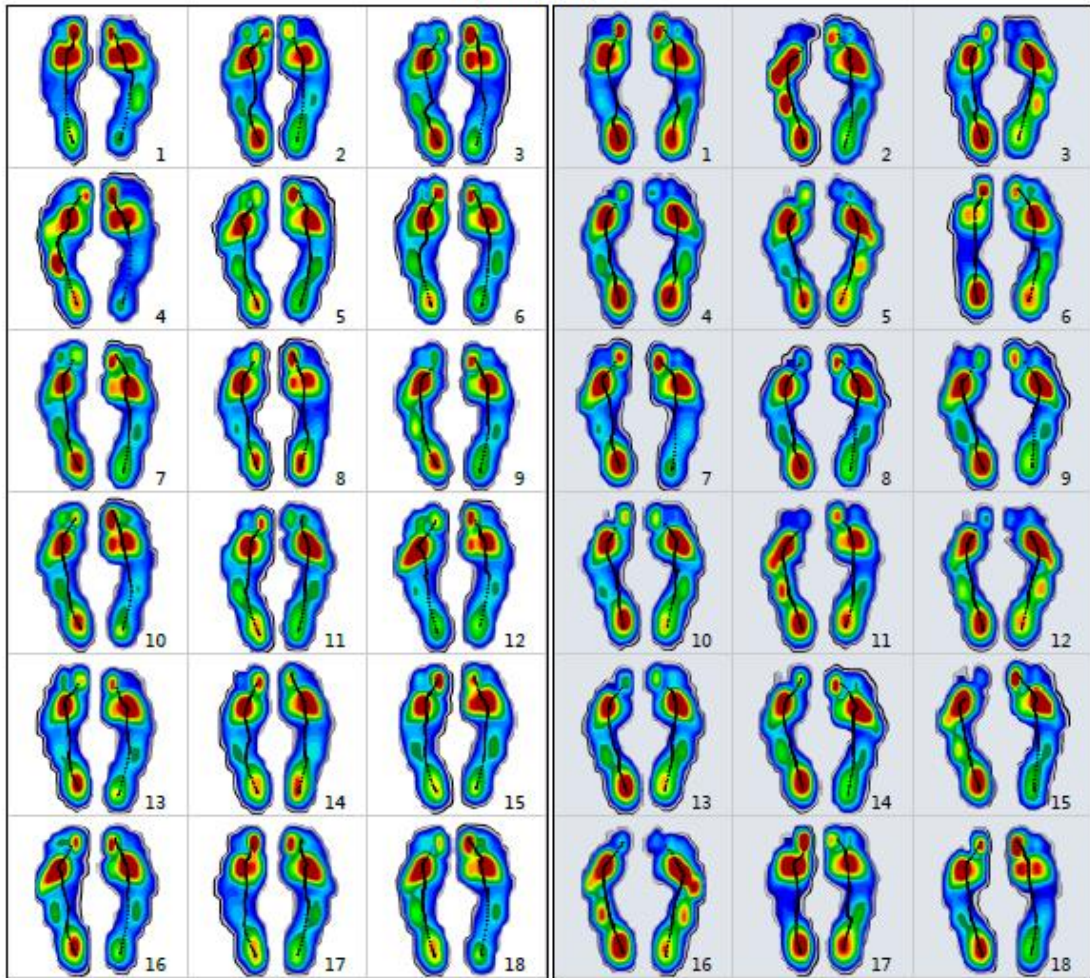
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	56	51	Forefoot
	50	59	
Backfoot	44	49	Backfoot
	50	41	
Total	40	60	Total
	68	32	

# Chúze

## Pressure plots

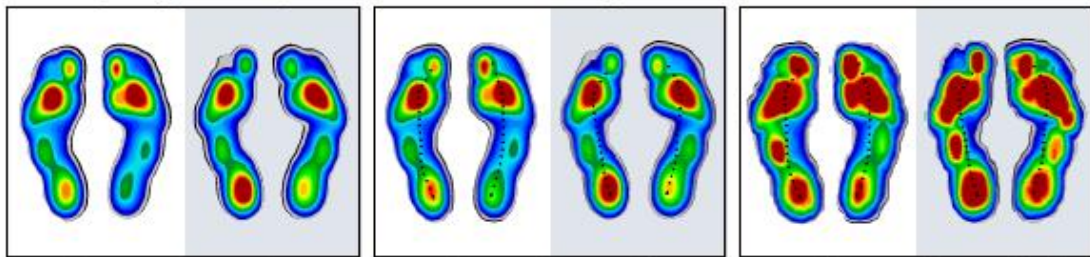
### Separate footprints



Single support, average

Stance, average

Stance, maximum



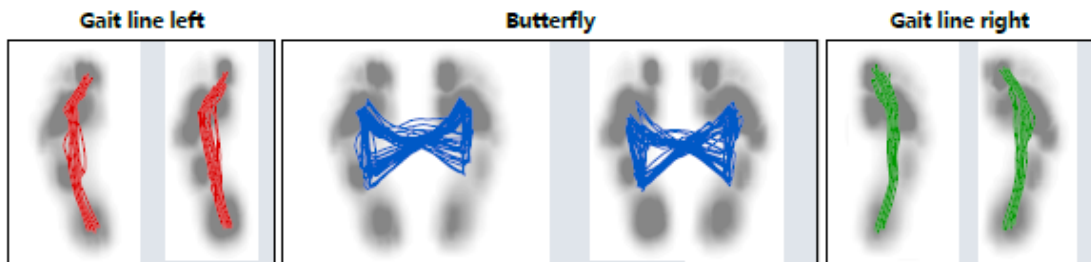


### Geometry

Foot rotation, degree	L	5,5±2,1	11°		11°
		5,9±1,3			
	R	5,4±2,3			
		5,5±2,9			
Step length, cm	L	45±3			110 cm
		47±3			
	R	43±2			
		42±2			
Stride length, cm		87±3			
		89±3			
Step width, cm		14±2			
		10±2			

Phase

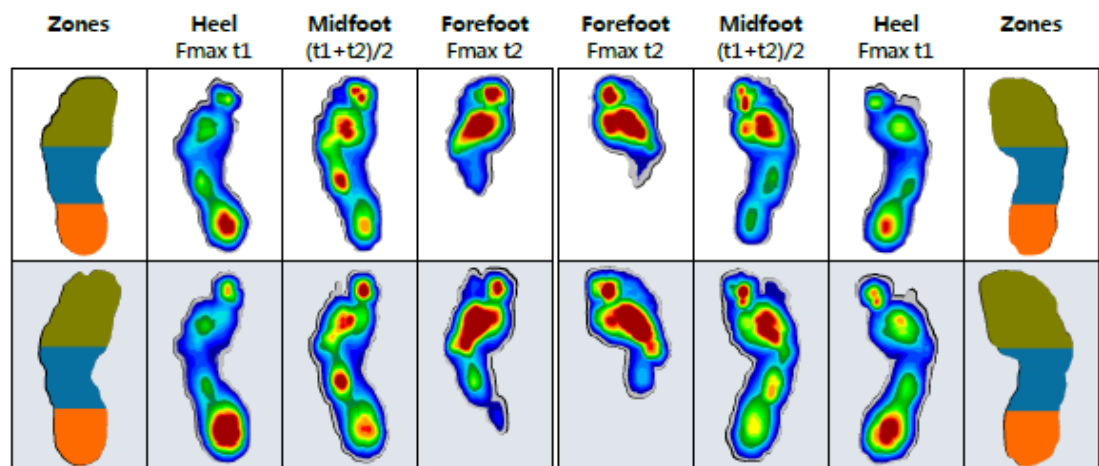
### COP analysis



### Butterfly parameters

Length of gait line, mm	L	196,5±6,9		300 mm
		188,5±10,5		
	R	205,0±8,5		
		195,9±10,7		
Single support line, mm	L	79,0±11,9		
		76,1±10,3		
	R	60,5±16,9		
		73,3±13,9		
Ant/post position, mm		163,1±9,5		
		155,8±5,7		
Lateral symmetry, mm		8,8±16,4		150 mm
		6,1±9,6		150 mm

### Three foot zone analysis

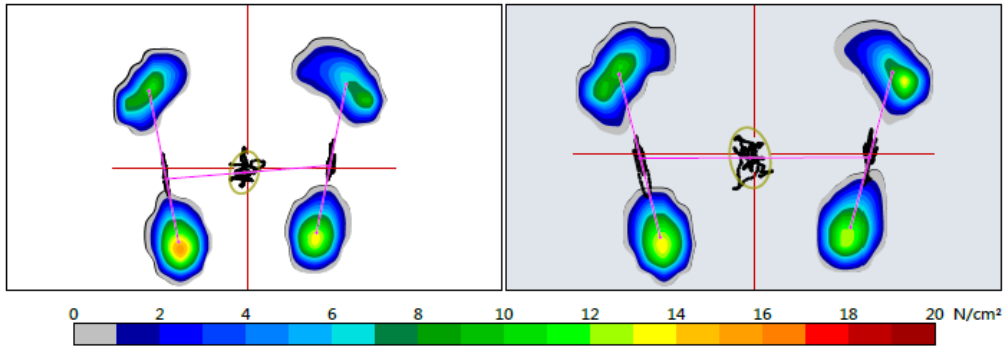


# Příloha 6 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 5

Normální baze, otevřené oči

## Stance parameters

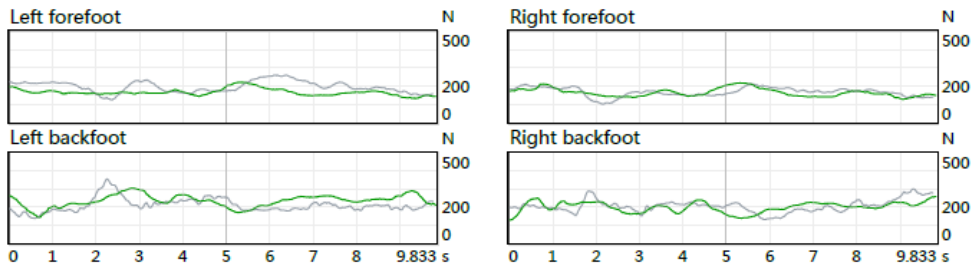
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	851	1700 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	255	500 mm
COP average velocity, mm/sec	26	50 mm/sec

### Force (N)



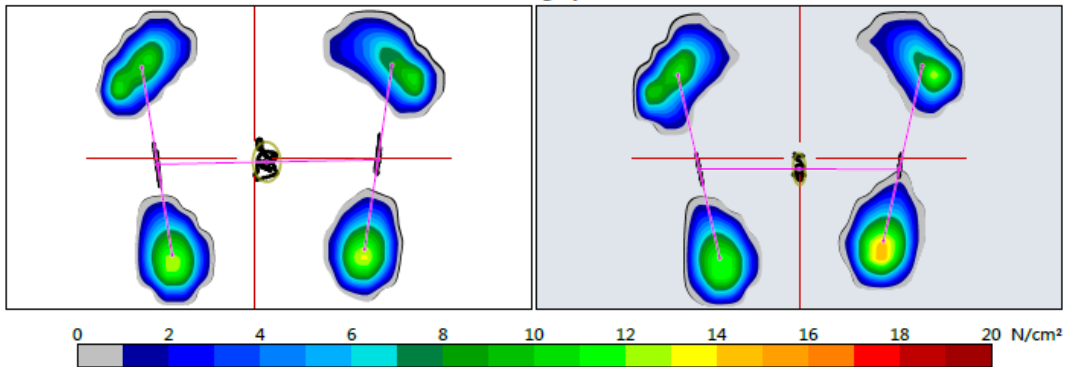
### Average Forces (%)

Left			Right		
Forefoot	42	100%	45	100%	Forefoot
	49		45		
Backfoot	58		55		Backfoot
	51		55		
Total	52		48		Total
	52		48		

# Normální baze, zavřené oči

## Stance parameters

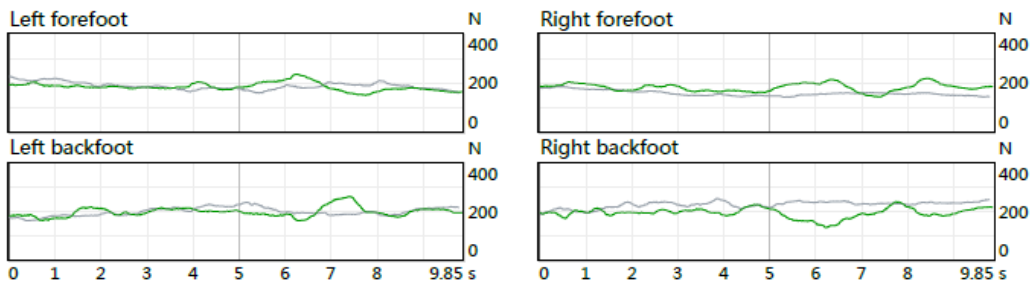
### Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	496	600 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	195	240 mm
COP average velocity, mm/sec	20	24 mm/sec

### Force (N)



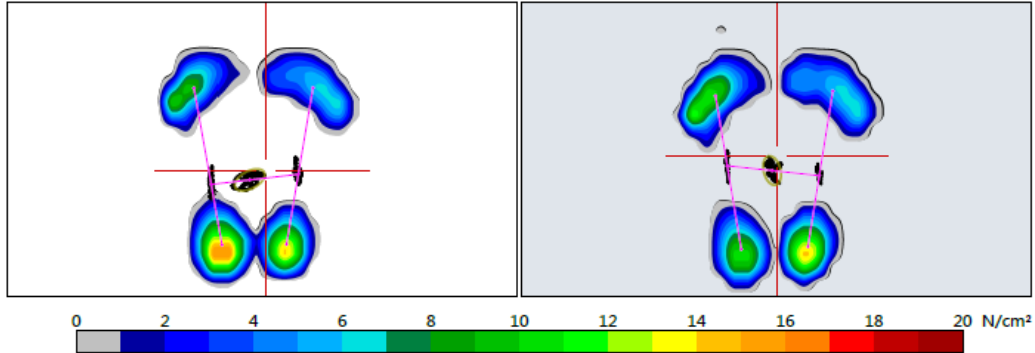
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	48	49	Forefoot
	49	41	
Backfoot	52	51	Backfoot
	51	59	
Total	50	50	Total
	50	50	

# Úzká baze, otevřené oči

## Stance parameters

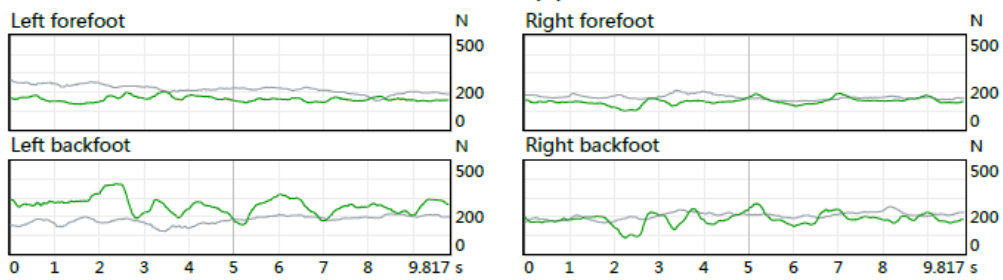
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	373	500 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	258	400 mm
COP average velocity, mm/sec	26	40 mm/sec

### Force (N)



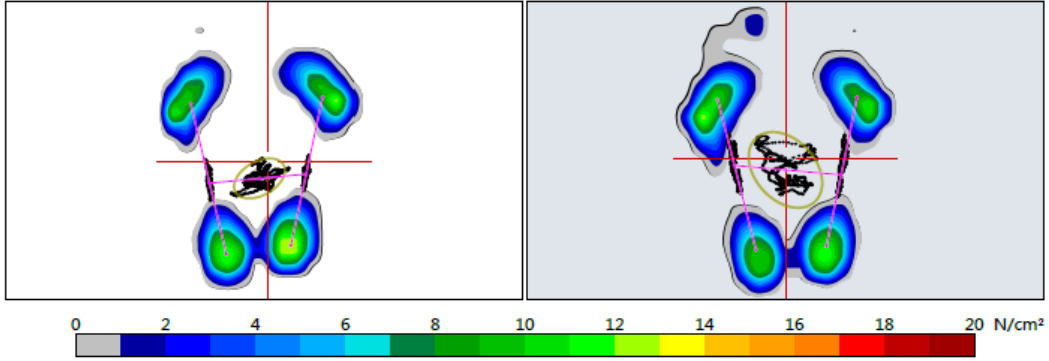
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	39	45	Forefoot
	54	46	
Backfoot	61	55	Backfoot
	46	54	
Total	56	44	Total
	51	49	

# Úzká baze, zavřené oči

## Stance parameters

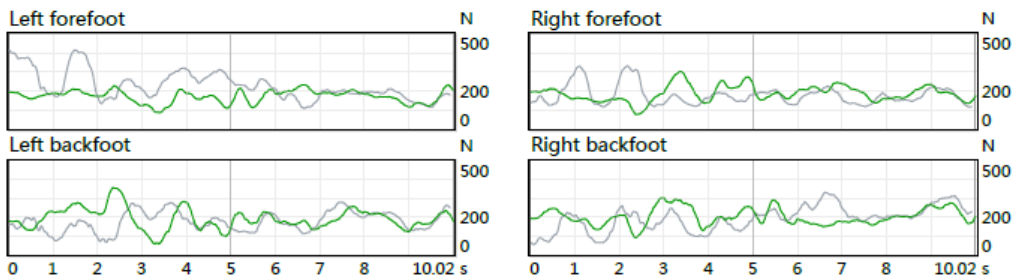
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,0	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1242	5000 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	494	800 mm
COP average velocity, mm/sec	49	80 mm/sec

### Force (N)



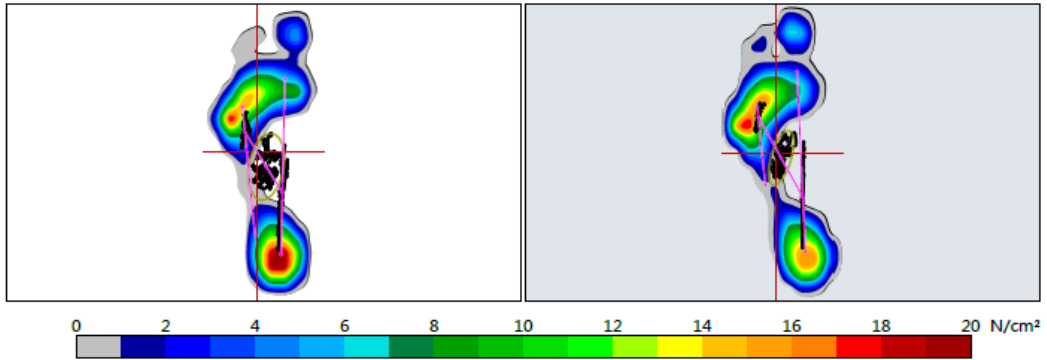
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	47	48	Forefoot
	56	48	
Backfoot	53	52	Backfoot
	44	52	
Total	48	52	Total
	52	48	

# Levá DK, otevřené oči

## Stance parameters

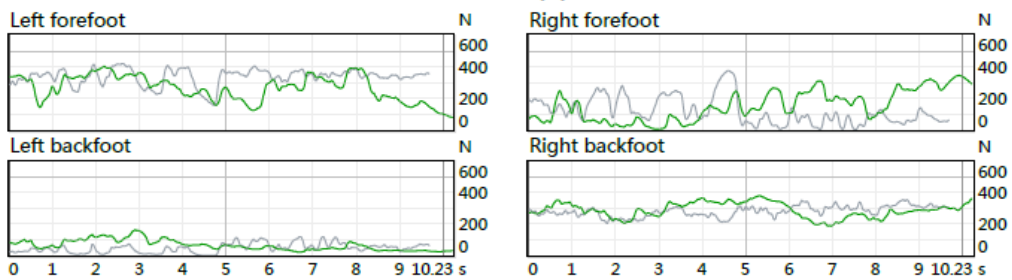
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,2	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1620	2000 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	414	800 mm
COP average velocity, mm/sec	40	80 mm/sec

### Force (N)



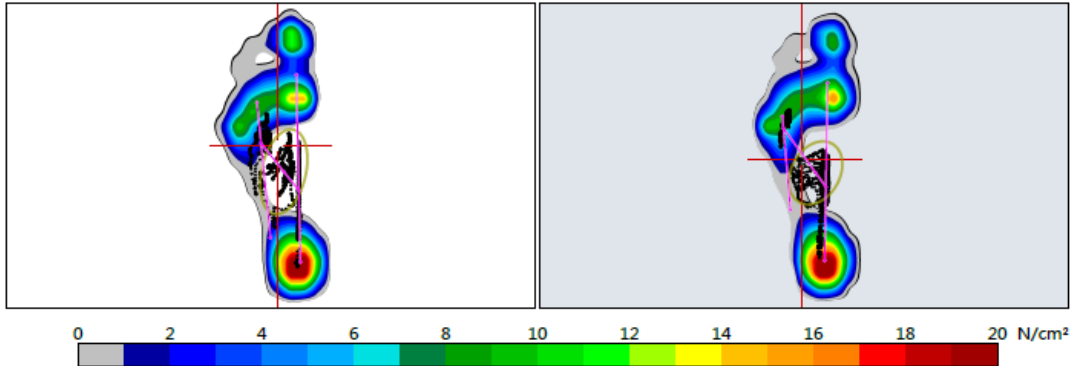
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	80	35	Forefoot
	88	30	
Backfoot	20	65	Backfoot
	12	70	
Total	43	57	Total
	49	51	

# Levá DK, zavřené oči

## Stance parameters

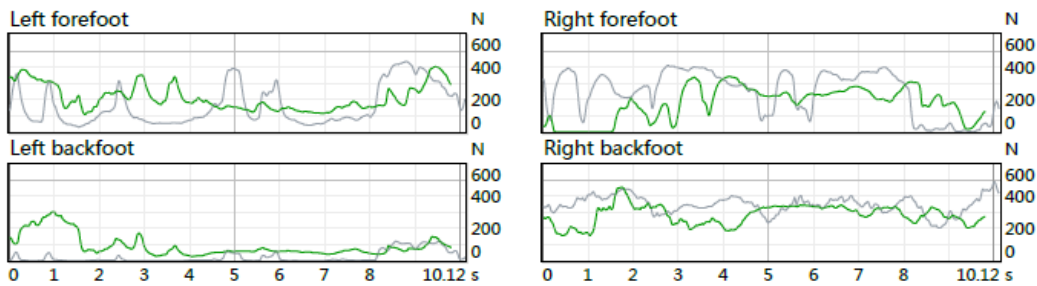
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	13 sec
95% confidence ellipse area, mm²	2676	4000 mm²
COP path length, mm	558	800 mm
COP average velocity, mm/sec	57	80 mm/sec

### Force (N)



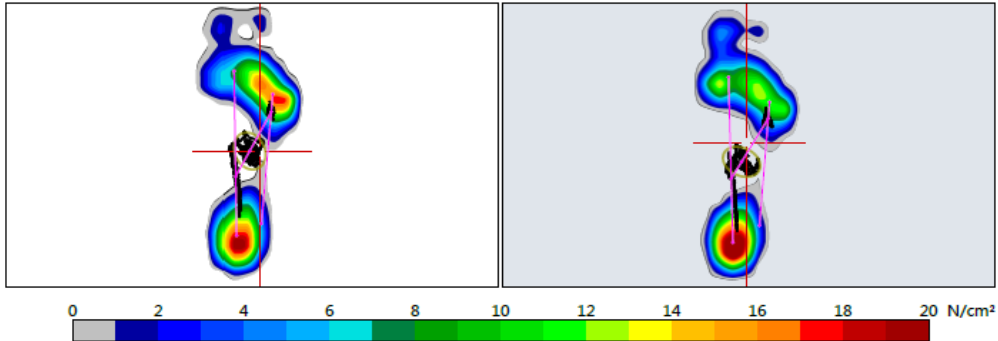
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	70	38	Forefoot
	87	41	
Backfoot	30	62	Backfoot
	13	59	
Total	40	60	Total
	24	76	

# Pravá DK, otevřené oči

## Stance parameters

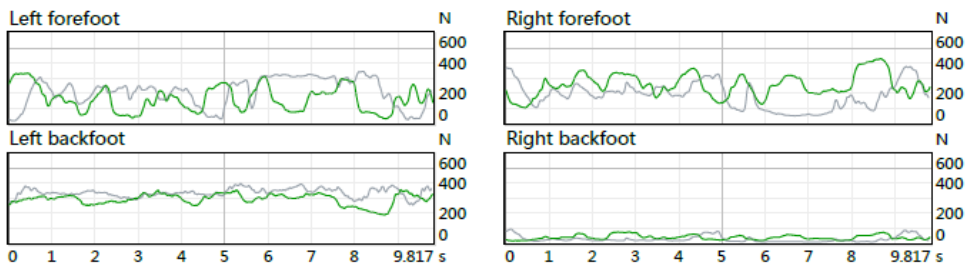
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	809	1000 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	429	600 mm
COP average velocity, mm/sec	44	60 mm/sec

### Force (N)



### Average Forces (%)

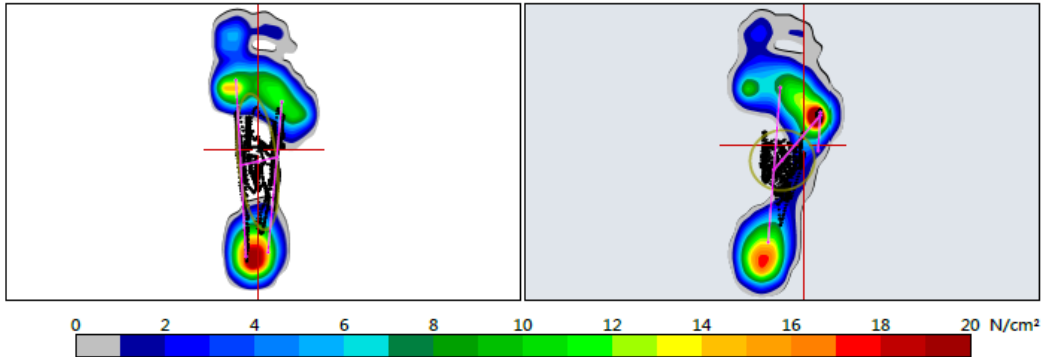
Left		Right	
Forefoot	36	86	Forefoot
	39	87	
Backfoot	64	14	Backfoot
	61	13	
Total	61	39	Total
	72	28	



# Pravá DK, zavřené oči

## Stance parameters

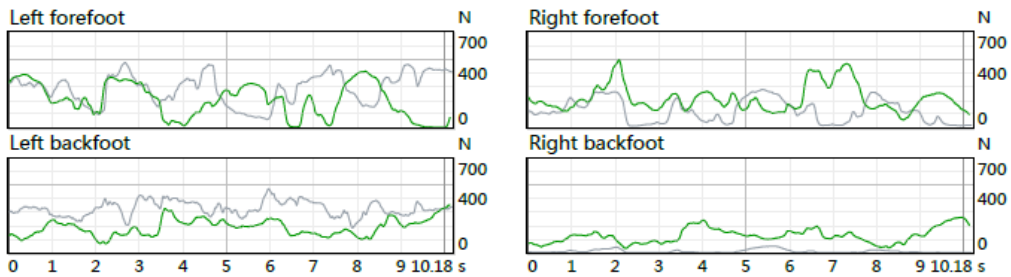
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,1	13 sec
	10,2	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	3556	5000 mm <sup>2</sup>
	2498	
COP path length, mm	825	1.0e3 mm
	815	
COP average velocity, mm/sec	81	100 mm/sec
	80	

### Force (N)



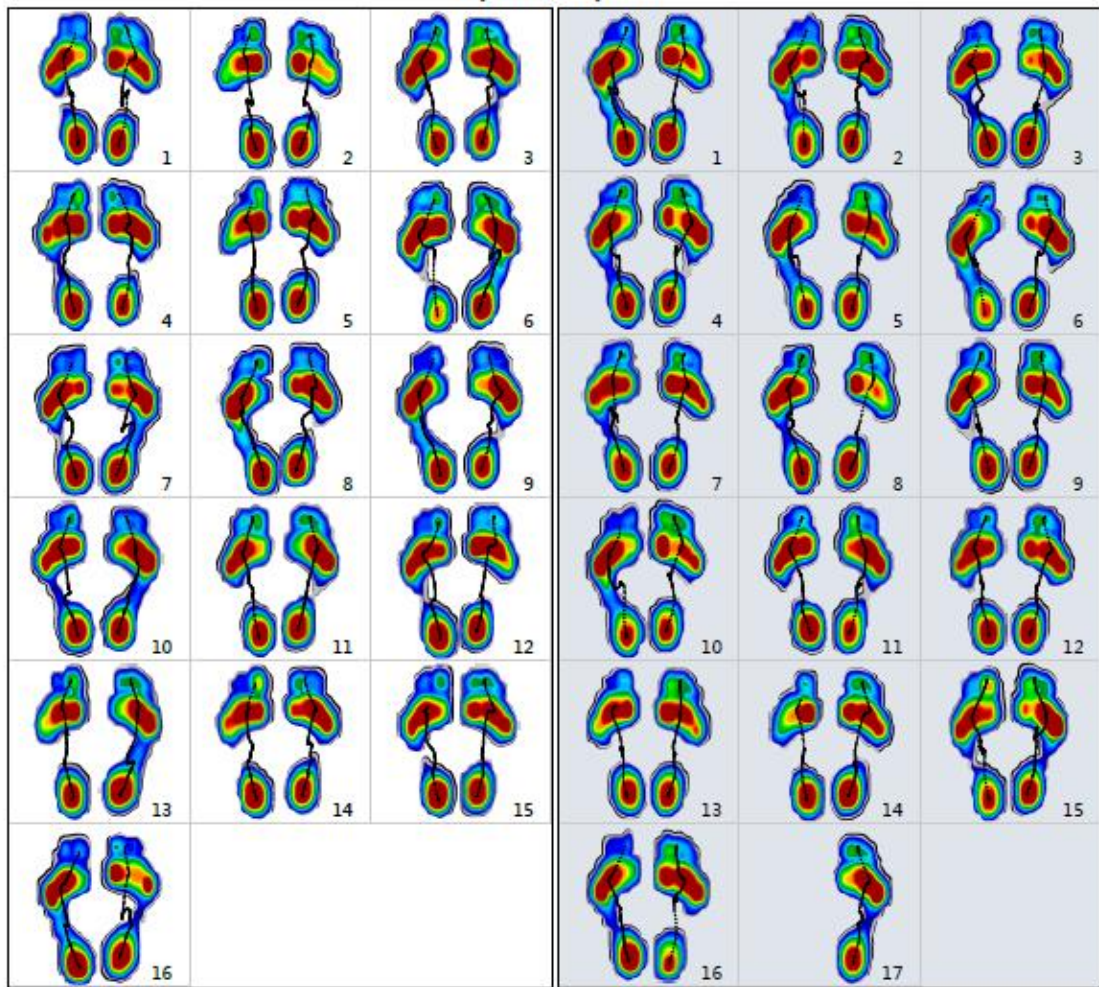
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	52	63	Forefoot
	47	92	
Backfoot	48	37	Backfoot
	53	8	
Total	53	47	Total
	82	18	

# Chúze

## Pressure plots

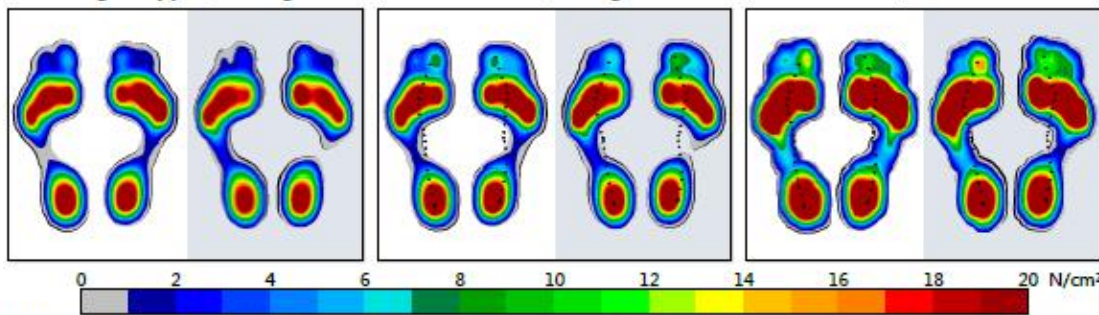
### Separate footprints



### Single support, average

### Stance, average

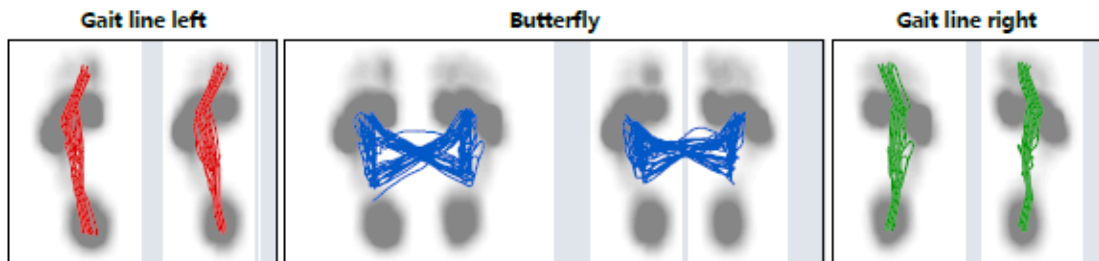
### Stance, maximum



### Geometry

Foot rotation, degree	L	7,7±1,7	20°		20°
		7,9±2,2			
	R	12,1±2,6			
		13,2±2,9			
Step length, cm	L	49±2	130 cm		
		49±1			
	R	48±3			
		47±2			
Stride length, cm	97±3				
	96±3				
Step width, cm	9±2				
	9±1				

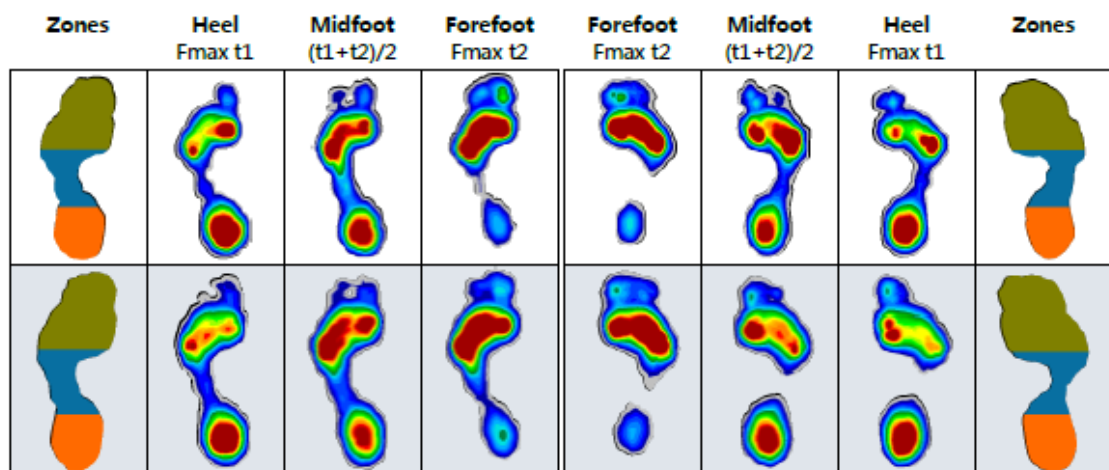
### COP analysis



### Butterfly parameters

Length of gait line, mm	L	210,3±11,7	300 mm	
		209,4±14,1		
	R	213,6±3,5		
		212,2±6,4		
Single support line, mm	L	68,3±19,4		
		54,5±15,3		
	R	77,9±12,9		
		57,6±18,0		
Ant/post position, mm	147,0±6,2			
	150,8±5,8			
Lateral symmetry, mm	-0,9±14,0	150 mm	150 mm	
	-10,3±18,0			

### Three foot zone analysis



# Příloha 7 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 6

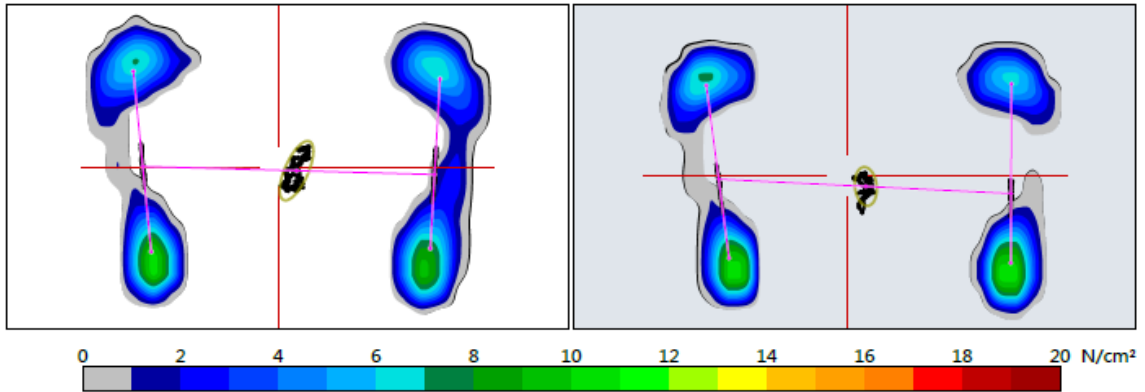
Normální baze, otevřené oči

## Stance parameters

Stance, average pressure

## Stance parameters

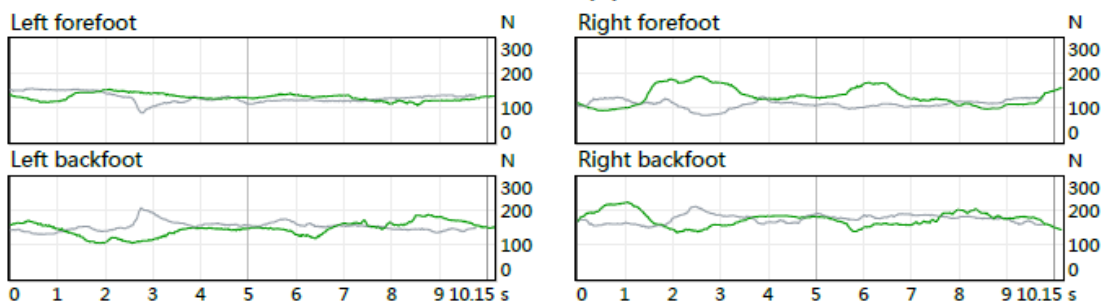
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,2	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	593	800 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	227	300 mm
COP average velocity, mm/sec	22	30 mm/sec

### Force (N)



### Average Forces (%)

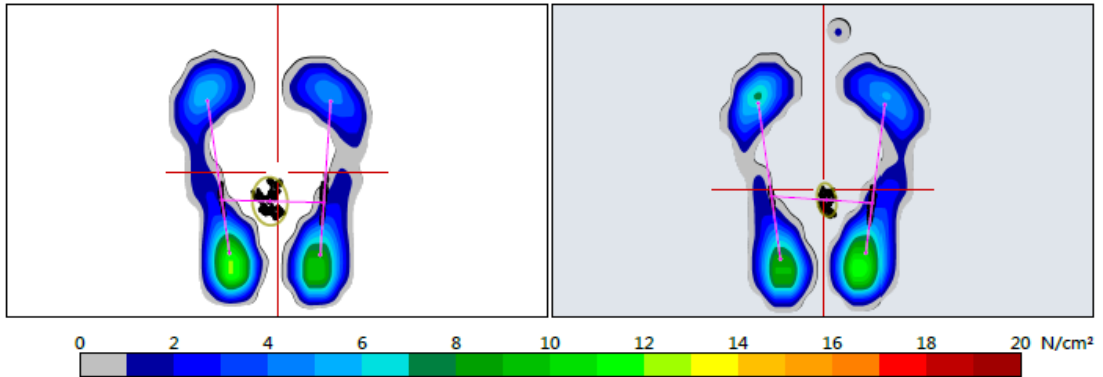
Left		Right	
Forefoot	47	44	Forefoot
	46	39	
Backfoot	53	56	Backfoot
	54	61	
Total	47	53	Total
	50	50	

Normální baze, zavřené oči

# Úzká база, otevřené oči

## Stance parameters

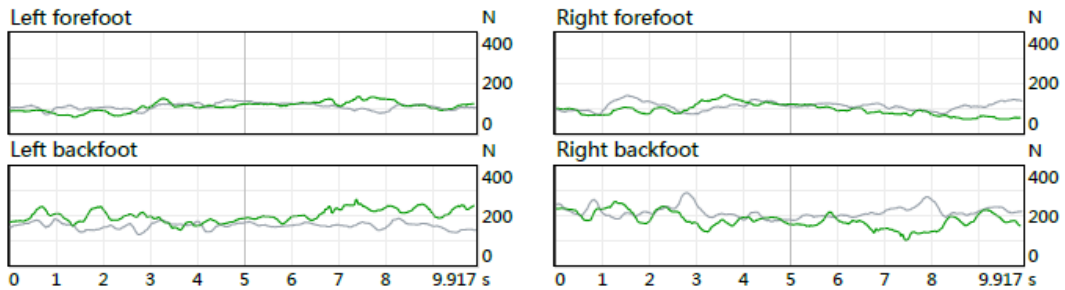
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,9	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	848	1100 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	252	400 mm
COP average velocity, mm/sec	26	40 mm/sec
	21	

### Force (N)



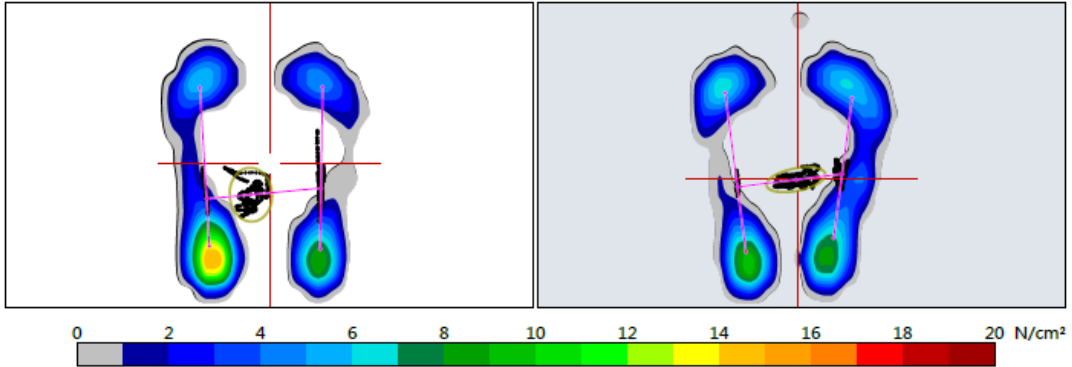
### Average Forces (%)

Left			Right		
Forefoot	35	100%	34	100%	Forefoot
	40		34		
Backfoot	65		66		Backfoot
	60		66		
Total	53		47		Total
	45		55		

# Úzká baze, zavřené oči

## Stance parameters

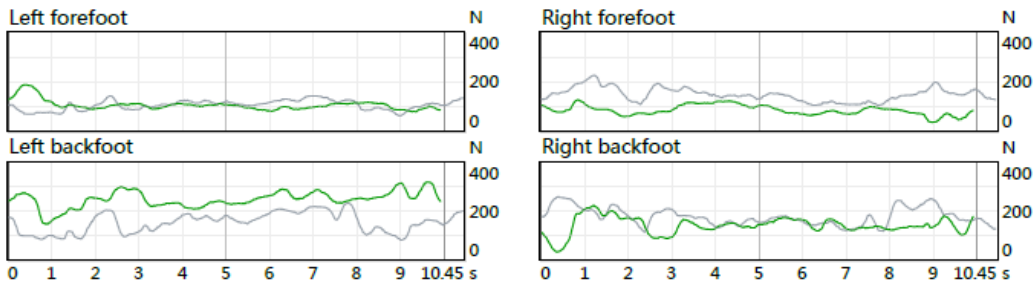
### Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,9	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1143	1400 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	306	500 mm
COP average velocity, mm/sec	31	50 mm/sec

### Force (N)



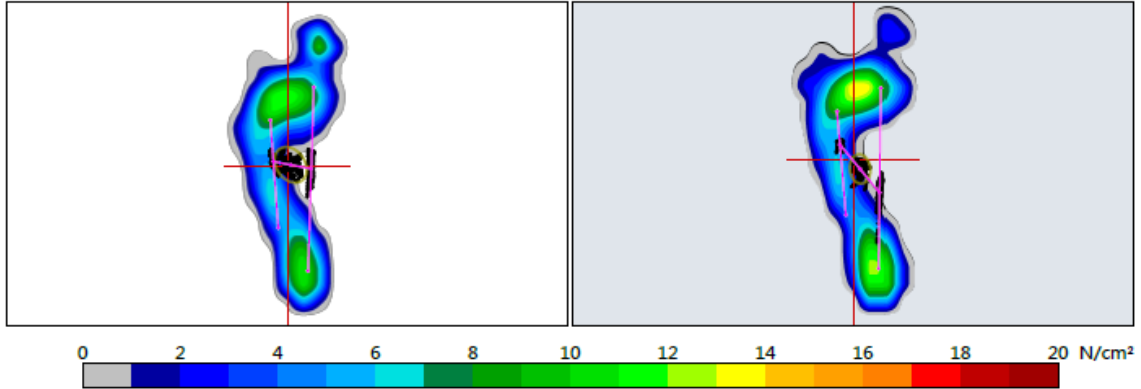
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	30	38	Forefoot
	41	46	
Backfoot	70	62	Backfoot
	59	54	
Total	61	39	Total
	44	56	

# Levá DK, otevřené oči

## Stance parameters

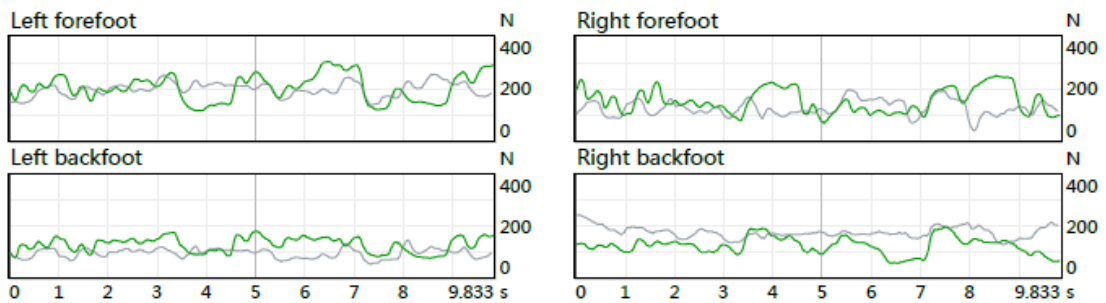
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	553	700 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	333	400 mm
COP average velocity, mm/sec	34	50 mm/sec

### Force (N)



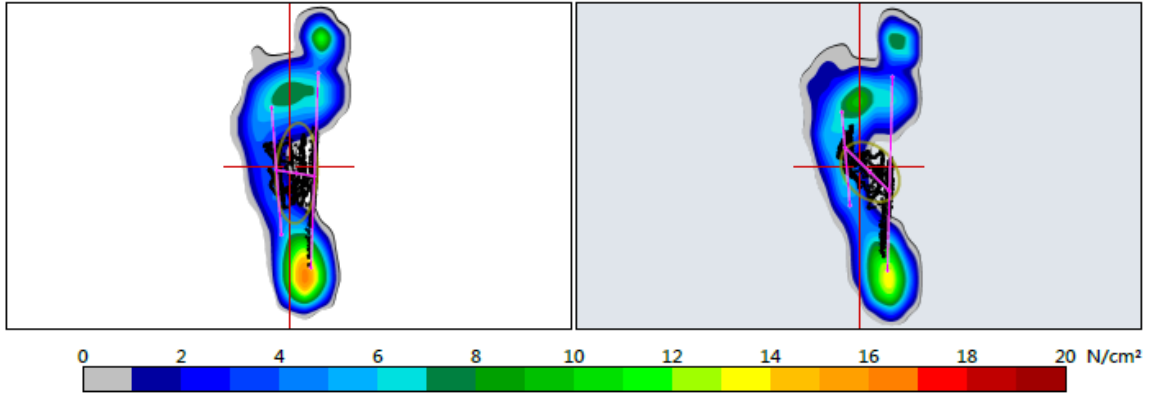
### Average Forces (%)

	Left		Right		
Forefoot	62	100%	56	100%	Forefoot
	68		42		
Backfoot	38		44		Backfoot
	32		58		
Total	54		46		Total
	49		51		

# Levá DK, zavřené oči

## Stance parameters

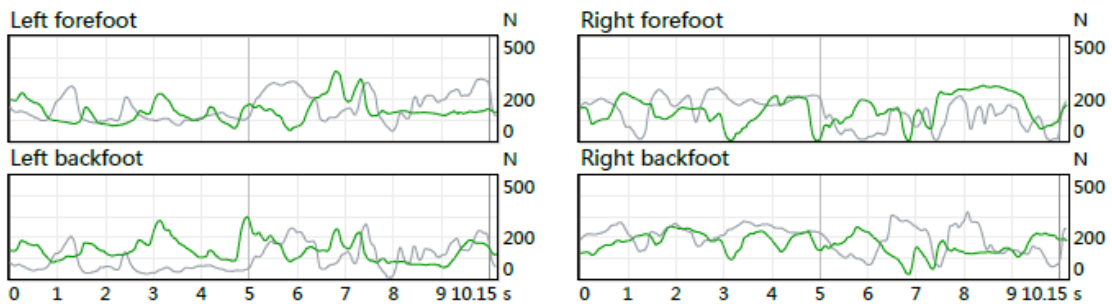
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,2	13 sec
	10,1	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	2002	2500 mm <sup>2</sup>
	1615	
COP path length, mm	554	800 mm
	612	
COP average velocity, mm/sec	55	80 mm/sec
	60	

### Force (N)



### Average Forces (%)

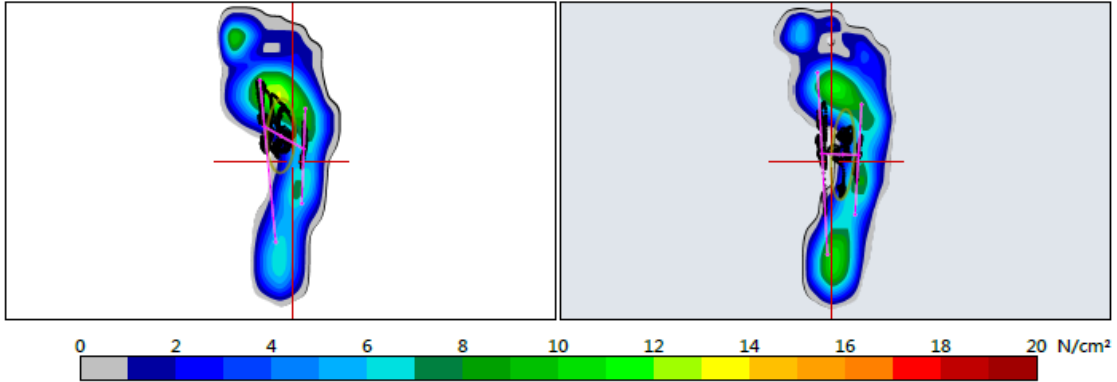
Left		Right	
Forefoot	51	47	Forefoot
	62	41	
Backfoot	49	53	Backfoot
	38	59	
Total	47	53	Total
	44	56	



# Pravá DK, otevřené oči

## Stance parameters

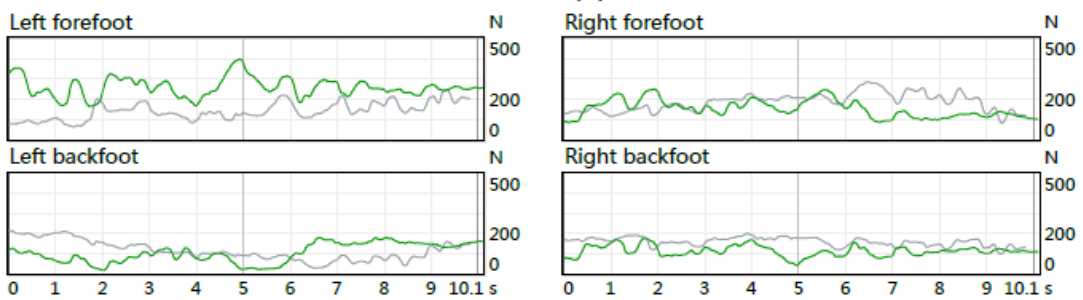
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,1	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1073	1300 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	368	500 mm
COP average velocity, mm/sec	36	50 mm/sec

### Force (N)



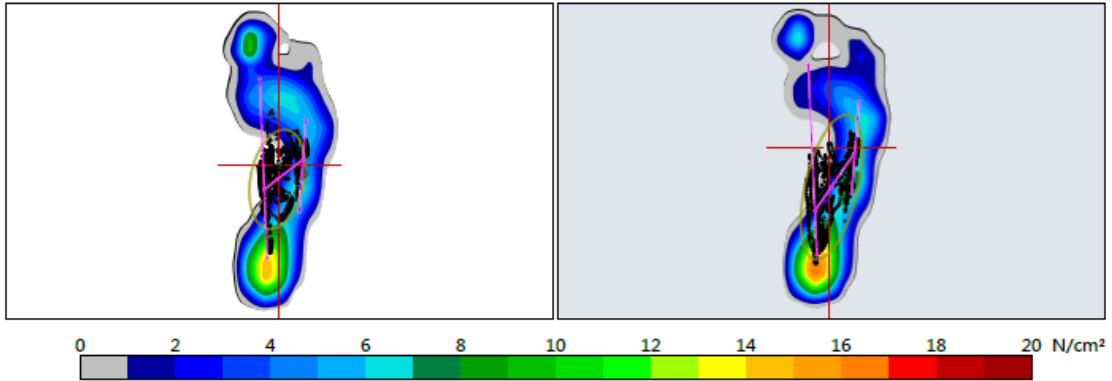
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	71	57	Forefoot
Backfoot	29	43	Backfoot
Total	58	42	Total

# Pravá DK, zavřené oči

## Stance parameters

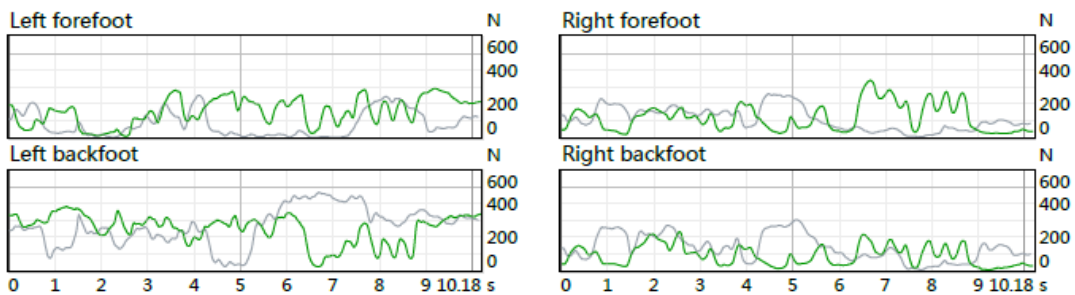
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,2	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	2922	5000 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	746	900 mm
COP average velocity, mm/sec	73	90 mm/sec

### Force (N)



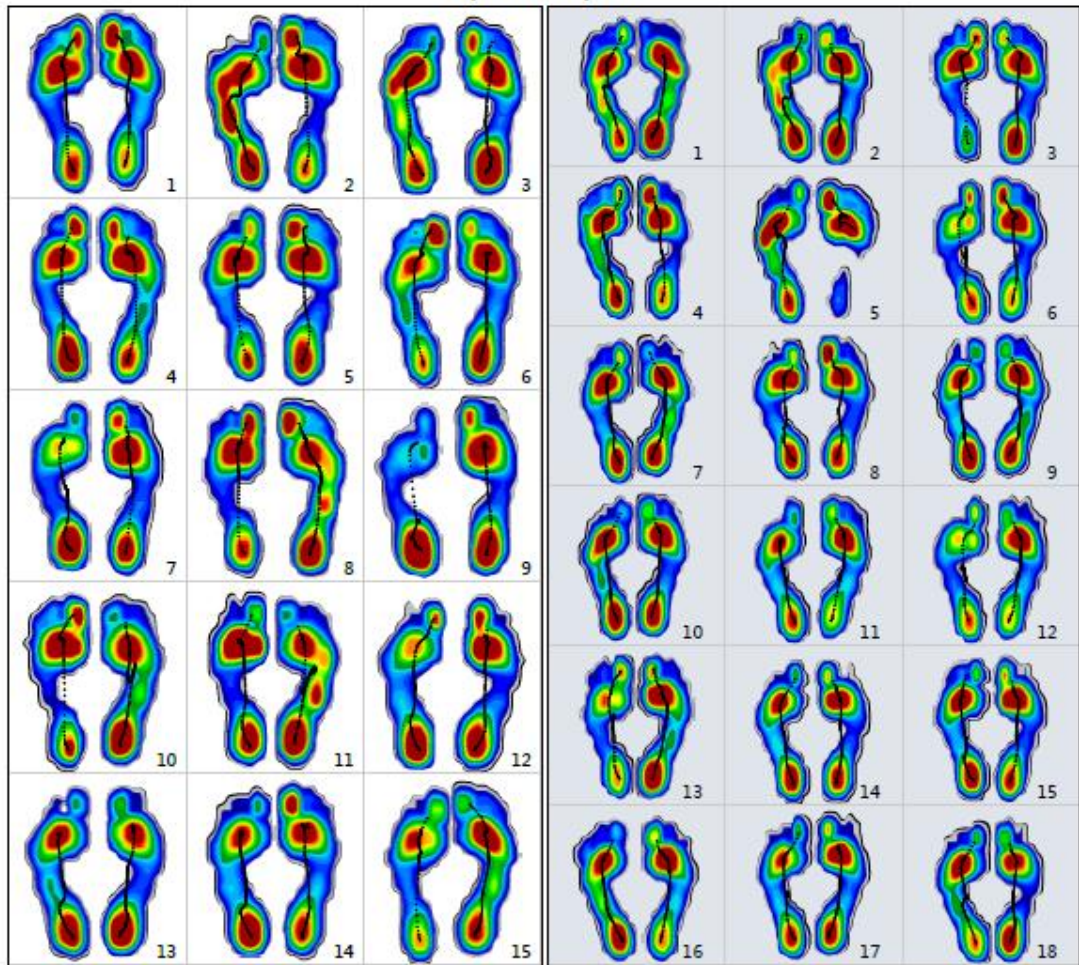
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	38	57	Forefoot
	23	45	
Backfoot	62	43	Backfoot
	77	55	
Total	66	34	Total
	58	42	

# Chúze

## Pressure plots

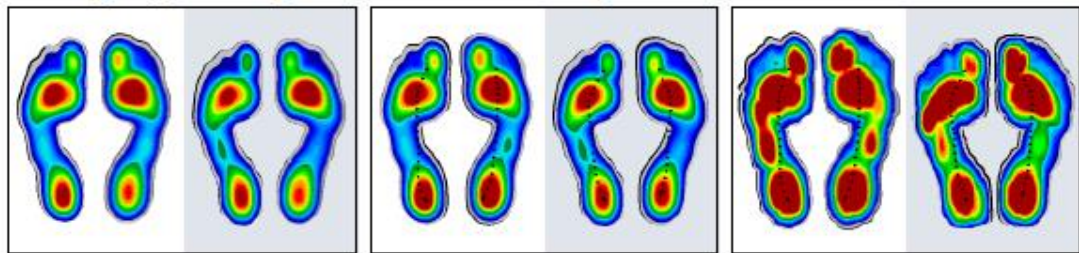
### Separate footprints



Single support, average

Stance, average

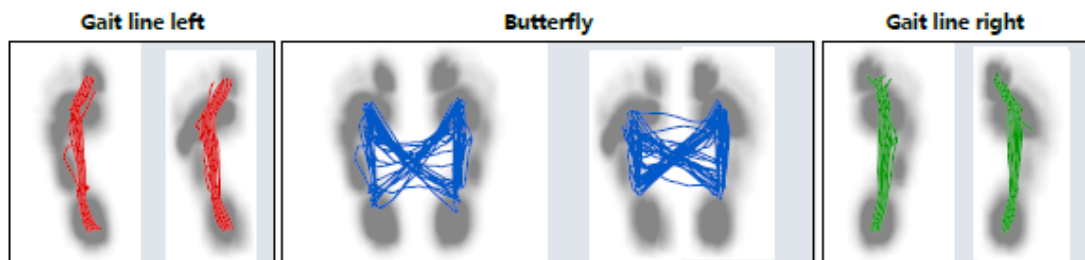
Stance, maximum



**Geometry**

Foot rotation, degree	L	3,8±2,3	-13°	13°
		6,2±2,2		
	R	5,5±2,8		
		7,9±2,5		
Step length, cm	L	42±4		110 cm
		43±3		
	R	40±6		
		38±4		
Stride length, cm	L	82±7		
	R	82±6		
Step width, cm	L	18±1		
	R	14±2		

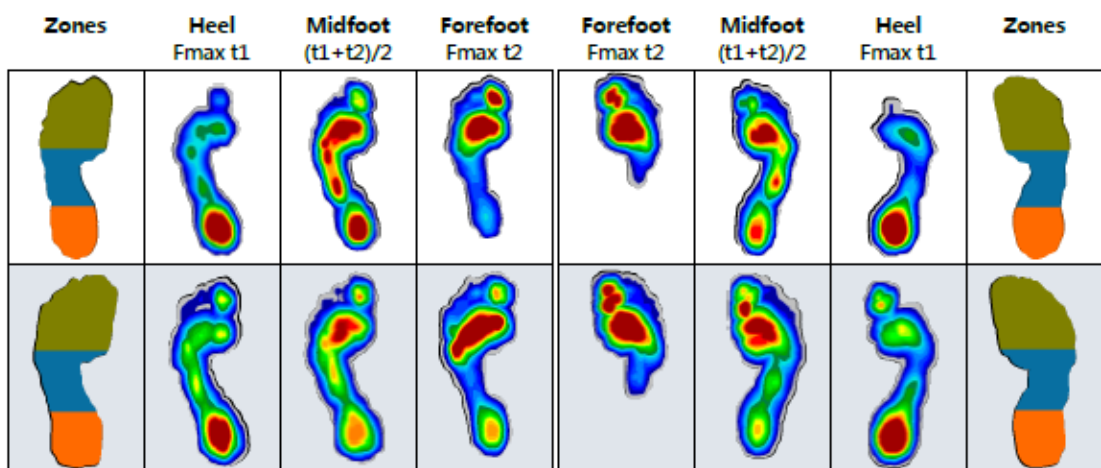
### COP analysis



### Butterfly parameters

Length of gait line, mm	L	182,3±15,9		250 mm
		180,5±11,0		
	R	182,0±12,7		
		172,6±30,3		
Single support line, mm	L	72,9±27,4		
		63,8±24,2		
	R	83,0±32,5		
		80,5±22,8		
Ant/post position, mm	L	131,0±13,5		
	R	140,2±15,1		
Lateral symmetry, mm	L	-10,8±15,2	-125 mm	125 mm
	R	-13,1±20,4		

### Three foot zone analysis

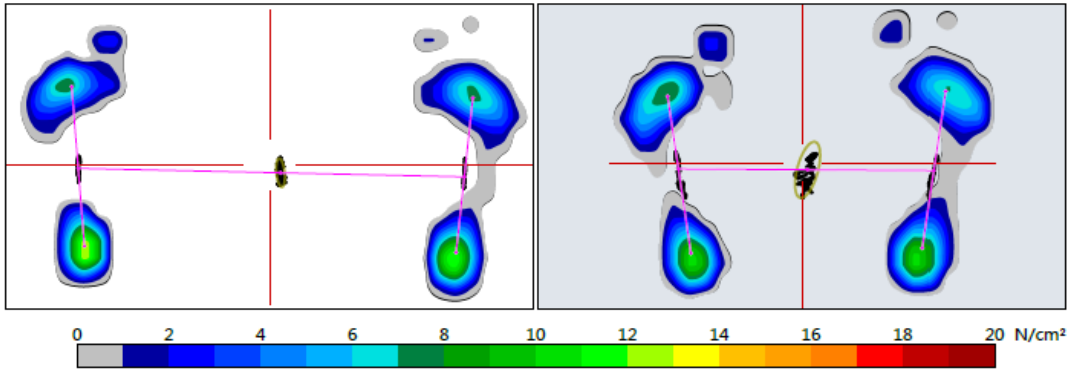


# Příloha 8 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 7

Normální baze, otevřené oči

## Stance parameters

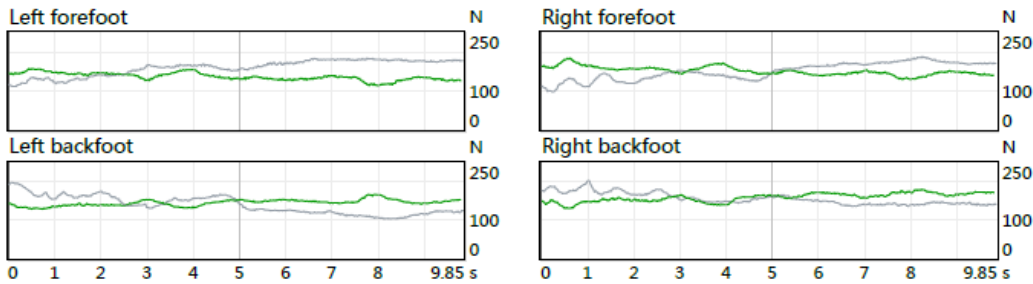
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	12 sec
95% confidence ellipse area, mm²	124	800 mm²
COP path length, mm	243	300 mm
COP average velocity, mm/sec	153	30 mm/sec
	25	
	16	

### Force (N)



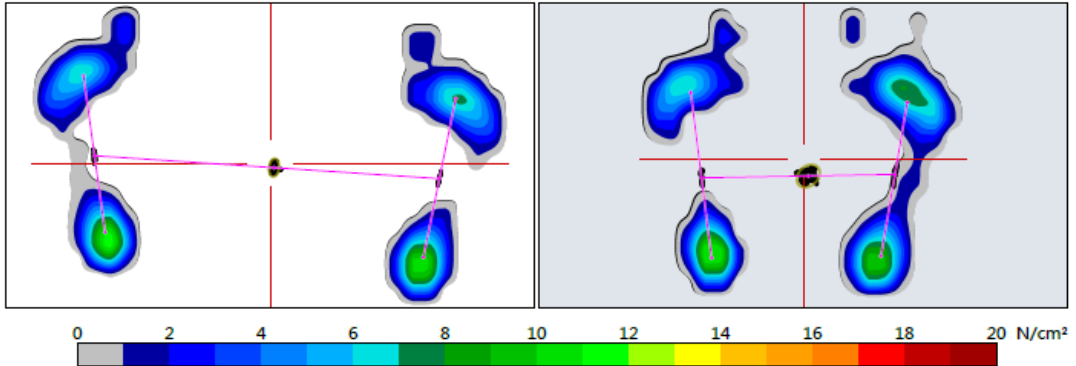
### Average Forces (%)

Left			Right		
Forefoot	49	100%	49	100%	Forefoot
	54		49		
Backfoot	51		51		Backfoot
	46		51		
Total	48		52		Total
	49		51		

# Normální baze, zavřené oči

## Stance parameters

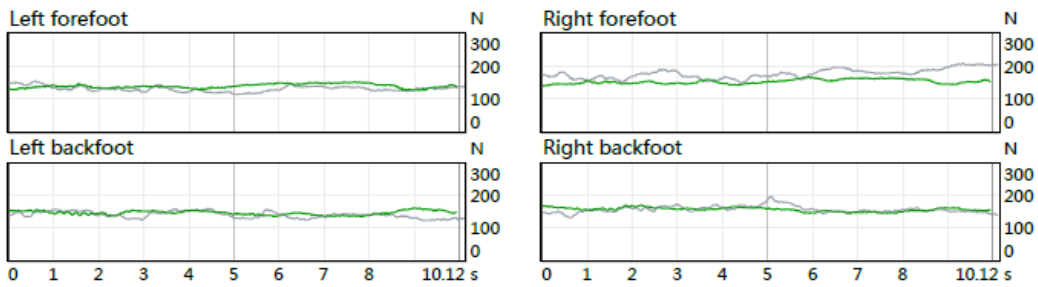
### Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,9	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	89	300 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	170	240 mm
COP average velocity, mm/sec	17	23 mm/sec

### Force (N)



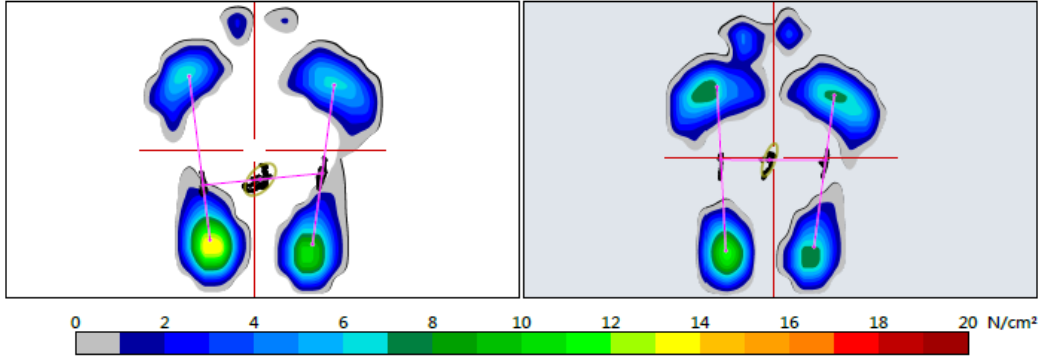
### Average Forces (%)

Left			Right		
Forefoot	49	100%	50	Forefoot	100%
	48		53		
Backfoot	51		50	Backfoot	
	52		47		
Total	48		52	Total	
	45		55		

# Úzká baze, otevřené oči

## Stance parameters

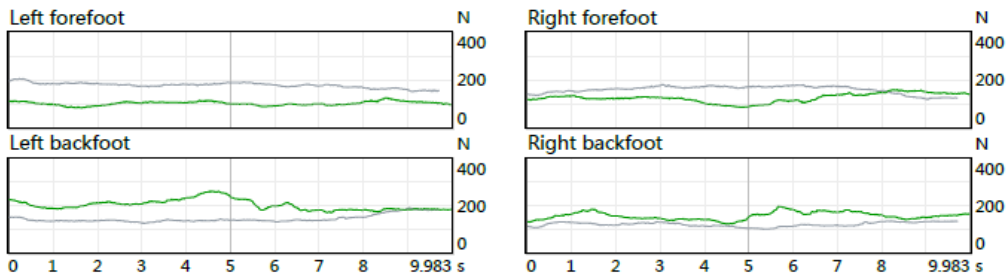
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,0	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	403	500 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	117	150 mm
COP average velocity, mm/sec	12	15 mm/sec

### Force (N)



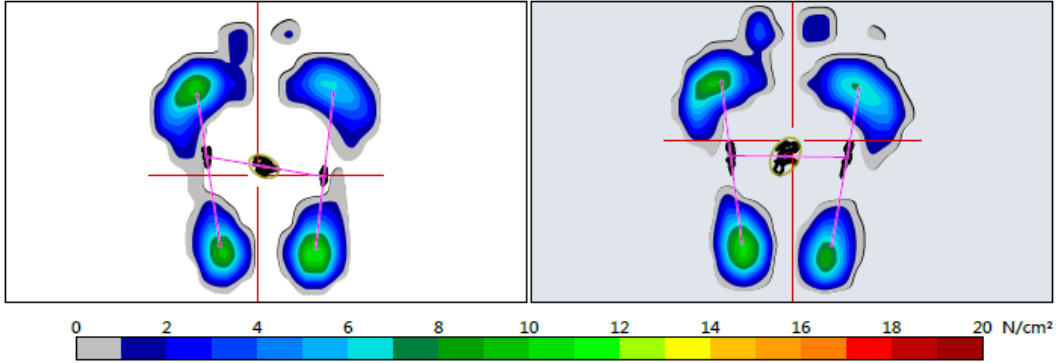
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	34	45	Forefoot
	55	57	
Backfoot	66	55	Backfoot
	45	43	
Total	52	48	Total
	54	46	

# Úzká baze, zavřené oči

## Stance parameters

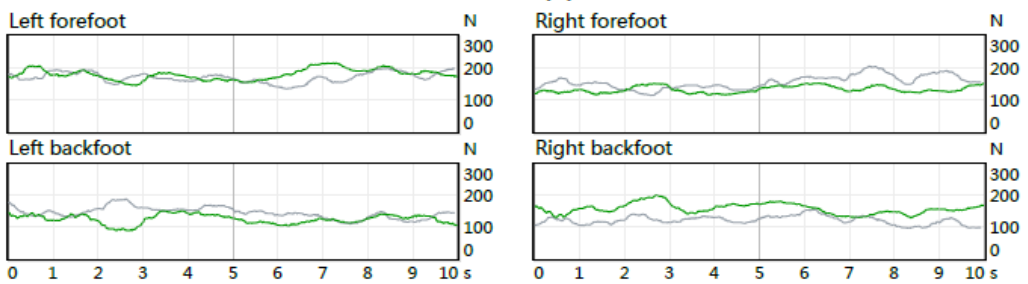
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,0	12 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	327	700 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	155	240 mm
COP average velocity, mm/sec	15	24 mm/sec

### Force (N)



### Average Forces (%)

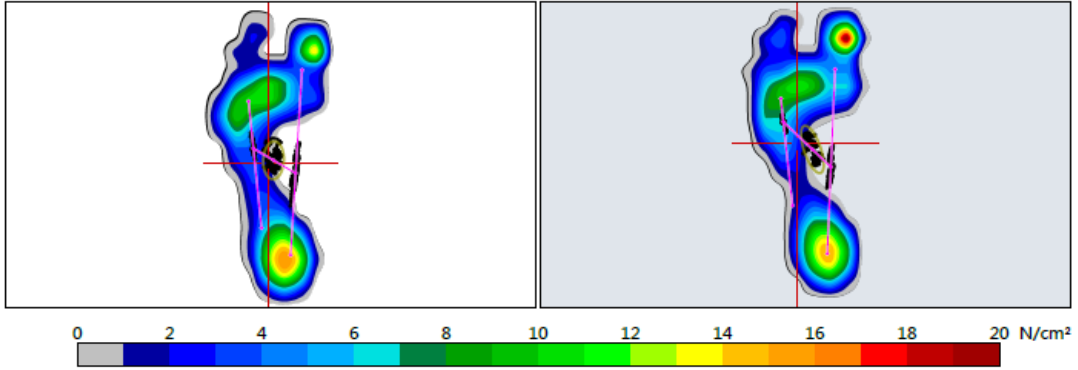
Left		Right	
Forefoot	59	46	Forefoot
	54	56	
Backfoot	41	54	Backfoot
	46	44	
Total	51	49	Total
	53	47	



# Levá DK, otevřené oči

## Stance parameters

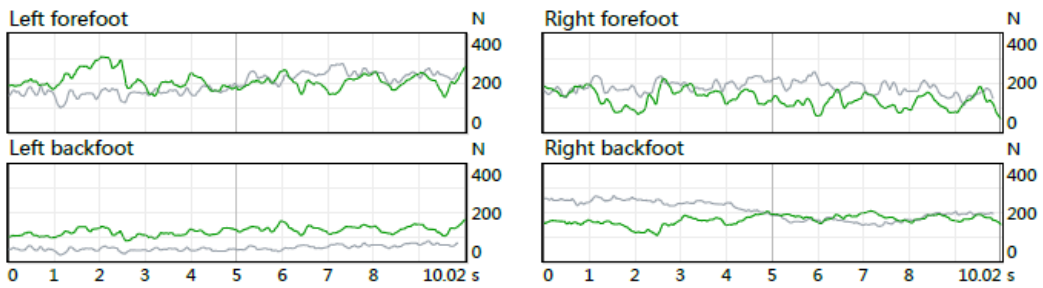
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,0	13 sec
	9,8	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	387	500 mm <sup>2</sup>
	395	
COP path length, mm	261	400 mm
	222	
COP average velocity, mm/sec	26	40 mm/sec
	23	

### Force (N)



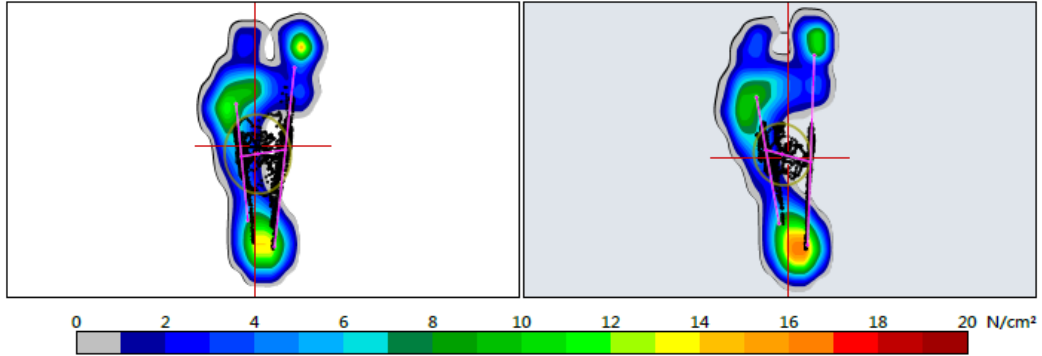
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	63	44	Forefoot
	78	47	
Backfoot	37	56	Backfoot
	22	53	
Total	52	48	Total
	39	61	

# Levá DK, zavřené oči

## Stance parameters

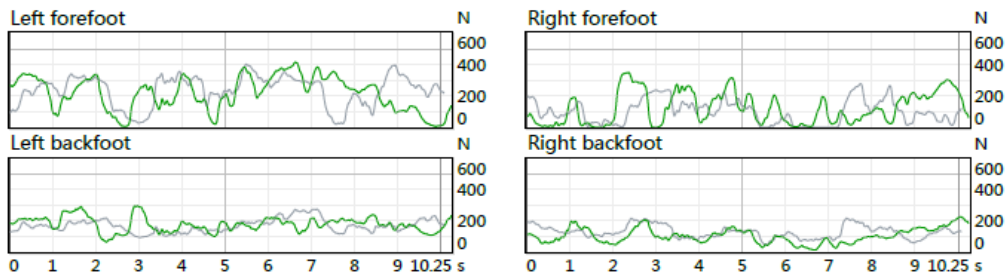
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,3	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	2902	4000 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	870	1.1e3 mm
COP average velocity, mm/sec	85	110 mm/sec

### Force (N)



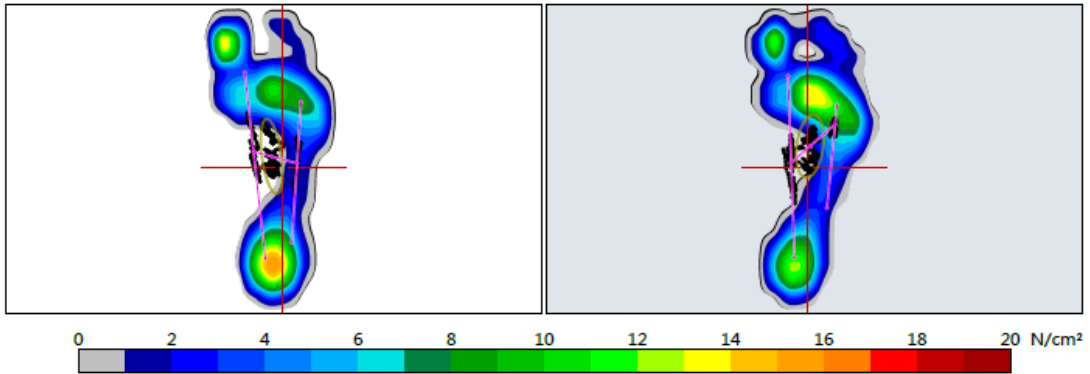
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	55	54	Forefoot
	58	44	
Backfoot	45	46	Backfoot
	42	56	
Total	63	37	Total
	64	36	

# Pravá DK, otevřené oči

## Stance parameters

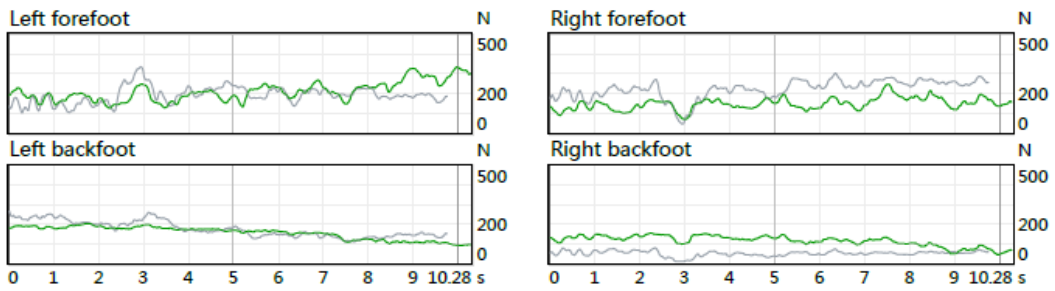
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,3	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	716	1000 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	252	400 mm
COP average velocity, mm/sec	25	40 mm/sec

### Force (N)



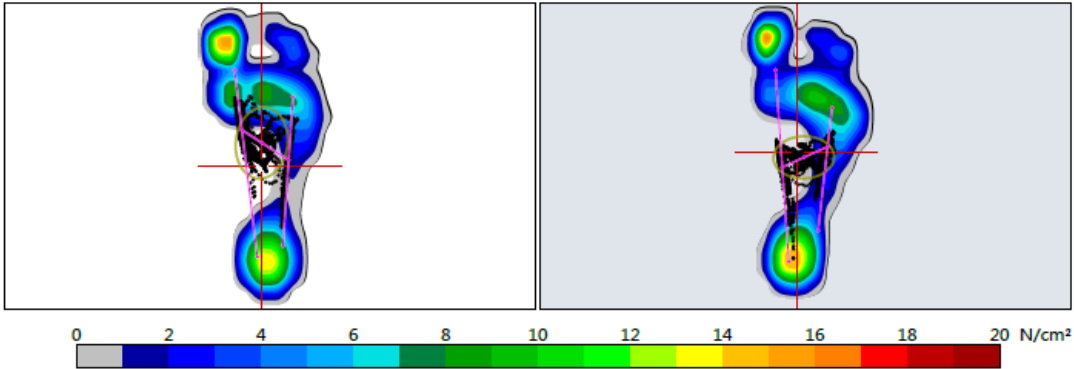
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	57	56	Forefoot
	52	81	
Backfoot	43	44	Backfoot
	48	19	
Total	58	42	Total
	57	43	

# Pravá DK, zavřené oči

## Stance parameters

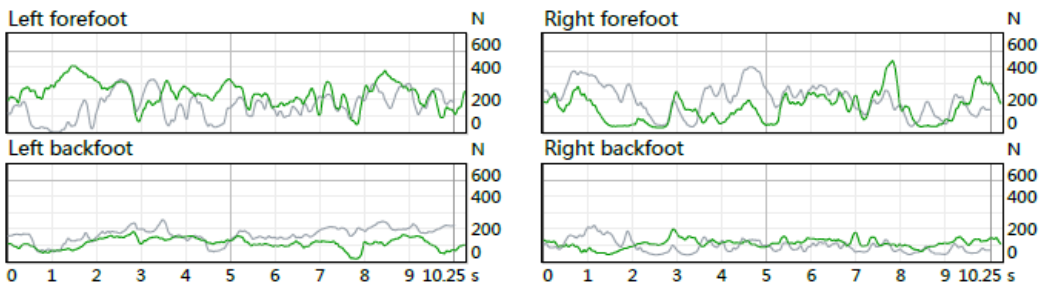
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,3	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1865	2300 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	725	900 mm
COP average velocity, mm/sec	71	90 mm/sec

### Force (N)



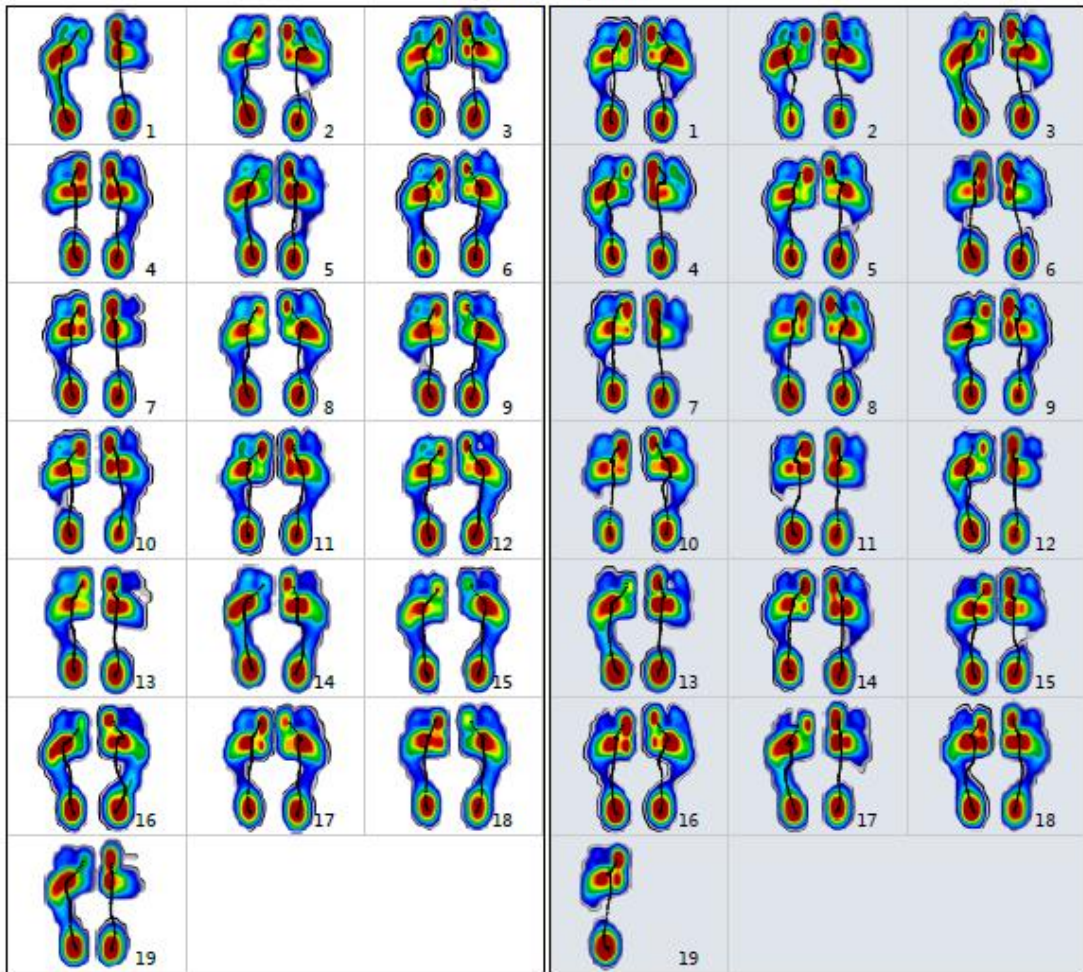
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	68	57	Forefoot
	49	68	
Backfoot	32	43	Backfoot
	51	32	
Total	57	43	Total
	52	48	

# Chúze

## Pressure plots

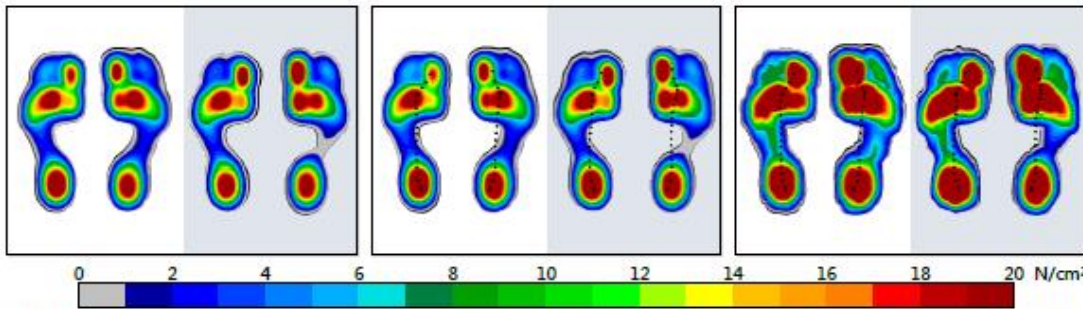
### Separate footprints



Single support, average

Stance, average

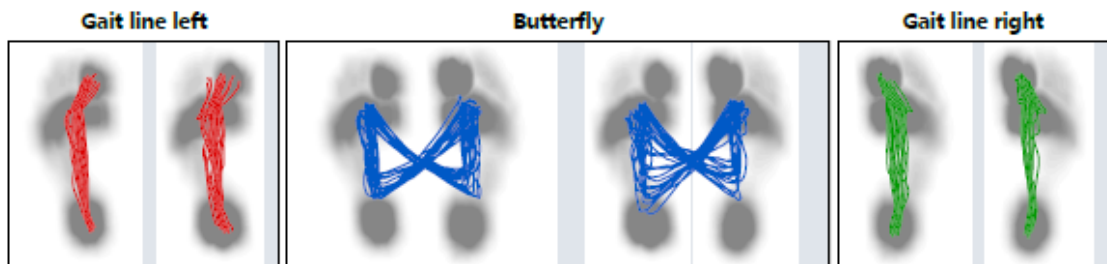
Stance, maximum



### Geometry

Foot rotation, degree	L	1,8±1,8	13°	
		1,9±2,6		
	R	8,3±2,5		
Step length, cm	L	41±2	110 cm	
		44±1		
	R	41±1		
Stride length, cm	L	81±2		
	R	86±2		
Step width, cm	L	11±1		
	R	11±1		

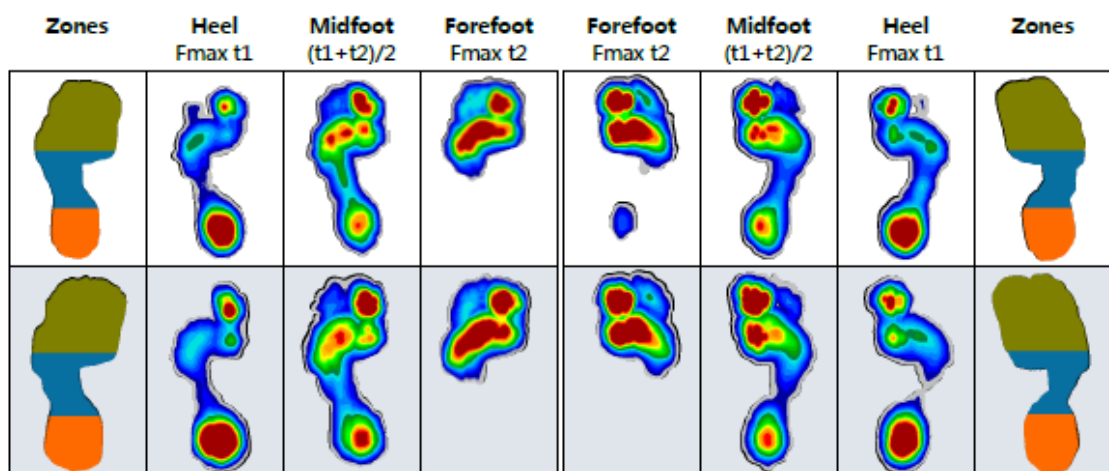
### COP analysis



### Butterfly parameters

Length of gait line, mm	L	177,4±3,5	230 mm
		179,0±2,7	
	R	181,8±4,2	
Single support line, mm	L	90,3±11,7	
		86,1±22,1	
	R	85,3±13,0	
Ant/post position, mm	L	124,4±2,7	
	R	127,8±4,4	
Lateral symmetry, mm	L	-1,0±4,9	115 mm
	R	-1,3±8,4	

### Three foot zone analysis

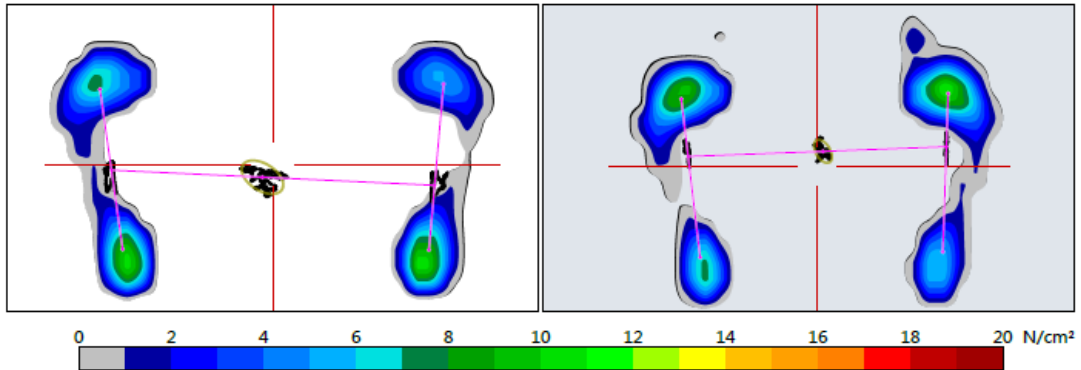


# Příloha 9 - Reporty z přístroje Zebris – Proband 8

Normální baze, otevřené oči

## Stance parameters

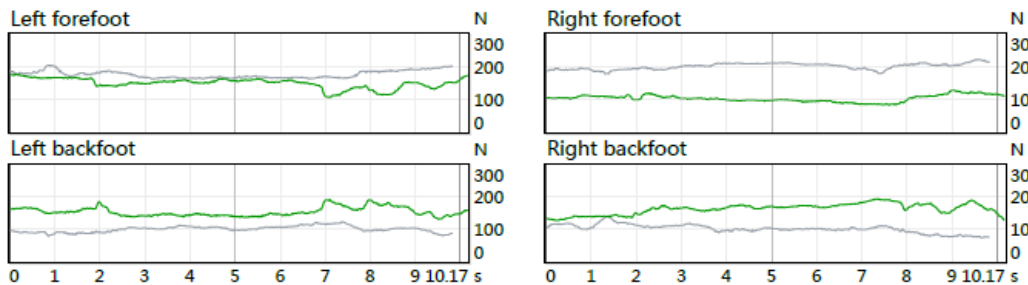
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,2	13 sec
95% confidence ellipse area, mm²	596	800 mm²
COP path length, mm	263	400 mm
COP average velocity, mm/sec	26	40 mm/sec

### Force (N)



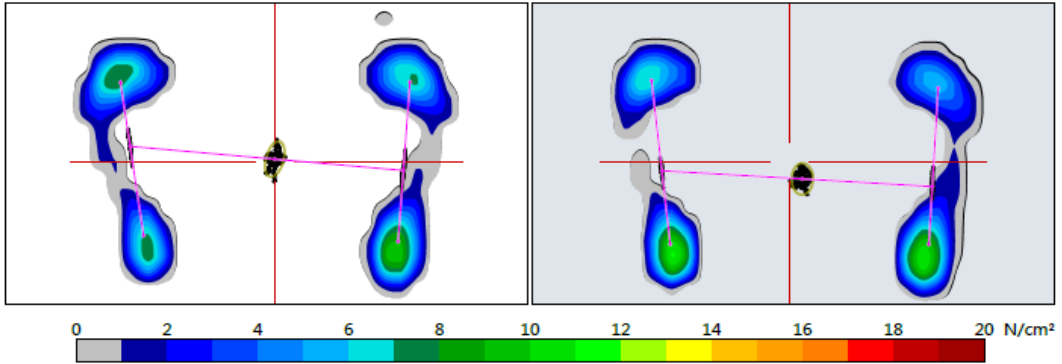
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	49	39	Forefoot
	64	66	
Backfoot	51	61	Backfoot
	36	34	
Total	53	47	Total
	48	52	

# Normální baze, zavřené oči

## Stance parameters

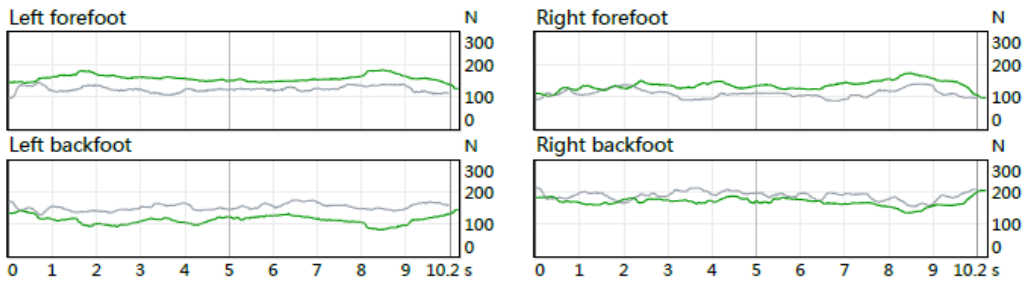
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,2	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	327	500 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	179	400 mm
COP average velocity, mm/sec	18	40 mm/sec

### Force (N)



### Average Forces (%)

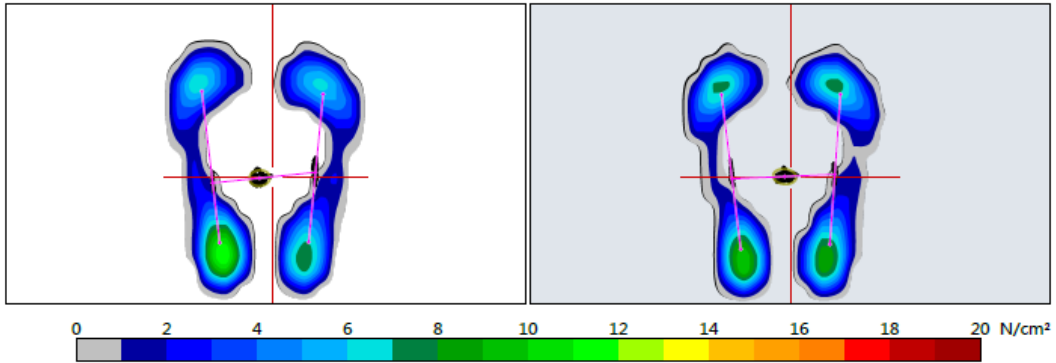
Left		Right	
Forefoot	58	45	Forefoot
	45	37	
Backfoot	42	55	Backfoot
	55	63	
Total	47	53	Total
	48	52	



# Úzká baze, otevřené oči

## Stance parameters

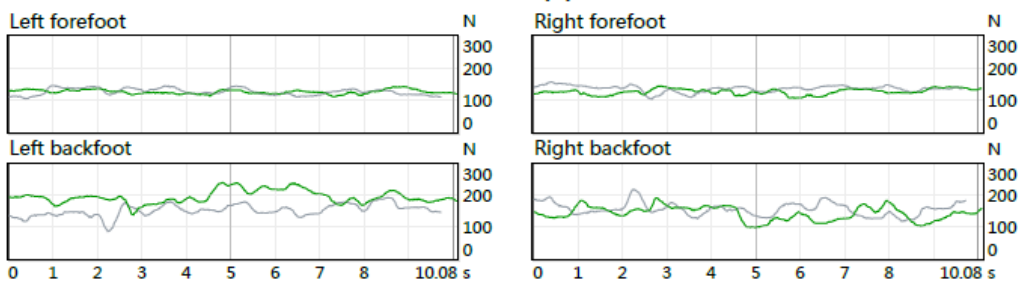
### Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,1	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	164	220 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	146	190 mm
COP average velocity, mm/sec	15	19 mm/sec

### Force (N)



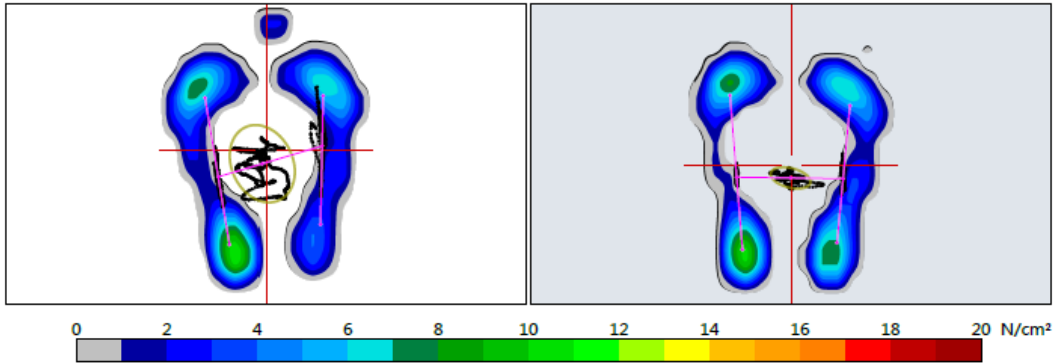
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	39	47	Forefoot
	45	47	
Backfoot	61	53	Backfoot
	55	53	
Total	54	46	Total
	49	51	

# Úzká baze, zavřené oči

## Stance parameters

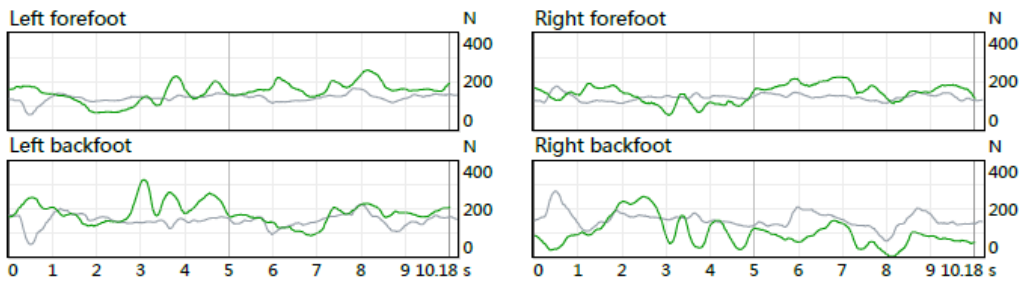
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,0	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	2676	4000 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	462	600 mm
COP average velocity, mm/sec	46	60 mm/sec

### Force (N)



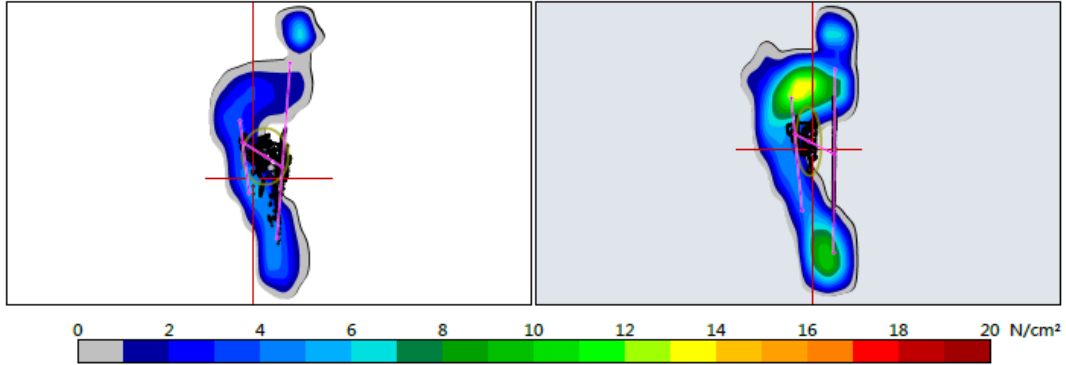
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	46	61	Forefoot
	47	47	
Backfoot	54	39	Backfoot
	53	53	
Total	58	42	Total
	49	51	

# Levá DK, otevřené oči

## Stance parameters

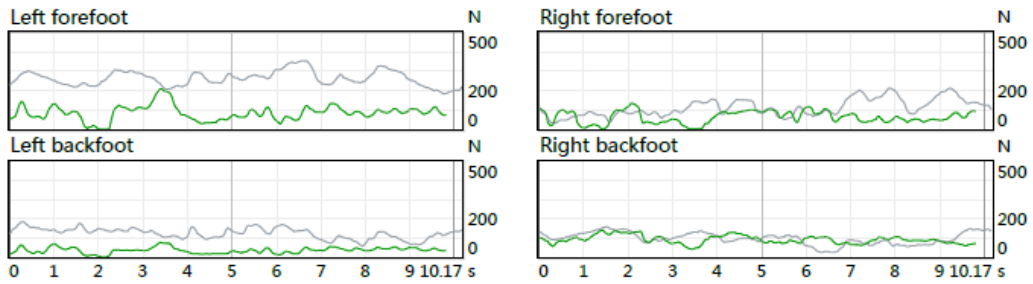
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,8	13 sec
	10,2	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1322	1600 mm <sup>2</sup>
	929	
COP path length, mm	600	800 mm
	325	
COP average velocity, mm/sec	61	80 mm/sec
	32	

### Force (N)



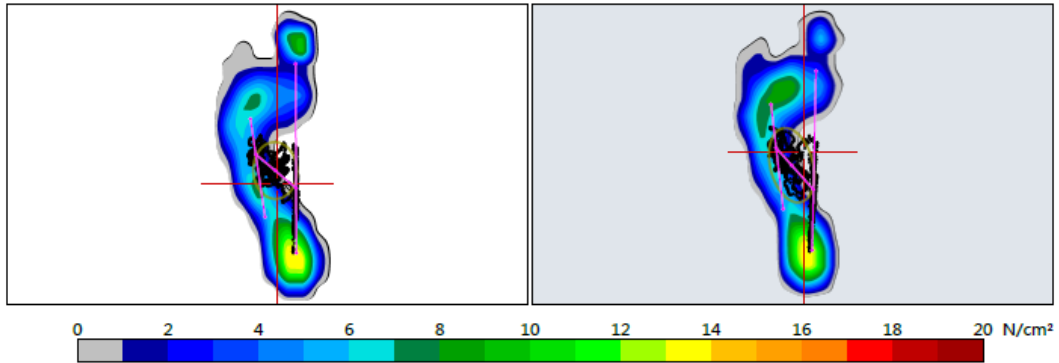
### Average Forces (%)

	Left		Right		
Forefoot	70	100%	41	100%	Forefoot
	68		54		
Backfoot	30		59		Backfoot
	32		46		
Total	44		56		Total
	65		35		

# Levá DK, zavřené oči

## Stance parameters

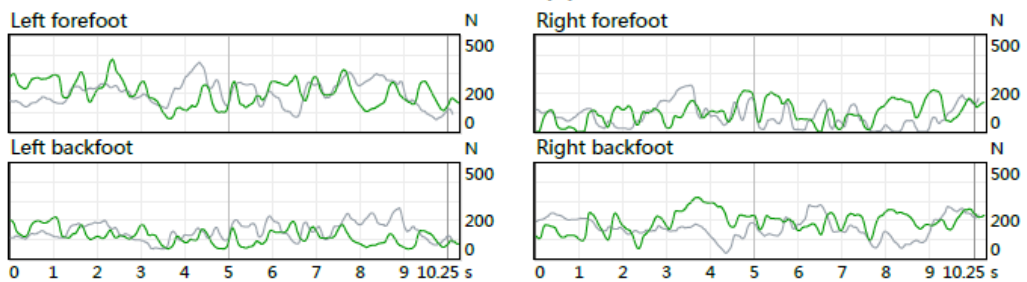
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,3	13 sec
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	1419	2200 mm <sup>2</sup>
COP path length, mm	652	800 mm
COP average velocity, mm/sec	64	80 mm/sec

### Force (N)



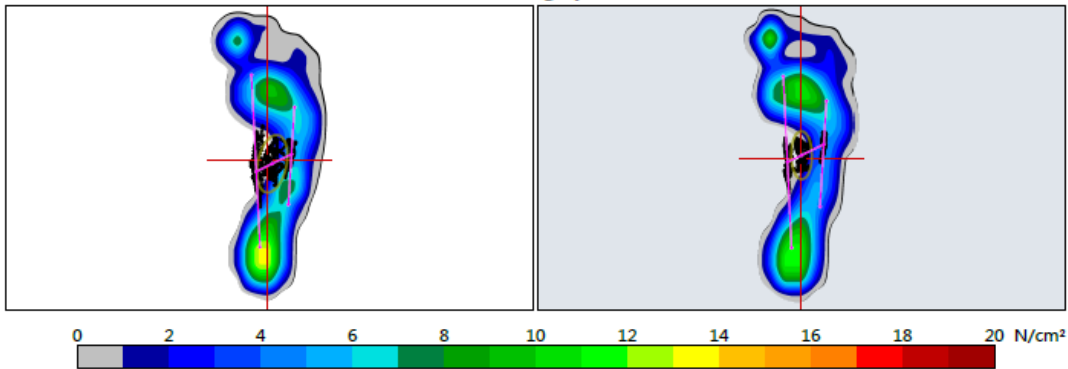
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	64	34	Forefoot
	58	34	
Backfoot	36	66	Backfoot
	42	66	
Total	52	48	Total
	59	41	

# Pravá DK, otevřené oči

## Stance parameters

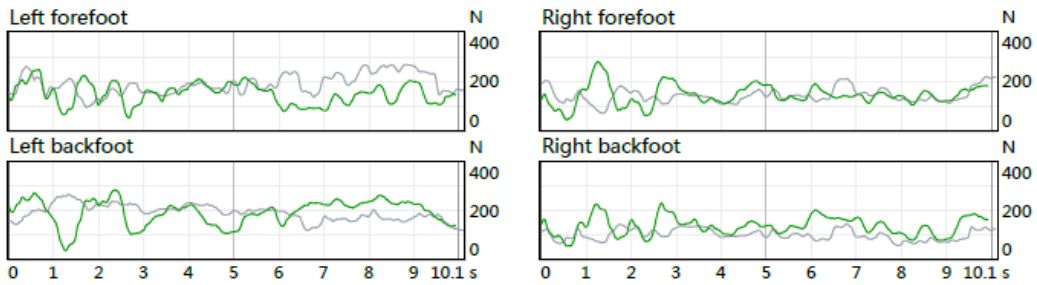
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	9,9	13 sec
	10,1	
95% confidence ellipse area, mm²	958	1200 mm²
	555	
COP path length, mm	397	500 mm
	295	
COP average velocity, mm/sec	40	50 mm/sec
	29	

### Force (N)



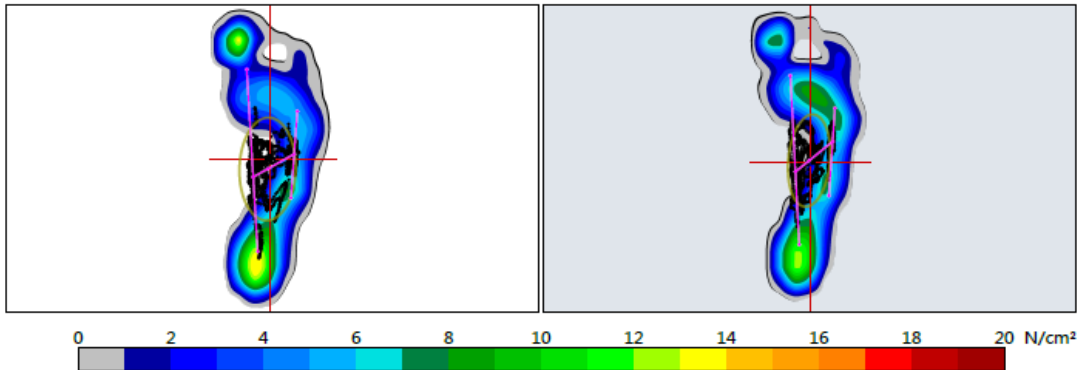
### Average Forces (%)

Left			Right		
Forefoot	44	100%	52	100%	Forefoot
	50		59		
Backfoot	56		48		Backfoot
	50		41		
Total	55		45		Total
	61		39		

# Pravá DK, zavřené oči

## Stance parameters

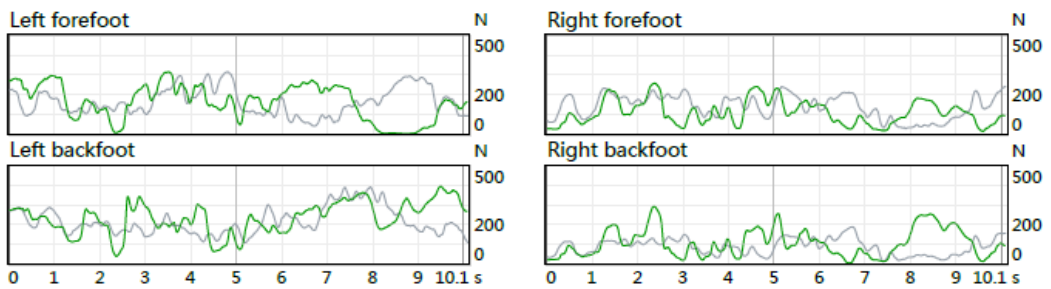
Stance, average pressure



### Parameters

Analysis time, sec	10,1	13 sec
95% confidence ellipse area, mm²	3193	4000 mm²
COP path length, mm	757	1.0e3 mm
COP average velocity, mm/sec	75	100 mm/sec
	69	

### Force (N)



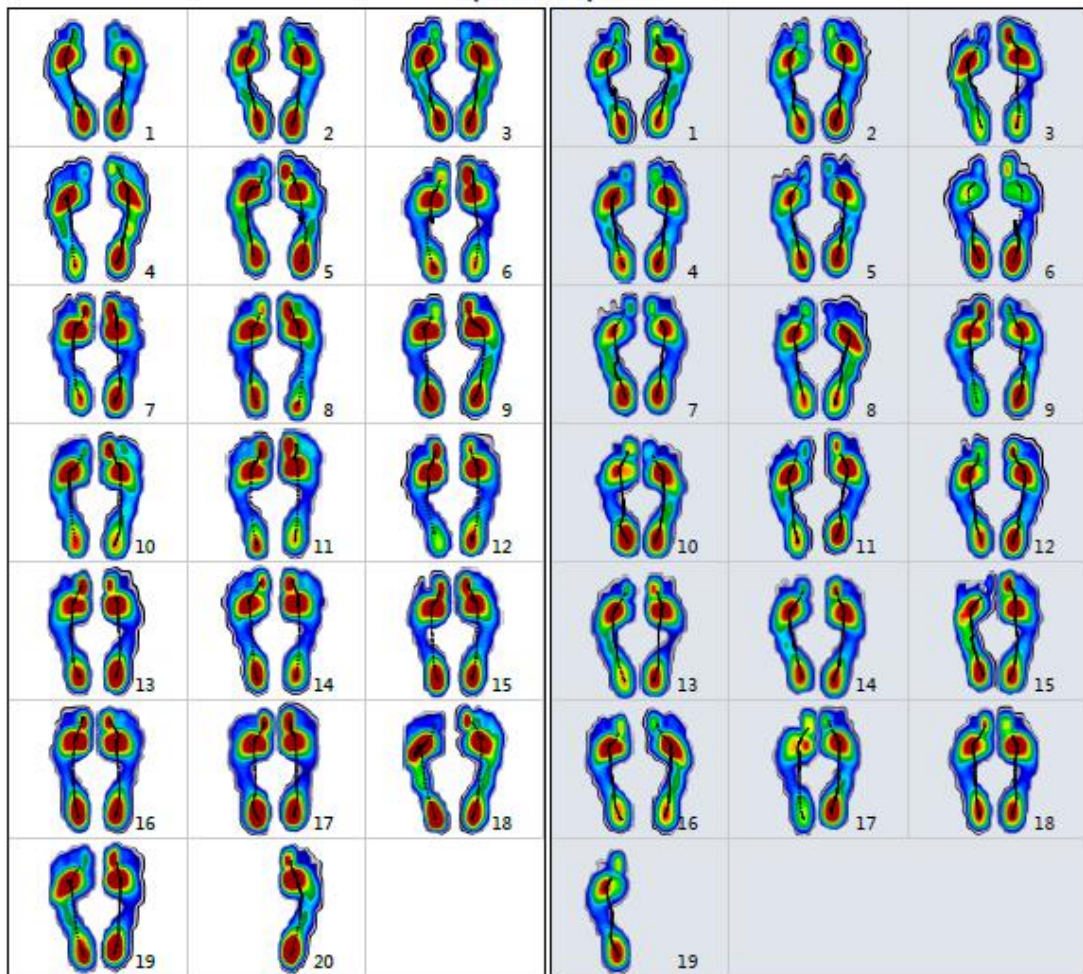
### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	41	51	Forefoot
	43	62	Backfoot
Backfoot	59	49	
	57	38	
Total	65	35	Total
	63	37	

# Chúze

## Pressure plots

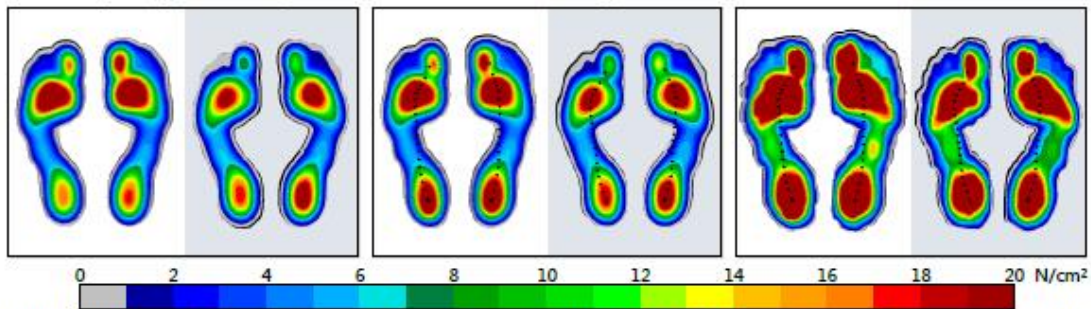
### Separate footprints



Single support, average

Stance, average

Stance, maximum

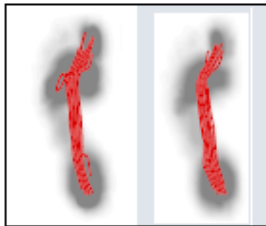


### Geometry

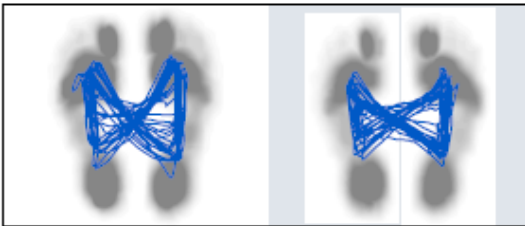
Foot rotation, degree	L	6,6±2,6	14°		14°
		5,7±2,3			
	R	6,8±2,6			
		8,4±2,8			
Step length, cm	L	42±7			110 cm
		42±3			
	R	41±3			
		38±2			
Stride length, cm		82±8			
		80±4			
Step width, cm		13±4			
		17±1			

### COP analysis

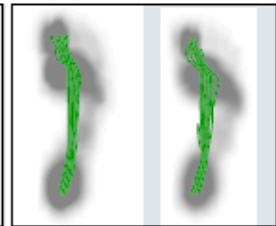
Gait line left



Butterfly



Gait line right



### Butterfly parameters

Length of gait line, mm	L	183,7±11,0	250 mm	
		178,4±9,4		
	R	190,3±12,4		
		181,3±10,6		
Single support line, mm	L	77,4±30,3		
		59,8±14,5		
	R	93,1±26,2		
		84,0±16,2		
Ant/post position, mm		136,4±11,5		
		135,7±10,2		
Lateral symmetry, mm		-9,3±9,8	125 mm	
		-14,5±14,6	125 mm	

### Three foot zone analysis

