

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Pohybová odezva člověka na monotónní zátěž  
sedu z pohledu 3D kinematiky Th1, SIPS  
a distribuce tlaku na interakčním rozhraní

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce: Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Vypracovala: Ivana Cerhová

Duben 2007

## **Souhrn**

**Název práce:** Pohybová odezva člověka na monotónní zátěž sedu z pohledu 3D kinematiky Th1, SIPS a distribuce tlaku na interakčním rozhraní.

**Cíle práce:** Popsat aktuální pocit dyskomfortu u tří odlišných probandů za standardních podmínek, způsoby řešení nepohodlí a jeho objektivizace pomocí 2 experimentálních analytických metod - technologie footscan a qualisys a dotazníkové metody.

### **Metoda:**

1. dotazník
2. detekce pohybu Th1 a SIPS – technologie QUALISYS
3. detekce distribuce relativních tlaků na rozhraní člověk- sedadlo – technologie FOOTSCAN + digitální videokamera Panasonic

**Výsledky:** práce přinesla užitečné informace k otázce vnímání a způsoby reakce na dyskomfort při sezení a to z hlediska subjektivního vnímání a objektivních parametrů detekce dyskomfortu – distribuce tlaku na interakčním rozhraní a pohybová odezva vyhodnocovaná ve 3D. Tyto parametry byly intra-individuálně a inter-individuálně porovnány.

**Klíčová slova:** sezení, dyskomfort, objektivizace, pohybová odezva , distribuce tlaku

## **Summary**

**Thesis title:** motion feedback in man to the monotonous sitting stress from the point of view of the Th1 and PSIS 3D-kinematics and pressure distribution on the interaction boundary-line.

**Aim of the thesis:** Description of the current feeling of discomfort in three different probands under standard conditions as well as the modalities to relieve this discomfort, it's objectivisation by means of two experimental analytical methods – the Footscan technology and Qualysis as well as the questionnaire method.

### **Method:**

1. questionnaire
2. Th1 and PSIS motion detection – QUALISYS technology
3. relative pressure forces detection on the man-seat-technology boundary  
FOOTSCAN + Panasonic digital video camera

**Results:** our study brought useful information concerning the perception and ways of reaction to sitting discomfort from the point of view of subjective perception and objective parameters of discomfort detection – pressure distribution on the interaction boundary as well as the motion response analysed in 3D. These parameters have been compared both intra- and interindividually.

**Key words:** sitting, discomfort, objectivisation, motion feedback, pressure distribution

# Obsah

<b>1 ÚVOD.....</b>	<b>6</b>
1.1 CÍLE PRÁCE.....	7
1.2 HYPOTÉZY.....	7
<b>2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA .....</b>	<b>8</b>
2.1 POJEM KOMFORT A DYSKOMFORT .....	8
2.2 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ DYSKOMFORT PŘI MONOTÓNÍ ZÁTĚŽI.....	8
2.2.1 <i>Vnitřní faktory</i> .....	8
2.2.2 <i>Vnější faktory</i> .....	9
2.3. VLIV SEZENÍ NA POHYBOVÝ SYSTÉM.....	10
2.3.1 <i>Změny ve svalovém a vazivovém aparátu páteře</i> .....	10
2.3.2 <i>Biomechanické aspekty</i> .....	14
2.3.3 <i>Svalová únava při sezení</i> .....	15
2.3.3.1 <i>Fyziologická podstata svalové únavy</i> .....	16
2.4 TEORETICKÝ MODEL KOMFORT/DYSKOMFORT.....	17
2.5 STUDIE ROZLOŽENÍ TLAKU PŘI SEZENÍ .....	18
2.6 STUDIE POHYBOVÉHO CHOVÁNÍ.....	21
2.7 BIOMECHANICKÉ STUDIE A VÝZKUMY KOMFORTU/DYSKOMFORTU .....	22
2.7.1 <i>Výzkum komfortu sezení podle Matsuoky (2006)</i> .....	22
2.7.1.1 <i>Řešení designu sedadla podle Matsuoky</i> .....	23
2.7.1.2 <i>Analýza síly, která předpokládá klouzavý pohyb kyčlí vpřed („hip-sliding force“)</i> .....	23
2.7.1.3 <i>Matematicko-fyzikální výpočet</i> .....	24
2.7.1.4 <i>Řešení designu sedadla</i> .....	25
2.7.1.5 <i>Analýza průtoku krve a distribuce tlaku na interakčním rozhraní</i> .....	26
2.7.2 <i>Biomechanická studie „Seated work“</i> .....	29
<b>3 METODOLOGIE.....</b>	<b>31</b>
3.1 VYUŽITÉ METODY.....	31
3.1.1 <i>Mapa těla</i> .....	31
3.1.2 <i>Číselná stupnice pro detekci intenzity dyskomfortu</i> .....	33
3.1.3 <i>Footscan</i> .....	34
3.1.4 <i>Digitální videokamera Panasonic</i> .....	35
3.1.5 <i>Systém Qualisys</i> .....	36
3.2 MÍSTO A ORGANIZACE EXPERIMENTU .....	38
3.3 ZKOUMANÉ OSOBY .....	40
3.4 ČASOVÝ PRŮBĚH MĚŘENÍ.....	41
<b>4 VÝSLEDKY.....</b>	<b>43</b>
4.1 VÝSLEDKY DOTAZNÍKU.....	43
4.1.1 <i>Interpretace výsledků dotazníku</i> .....	49
4.2 VÝSLEDKY DISTRIBUCE TLAKU.....	51
4.2.1 <i>INTERPRETACE VÝSLEDKŮ DISTRIBUCE TLAKU</i> .....	55
4.3 VÝSLEDKY POHYBOVÉ ODEZVY NA DYSKOMFORT.....	56
4.3.1 <i>Interpretace výsledků pohybové odezvy</i> .....	59

4.3.2	<i>Grafické znázornění a popis pohybové odezvy exportované ze SQ</i> .....	60
4.4	SHRNUTÍ VÝSLEDKŮ 3 METOD .....	66
4.5	ZMĚNY VELIKOSTI ÚHLU SPOJNICE ZADNÍCH PÁNEVNÍCH SPIN A OSY X V ČASE .	69
4.7	POROVNÁNÍ NEJVĚŠTŠÍCH VÝCHYLEK PŘI POHYBOVÉ ODEZVĚ.....	78
4.7.1	<i>Intra-individuální rozdíly</i> .....	78
4.7.2	<i>Inter-individuální rozdíly</i> .....	83
<b>5</b>	<b>DISKUZE</b> .....	<b>88</b>
<b>6</b>	<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>93</b>

# 1 Úvod

Problematika dyskomfortu sezení je vzhledem k pracovnímu zatížení dnešní civilizované populace velmi aktuální. Současný trend technického rozvoje vede k tomu, že stále přibývá profesí se sedavým zaměstnáním, doba strávená sezením se neustále zvyšuje, a to jak v práci tak i během mimopracovní činnosti. Ve vyspělých průmyslových zemích sedí v práci až dvě třetiny lidí.

Z hlediska zatížení pohybového aparátu a páteře má dlouhodobé sezení řadu negativních důsledků, a to jak ve smyslu změn držení těla, přetížení svalového a vazivového systému, tak i ovlivnění tlaků na meziobratlové ploténky a z toho vyplývajících nejrůznějších obtíží, např. bolestí v zádech. Kelseyová (1975) uvádí, že ti, jež sedí více než polovinu pracovní doby po dobu nejméně pěti let, měli o 50-60% zvýšené riziko výhřezu meziobratlové ploténky bederní páteře.

Pojem komfort a dyskomfort nebo také pocit pohodlí či nepohodlí komentovali v teoretických a experimentálních studiích mnozí autoři Hertzberg (1958), Floyd and Roberts (1958), Branton (1969), Grandjean et al. (1973), Richards (1980), Winkel a Westgaard (1992), Lee et al. (1993), Armstrong et al. (1996), Zhang et al. (1996), Zhang a Helander (1997), Porter and Gyi (1999), Fenety (2000), Liao a Drury (2000), Andreoni (2002), Fenety (2002), Vergara a Page (2002), De Looze, (2003), Dhingra (2003), El Falou a kol. (2003), Porter a kol. (2003), Dočkalová (2005), Erbenová (2005), Weissová (2005), Grillingerová (2006), Matsuoka (2006) a další.

V této práci budeme řešit analytickými metodami vnímání dyskomfortu při sezení v určitém časovém úseku 3 probandů, každý jiné tělesné konstituce. Dále budeme definovat pomocí detekčních metod dyskomfort, na který probandi v danou chvíli reagují např. změnou pohybového režimu.

## 1.1 Cíle práce

- popsat aktuální pocit dyskomfortu u tří odlišných probandů za standardních podmínek
- způsoby řešení nepohodlí a jeho objektivizace pomocí 2 experimentálních analytických metod - tlakové desky footscan a qualisys systému.

## 1.2 Hypotézy

- A. distribuce tlaku a pohybové řešení dyskomfortu bude inter-individuálně rozdílné v závislosti i na antropometricky různých typech probandů – astenik, atletik, pyknik;
- B. rozložení tlaku a pohybové řešení při dyskomfortu vykazuje intra-individuální stabilitu;
- C. během daného časového intervalu působení pohybové deprivace se bude zvyšovat frekvence pohybového řešení dyskomfortu a změny rozložení tlaku;
- D. výpověď o aktuálním, subjektivně vnímaném dyskomfortu bude předcházet pohybové odezvě.

## **2 Teoretická východiska**

### **2.1 Pojem komfort a dyskomfort**

Různé diskuze v literatuře se zabývají tím, jaký je rozdíl mezi komfortem a dyskomfortem. Někteří autoři vytvořili pojem komfort jako dva jednotlivé stavy a to přítomnost komfortu a absence komfortu, kde komfort je jednoduše definován jako nepřítomnost dyskomfortu a naopak (Hertzberg 1958, Floyd and Roberts 1958). Branton (1969) doplnil, že komfort nemusí jednoznačně znamenat pozitivní efekt. Tvrdil, že konečný cíl designérů židlí by měl spočívat ve vyloučení dyskomfortu, to znamená, že sedící osoba by vlastně neměla vnímat skutečnost, že sedí.

V rozporu s konceptem dvou jednotlivých komfortních stavů, si mnoho badatelů myslí, že komfort a dyskomfort jsou dva protiklady na souvislé stupnici dosahující z extrémního nepohodlí, přes neutrální stav, po naprostý pocit pohodlí. (Richards 1980). Podle Zhanga et al.(1996) je dyskomfort spojený s pocity bolesti, únavy, námahy a ztrátou citlivosti. Předpokládá se, že tyto pocity jsou zapříčiněny negativními fyzikálními faktory jako omezení kloubní pohyblivosti, tlak na měkké tkáně a omezení krevní cirkulace v dané oblasti. Na druhou stranu komfort si lidé spojují s pocity relaxování a pohody. Z praxe víme, že dyskomfort a komfort prožíváme jako dvě různé ale zároveň doplňující se jednotky.

### **2.2 Faktory ovlivňující dyskomfort při monotónní zátěži**

#### **2.2.1 Vnitřní faktory**

##### Psychický stav a psychické zátěž

Kožní vnímání je těsně spojeno s psychikou. (Hermachová, 2001). Intenzita vnímání má úzký vztah k napětí měkkých tkání, kůže, fascií, svalů. Způsoby odpovědi na



podráždění jsou vysoce individuální a mění se i v rámci jedince. Naše reakce se mění v průběhu života a vypovídají i o našem aktuálním duševním stavu.

Psychickou zátěž je možné definovat jako proces psychického zpracování a vyrovnání se s požadavky a vlivy životního a pracovního prostředí. Podle Gilbertové (1997) lze rozlišit tři formy psychické zátěže:

1. senzorická (smyslová) zátěž – vyplývá z požadavků práce na činnost smyslových orgánů;
2. mentální zátěž – vyplývá z požadavků na zpracování informací kladoucí nároky na psychické procesy zejména pozornost, paměť, představivost, myšlení a rozhodování;
3. emoční zátěž – vyplývá ze situací a požadavků vyvolávajících afektivní odezvu.

#### Subjektivní aspekty

Weissová (2005) popisuje monotonii jako psychologický fenomén, vyjadřující komplex pocitů při jednotvárné situaci. Nejlépe tyto pocity vystihují pojmy nasycení a přesycení. Dále je monotonie popisována pocity nudy, ospalosti, nezájmu, otupění, nesoustředění, apatie.

#### Fyziologické aspekty

Cabon (2001) řadí k fyziologickým aspektům monotonie změny v autonomním nervovém systému. Poukazuje na vzrůst tonu parasympatiku při monotónních činnostech. Z hlediska působení monotonie na CNS je pravděpodobně nejzávažnějším důsledkem je ovlivnění pozornosti.

### **2.2.2 Vnější faktory**

#### Vliv vibrací a hluku

Expozice hluku vyvolává akutní zvýšení tepové frekvence a krevního tlaku. Dlouhodobá expozice nadměrnému hluku je spojena s rizikem kardiovaskulárních onemocnění. Hluk má vliv na vznik funkční poruchy v aktivaci centrálního nervového systému, vyvolávající vegetativní, hormonální nebo biochemické reakce a poruchy spánku; funkční poruchy

motorických funkcí, jako je změna zrakového pole a poruchy koordinace pohybu vedoucí k vyšší úrazovosti a v neposlední řadě i funkční poruchy emocionální rovnováhy.

### Světelné podmínky

Zraková únava má příčiny v nedostacích v osvětlení vedoucích k oslňování, v pracích spojených s přetěžováním akomodace (zejména u lidí s vadami zraku). Projevem zrakové únavy jsou pálení očí, pocit horka, bolest očí, deformace zrakového vnímání (písmena v textu jsou rozmazána a obklopena barevnými třásněmi, v zorném poli se pohybují černé skvrny). Při velké únavě nastává dvojité vidění (diplopie). Zrakovou únavu provází bolesti hlavy, bolestivé stahy různých svalů v obličeji, zarudlé spojivky. Gilbertová et al. (1997)

### Časový faktor

Branton (1969), citovaný z Dočkalové (2005), poukázal na důležitost momentu prožitého dyskomfortu a jeho subjektivní interpretace. Podle něj by se informace o dyskomfortu měla zaznamenat právě ve chvíli, kdy dotyčný dyskomfort prožívá, protože jinak by se taková výpověď spoléhala na kinestetickou paměť. Podle Porter and Gyi (1999) může každá setrvalá monotónní poloha, nehledě na to, jak je vhodná nebo správná, vést k dyskomfortu, pokud v ní setrváváme příliš dlouho.

V představách o chování dyskomfortu v čase se autoři shodují v nárůstu míry dyskomfortu s časem (El Falou a kol., 2003; Zhang a Helander, 1997; Porter a kol., 2003)

## **2.3. Vliv sezení na pohybový systém**

### **2.3.1 Změny ve svalovém a vazivovém aparátu páteře**

Gilbertová a Matoušek (2002) uvádějí, že v důsledku nedostatečné aktivity při dlouhodobém sezení obecně dochází k oslabování řady svalů a s tím souvisejícímu snížení fyzické zdatnosti. Slabé svaly dále neposkytují dostatečnou a ochrannou oporu kloubům a páteři, což je též jednou z příčin rychlejšího nástupu degenerativních změn

kloubních, ale i větší náchylnosti k úrazům pohybového systému. Další projevem svalových změn je rozvoj svalové dysbalance (nerovnováhy). Aktivita zádových a šíjových svalů se mění v závislosti na poloze, zejména velikosti vychýlení těžiště ze své původní polohy a na stupni psychické zátěže. Např. jedinci, kteří jsou vystaveni vyšší psychické zátěži (např. řidiči, operátoři, apod.), vykazují vyšší napětí především horních trapézových svalů.

Bolesti hlavy v důsledku nesprávného sezení či zatížení mohou být buď tenzní (ze svalového napětí) nebo anteflexní. Tenzní bolesti hlavy vznikají při zvýšení psychické zátěži či v důsledku přetížení horních trapézových svalů, např. při vysoké prac. ploše, jednostranným pohybem horních končetin, apod. Anteflexní bolesti vznikají v důsledku přetížení vazů při předklonu hlavy.

Dlouhodobý nedostatek pohybu může vést až k osteoporóze z inaktivity. Lze tedy předpokládat, že sedavý způsob zaměstnání, popřípadě i s vynucenými pracovními polohami, může přispívat k rozvoji osteoporózy některých predilekčních pohybových segmentů – zatím však o tom neexistuje dostatečné množství poznatků.

Vlivem dlouhodobého sezení dochází dále k omezení žilního návratu z dolních končetin a tím i ke zvýšenému riziku křečových žil. K omezení cévní cirkulace v oblasti stehien může přispívat tlak ostré hrany sedací plochy či jinak nevhodně řešená sedací plocha.

### **Fyzické příčiny dyskomfortu podle H. Milera (2002)**

Nepříjemné pocity a nahromadění bolesti v oblasti zad pramení z udržování popř. časového prodlužování polohy sezení.

Setrvávání v neměnné, tvarově extrémní poloze páteře zapříčiňuje nedostatečné zásobení krve spolu s živinami, které krev přivádí, a vede k zadržování metabolických odpadních látek. Zkroucení - torze, ohnutí nebo zploštění bederní páteře může přispět ke vzniku přetížených svalů, ligament a vniku bolesti.

Těmito nevhodnými polohami sezení může v konečném důsledku dojít ke kompresi, případně ruptuře meziobratlové ploténky a mechanickému dráždění kořenových nervů - kompresní síly na meziobratlovou ploténku při vynucené poloze sedu. Neustálé opakování poloh zkroucení a ohnutí páteře, nedává možnost tělu „sebeobnovy“ – regenerace.

Sezení je mechanické interakční působení pěti částí lidského těla: obratlů, pánve, meziobratlových plotének, svalů a kůže. (Herman Miller, 2002)

### Meziobratlová ploténka

Svalovou činností se zvyšuje průtok krve. Důsledkem dlouhé neměnicí se činnosti svalů dochází ke stlačování cév a zpomalení krevního průtoku.

Meziobratlová ploténka stejně jako chrupavka neobsahují nervovou tkáň, proto nadměrný tlak vyvíjený na ploténku není bolestivě vnímán. V momentě, kdy deformovaná ploténka začne utlačovat kořenové nervy vycházející z páteřní míchy, může vzniknout náhlá bolest zad, která přijde bez předchozích obtíží.

### Ligamenta

Ligamenta jsou tuhá, málo elastické konvekční tkáně spojující 2 kosti. Jako ostatní měkké tkáně se mohou unavit a opakovanou nadměrnou zátěží postupem času ztratit svojí pevnost. Protože se ligamenta chovají v podstatě podobně jako umělá hmota, po určité době zatěžování mají sklon k povolání a natažení své struktury. Často potom dochází k poruchám, pokud není možné dostatečné zahojení a to především pokud zatěžování vazů přesáhne jisté limity.

Vazy, pravděpodobně více než svaly jsou činitelé, které limitují pohybovou zátěž páteře.

### Kůže a ostatní měkké tkáně

Kůže a ostatní měkké tkáně – svaly, tuková tkáň, cévy a nervy v oblasti hýždí, stehna a zad potřebují neustálé zásobení krví, aby byl udržen zdravý prospěšný stav. Dlouhodobý nebo nadměrný tlak zevního prostředí na měkké tkáně, může jednak omezit průtok krve v cévách, vytlačit buněčnou tekutinu do mezibuněčného prostoru a mechanickým útlakem nervů bránit nervovému přenosu, případně lokálně dráždit nerv, který je uložený ve svrchnějších vrstvách měkkých tkání.



**Obrázek 1** Změna postavení páteře při sezení bez opory  
(obrázek 1)

Vlevo: **postavení páteře při tzv. „zhrouceném sedu“**

Při dlouhodobém sezení s předklonem trupu dochází k přetížení vazivového systému, a to především v oblasti přechodu hrudní a bederní páteře. Při dlouhodobém předklonu (případně předsunu) hlavy se napínají vazy v oblasti hlavových kloubů a zvyšuje se také aktivita šíjového svalstva. V důsledku toho mohou vznikat anteflexní bolesti hlavy, které se podle Gilbertové (2002) typicky objevují u školní mládeže.

Takové sezení s předklonem hlavy a zvýšenou hrudní kyfózou vede ke zvýšené tuhosti v oblasti střední hrudní páteře, včetně zvýšené citlivosti i hrudní kosti, sternokostálních skloubení a mezižeberních svalů v této oblasti. Negativním důsledkem je pak dále omezené břišní dýchání a činnost bránice, dochází k aktivaci méně výkonných a pomocných hrudních a krčních svalů, které přetěžují krční páteř a ramenní pletence (Gilbertová a Matoušek, 2002). Důsledkem takto omezeného dýchání může být nedostatečné zásobení mozku kyslíkem a tím i horší koncentrace, soustředěnost i výkonnost.

Také v oblasti kříže můžeme zjistit řadu funkčních poruch, které mohou hrát důležitou roli v rozvoji patogenetického řetězce bolestí zad (např. bolestivá kostrč, hrboly sedacích kostí, apod.).

H. Miler (2002) tento typ sedu nazývá „zadní sezení“. Toto sezení otevírá úhel mezi trupem a stehny a pomáhá krevní cirkulaci a zažívacím procesům v břišní dutině. Přesunem těžiště vzad se sníží aktivita erektorů trunci Lp. a odlehčí zatížení bederní páteře. To je důležitý účinek snížení sil působících na Lp. o více než 20%.

(Obrázek 1)

Vpravo: **postavení páteře při tzv. „vzpřímeném sedu“**

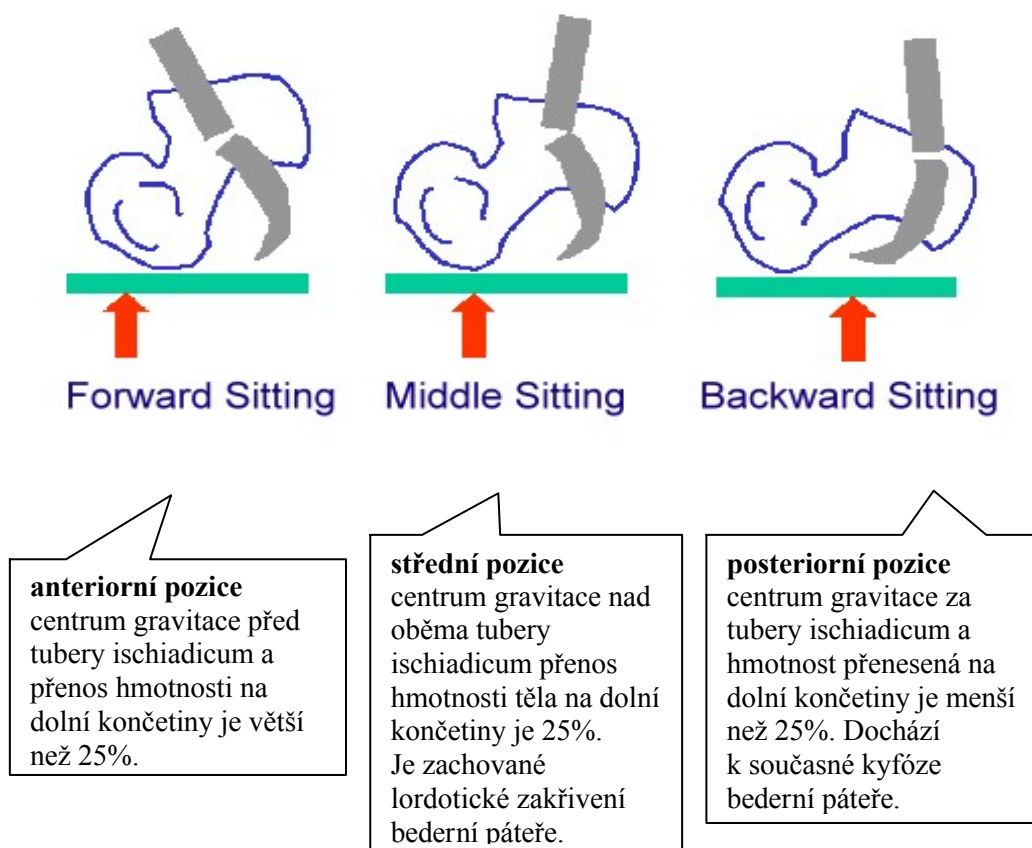
Při vzpřímeném sedu (bez zádové opěrky) je zvýšena aktivita zádového svalstva. (Gilbertová, Matoušek, 2002))

H. Miler (2002) tento typ sedu nazývá „přední sezení“. Některým lidem vyhovuje sedět spíše na předním okraji sedadla nebo si naklopit sedák vpřed. Důsledkem je antevertze pánve, napřímená bederní část páteře tak, že dojde k obnovení lordotického zakřivení páteře. Tato poloha ale může brzy vyvolat únavu a tlak. Pokud je víc než třetina hmotnosti celého těla přenesena na dolní končetiny, respektive na nohy, dyskomfort pociťovaný v právě v nohách se zvýrazní. Zároveň tento typ sezení výrazně zvyšuje tlak na zadní stranu stehen, protože se velká tíha koncentruje v oblasti okraje sedadla.

Sezení s naklopeným sedákem vpřed eliminuje některé tyto stinné stránky „předního sezení“. Sklon sedáku vpřed totiž zajistí podporu pro zachování lordotizace bederní páteře, zajišťující komfort při sezení.

### **2.3.2 Biomechanické aspekty**

Biomechanika rozděluje pozici sezení podle polohy centra gravitace. Schoberth (1962) definoval 3 polohy sezení (viz. obrázek 2) podle polohy centra gravitace a poměru hmotnosti sedícího člověka, která se přenáší přes nohy do podlahy. Označil je jako anteriorní, střední a posteriorní. Zaznamenal, že tyto 3 polohy respektují tvar bederní páteře.



obrázek 2 3 typy sezení podle Schobertha (1962)

### 2.3.3 Svalová únava při sezení

Při delším sezení dochází ke svalové únavě a to především svalů kolem páteře. Tyto svaly jsou připojeny zezadu k páteři v celém rozsahu – od kosti křížové po záhlaví. Jejich oboustranná akce vzpřimuje trup. Z hlediska anatomie se jedná o 4. vrstvu zádových svalů, která se jako celek nazývá musculus erector trunci (et capitis). Při vzpřímeném sedu, kde je zachované lordotické zakřivení bederní páteře, dochází k izometrické kontrakci m. erector trunci, především jeho bederní části. Po určité době dojde ke svalové únavě, která se projeví změnou polohy trupu, především ale kyfotizací bederní páteře.

### 2.3.3.1 Fyziologická podstata svalové únavy

Svalový stah je výsledkem zkrácení kontraktilních elementů. Protože však sval obsahuje i elastické a viskózní složky zapojené s kontraktilními jednotkami v sérii, je možné, aby kontrakce proběhla i bez zjistitelného zkrácení svalu jako celku. Taková kontrakce se nazývá izometrická.

#### Dynamická práce svalu

Při zvyšující se svalové práci se sacharidy stávají rozhodující složkou „paliva“ energie svalů. Glukóza nebo glykogen z krve vstupují do svalových buněk, kde jsou degradovány sérií reakcí na pyruvát. Dynamická práce svalu zajišťuje i dostatečný přísun kyslíku a právě díky němu pyruvát vstupuje do citrátového cyklu a je metabolizován terminálními oxidacemi na oxid uhličitý a vodu. Tento pochod se jmenuje aerobní glykolýza. Metabolismus glukózy nebo glykogenu zajišťuje uvolnění dostatek energie k tvorbě velkého množství adenosin-difosfátu (ADP) a adenosin-trifosfátu (ATP) (Ganong 1999).

#### Statická (izometrická) práce svalu

(Ganong 1999) Při izometrické práci svalu převažuje tzv. anaerobní glykolýza. Pyruvát vzniklý z glukózy, příp. z glykogenu nemá dostatek kyslíku, proto nevstupuje do citrátového cyklu, ale je redukován na kyselinu mléčnou neboli laktát. Tento pochod je spojen s tvorbou podstatně menšího množství ADP a ATP. Když množství kyseliny mléčné přesáhne kapacitu buněčných nárazníků, způsobí pokles pH.

Člověk tuto biochemickou změnu ve svalech vnímá nepříjemně jako tlak, tah až svalovou bolest a je nucen daný sval relaxovat – uvolnit tak, aby bylo obnoveno krevní zásobení a tím pádem i přísun potřebného kyslíku v tomto svalu.

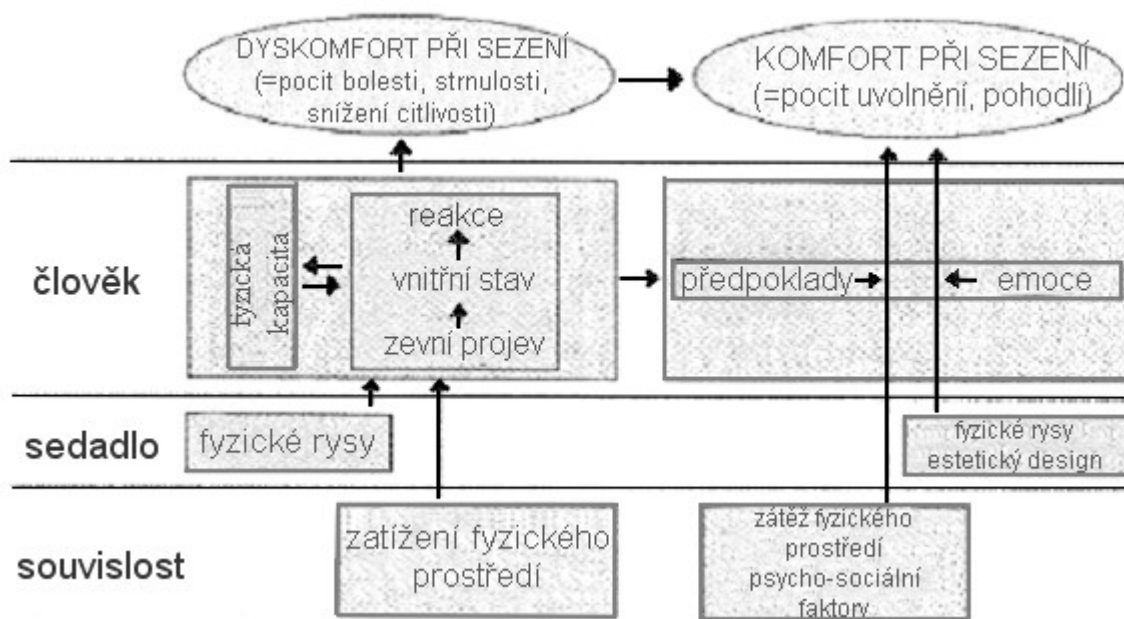
Po ukončení svalové práce, tedy při svalové relaxaci, se k odstranění nadbytku kyseliny mléčné a k doplnění zásob ATP spotřebovává zvláštní, dodatečné množství kyslíku. Jeho potřeba je úměrná míře energetické poptávky během svalové činnosti, o kterou byl překročena kapacita aerobní syntézy energetických zásob, tj. poptávky, která způsobila tzv. kyslíkový dluh. (Ganong 1999)



## 2.4 Teoretický model komfort/dyskomfort

Teoretický model představil v roce 2003 De Looze (obrázek 3). Vyšel ze studií Winkela a Westgaarda (1992) a Armstronga et al. (1996), kteří brali při studiích komfortu a dyskomfortu v úvahu „dobu vystavení“, „vnitřní dávku“ a „odpověď - reakci“. Podle De Looze tlak působící na člověka vyvolává reakci a tedy změnu vnitřního stavu (podle autora tzv. vnitřní dávky). Dávka může vyvolat kaskádu biochemických, fyziologických a dalších individuálních odpovědí organismu. Rozsah zevních vlivů, které ve výsledku povedou k vnitřní odpovědi závisí individuálně na fyzické kapacitě člověka. Zatížení fyzického prostředí ve vztahu k sezení ovlivňují fyzikální vlastnosti sedadla – tvar, měkkost, ale i vztah okolního prostředí k sedícímu člověku – výška stolu a také úkol, kterým je člověk zaměstnán, vystavují sedící osobu vlivům, které mohou zahrnovat síly a tlaky vlastní sedačky na tělo a vynucují určité postavení v kloubech. Výsledkem tohoto působení je svalová aktivace, tlaky na ploténky, útlak nervů, omezení krevní cirkulace v dotykové oblasti nebo i ovlivnění tělesné teploty, ve smyslu vzrůstu.

Vnímání dyskomfortu je výslednicí nejen exterocepce – kožních receptorů a propiocepce – svalových, šlachových vřetének a receptorů v kloubech, ale i interocepce – z vnitřních orgánů a nocicepce – z receptorů pro bolest. Z hlediska vlastního sedadla může hrát svoji roli estetika, design, z hlediska sedícího člověka jsou to další individuální pocity a emoce, stejně tak i psychosociální faktory jako např. uspokojení z vykonané práce.



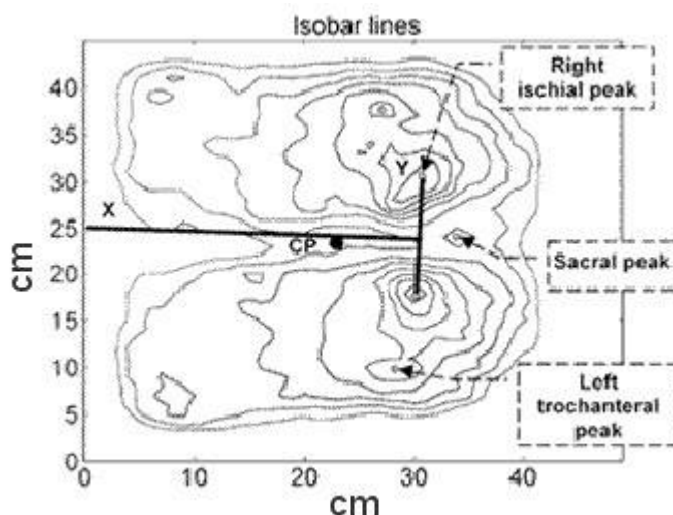
Obrázek 3 teoretický model dyskomfortu podle M.P. de Looze et al. (2003)

## 2.5 Studie rozložení tlaku při sezení

Lee et al. (1993) nenašel ve svém výzkumu souvislosti distribuce tlaku a dyskomfortu. Naopak Yun et al. (1992) píše, že našel jednotný ráz (můžeme chápat jako souvislost) distribuovaného tlaku především oblast bederní páteře a hýždí s lokálním dyskomfortem. S tím souhlasí i Dhingra (2003) a De Looze, (2003) a doplňují, že se pohyby trupu projevují změnou tlakového zatížení sedadla v předozaďní, čelní i šikmých rovinách. Autoři těchto studií ale nemají ucelenou terminologii, používají nekonkrétních a často nesrozumitelných termínů.

Fenety (2000) ve své studii měřil pomocí tlakové podložky tlakové zatížení na židli. Sledováním centra působení tlaku (COP) na styčné ploše židle-hýždě stopoval pohyb na židli jako nepřímý ukazatel nepohodlí v sedě.

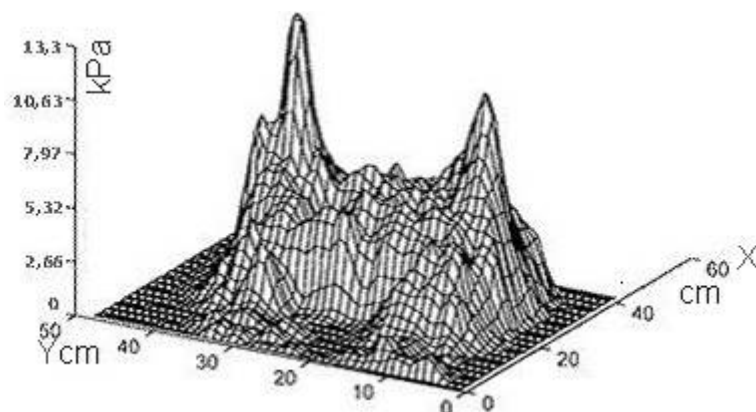
Andreoni (2002) také použil tlakovou podložku z ohebného materiálu. Podložka s tlakovými senzory byla 2 mm tenká a velikostí upravena přesně na rozměry sedadla, aby řidiče neovlivňovala. (obrázek 4)



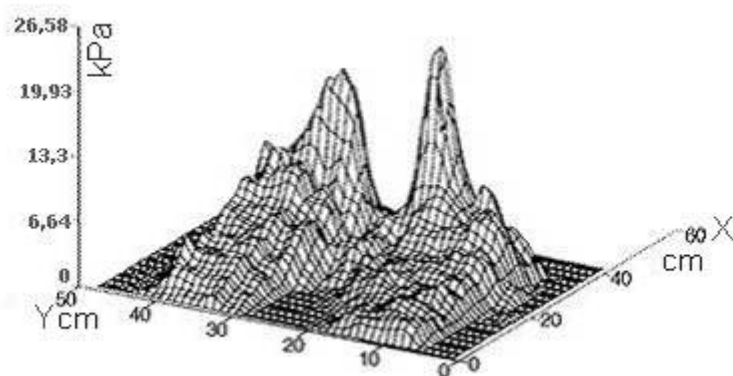
**obrázek 4** Mapa distribuce tlaku zobrazena isobarickými křivkami

Tato mapa (obrázek 4) zobrazuje distribuci tlaku izobarickými křivkami oblasti stehna a pánve. Je orientovaná podle polohy pánve, resp. podle tubera ischiadica (X = podélná osa, Y= příčná osa). Neznamená to, že X a Y jsou rovnoběžné s vertikální a horizontální osou grafu, ale polohy osy x a y jsou vztaženy k anatomickému postavení pánve. Je zde zobrazeno centrum tlaku (CP = center of pressure) stejně jako sakrální, ischiadické a trochanterové tlakové vrcholy.

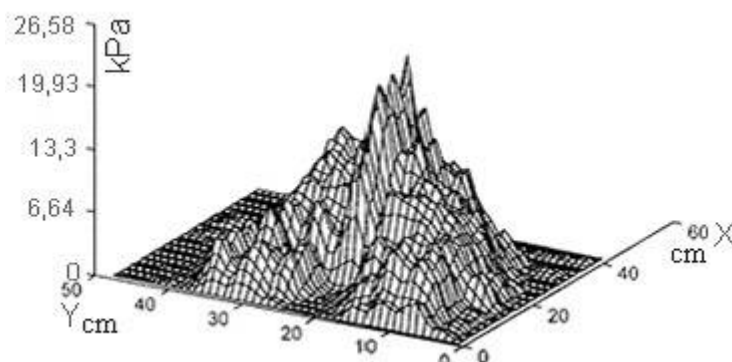
Na obrázcích 5-7 jsou znázorněny 3 typy sezení – sakrální, ischiadický a trochanterový, podle velikosti tlakových vrcholů, které jsou zobrazeny v pseudo 3D. Osy XY vymezují plošné zatížení desky, vertikální osa určuje velikost tlaku v kPa.



**obrázek 5** znázornění rozložení tlaku – trochanterový typ sezení, max. zatížení trochanter major bilat.  
(Andreoni 2002)



**obrázek 6** znázornění rozložení tlaku – ischiadický typ sezení, max. zatížení tuber ischiadicum bilat.  
(Andreoni 2002)



**obrázek 7** znázornění rozložení tlaku - sakrální typ sezení, max. zatížení os sakrum, os coccygeum  
(Andreoni 2002)

Grandjean et al. (1973) uvedl, že správné rozložení tlaku při sezení je rozhodujícím momentem pro pocity pohodlí. Zdůraznil, že vysoký stupeň povrchového tlaku může zúžit průchod cév v podkožních tkáních, tím snížit místní prokrvení, což sedící vnímá jako dyskomfortní pocit.

Reed et al. (1994) ve své studii pro designovou společnost Haworth píše, že využívání tlakových map k ohodnocení návrhu židle je složitý proces. Různí lidé sedící na té samé židli mohou ukázat různé rozložení tlaku, což závisí na jejich hmotnosti a konstituci. Například, ačkoli obecně u těžších jedinců je celkové tlakové zatížení větší, než u lehčích osob, u lidí s velkou hmotností, ale konstitučně gynoidního typu, může být tlakové zatížení nižší než u astenických osob díky tomu, že se tlak vzhledem k objemnosti měkkých tkání a tuku stejnoměrně distribuuje na větší plochu, zatímco u astenických osob, se koncentruje na malé dotykové oblasti, především na tubera ischiadica.

## **2.6 Studie pohybového chování**

Vodítkem k objektivnímu měření dyskomfortu by mohlo být chování jedince během určitého úkolu (Dočkalová, 2005). Branton už v roce 1969 naznačil, že pokud dyskomfort během sezení dosáhne určité intenzity, vyústí to ve změnu polohy při sezení. Tedy, zvyšující se počet změn v držení těla by mohl být příznakem zvyšování intenzity dyskomfortu. Také podle Liao a Drury (2000), citovaný z Dočkalové (2005), je jedním z dobře rozpoznatelných signálů dyskomfortu míra posunu držení těla. S tím souhlasí i Vergara a Page (2002), podle nichž jsou znamením dyskomfortu velké změny držení těla.

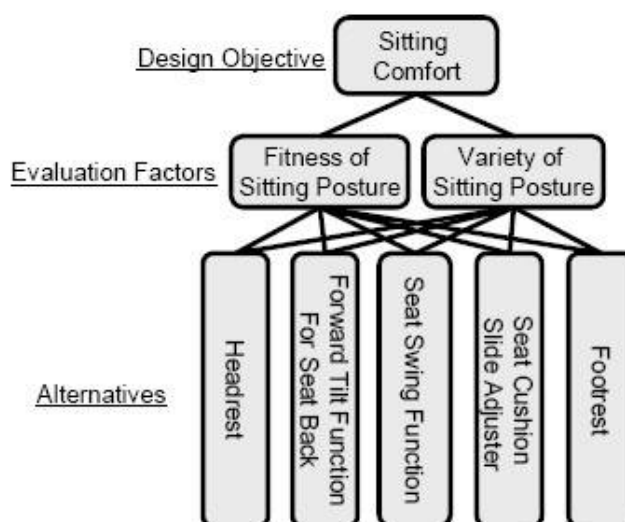
Mnoho autorů se zabývá pohybovým chováním během sezení. Někteří z nich sledovali závislost dyskomfortu a postavení, resp. pohyb bederní páteře při sezení. Eklund a Corlett (1987) zjistili, že osoby, které seděli s větší kyfotizací bederní páteře vždy pociťovali dyskomfortní pocity.

## 2.7 Biomechanické studie a výzkumy komfortu/dyskomfortu

### 2.7.1 Výzkum komfortu sezení podle Matsuoky (2006)

Yoshiyuki Matsuoka, japonský vědec, se zabýval výzkumem komfortu při sezení. Zajímal ho funkční design sedadla.

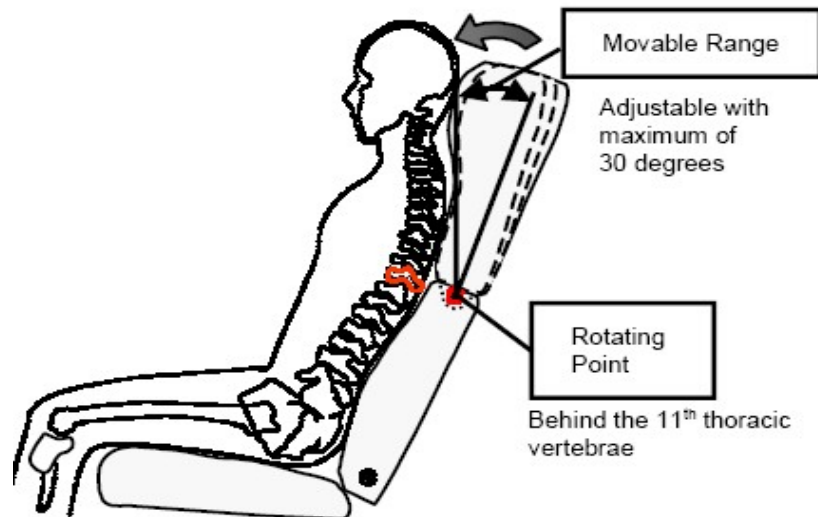
Jeho experimentální studie matematizuje problematiku komfortu - dyskomfortu při sezení a ukazuje možné objektivní řešení.



obrázek 8 model "sitting comfort" podle Y. Matsuoka (2006)

Jako hodnotící faktory komfortu pojmenoval fyzickou zdatnost člověka, tedy jeho postury při sezení a také různorodost (rozmanitost) poloh při sezení. S tím podle Matsuoky úzce souvisí (vnější parametry) nastavitelnost opěrky dolních končetin, sklon sedáku, náklon opěrky zad a nastavitelnost opěry hlavy. (obrázek 8)

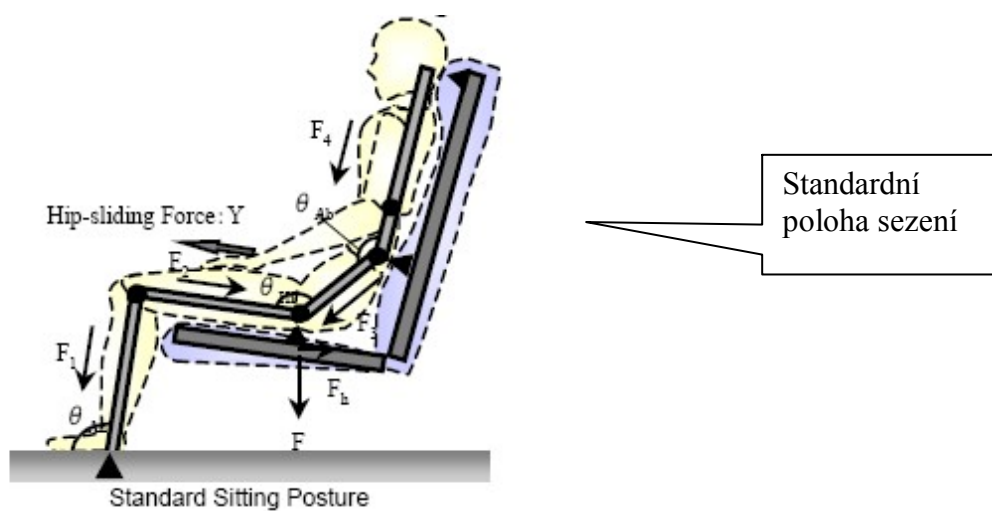
### 2.7.1.1 Řešení designu sedadla podle Matsuoky



obrázek 9 řešení designu sedadla podle Matsuoky (2006)

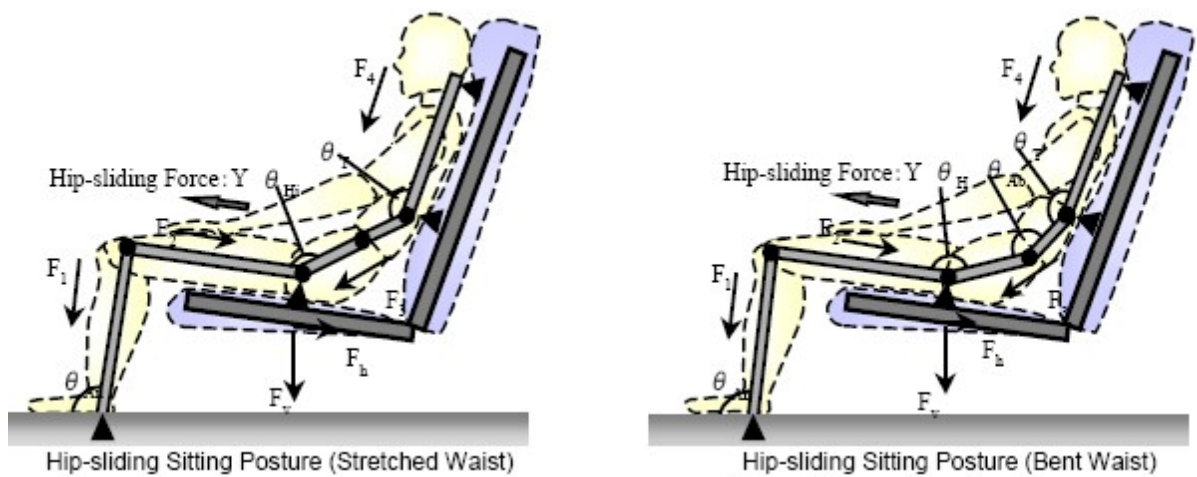
### 2.7.1.2 Analýza síly, která předpokládá klouzavý pohyb kyčlí vpřed („hip-sliding force“)

3 typy sezení:



poloha sezení, při níž dochází ke skluzu kyčlí vpřed, tzv. „hip-sliding posture“(napřímená Lp.)

poloha sezení, při níž dochází ke skluzu kyčlí vpřed, tzv. „hip-sliding posture“(ohnutá Lp.)



$F_4$  = síla působící na sedícího člověka v kraniokaudálním směru páteře

obrázek 10 3 typy sezení podle Y. Matsuoky (2006)

### 2.7.1.3 Matematicko-fyzikální výpočet

Exaktní, matematicko-fyzikální vyjádření poměrů mezi člověkem a sedadlem, které může dobře sloužit k mat.-fyz. vypočtům dyskomfortu. Vztahuje se k obrázku 10, kde jsou znázorněny 3 typy sezení a síly které na člověka působí



síly  $F_4$  působící na sedícího člověka v kraniokaudálním směru páteře

síly  $Y_i$  působící na skluz kyčlí vpřed (ve směru stehenních kostí)

$$F_1 = \frac{-F_2 \cos \theta_c}{\cos \theta_{An}}$$

$$F_2 = \frac{W_1 l_{1b} + W_2 l_{2a}}{\sin \theta_c - \cos \theta_c \tan \theta_{An}}$$

$$F_3 = \frac{F_4 + (W_4 l_{4a} + W_3 l_{3b})(\cos \theta_B - k \sin \theta_B)}{-\cos \theta_{Ab} + k \sin \theta_{Ab}}$$

$$F_4 = (W_5 + W_4 l_{4b})(\cos \theta_B - k \sin \theta_B)$$

$$F_h = F_2 \cos \theta_c + F_3 \cos(\theta_{Hi} + \theta_c)$$

$$F_v = F_2 \sin \theta_c + F_3 \sin(\theta_{Hi} + \theta_c) + W_2 l_{2b} + W_3 l_{3a}$$

$$Y_1 = -F_h \cos \theta_c - F_v \sin \theta_c - k(-F_h \sin \theta_c + F_v \cos \theta_c)$$

$l_{ia}$  • Ratio of the center of gravity on each joint

$l_{ib}$  • • • ratio of the center of gravity on  $l_i$

$l_m$  • Ratio of the center of gravity composition of  $l_3, l_4$

$k$  • Coefficient of frictional resistance

SN Ratio

$$\eta = -10 \log \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i^2 W_i$$

$\eta$  : SN ratio

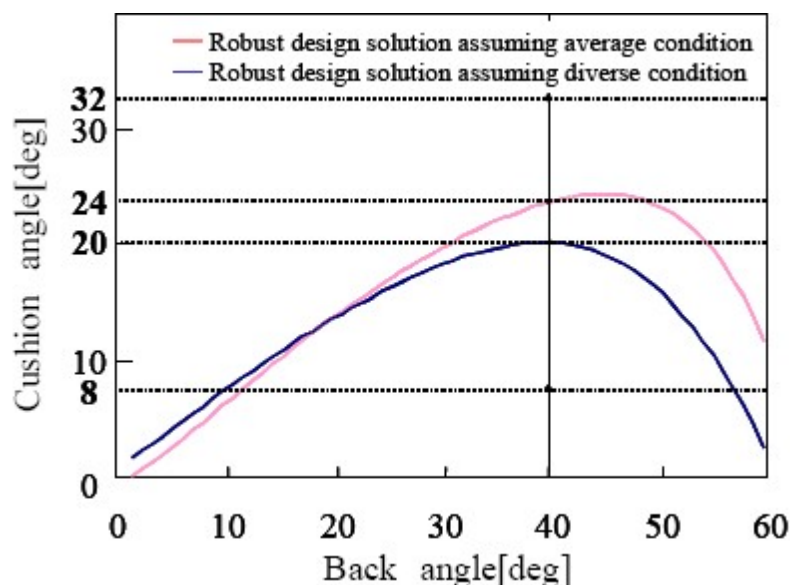
$n$  : Number of characteristic value ( $Y_i$ )

$Y_i$  : Hip sliding force

$W_i$  : Weight

Estimate Equation of Hip-sliding Force  
for Standard Sitting Posture

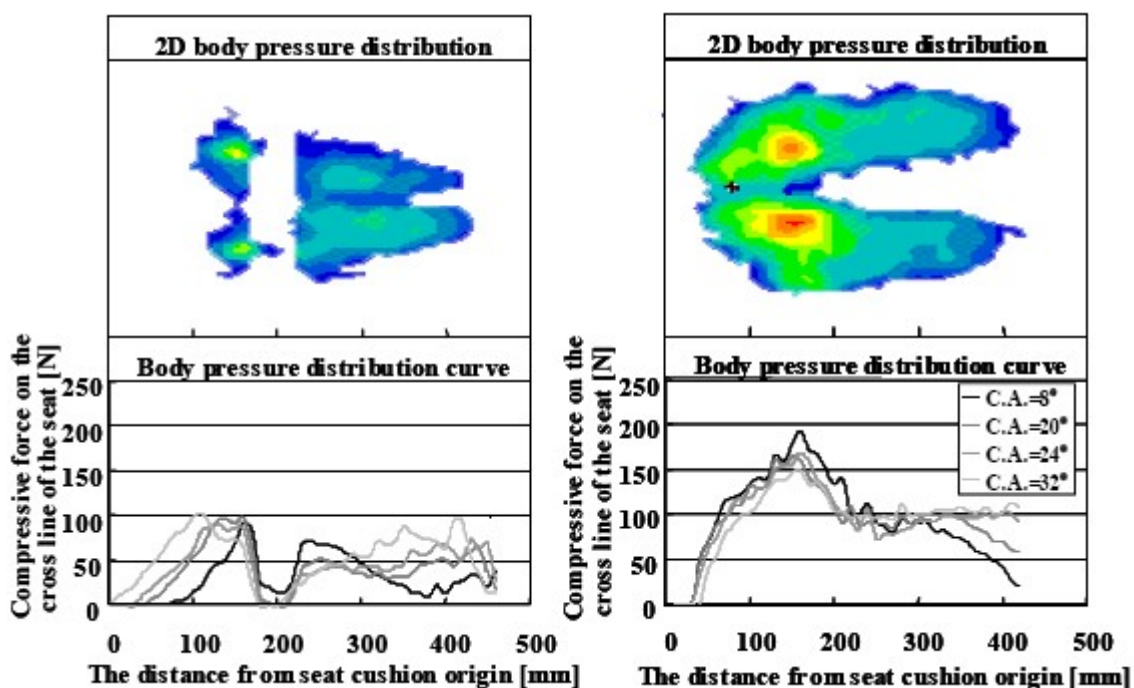
#### 2.7.1.4 Řešení designu sedadla



obrázek 11 grafické vyjádření řešení designu sedadla podle Y. Matsuoky (2006)

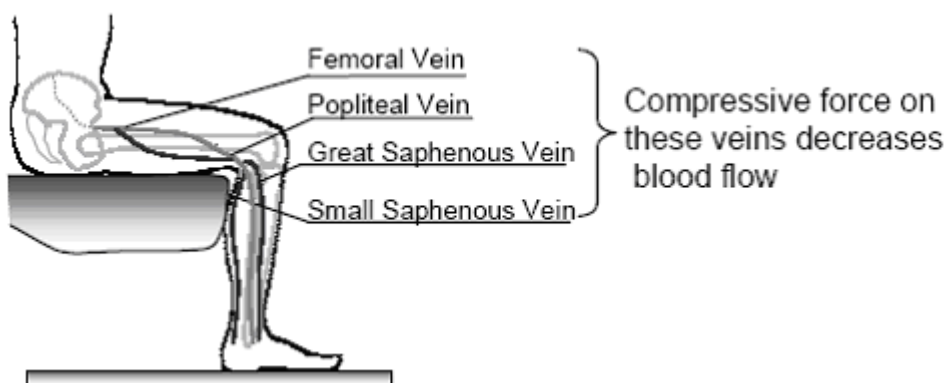
Graf závislosti úhlu zádové opěry a úhlu sedáku. Červená křivka zobrazuje design sedadla za standardních podmínek, modrá křivka za různých podmínek. Nevíme ale, jaké podmínky autor myslel, protože se nám nepodařilo získat textovou dokumentaci k této studii.

### 2.7.1.5 Analýza průtoku krve a distribuce tlaku na interakčním rozhraní



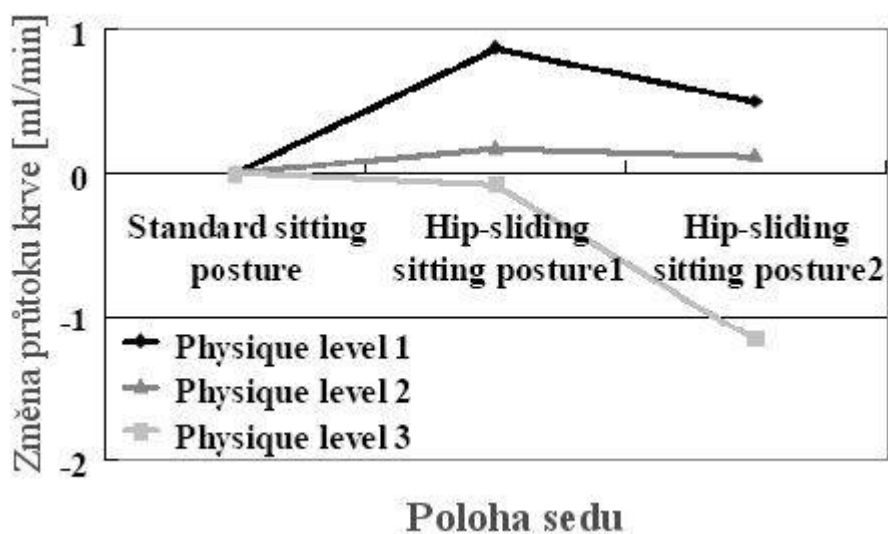
obrázek 12 Distribuce tlaku člověka průměrné postavy (konstituce) standardní postura sezení (Y.Matsuoka 2006)

kompresní síla na subkutánní žíly  
vena femoralis, vena poplitea, vena saphena magna, vena saphena minor



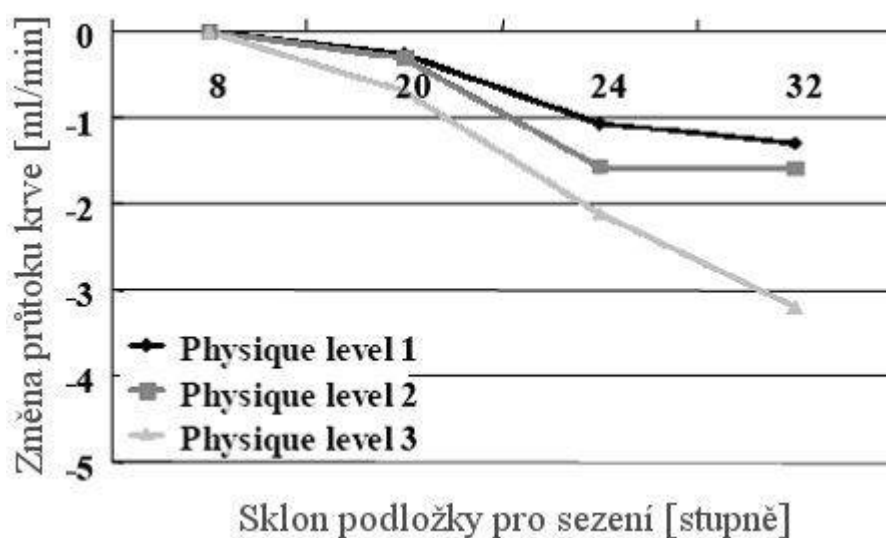
obrázek 13 zobrazení subkutánních žil při sezení (Y. Matsuoka 2006)

Změna průtoku krve ve 3 popsáných polohách sezení



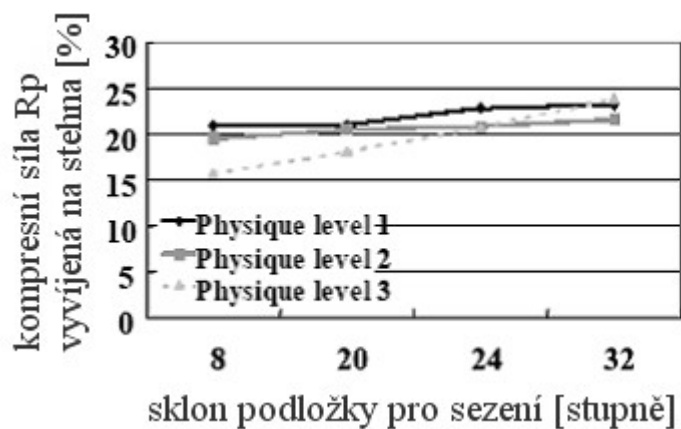
**obrázek 14** graf průtoku krve v subkutánních žilách v závislosti na 3 popsáných polohách sezení (Y.Matsuoka 2006)

Změna průtoku krve v závislosti na úhlu sedáku  
(ve třech popsáných polohách sezení)



**obrázek 15** graf průtoku krve v subkutánních žilách v závislosti na sklonu podložky pro sezení

Kompresní síla vyvíjená na zadní část stehna při sezení (v procentech)  
při standardní poloze sezení



$$R_p = P_t / P_T$$

**R<sub>p</sub>**: procento kompresní síly na stehno

**P<sub>t</sub>**: kompresní síla na stehno na předním okraji sedáku

**P<sub>T</sub>**: celková (totální) kompresní síla

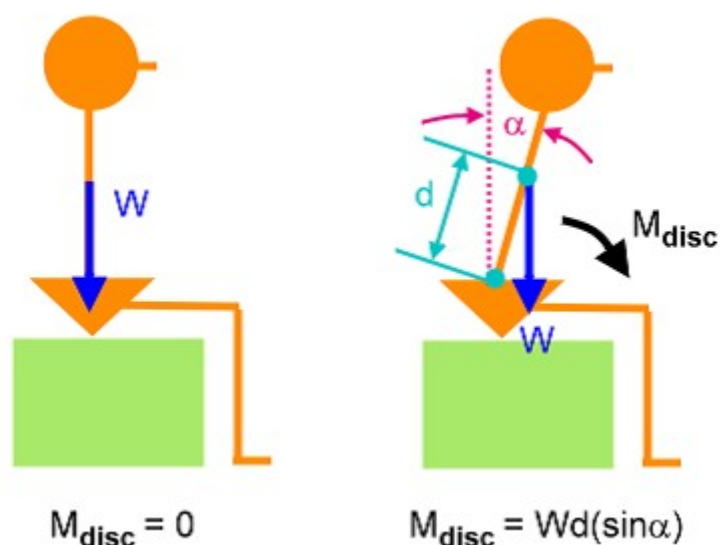
**Obrázek 16** graf celkové kompresní síly na zadní část stehna v závislosti na sklonu sedáku (Y. Matsuoka 2006)

## 2.7.2 Biomechanická studie „Seated work“

(Vypracovali studenti školy fyzikální terapie ve Tai-wanu, Taipei)

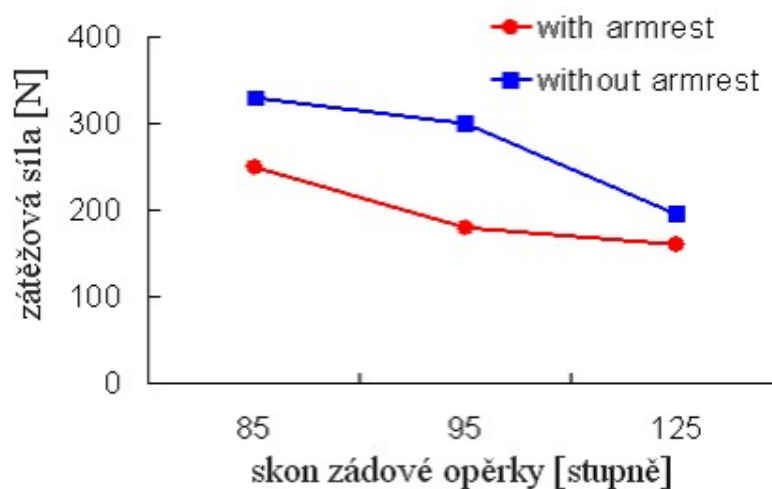
Když se trup nakloní vpřed, moment zatížení meziobratlové ploténky vzrůstá současně s velikostí úhlu  $\alpha$ . (viz. obrázek 17)

Například, trup se nakloní vpřed v úhlu  $30^\circ$ , potom je  $Wd(\sin \alpha)$ ,  $0,5 Wd$ .



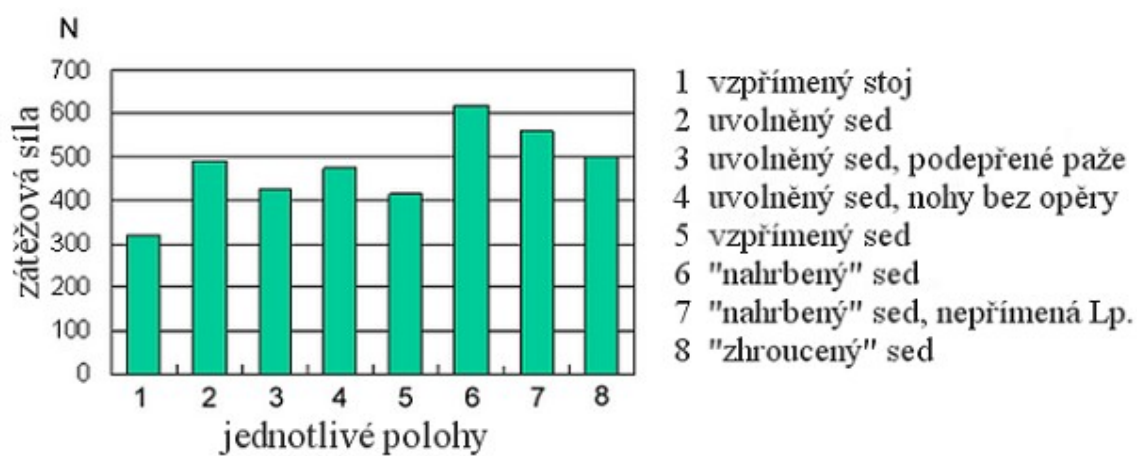
obrázek 17 zobrazení zvyšujícího se zatížení na meziobratlovou ploténku při předklonu trupu

### Zátěžová síla působící na IVD L5/S1



obrázek 18 Graf velikosti zátěžové síly na IVD L5/S1 v závislosti na velikosti úhlu zádové opěry - srovnání přítomnosti či absence opěry pro horní končetiny

### Zátěžová síla na IVD L5/S1



**obrázek 19** Zátěžová síla na IVD L5/S1 v závislosti na poloze sezení

## **3 Metodologie**

Jedná se o experimentální studii dyskomfortu při sezení. Naším přístupem je popsat subjektivní pocity pokusných osob a objektivizace jejich individuálních způsobů řešení nepohodlí pomocí dvou vybraných experimentálních metod - technologie footscan a qualisys systém. Naším cílem také bylo ověřit si vhodnost kombinace těchto metod při detekci dyskomfortu.

Vycházeli jsme z možností vybavení laboratoře experimentální biomechaniky FTVS UK.

### **3.1 Využité metody**

#### **3.1.1 Mapa těla**

Existuje nespočet dotazníků a škál, kterými lze detekovat a hodnotit nepohodlí. Mansfield and Marshall (2001), hodnotily dyskomfort u rallye závodníků. Autoři použili pro lokalizaci nepohodlí dotazník mapy těla (obrázek 21). Tato metoda je běžně používaná a dobře citlivá. Jejich formulář měl podobu kresleného panáka na papíru, jehož tělo zobrazené z přední a zadní strany je rozděleno celkem do 22 regionů a označeno čísly 1-22. V místě vnímaného nepohodlí závodník označí číslo.

CONFIDENTIAL



1. Please fill in your date of birth

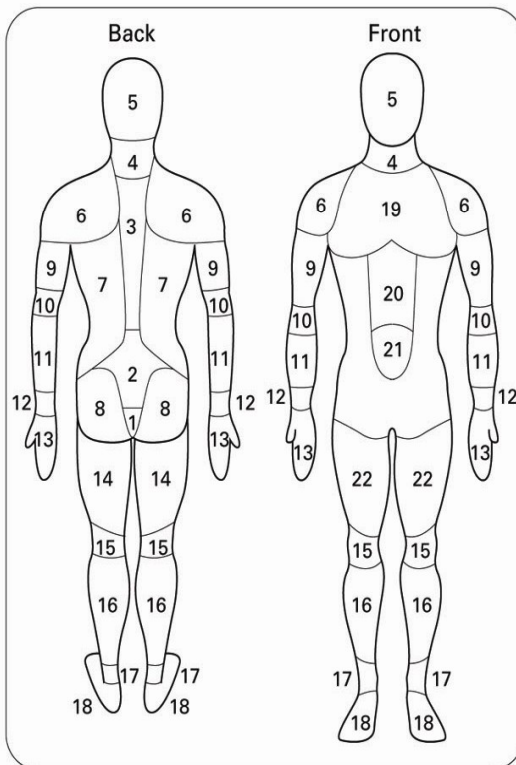
Date

2. Sex: Male  Female

3. Occupation: \_\_\_\_\_

**Section A – Whole-Body Symptoms**

1. Using the diagram below, please circle any areas of pain aching or discomfort you feel after rallying



2. Please tick the *degree of discomfort* you feel in each of these areas after *most* rally sessions.

No discomfort  
Some discomfort  
Considerable pain

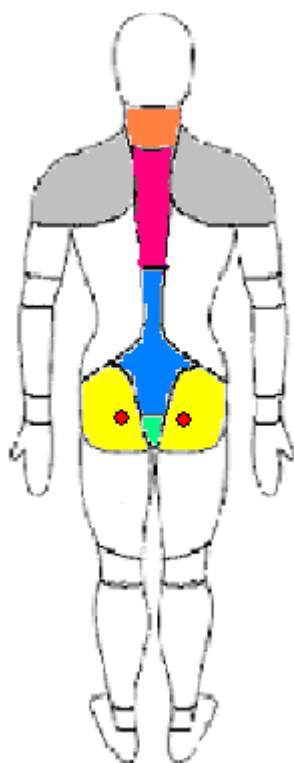
	No discomfort	Some discomfort	Considerable pain
Lower back			
Upper back			
Neck			
Hands and wrist			
Shoulders			
Upper arms			
Elbows and forearm			
Stomach			
Chest			
Upper legs			
Knees			
Lower legs			
Ankles			
Feet			

**obrázek 20** Ukázka mapy těla a dotazníku dyskomfortu u rallye závodníků (Mansfield and Marshall, 2001)



### Modifikovaná mapa těla

Mapu tělesného schématu podle Mansfielda a Marshalla (2001) jsme upravili na základě výpovědí probandů při měření na oblasti, kde určovali nepříjemné pocity.



- modrá – os sakrum, LS, Lp. .... A
- červená – tuber ischiadicum (dx., sin.)..... B
- žlutá – hýždě (dx., sin.)..... C
- zelená - kostrč..... D
- růžová– Th/L, Thp. (oblast mezi lopatkami).....E
- oranžová – Cp..... F
- šedivá – ramenní pletence (dx., sin.)..... G

**Obrázek 21** Modifikovaná mapa těla pro detekci dyskomfortu

### **3.1.2 Číselná stupnice pro detekci intenzity dyskomfortu**

Stupnice jsou obdobné jako vizuální analogové, mají shodně na každém konci přímky slovní ohraničení. Rozdíl je v tom, že mají přímku rozdělenou zpravidla na 11 jednotek, tedy stupnice od 0-10. (obrázek 22)

Dotyčný míru intenzity buď zakreslí na stupnici označením příslušného čísla nebo toto číslo sdělí verbálně.

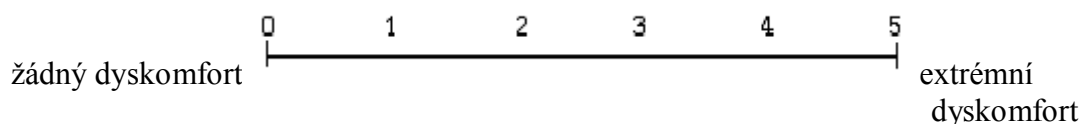
Výhoda spočívá v použití této stupnice u hodnocení různých manuálních úloh bez zasahování do držení těla.

Nevýhodou je podobně jako u verbální stupnice její snížená citlivost ke změnám intenzity.

no	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	extreme
discomfort												discomfort

**obrázek 22** ukázka číselné stupnice pro hodnocení intenzity dyskomfortu

### Modifikovaná číselná stupnice intenzity dyskomfortu



**obrázek 23** modifikovaná číselná stupnice

### 3.1.3 Footscan

Technologie footscan, vyráběný firmou RSscan, je plochá deska, široká 0,5m a dlouhá 0,5m, 1m nebo 2m, ve které jsou zabudovány senzory snímající tlak. Jejich hustota je 4 senzory /cm<sup>2</sup>, tedy 0,5m dlouhá deska obsahuje 4096 senzorů, 1m 8192 senzorů a 2m 16394 senzorů.

Footscan měří tlak od is 0,7 N/cm<sup>2</sup> do 155 N/cm<sup>2</sup>. To znamená, že tento systém je dostatečně citlivý pro malé děti i pro jedince s velkou hmotností.

Frekvence snímání je až 500Hz.



**obrázek 24** 2m dlouhá deska Footscan, obsahuje 16394 senzorů

### Modifikované využití technologie Footscan

Footscan byl vytvořen k analyzování distribuce tlaku chodidla při došlapu, resp. při chůzi. My jsme ho však využili ke sledování distribuce tlaku na interakčním rozhraní v poloze vsedě. Vzhledem k tomu, že tento software byl vytvořen pro rychlé, jednorázové zaznamenávání pohybové aktivity a ne pro dlouhé měření (v našem případě 30min.), nebylo možné pro veliké množství dat, ukládat celý záznam měření do paměti počítače a poté s ním pracovat. Proto jsme digitální videokamerou Panasonic natáčeli obrazovku počítače, která zobrazovala aktuální rozložení tlaku sedícího probanda. (viz. obrázek 25)

#### **3.1.4 Digitální videokamera Panasonic**

Videokamera má rozlišení obrazu 720 x 576 pixelů, snímá frekvencí 25Hz.



**obrázek 25** videozáznam monitoru počítače, zobrazující aktuální data footscanu

### 3.1.5 Systém Qualisys

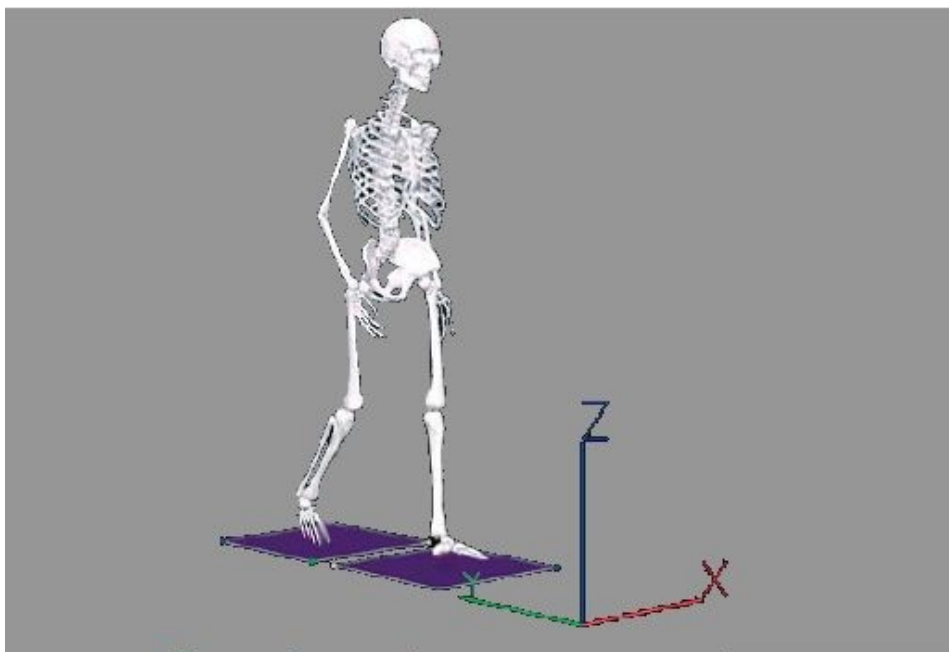
Systém qualisys (SQ) je vyráběn firmou Qualisys AB ve Švédsku, v Gothenborgu. Tato technologie obsahuje vysokofrekvenční, infračervené kamery (880nm) Qualisys ProReflex, typu MCU1000. Kompaktní design těchto speciálních kamer umožňuje okamžité zpracování dat a jejich převedení do souřadného systému. Výsledné digitální data jsou jednoduše staženy přes zapojený uzavřený cyklus bez rušivého signálu nebo degradace (znehodnocení) dat. Rozsah snímání kamer se pohybuje mezi 0,2 – 70m. Frekvence je nastavitelná mezi 1-1000 Hz.

Kamery mají skupiny diod, zabudovaných okolo čočky, vyzařujících infračervené světlo. Toto světlo dopadá na markery, které vrací energii zpět na čočku kamery, kde je vytvořena reprodukce obrazu snímaného senzory kamery. Střed a velikost každého markeru je vypočítán kamerou v reálném čase s použitím patentovaného subpixel – interpolačního algoritmu. Výsledkem je 2D zobrazení markerů, extrémní přesnosti.

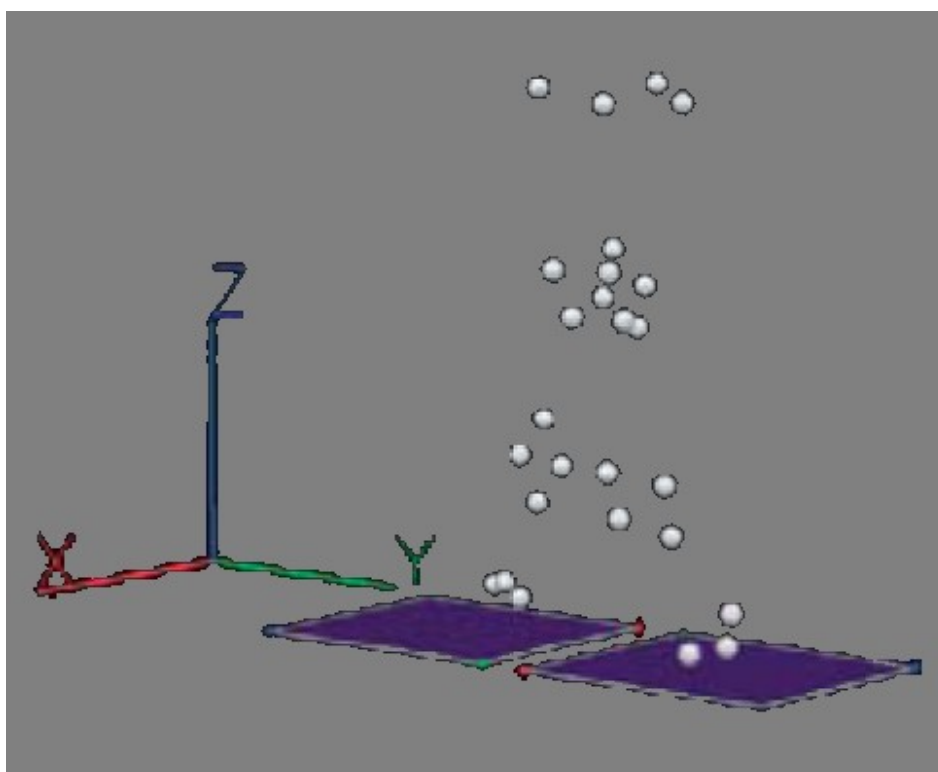
Systém využívá vysokorychlostní senzor s nízkým šumem, vestavěný mikroprocesor a FPGA k dosažení vysoké výkonnosti. Kamera může použít jakoukoli čočku s ohniskovou délkou mezi 6 a 50mm, to umožňuje její široké využití.

SQ byl stejně jako technologie footscan konstruován k měření fázických, jednorázových pohybů.

K externím markerům, které jsou nalepené na těle zkoumaného člověka, jsou vypočítány a přiřazeny skutečné hodnoty anatomických bodů (obrázek 26b), na něž se teprve váže výstavba biomechanického modelu (obrázek 26a) v programu 3D VISUAL, což je jeden ze dvou softwarových částí technologie Qualisys.



**obrázek 26a** ilustrační zobrazení člověka - snímání pohybu (chůze) SQ



**obrázek 26b** ukázka 3D zobrazení fyzického pohybu (chůze) systémem Qualisys

Takzvané pasivní markery jsou velmi lehké a vyrábí se v různých velikostech a tvarech v závislosti na jejich použití. Výběr velikosti (2,5mm, 4mm – varianty jedné hemisféry, 7mm, 12mm, 19mm, 30mm a 40mm – varianty obou hemisfér) a tvaru markerů závisí na několika faktorech, vzdálenost měřeného objektu od kamer, místo měření a umístění markeru. (obrázek 27)

Markery jsou vyrobeny ze dvou polystyrénových hemisfér, pokryté jsou speciálním materiálem, který odráží zpět světelné paprsky do kamer, stejným principem, jako odrazové světla na autě.



**obrázek 27** různé velikosti a typy markerů

### Kalibrace SQ

Kalibrací najde SQ pozice kamer v prostoru, určí počátek souřadného systému a spočítá odchylky, kterých se při kalibraci dopustil - maximální dosaženou odchylku a standardní odchylku – dynamickou přesnost. U všech měření se jedná o odchylku do 1,5mm.

## **3.2 Místo a organizace experimentu**

Laboratoř biomechaniky extrémních zátěží (BEZ) - katedry biomechaniky, UK FTVS Praha.

2m dlouhá deska Footscan byla položena ve standardizované výšce pro sezení. Každý proband seděl pouze na krajní čtvrtině měřicí desky, tzn. na 0,5m délky desky.

6 vysokofrekvenčních kamer QS bylo rozmístěno v laboratoři kolem sedícího probanda.

2 kamery šikmo zepředu, 2 šikmo zezadu, 1 přímo zepředu a 1 přímo zezadu. Frekvence snímání technologií QS byla u každého probanda jiná:

P1....25Hz

P2....100Hz

P3....50Hz

Nalepili jsme 15 markerů na vybrané segmenty a s ohledem na větší přesnost měření jsme senzory lepili v místech blízko kostěným či kloubním styčným ploch.



**obrázek 28** fotodokumentace místa experimentu, BEZ, FTVS UK

<b>Akromion</b>	dexter	sinister
<b>Th1 – proc. spinosus</b>		
<b>Th5 – proc. spinosus</b>		
<b>Vrchol L lordózy - proc. spinosus</b>		
<b>SIPS</b>	dexter	sinister
<b>SIAS</b>	dexter	sinister
<b>Trochanter major</b>	dexter	sinister
<b>Kolenní kl. – zevní kloubní štěrbina</b>	dexter	sinister
<b>I.TMT kl. nohy</b>	dexter	sinister

### 3.3 Zkoumané osoby

Měřily jsme celkem 3 osoby – ženy, ve věku od 25 – 35 let. Výběr probandů byl založený na dobrovolnosti a zájmu o spolupráci.

Záměrně jsme vybrali dobrovolnice, které byly různých konstitučních typů:

#### P1 astenický typ (leptosom)

Výška: 175cm

Hmotnost: 58kg

Stručná anamnestická data:

studentka, nepravidelná pohybová aktivita (cyklistika, turistika, plavání, sjezdové lyžování, kolečkové brusle) bez dlouhodobějších obtíží

#### P2 atletický typ (mezosom)

Výška: 173cm

Hmotnost: 64kg

Stručné anamnestická data:

studentka, pravidelná pohybová aktivita (lezení po umělých stěnách, horolezectví, sjezdové lyžování), bez zdravotních obtíží



P3 pyknický typ (eurysom) – gynoidní

Výška: 174cm

Hmotnost: 95kg

Stručná anamnestická data:

2 roky pracuje - hlavní pracovní náplň je řízení automobilu na dlouhých tratích + občasné práce v kanceláři, velmi nepravidelná pohybová aktivita, poslední 2 roky téměř žádná, dlouhodobé bolesti Cp. a mezi lopatkami - časově související s řízením automobilu, občasné bolesti hlavy

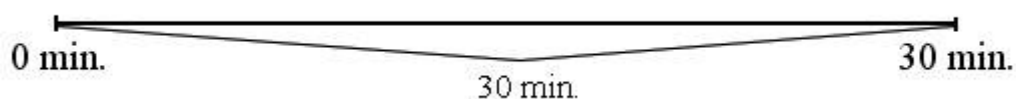
Žádná z dobrovolnic se neléčila s vážnější chorobou. Měření vždy probíhalo v dopoledních hodinách.

### 3.4 Časový průběh měření

Systém Qualisys

**P1**

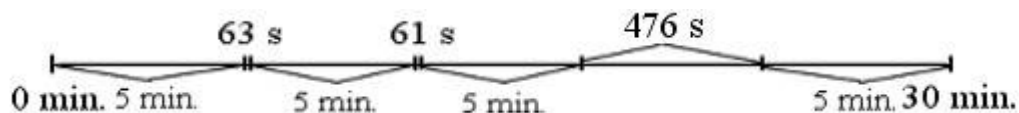
Měření proběhlo bez přerušení 30 minut



**P2**

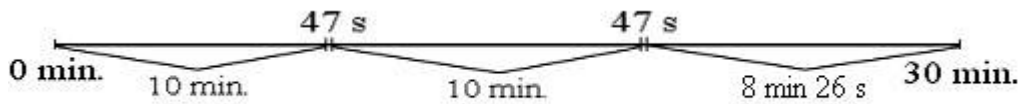
Měření jsme po 5 minutových intervalech ukládali do paměti počítače, pauzy pro ukládání dat jsou osově znázorněny.

4. část měření se díky technickým problémům neuložila.



### P3

Měření jsme ukládali po 10 minutových intervalech, pauzy pro ukládání dat jsou osově znázorněny



### Footscan

Digitální videokamerou jsme snímali monitor počítače, který zobrazoval aktuální rozložení tlaku. U každé zkoumané osoby celou délku měření, 30 minut.

### Dotazník

K určení lokalizace dyskomfortu jsme využili mapu těla a k hodnocení intenzity dyskomfortu číselnou stupnicí.

**Zadaný úkol:** Probandi měli popsat své pocity nepohodlí v momentě, kdy je budou právě pociťovat, tzn., určit lokalitu, případně víc lokalit (oblastí) na těle a intenzitu dyskomfortu v podobě přiřazeného čísla od 0 – 5.

V průběhu celého měření probíhal rozhovor na jiné téma, aby se částečně odvedla pozornost od sledování nepříjemných pocitů.

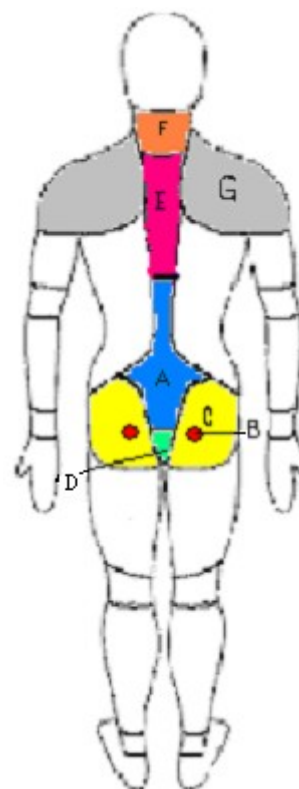
V momentě, kdy proband upřednostnil výpověď o aktuálním nepohodlí před rozhovorem, byla tato data (výpověď) zapsána do dotazníku.

## 4 Výsledky

### 4.1 Výsledky dotazníku

P1

Čas [hod:min]	Lokalita [A-G]	Intenzita [1-5]
00:01:20	E	2
00:02:30	B B dx.	1 2
00:03	-	-
00:04	-	-
00:05	-	-
00:06	-	-
00:07:22	E	3
00:07:53	E	4
00:08:25	B	2
00:09:25	G bilat.	4
00:10:15	B B dx.	2 3
00:11:20	A	2
00:12	-	-
00:13	-	-
00:14:00	G bilat.	3
00:15	-	-
00:16:02	B dx.	4
00:17	-	-
00:18	-	-
00:19:25	B B dx	3 4
00:20:45	A	3
00:20:57	G bilat.	3
00:21	-	-
00:22	-	-
00:23:30	A	4
00:24	-	-
00:25:40	B B dx.	4 4
00:26	-	-
00:27:00	A	4
00:27:06	Bdx.	5
00:28	-	-
00:29	-	-
00:30:01	A	4



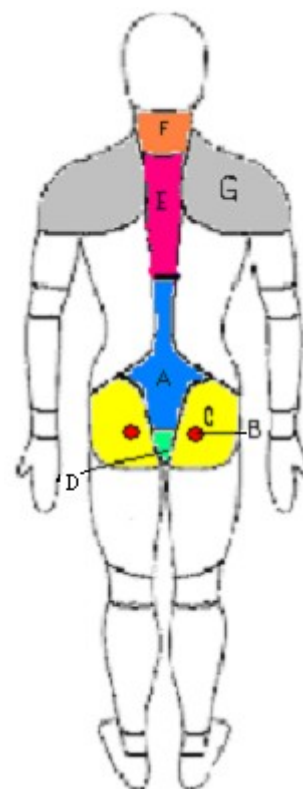


**obrázek 29** P2 - fotodokumentace zadní strany pánve a stehen po 30min. měření

„Otlačení“ v místech tuber ischiadicum bilaterálně je viditelný projev dyskomfortu. Poukazuje na útlak měkkých tkání v této oblasti a omezení krevní cirkulace. Po měření došlo naopak k překrvení oblasti, proto jsou oblasti začervenalé.

P2

Čas [hod:min]	Lokalita [A-G]	Intenzita [1-5]
00:01	-	-
00:02:00	F	2
00:02:39	A	2
00:03	-	-
00:04	-	-
00:05	-	-
00:06	-	-
00:07	-	-
00:08	-	-
00:09	-	-
00:10:40	A	3
00:11	-	-
00:12	-	-
00:13:10	A	4
00:14:38	B	2
00:15:52	F	3
00:16	-	-
00:17	-	-
00:18	-	-
00:19	-	-
00:20:15	F	3
00:21	-	-
00:22	-	-
00:23:40	B	3
00:23:49	A	3
00:24:28	E	4
00:25	-	-
00:26	-	-
00:27	-	-
00:28	-	-
00:29:30	A	4
00:30	-	-



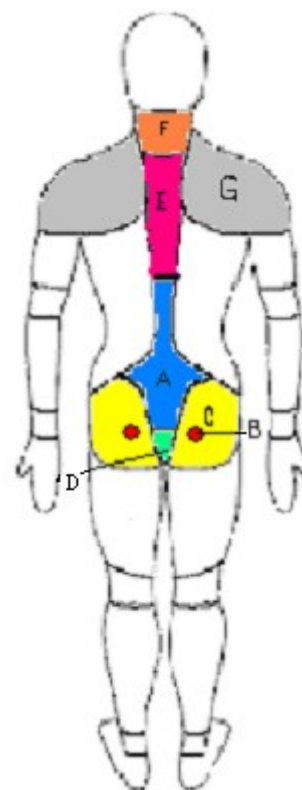


**obrázek 30** P2 - fotodokumentace zadní strany stehen a pánve po 30min. měření

Otlačená oblast na zadní straně stehen v místech okraje desky, na které P2 seděla je projevem dyskomfortu. Pravděpodobně více udržovala polohu podle Milera (2002) tzv. „předního sezení“, tzn. že zatěžovala nejvíce zadní stranu stehen.

P3

Čas [hod:min:sec]	Lokalita [A-G]	Intenzita [1-5]
00:01	-	-
00:02:15	A	2
00:03:15	A	2
00:04	-	-
00:05:45	G dx.	4
00:06	-	-
00:07	-	-
00:08:25	A	3
00:09	-	-
00:10	-	-
00:11	-	-
00:12	-	-
00:13:20	A	4
00:14:38	-	-
00:15:52	-	-
00:16	-	-
00:17	-	-
00:18	-	-
00:19	-	-
00:20:15	-	-
00:21:00	B dx.	3
00:21:30	A	4
	E	4
00:22	-	-
00:23:40	-	-
00:24:28	-	-
00:25	-	-
00:26	-	-
00:27	-	-
00:28	-	-
00:29:30	-	-
00:30	-	-







**obrázek 31** P3 - fotodokumentace zadní strany stehen a pánve po 30min. měření

Otlačená oblast na zadní straně stehen v místech okraje desky, na které P3 seděla je projevem dyskomfortu, útlaku měkkých tkání.



### 4.1.1 Interpretace výsledků dotazníku

#### **Proband 1**

Nejvíce (7x) si stěžovala na nepříjemné pocity v oblasti tuber ischiadicum, více pravého, a to po celou dobu měření, intenzita dyskomfortu se zvyšovala.

Dyskomfort vnímala se vzrůstající intenzitou také v oblasti Lp a ThL., a to více ke konci měření.

Oblasti ramen a lopatek sice při měření zmínila, ale dyskomfort v této oblasti nevzrůstal.

Ve srovnání s ostatními probandy, si na nepohodlí nejčastěji stěžovala.

#### Předpokládané příčiny dyskomfortu:

Vzhledem k četnosti subjektivních výpovědí o aktuálním nepohodlí můžeme tvrdit, že P1 tuto pohybovou deprivaci 30-ti minutového sezení, navíc na tvrdé desce, vnímala velmi nepříjemně. Nepříjemné pocity jí obtěžovaly natolik, že je byla nucena stále zmiňovat i přes probíhající rozhovor. Výpověď o dyskomfortu ale ne vždy předcházela samotné změně polohy.

V souvislosti s konstitucí P1 (astenický typ), je pravděpodobné, že se dyskomfortní pocity v oblastech tuber ischiadicum projevovaly tak často proto, že právě sem se koncentrovalo největší zatížení interakční plochy. S tímto tlakem souvisí omezení krevní cirkulace této oblasti, stejně tak jako útisk okolních měkkých tkání. Vzrůstající nepohodlí v Lp, Th/L přechodu ke konci měření může vznikat v důsledku svalové únavy m. erector trunci, zvýšeného tlaku na meziobratlové ploténky a okolní měkké tkáně nebo komprese cév v dané oblasti se současným nedostatečným přísunem živin a kyslíku.

#### **Proband 2**

Nejčastěji (5x) si stěžovala na oblast Lp a ThL, po celou dobu měření a to se vzrůstající intenzitou.

#### Předpokládané příčiny dyskomfortu:

V souvislosti s konstitucí P2 (atletický typ) bychom očekávali „optimální“ rozložení tlaku na interakčním rozhraní a nepředpokládali bychom výraznější svalovou dysbalanci v oblasti Lp vzhledem k anamnéze probandky. Vzrůstající dyskomfort Lp a Th/L přechodu může vznikat stejně jako u P1 v důsledku svalové únavy m. erector trunci,

zvýšeného tlaku na meziobratlové ploténky a okolní měkké tkáně nebo komprese cév v dané oblasti se současným nedostatečným přísunem živin a kyslíku.

### **Proband 3**

Nejčastěji (5x) si v prvních 2/3 měření stěžovala na oblast Lp. a ThL., se vzrůstající intenzitou.

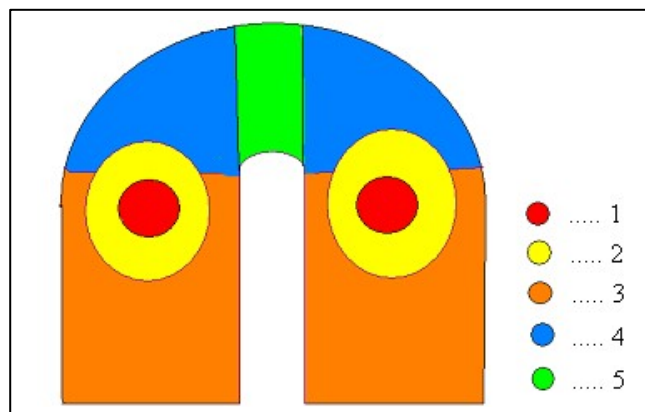
#### Předpokládané příčiny dyskomfortu:

Ve srovnání s ostatními probandy si na nepohodlí stěžovala nejméně. Je možné, že je na tuto vynucenou polohu vsedě zvyklá (adaptovaná) ze svého zaměstnání, respektive, že je zvyklá na tento typ nepříjemných pocitů. To by mohl být důvod toho, že neupřednostňovala výpověď o dyskomfortu před probíhajícím rozhovorem.

V souvislosti s konstitucí P3 (pyknický typ) bychom mohli podle studie Reeda et al. (1994) předpokládat, že by díky širší distribuci tlaku na interakčním rozhraní, oproti astenikovi, neměl vznikat lokalizovaný tlak na měkké tkáně, a tedy by se neměly v této oblasti projevat pocity nepohodlí. To se při měření potvrdilo. Největší nepohodlí vnímala P3 v Lp. a Th/L přechodu. Jako u ostatních zkoumaných osob, může být důsledkem výše popsaných důvodů. Pravděpodobná je i možnost, že je zdrojem svalové dysbalance Lp. - Cp., která je u P3 pravděpodobná vzhledem k občasným zdravotním problémům pohybového aparátu, stejně tak jako k celkovým tělesným proporcím, typu zaměstnání nebo pohybové inaktivitě.

## 4.2 Výsledky distribuce tlaku

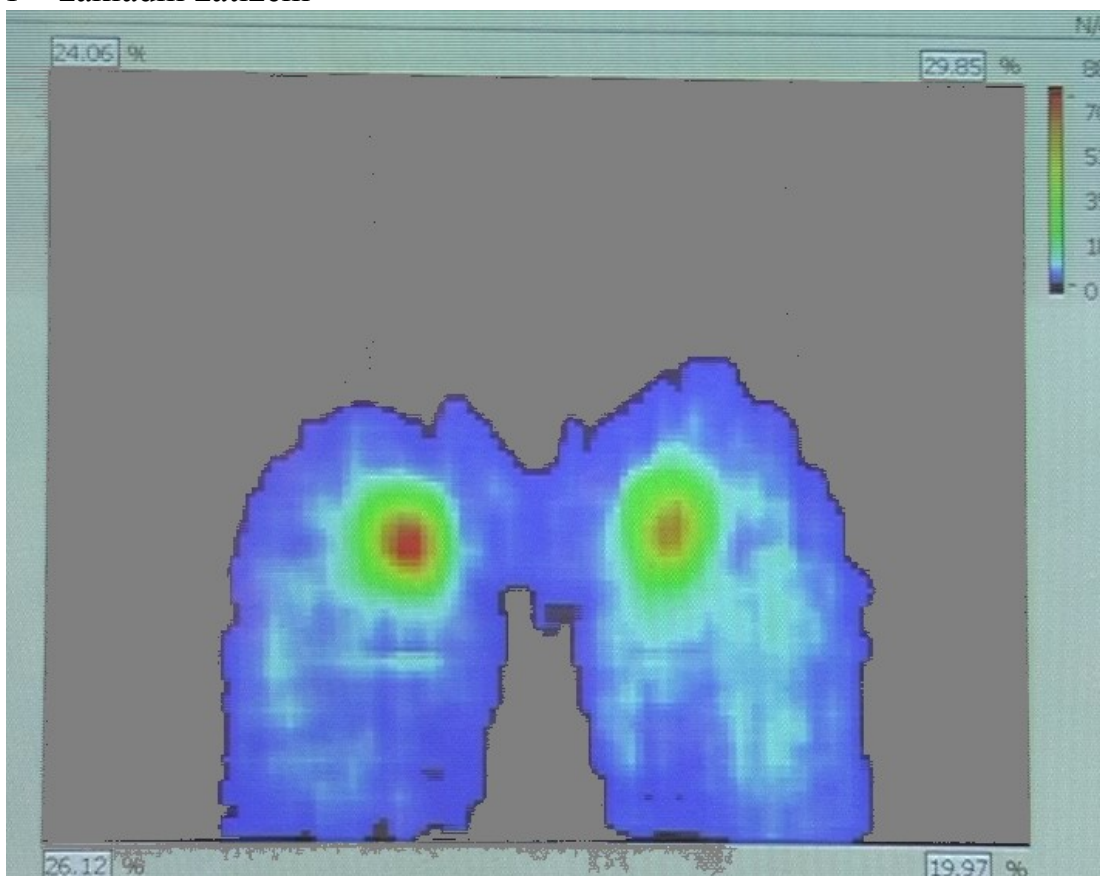
Změny distribuce tlaku v průběhu 30-ti minutového měření.



**obrázek 33** Schematická mapa pánve a stehen rozdělující zatěžované oblasti při sezení

Tato schematická mapa byla namalovaná z důvodu zjednodušení popisu distribuce tlaku, čísla 1-5 jsou přiřazené k barvám jednotlivých oblastí.

## P1 – základní zatížení

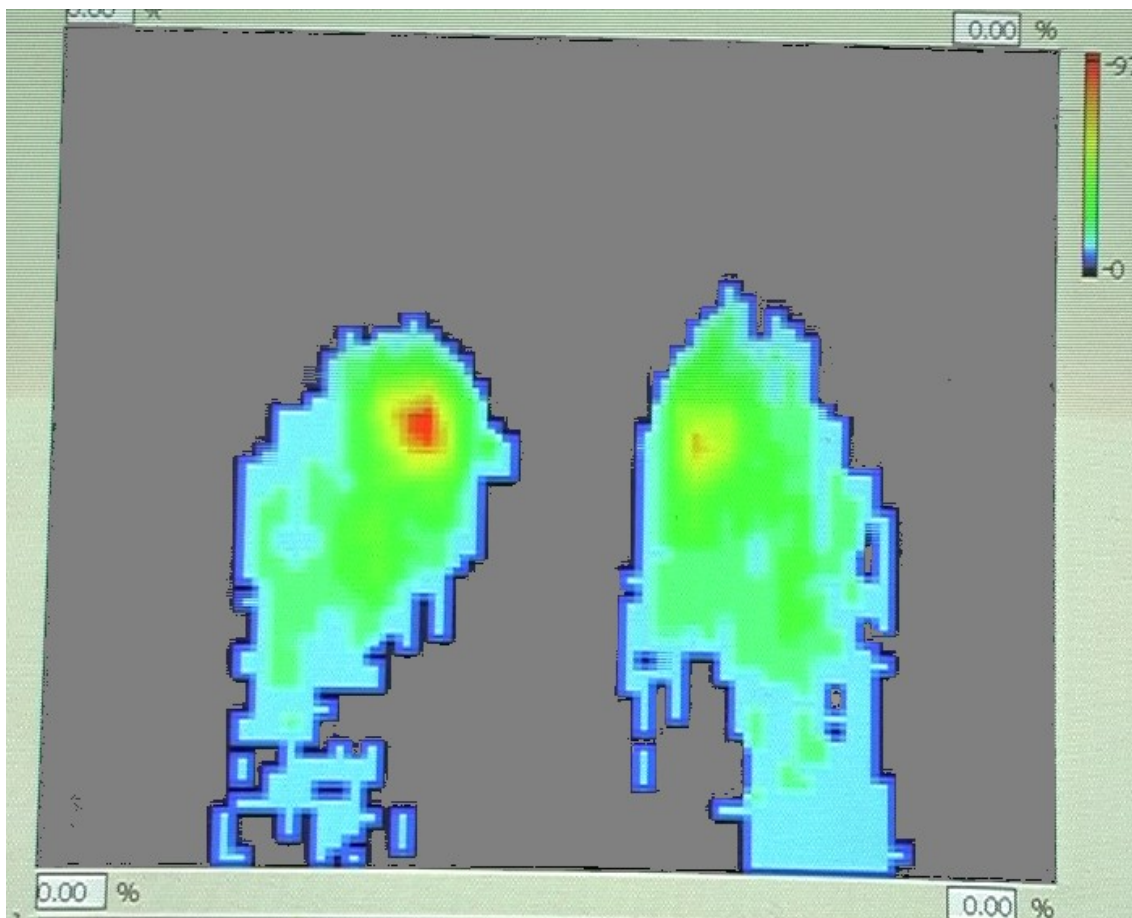


**obrázek 32** ilustrační fotka vytvořená z videozáznamu, snímající distribuci tlaku P1 na desce footscan

**Základní zatížení** = poloha sezení, resp.distribuce tlaku, kterou proband zaujal na počátku měření a zároveň se k ní v průběhu měření vracel – obrázek 32

maximálně zatížená: oblast 1 dx.- červená	5% celkové plochy
oblast 1 sin. – oranžová až žlutá	5% celkové plochy
oblast 2 bilat. – žlutá, zelená	15% celkové plochy
minimálně zatížené: oblasti 3, 4 bilat.,5 – světle a tmavě modrá	75% celkové plochy

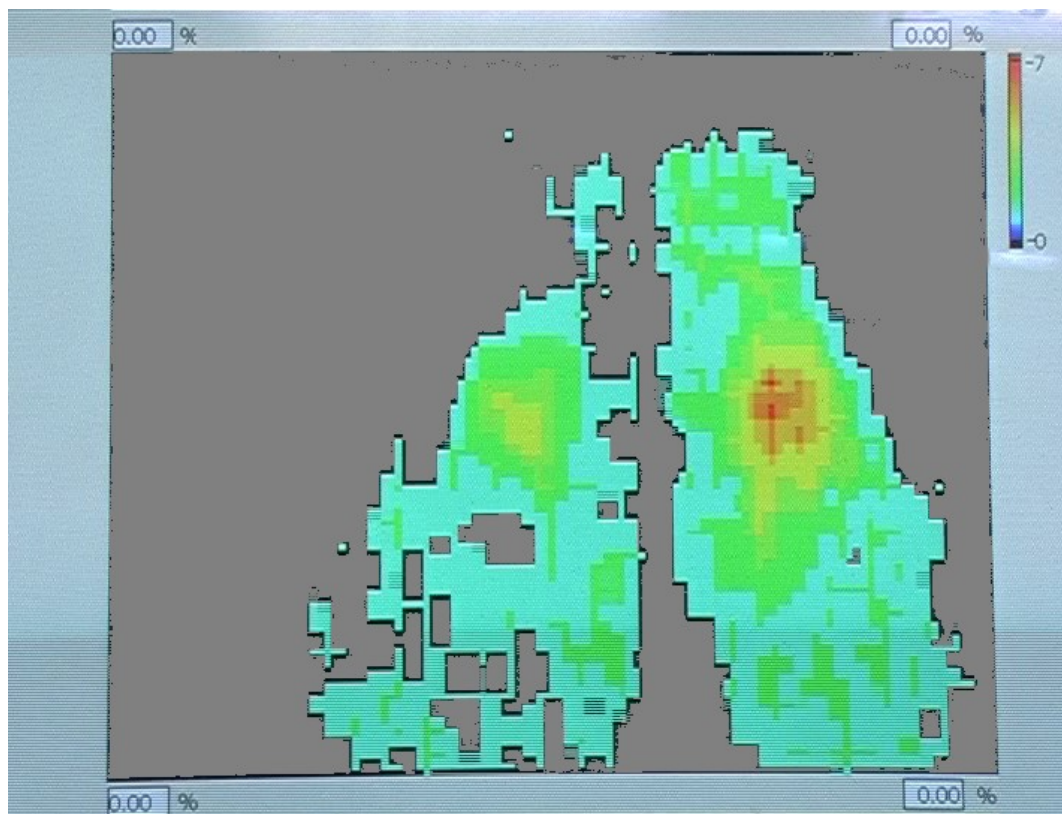
## P2 – základní zatížení



**obrázek 33** ilustrační fotka vytvořená z videozáznamu, snímající distribuci tlaku P2 na desce footscan

maximálně zatížená: oblast 1 dx.- červená	5% celk. zatížené plochy
oblast 1 sin. – oranžová, žlutá	5% celk. zatížené plochy
oblast 2 bilat., 3 bilat.- zelená	60% celk. zatížené plochy
minimálně zatížená: zevní část oblasti – světle modrá	30% celk. zatížené plochy
bez zatížení vnitřní část 3 bilat, 4,5	

### P3



**obrázek 34** ilustrační fotka vytvořená z videozáznamu, snímající distribuci tlaku P3 na desce footscan

Maximální zatížení	oblasti 1 sin. – červená, oranžová	10%
	oblast 1 dx., 2 bilat. – žlutá, zelená	35%
minimální zatížení	oblasti 3 bilat, 4 sin. – světle zelená až modrá	55%
bez zatížení	oblast 4 dx.+5	

## 4.2.1 Interpretace výsledků distribuce tlaku

### Proband 1

Měla celkově stabilní rozložení tlaku, ke změnám docházelo v časově podobných intervalech, Ø 5 min. uvolnila celou PDK od podložky, případně postupně obě DKK, od druhé třetiny měření se intervaly mezi změnami (přesednutí) zkracovaly na průměr. 30s.

### Proband 2

V první polovině měření měla poměrně stabilní rozložení tlaku, poté rozložení tlaku nepravidelně měnila. Dyskomfortní útlak měkkých tkání řešila krátkodobou změnou parciálních tlaků ve sledovaných interakčních oblastech. Pohybové řešení bylo provedeno tak, že došlo ke kontrakci hýžd'ových svalů, čímž došlo ke krátkodobému dynamickému nárůstu a poklesu interakčních tlaků a následnému zmenšení interakční plochy, oproti původnímu stavu částečně vzrostl interakční tlak. Dalším řešením byla relaxace hýžd'ových svalů, opětový nárůst a pokles interakčních tlaků a mírné zvětšení interakční plochy.

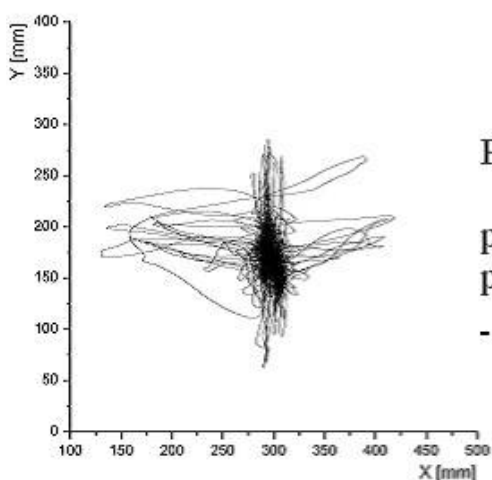
### Proband 3

V první třetině měření měnila často rozložení tlaku (Ø 3x za min.). Tyto změny, které si byly podobné, kdy přesouvala maximální tlak na levý tuber ischiadicum, levou zadní část hýždě a kostrč, fixovala jako svůj pohybový vzor pro zmenšení pocitu dyskomfortu. Pak se hned vracela do polohy, kterou zaujala na počátku celého měření. Ve druhé třetině měření distribuci tlaku měnila také často (Ø 4x za min.), ale více zaujímala polohu nového pohybového vzoru, kterou si v první třetině měření zafixovala. V poslední třetině se již distribuce tlaku stabilněji přesunula do nové polohy, kterou pouze občas změnila přesunem na stehna a zpět..

### 4.3 Výsledky pohybové odezvy na dyskomfort

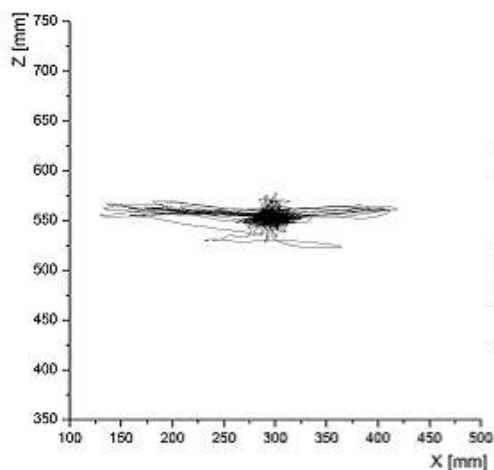
#### P1 zobrazení kinematiky proc. spinosus Th1 ze 3 rovin

- transverzální (graf XY), frontální (graf XZ), sagitální (graf YZ)



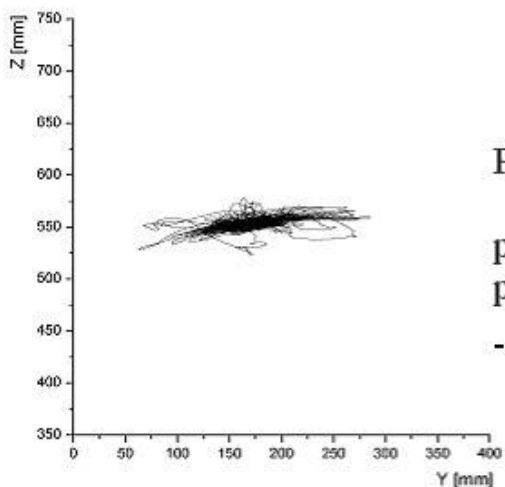
P1 graf XY

pohybová odezva na dyskomfort  
proc.spinusus Th1  
- pohled na transverzální rovinu



P1 graf XZ

pohybová odezva na dyskomfort  
proc.spinusus Th1  
- pohled na frontální rovinu



P1 graf YZ

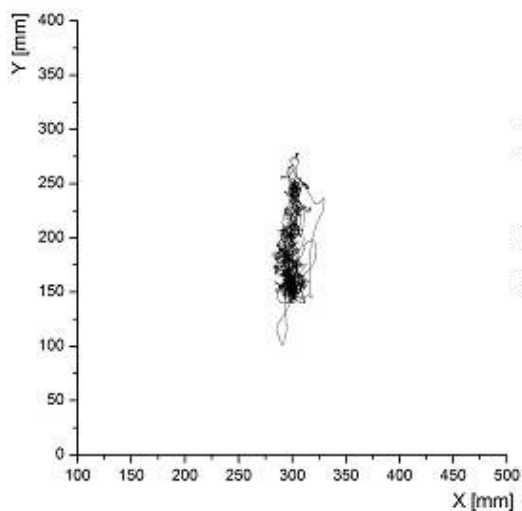
pohybová odezva na dyskomfort  
proc.spinusus Th1  
- pohled na sagitální rovinu

graf 1-3 Proband 1



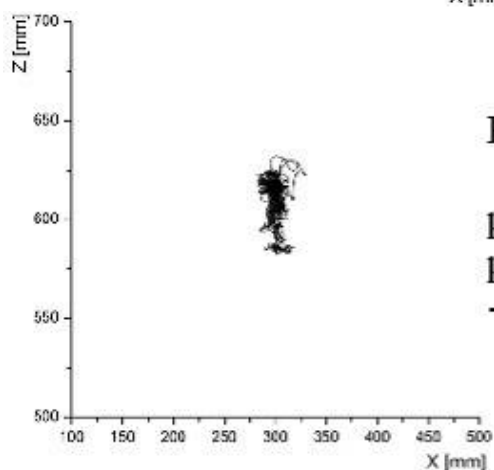
## P2 zobrazení kinematiky proc. spinosus Th1 ze 3 rovin

- transverzální (graf XY), frontální (graf XZ), sagitální (graf YZ)



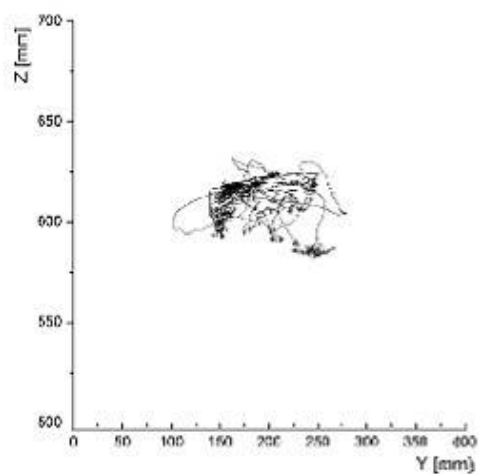
P2 graf XY

pohybová odezva na dyskomfort  
proc.spinusus Th1  
- pohled na transverzální rovinu



P2 graf XZ

pohybová odezva na dyskomfort  
proc.spinusus Th1  
- pohled na frontální rovinu



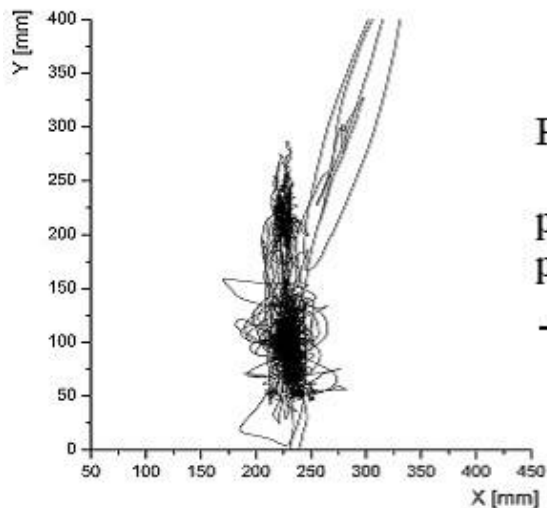
P2 graf YZ

pohybová odezva na dyskomfort  
proc.spinusus Th1  
- pohled na sagitální rovinu

graf 4-6 Proband 2

### P3 zobrazení kinematiky proc. spinosus Th1 ze 3 rovin

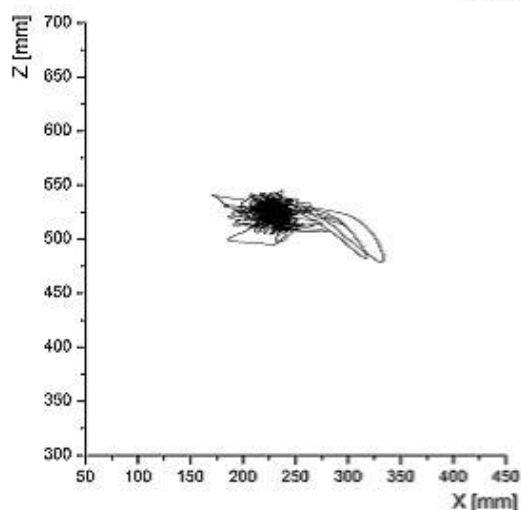
- transverzální (graf XY), frontální (graf XZ), sagitální (graf YZ)



P3 graf XY

pohybová odezva na dyskomfort  
proc.spinusus Th1

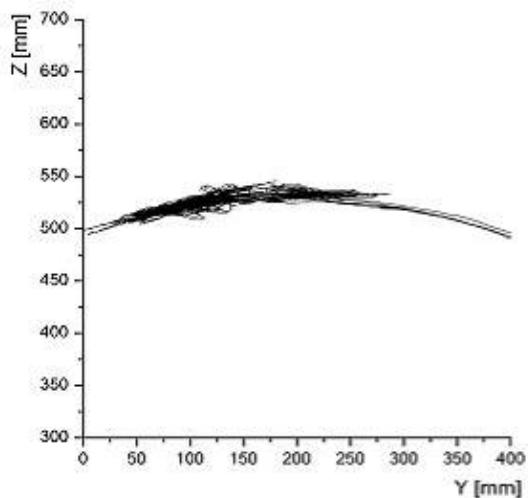
- pohled na transverzální rovinu



P3 graf XZ

pohybová odezva na dyskomfort  
proc.spinusus Th1

- pohled na frontální rovinu



P3 graf YZ

pohybová odezva na dyskomfort  
proc. spinusus Th1

- pohled na sagitální rovinu

### 4.3.1 Interpretace výsledků pohybové odezvy

Zobrazení grafů ze 3 rovin – transversální (graf XY), frontální (graf XZ), sagitální (graf YZ) u zkoumaných osob P1 (graf 1-3), P2 (graf 4-6), P3 (graf 7-9).

Na těchto grafech máme možnost vidět kinematiku sledovaného bodu ve všech 3 rovinách, což nám umožňuje porovnat, ve kterých rovinách se probandi více či méně pohybují a také porovnání mezi jednotlivými P1, P2, P3.

**P1** je největší exkurze výchylek vidět ve směru osy X 29cm, ve směru osy Y 23cm,

**P2** je největší exkurze výchylek vidět jen ve směru osy Y , a to 17,5cm, na grafu XZ ve směru osy Z jsou výchylky velké do 5cm.

**P3** je největší exkurze výchylek vidět ve směru osy Y a to 40 cm.

Z toho vyplývají i inter-individuální rozdíly.

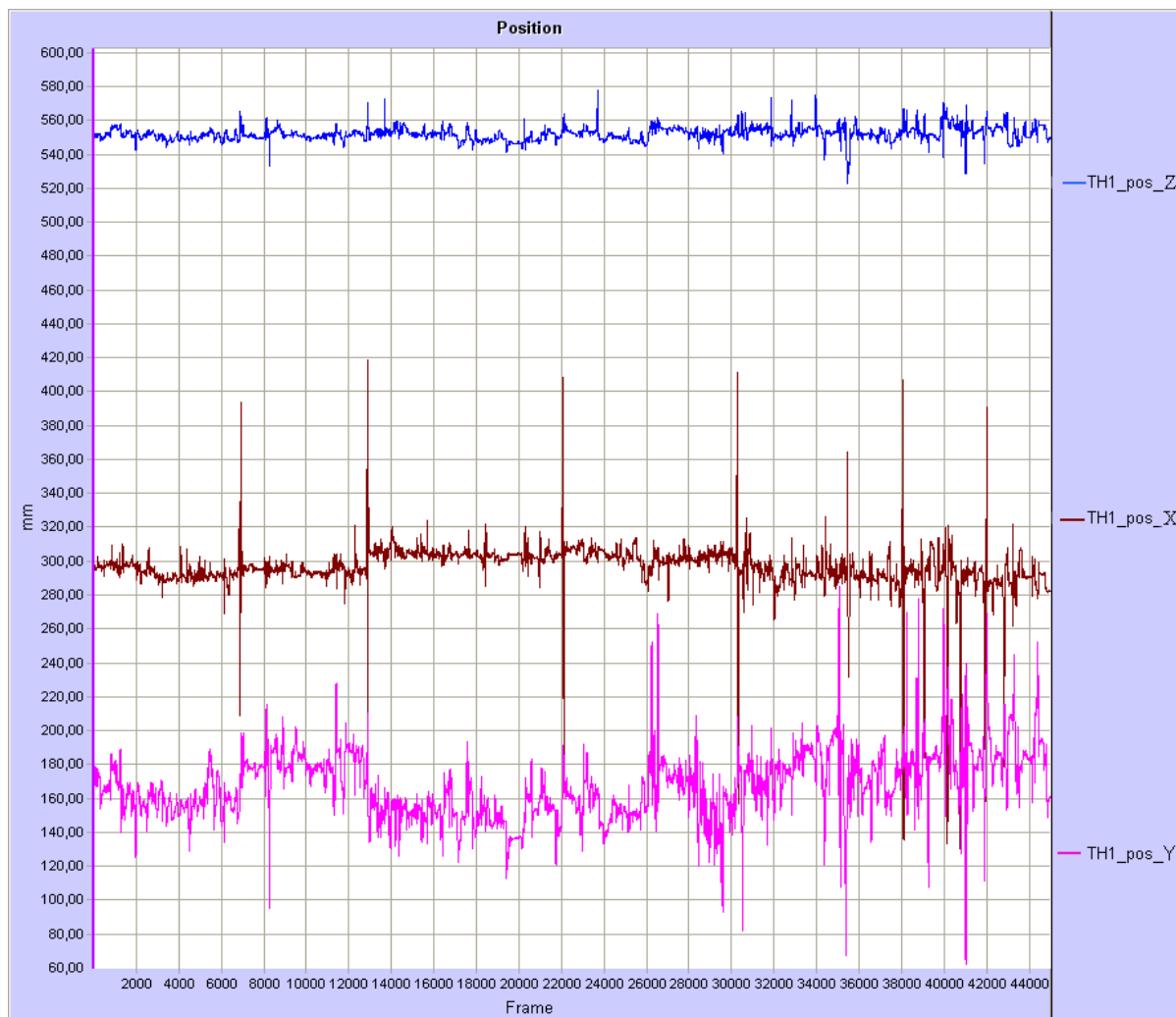
### 4.3.2 Grafické znázornění a popis pohybové odezvy exportované ze SQ

Grafy 10, 12, 13, 14 software QS exportoval a převedl průběh pohybu Th1 (proc.spinosus) původně zobrazený ve 3D prostoru do 2D grafu, ve kterém jsou vyneseny hodnoty na osách X, Y, Z, které jsou zde nyní zobrazeny jako křivky X, Y, Z. Tyto křivky jsou diskretními funkcemi, ve kterých jsou jednotlivé polohy sledovaného bodu (příslušející jednotlivým snímkům záznamu QS) pospojovány úsečkami, pro lepší vizualizaci grafu.

Na horizontální ose je vynesena čas v jednotkách frame (frame je dán frekvencí v Hz, P1 má frekvenci 25 Hz, tzn. 1sec = 25 frame, P2 100Hz a P3 50Hz) a na vertikální ose je vynesena vzdálenost sledovaného bodu v milimetrech, od počátku souřadného systému (SS). Počátek SS je vypočítán kalibrací (provedenou před vlastním měřením) a leží na desce, na které proband sedí.

Z těchto grafů se tedy dá odečíst souřadnicově přesná poloha (pozice) Th1 na ose, resp. křivce X, Y, Z v daném čase.

## P1



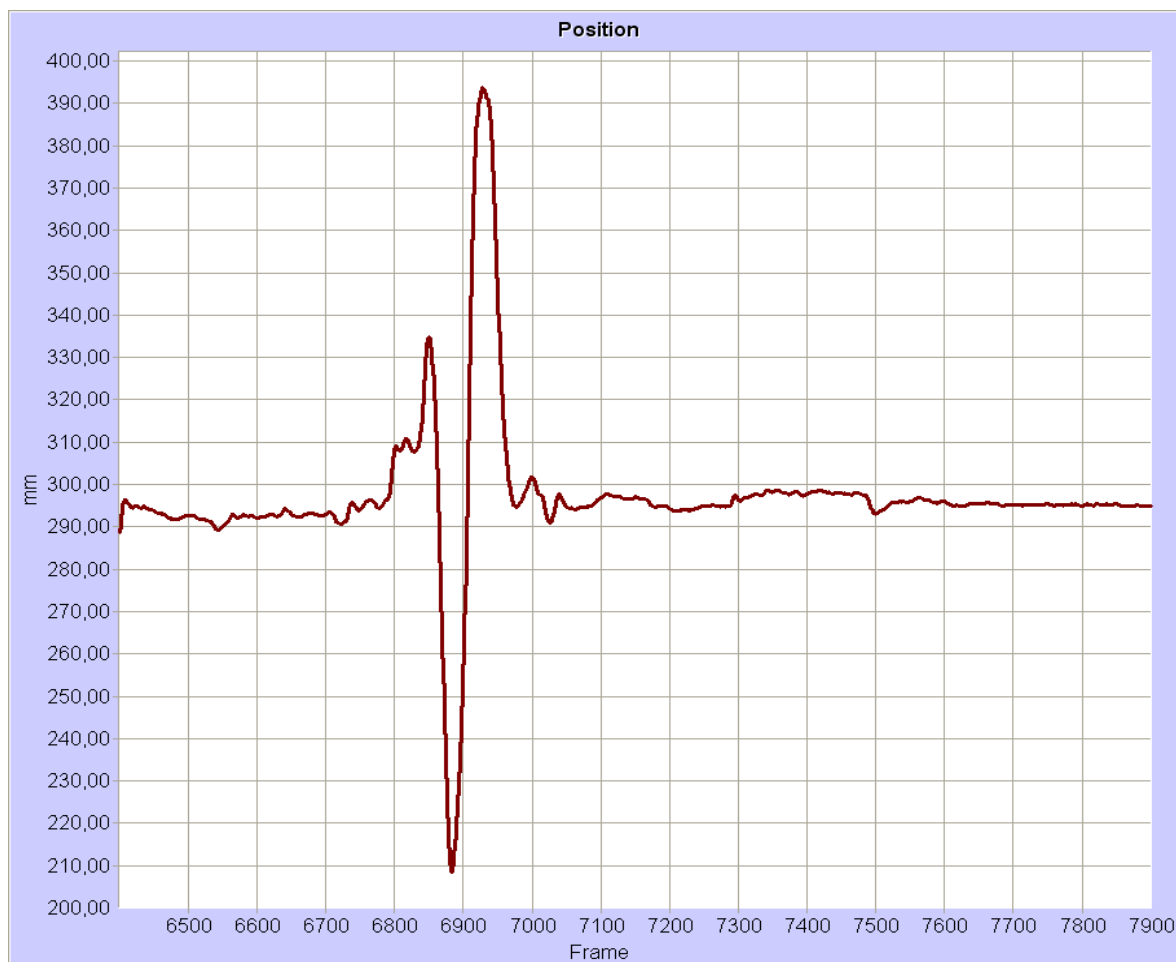
**Graf 10** ukázka grafu z programu Qualisys Systém: křivky X, Y, Z bodu Th1

**Na křivce X** jsou jasně vidět jednotlivé změny (detail viz. graf č.11), resp. přesednutí, které se opakují v prvních dvou třetinách měření v časově podobných intervalech, v poslední třetině se časový interval mezi těmito změnami zkracuje, což je důsledkem narůstajícího pocitu dyskomfortu a častějším přesednutí v této rovině.

**Na křivce Y** v prvních dvou třetinách měření nejsou jasně patrné jednotlivé změny, jak tomu bylo na křivce X, ale můžeme zde vyčíst, že reakcí na větší změnu pohybu Th1 na křivce X, byla změna polohy tohoto bodu na křivce Y. V poslední třetině měření se bod Th1 pohyboval ve velkých výchylkách, časově shodných s křivkou X. Příčina byla opět narůstající nepříjemné pocity nepohodlí.

**Na křivce Z** je vidět, že nedocházelo k výraznějším změnám po celou dobu měření.

## P1 – detail změny



**Graf 11** detailní průběh změny (přesednutí) vybraného bodu Th1 proc.spinosus na ose X,  
tzn. ve frontální rovině

peak dolů = hodnoty na vertikální ose jsou nižší → ve 3D grafu se na ose X vzdálenost

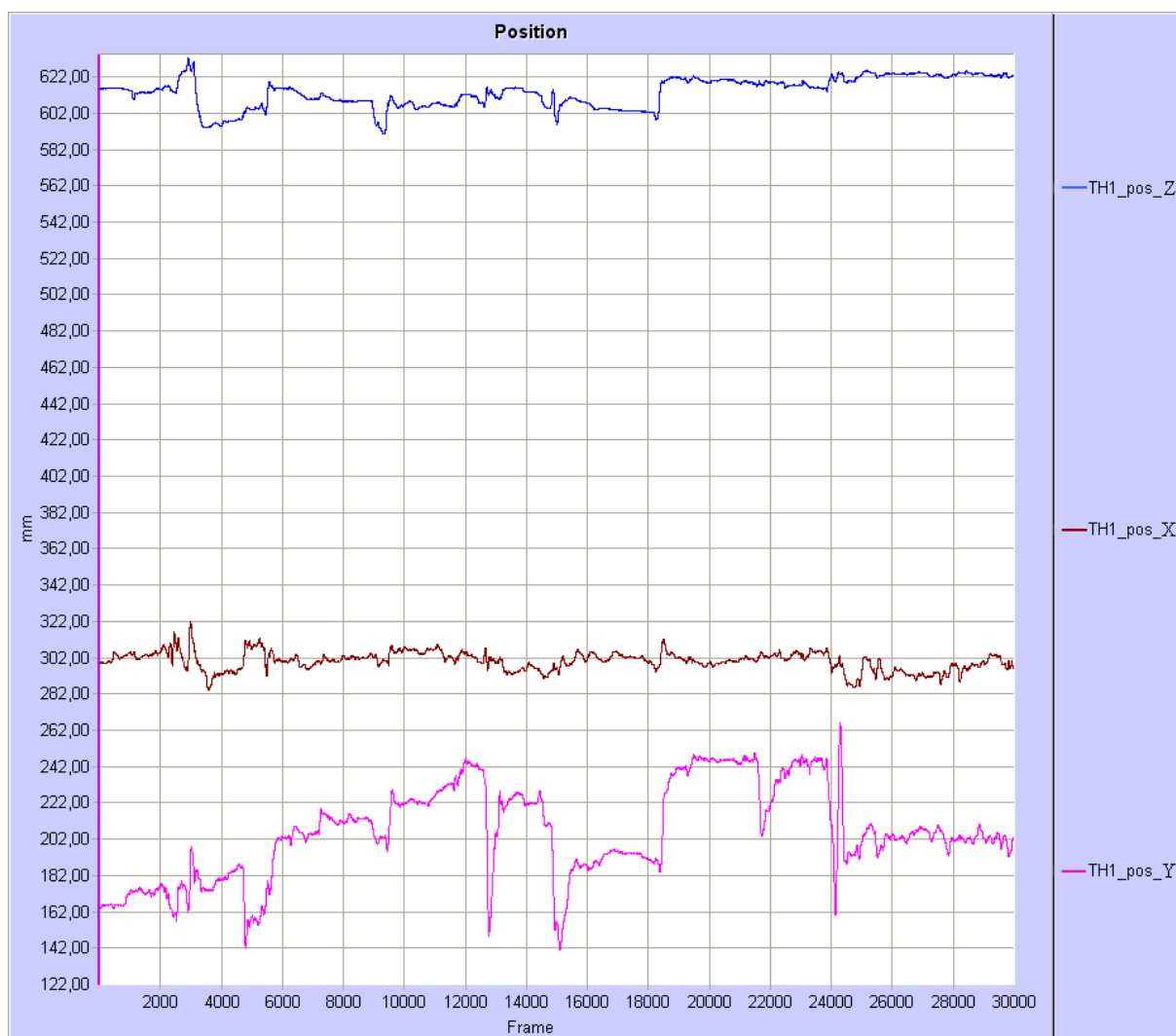
Th1 od počátku souřadného systému zmenšuje, Th1 se posouvá vlevo

peak nahoru = hodnoty na vertikální ose jsou vyšší → ve 3D grafu se na ose X

vzdálenost Th1 od počátku souřadného systému zvětšuje, Th1 se posouvá

vpravo

## P2 - 5. část měření bodu Th1



graf 12 ukázka grafu z programu Qualisys Systém – X, Y, Z bodu Th1

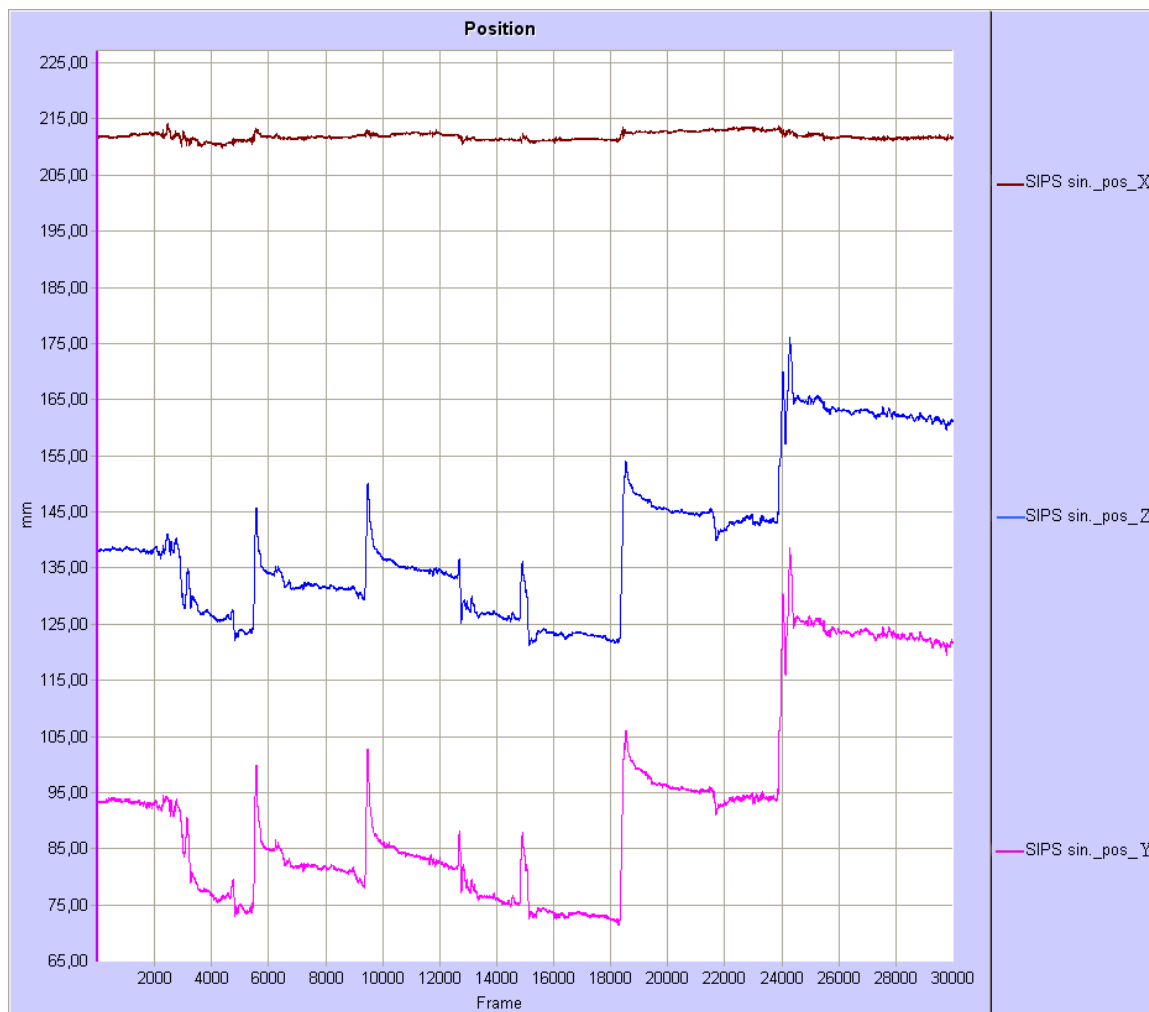
P2 jsou vidět nepravidelné větší změny pouze v předozadním směru.

Na křivce X nejsou patrné výraznější výchylky, je tedy zřejmé, že se P2 vychylovala na ose X (v latero-laterálním směru) jen minimálně, pravděpodobně tyto nepatrné výchylky byly sdružené s většími výchylkami na ose Y.

Na křivce Y jsou vidět poměrně velké a časté změny, přesto v inter-individuálním srovnání nejsou tyto změny poloh výrazné.

Na křivce Z nejsou patrné větší změny, malé výchylky jsou jen reakcí na změny na křivce Y.

## P2 – 5. část měření bodu SIPS sin.



**graf 13** ukázka grafu z programu Qualisys Systém – X, Y, Z bodu SIPS sin.

Vzhledem k tomu, že pánev může brát v podstatě jako pevný celek, myšleno ve vztahu SIPS bilat. a SIAS bilat., sledovali jsme pohyb pouze SIPS sin.

U P2 to byla změna polohy pánve základní pohybová odezva na dyskomfort.

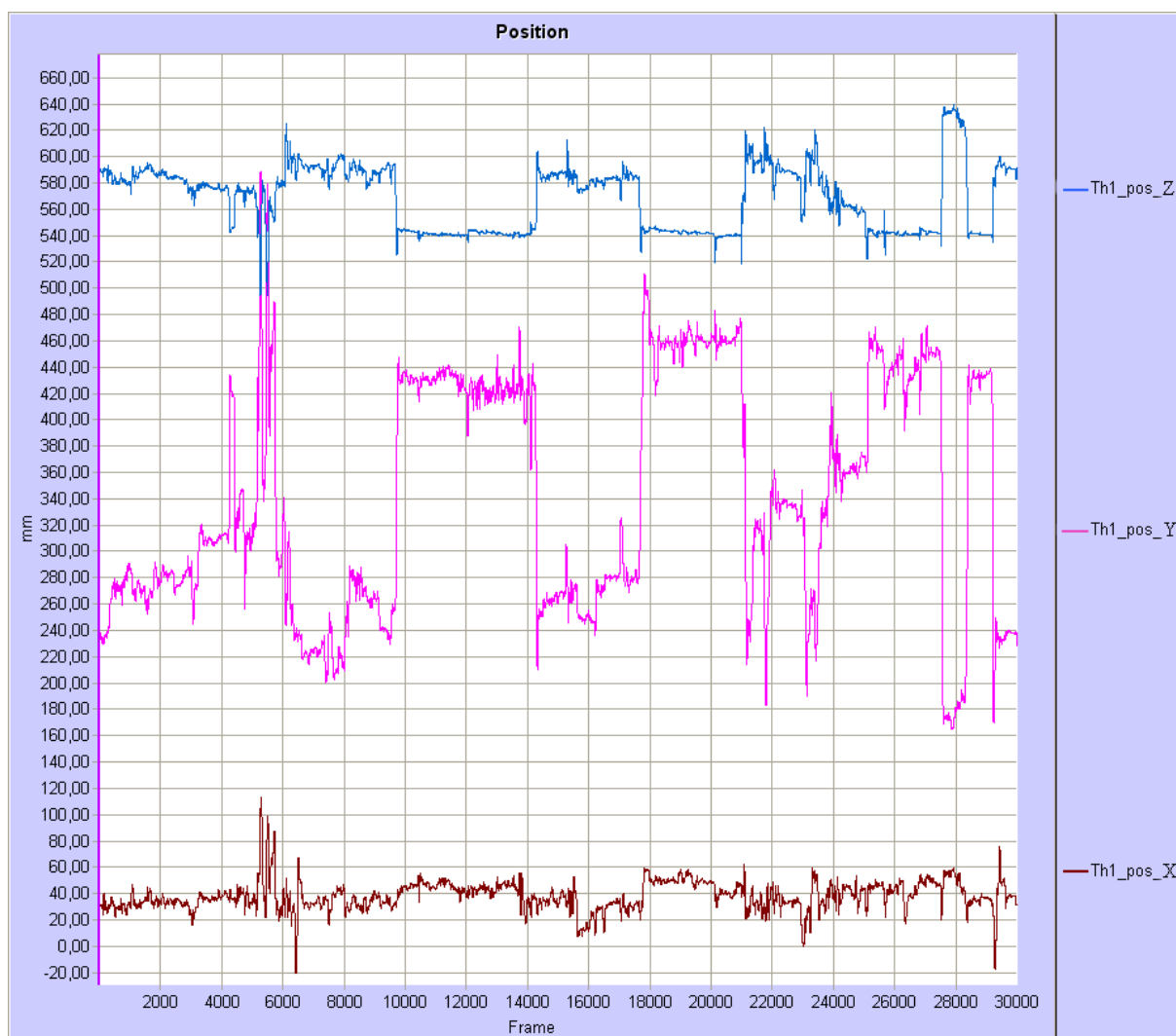
**Na křivce X** nejsou žádné změny (výchytky), tzn., v latero-laterálním směru se P2 téměř nepohybovala.

**Na křivce Y** jsou na začátku vidět 2 velké píky, které znamenají pohyby pánve vpřed – do anteverze, ze které se zpět vrací do původní polohy pánve, potom následují 2 kaskádové vzestupy křivky znamenající pohyb pánve do anteverze, kterou již jistou dobu udržet, dochází k jejímu zvětšování.

**Křivka Z** souvisí jednoznačně s kinematikou SIPS sin. zobrazenou na křivce Y, tzn. pohyby pánve do anteverze byly současně spojené s pohybem vzhůru (po ose Z).



### P3 – 3.část měření bodu Th1



graf 14 ukázka grafu z programu Qualisys Systém – X, Y, Z, bodu Th1

P3 reagovala na dyskomfort velmi výraznou pohybovou odezvou Th1, resp. celého trupu.

**Na křivce X** nejsou patrné větší změny, tzn. v latero-laterálním směru se P3 téměř nepohybovala.

**Křivka Y** zobrazuje velké výchylky, které znamenají výrazné pohyby celým trupem vpřed nebo vzad, v podobných časových intervalech mění polohu a setrvává v ní.

**Na křivce Z** zobrazené změny interpretujeme jako odezvu na změnu polohy na křivce Y.

## 4.4 Shrnutí výsledků 3 metod

	P1 astenický typ
<b>Subjektivní pocity dyskomfortu</b>	Nejčastěji si stěžovala na oblasti tuber ischiadicum, více dx. - po celou dobu měření, intenzita se zvyšovala, od 20.min. vnímala zvětšující se dyskomfort i Lp a ThL.
<b>Změny distribuce tlaku</b>	Celkově stabilní distribuce tlaku, rozložení tlaku mění v časově podobných intervalech, Ø 5 min., od druhé třetiny měření se intervaly mezi změnami (přesednutí) zkracují na průměr. 30s. <b>Dyskomfort řeší</b> uvolněním celé PDK od podložky, případně postupně obou DK (přesednutí).
<b>Pohybová odezva</b>	Zaujímá poměrně stabilní polohu. <b>Dyskomfort řeší</b> jednorázovým latero-laterálním pohybem – (přesednutím) a poté se vrací do téměř původní polohy. Ve frontální rovině jasné pohyby – přesednutí v časově podobných intervalech Ø 5 min., při přesednutí (ve frontální rovině) se nevrací přesně do původní pozice, ale vždy současně o trochu změni polohu v sagitální rovině. V poslední třetině měření se intervaly zkracují na Ø 30s. Četnost a velikost výchylek je podobně velká v předozadní i čelní rovině. Výchylky nejsou spojené s kranio-kaudálním pohybem.

Celková dráha bodu Th1 při měření dyskomfortu po dobu 30 minut: **33m 61cm**

	P2 atletický typ
<b>Subjektivní pocity dyskomfortu</b>	Nejčastěji si stěžovala na oblast Lp a ThL po celou dobu měření, intenzita dyskomfortu se zvyšovala.
<b>Změny distribuce tlaku</b>	V první polovině měření poměrně stabilní rozložení tlaku, poté rozložení tlaku nepravidelně mění. <b>Dyskomfort řeší</b> krátkodobou změnou parciálních tlaků ve sledovaných interakčních oblastech. Pohybové řešení bylo provedeno tak, že došlo ke kontrakci hýžd'ových svalů, čímž došlo k krátkodobému dynamickému nárůstu a poklesu interakčních tlaků a následnému zmenšení interakční plochy, oproti původnímu stavu částečně vzroste interakční tlak. Dalším řešením je relaxace hýžd'ových svalů, opětový nárůst a pokles interakčních tlaků a mírné zvětšení interakční plochy.
<b>Pohybová odezva</b>	Zaujímá poměrně stabilní polohu, kterou při měření mění nepravidelně, v různě dlouhých časových intervalech (12s až 8min.12s), v posledních pěti minutách se frekvence pohybových změn zvyšuje. <b>Dyskomfort řeší</b> nejčastěji změnou polohy pánve (anteverze – retroverze), tedy v sagitální rovině se sdruženým kranio-kaudálním pohybem.

Celková dráha bodu Th1 při měření dyskomfortu po dobu 30 minut: **16m 57cm**

Od celkové doby 30 minut byl odečten čas:

2 pauzy (61 s, 63 s) – pro ukládání dat do paměti PC

4. část měření (476 s) – kvůli technickým problémům nebyla uložena

Tedy 600 s neprobíhalo měření a dráha Th1 nemohla být přičtena.

	P3 pyknický typ
<b>Subjektivní pocity dyskomfortu</b>	Nejčastěji si stěžovala na oblast Lp a ThL v prvních 2/3 měření, intenzita dyskomfortu se zvyšovala.
<b>Změny distribuce tlaku</b>	V první třetině měření mění často rozložení tlaku (Ø 3x za min.). Tyto změny, které jsou si podobné, fixuje jako svůj pohybový vzor pro zmenšení pocitu dyskomfortu. Pak se hned vrací do polohy, kterou zaujala na počátku celého měření. Ve druhé třetině měření distribuci tlaku mění také často (Ø 4x za min.), ale více „se usazuje“ v poloze nového pohybového vzoru, kterou si v první třetině měření zafixovala. V poslední třetině se již distribuce tlaku stabilněji přesunula do nové polohy, kterou pouze občas změní . <b>dyskomfort řeší</b> pohybovým vzorem, kdy přesouvá maximální tlak na levý tuber ischiadicum, levou zadní část hýždě a kostrč. V poslední třetině měření mění tuto polohu přesunem na stehna a zpět.
<b>Pohybová odezva</b>	Po celou dobu měření velmi nestabilní <b>Dyskomfort řeší</b> v sagitální rovině nepravidelnou a zároveň velmi častou pohybovou odezvou trupu (odvozeno z kinematiky Th1) a ramenních kloubů (odvozeno z kinematiky akromion), kde byl pohyb velmi výrazný. Pohyb pánve byl poměrově menší, ale časově odpovídal kinematice Th1 a akromion bilaterálně.

Celková dráha bodu Th1 při měření dyskomfortu po dobu 30 minut: **31m 85cm**

Od celkové doby 30 minut byl odečten čas:

2 pauzy (47s, 47s) – pro ukládání dat do paměti PC

Tedy 94 s neprobíhalo měření a dráha Th1 nemohla být přičtena.

## 4.5 Změny velikosti úhlu spojnice zadních pánevních spin a osy X v čase

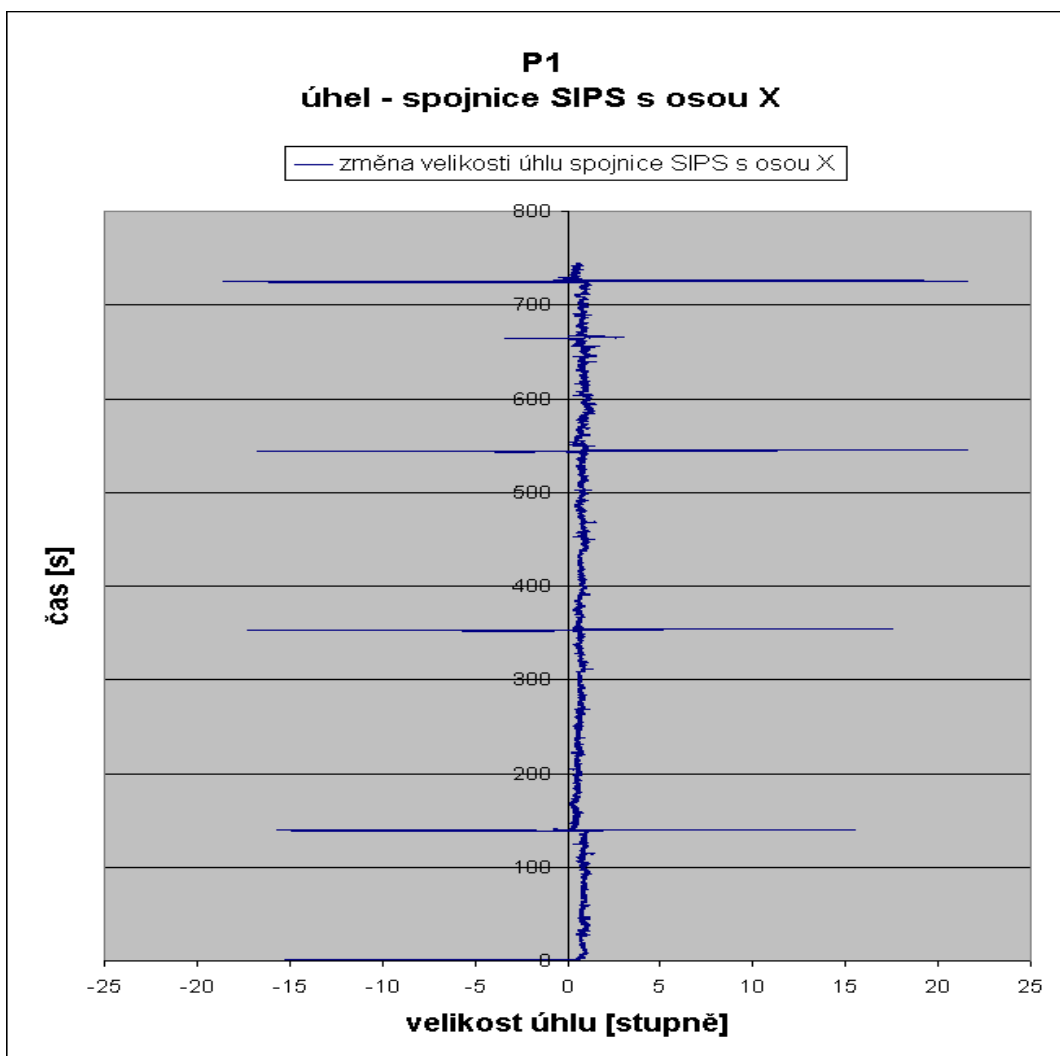
Pozn.: Názvy os X, Y, Z jsou v dalším popisování grafů vždy uváděny jako osy ze 3D souřadného systému, ve kterém se sledované body pohybují.

Matematický výpočet tohoto úhlu:

$$\text{ArcTG} = ((z2-z1)/|x2-x1|),$$

Souřadnice bodu SIPS sin. [x1 ,y1, z1]

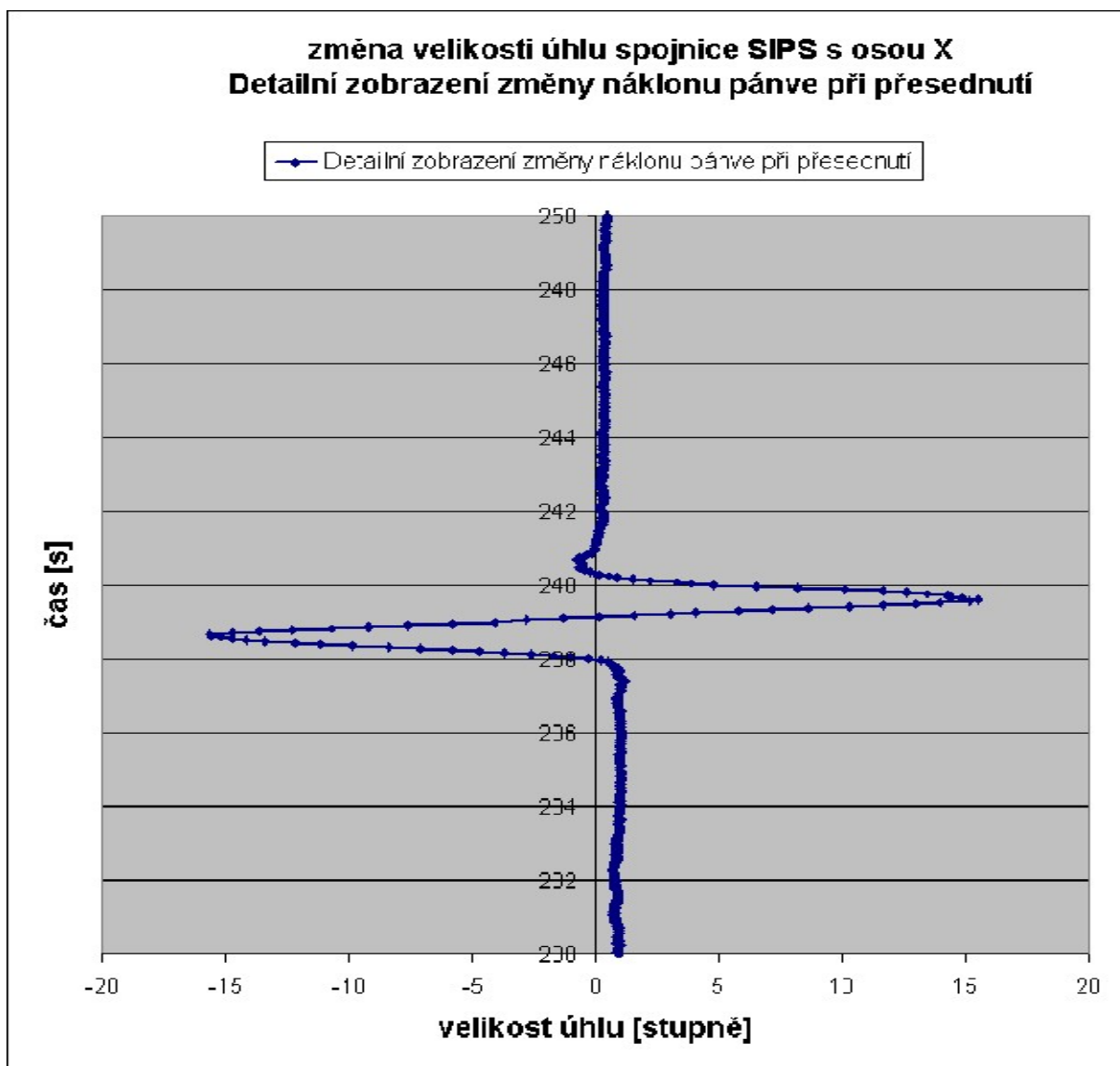
Souřadnice bodu SIPS dx. [x2, y2, z2]



graf 15

Graf 15 je pouze část (vzorek) z celkové doby měření P1, ale můžeme říct, že je směrodatnou ukázkou celého průběhu změn úhlu spojnice SIPS ve frontální rovině.

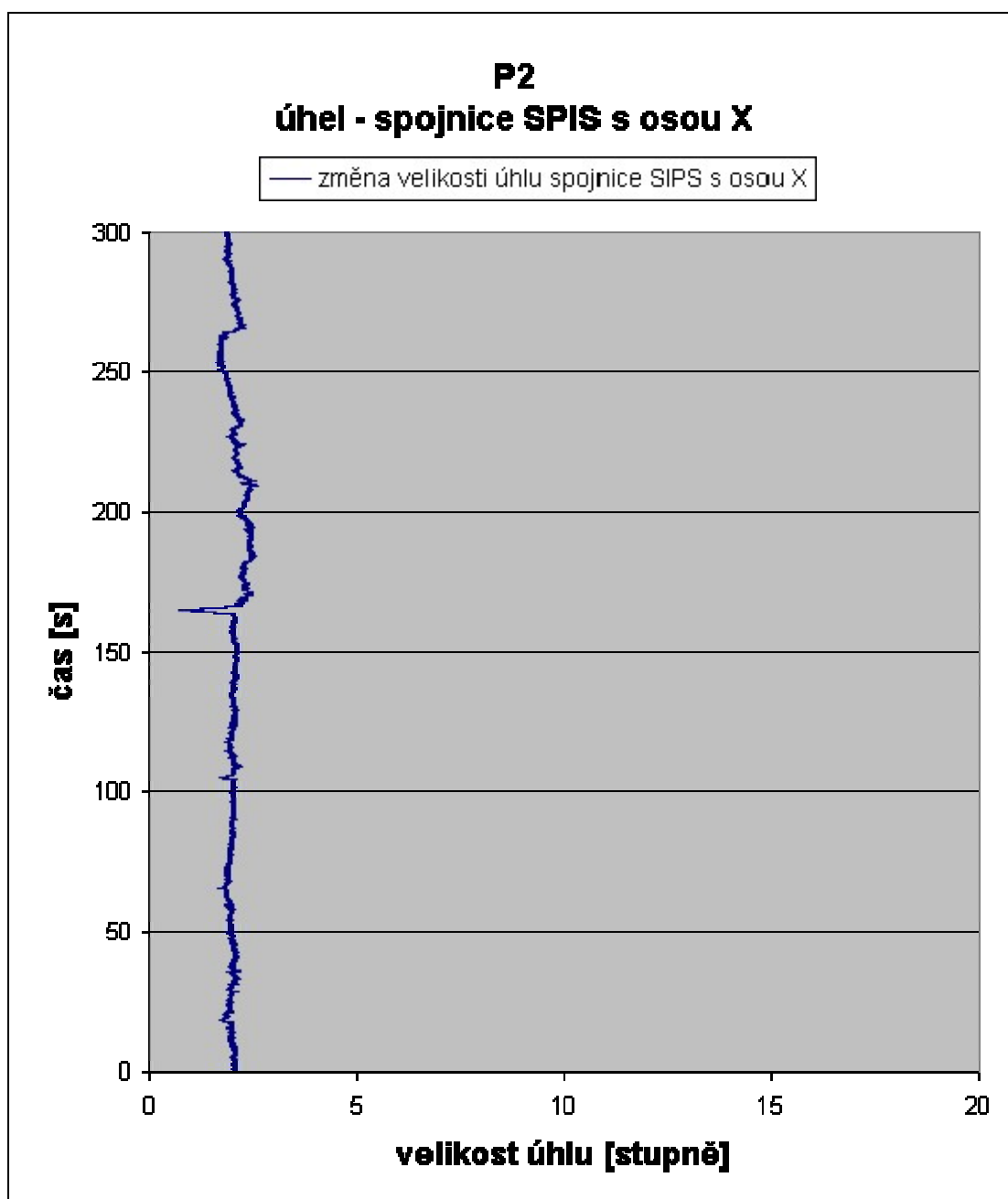
Jsou patrné jednotlivé změny velikosti úhlu svírajícího spojnice zadní pánevních spin a osy X. Maximální úhel náklonu pánve ve frontální rovině při jednotlivých změnách (přesednutí) měl velikost až 20 stupňů v kladných i záporných hodnotách, tzn., že se pánev při změnách nakláněla buď pouze na jednu nebo na obě strany.



graf 16

Detailní průběh změny velikosti úhlu spojnice SIPS s osou X (přeseďnutí), náklon pánve na obě strany. Oblast píku v záporných hodnotách znamená odlehčení P hýždě, SIPS dx. se pohybuje sinistro-kraniálně, oblast píku v kladných hodnotách znamená odlehčení levé hýždě, SIPS sin. se pohybuje dextro-kraniálně (graf 16).

Na tomto detailním záznamu je vidět, že graf je v podstatě diskrétní funkce, ve které jsou jednotlivé polohy sledovaného bodu, příslušející jednotlivým snímkům záznamu QS, diskrétně pospojovány úsečkami, pro lepší vizualizaci grafu. Všechny ostatní grafy (změny úhlů ve frontální a sagitální rovině) jsou řešeny stejně.

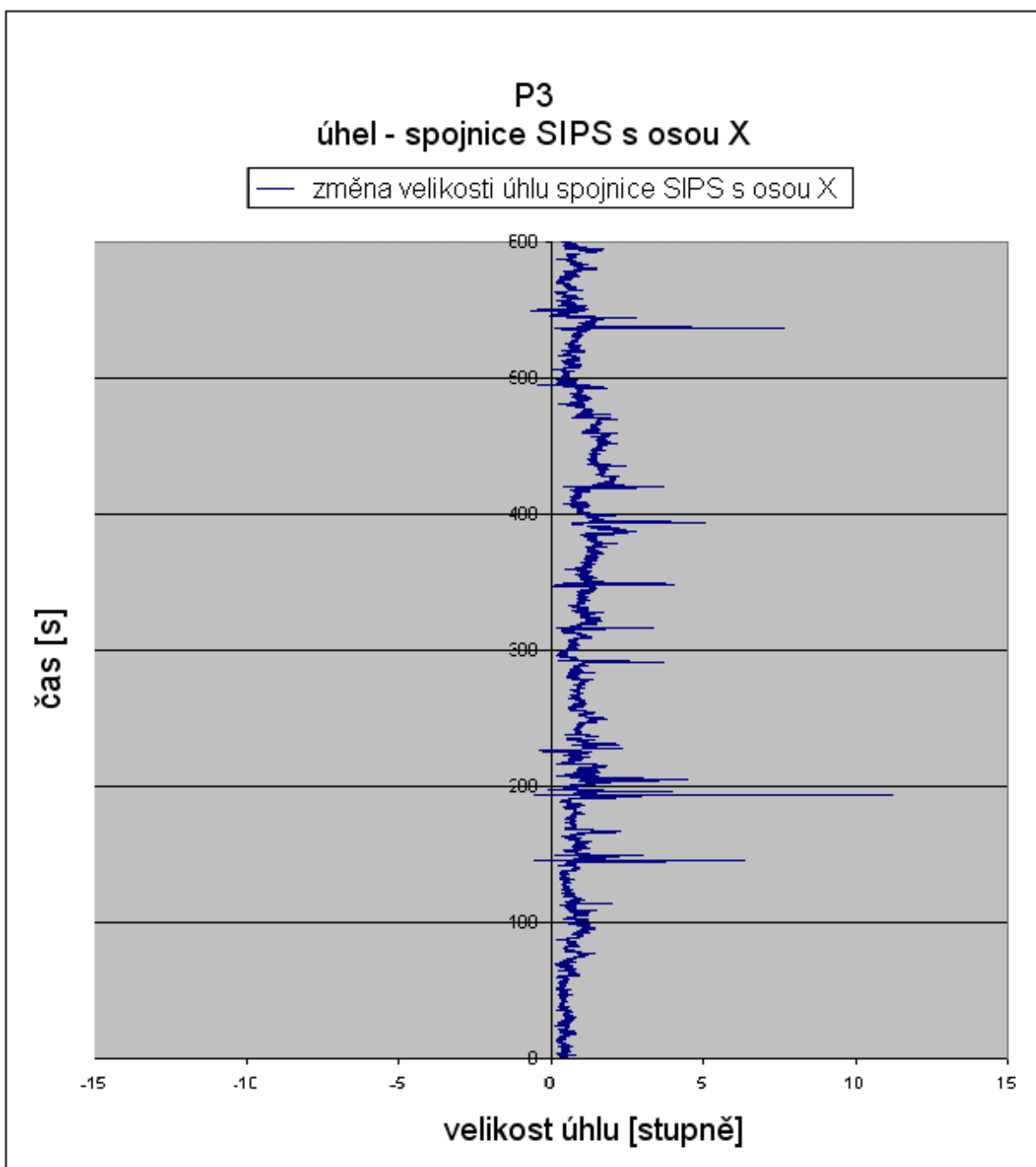


graf 17

Graf 17 je pouze část (vzorek) z celkové doby měření P2, ale můžeme říct, že je směrodatnou ukázkou celého průběhu změn úhlu spojnice SIPS ve frontální rovině.

Úhel náklonu pánve ve frontální rovině se měnil jen minimálně. Jediná relativně větší výchylka (v porovnání s P1 zanedbatelná) necelý 1,5 stupeň souvisí se pohybem, resp. změnou polohy SIPS v sagitální rovině.





graf 18

Graf 18 je pouze část (vzorek) z celkové doby měření P3, ale můžeme říct, že je směrodatnou ukázkou celého průběhu změn úhlu spojnice SIPS ve frontální rovině.

Úhel náklonu pánve ve frontální rovině se mění nepravidelně. Jeho velikost je různá, v rozsahu od  $-6$  do  $11$  stupňů, přičemž jednoznačně převažují kladné hodnoty, tzn., že při změnách pánev naklání stálo na jednu stranu.

## 4.6 Změny velikosti úhlu spojnice středu mezi SIPS a TH1 s osou Y v čase

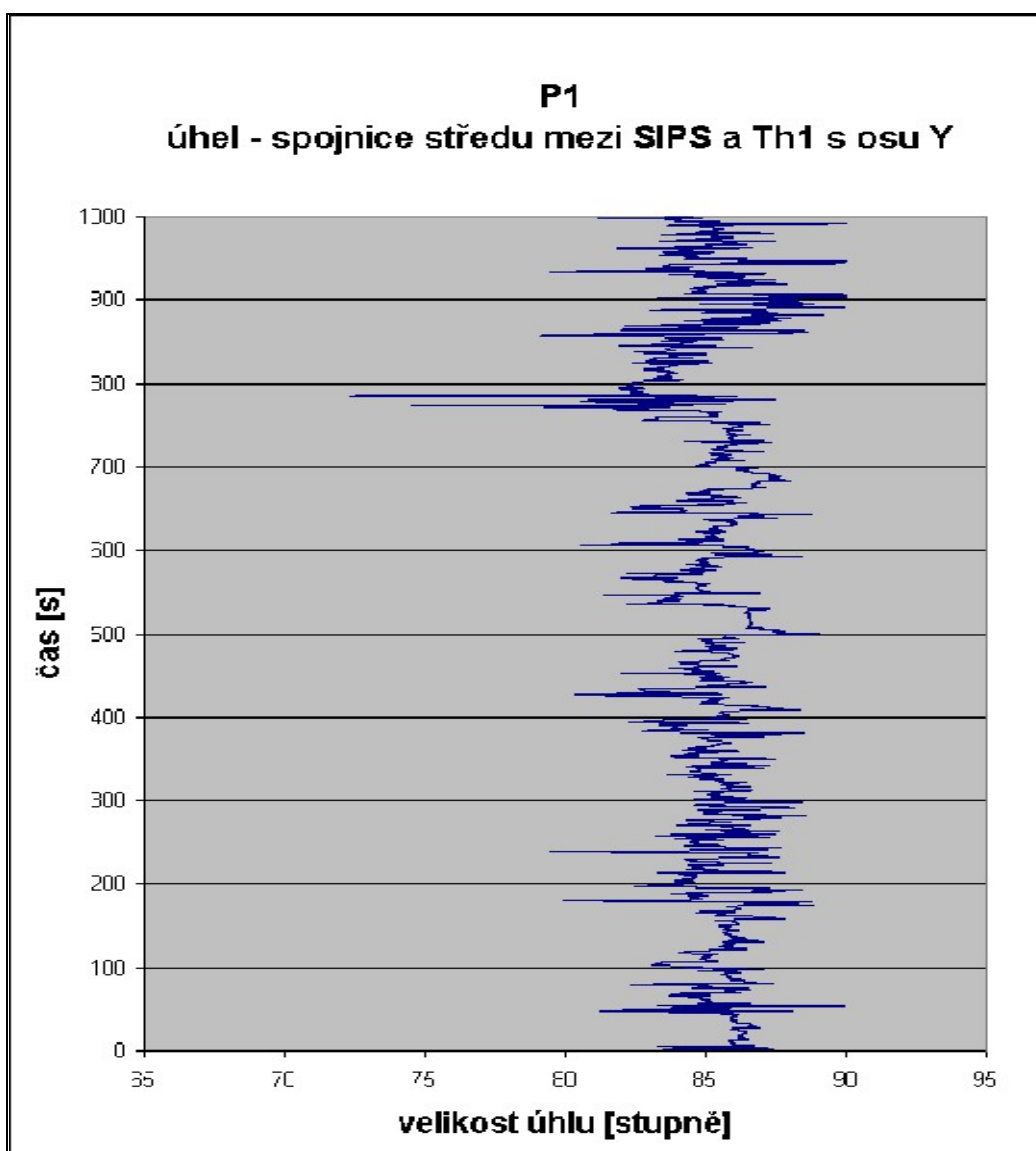
Páteř je v prostoru daná dvěma body – processus spinosus Th1 a středem mezi zadními spinami pánve, považujeme ji v tomto případě pomyslně za rovnou tyč, která s osou Y svírá sledovaný úhel.

Matematický výpočet tohoto úhlu:

$$\text{ArcTG} = ((z2-z1)/|y2-y1|),$$

Souřadnice bodu -střed mezi SIPS [x1, y1, z1]

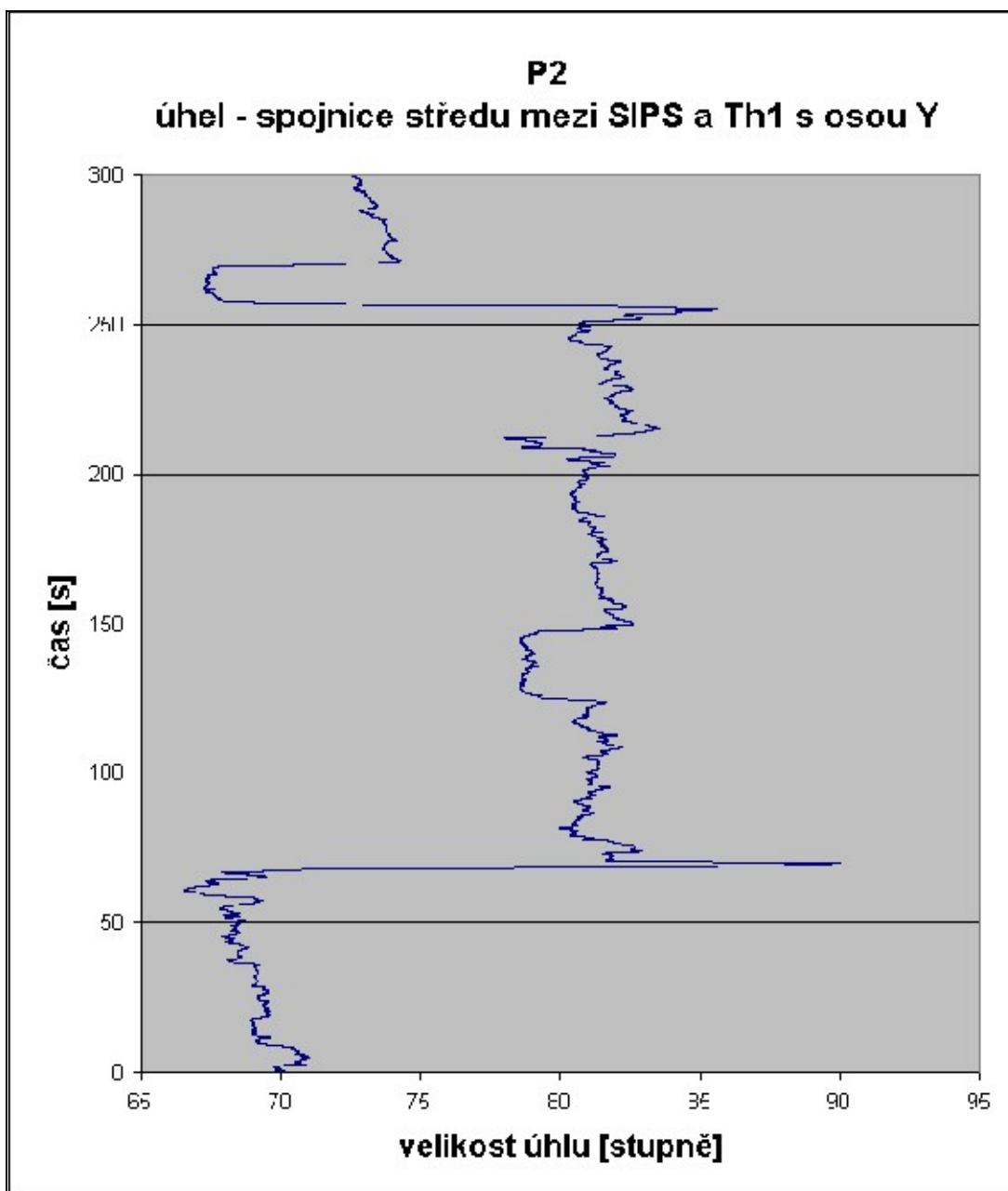
Souřadnice bodu Th1 [x2, y2, z2]



graf 19

Graf 19 je pouze část (vzorek) z celkové doby měření P1, ale můžeme říct, že je směrodatnou ukázkou celého průběhu změn úhlu v sagitální rovině

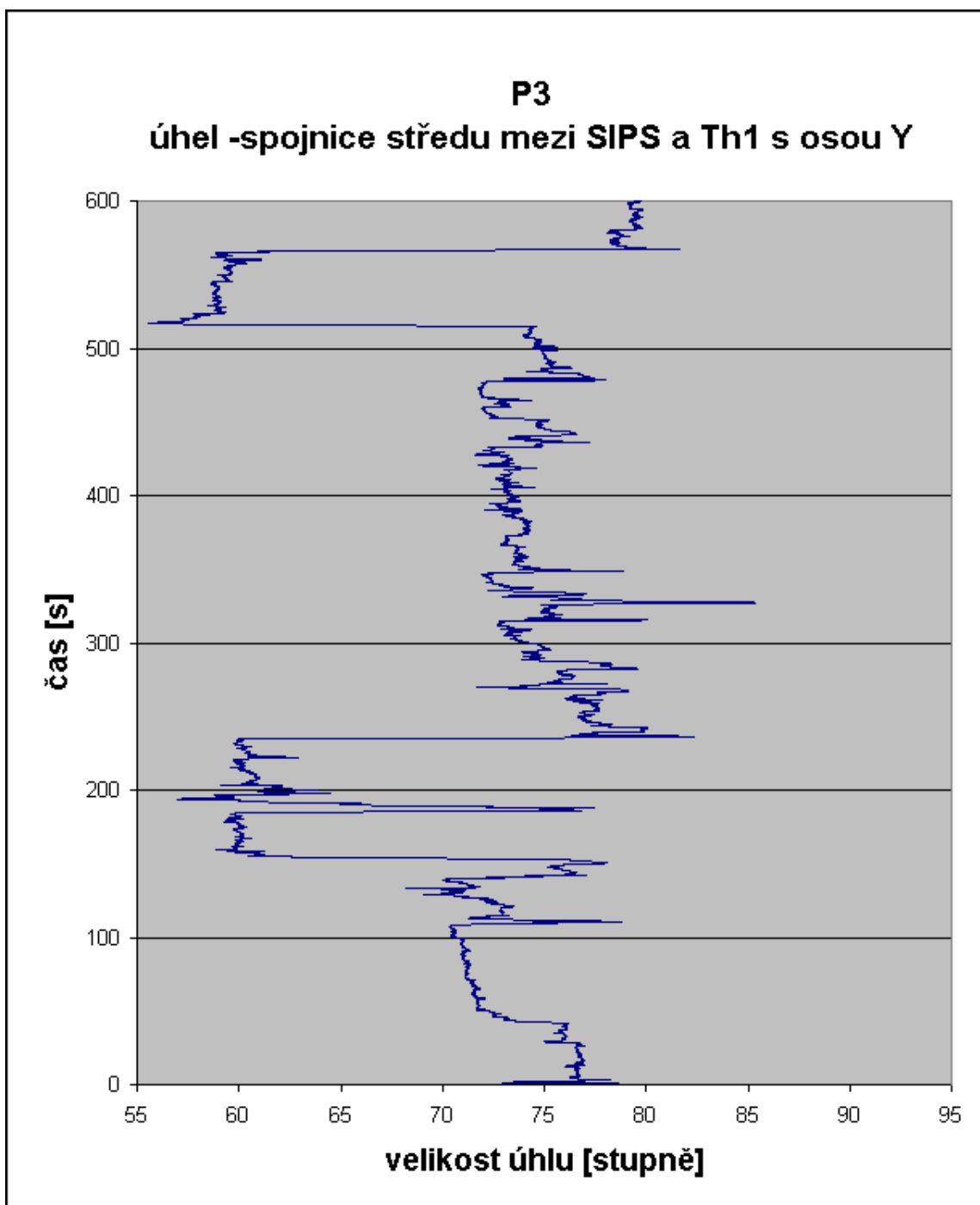
Vypočítaný úhel se neustále mění v prvních 2/3 měření v rozmezí 80st. a 90st., tedy 10st. V poslední třetině se výchylky trupu (páteře) zvětšují, v rozmezí téměř 72st. - 90st., tedy téměř 20st.



graf 20

Graf 20 je pouze část (vzorek) z celkové doby měření P1, ale můžeme říct, že je směrodatnou ukázkou celého průběhu změn úhlu v sagitální rovině.

Toto je přibližně část ve druhé třetině celého měření a je zde názorně vidět, že P2 měnila polohu, resp. vypočítaný úhel trupu (a to v rozmezí 67st.- 90st.) a ve změněné poloze určitou dobu setrvala, poté se vrátila přibližně do předchozí polohy. Tento pohybový vzor udržela P2 celé měření, přičemž frekvence změn v první polovině byla výrazně nižší než ve druhé polovině.



graf 21

Graf 21 je pouze část (vzorek) z celkové doby měření P3, ale můžeme říct, že je směrodatnou ukázkou celého průběhu změn úhlu spojnice SIPS v sagitální rovině.

Toto je druhá třetina celého měření a můžeme zde vidět, že vypočítaný úhel páteře v sagitální rovině se měnil nepravidelně od 57st. do 85st., tedy v rozmezí téměř 30st.

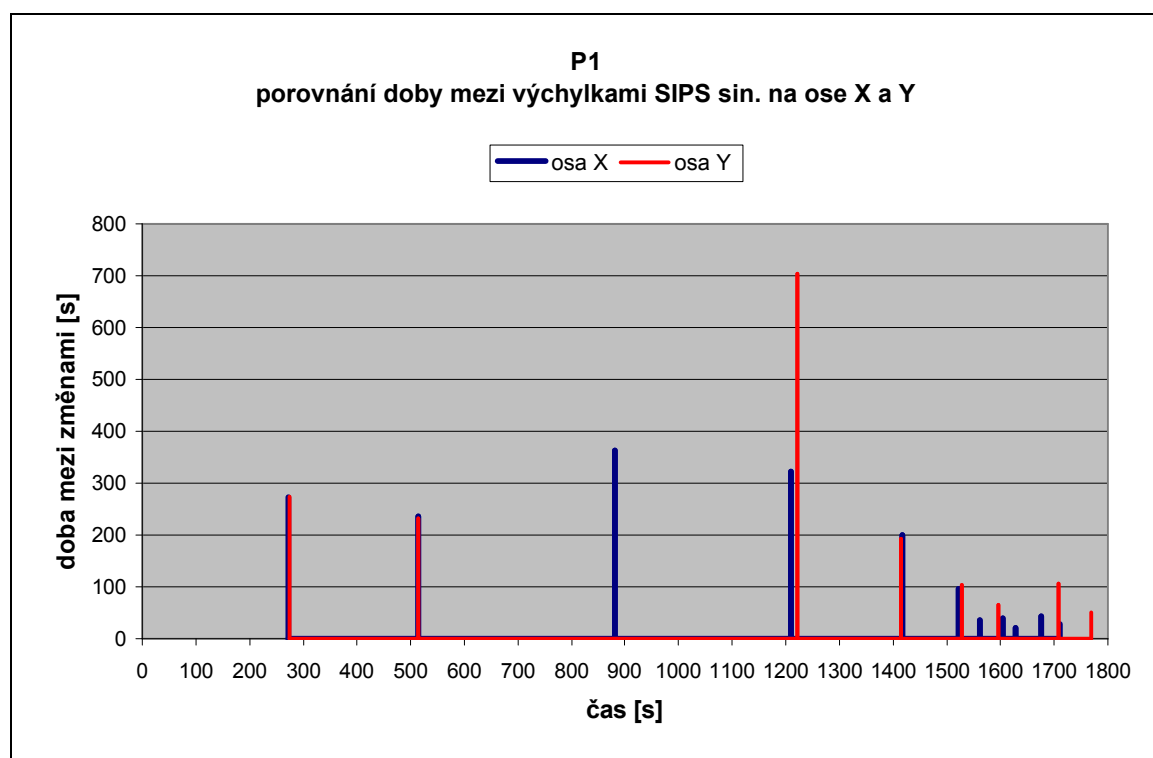
## 4.7 Porovnání největších výchylek při pohybové odezvě

### 4.7.1 Intra-individuální rozdíly

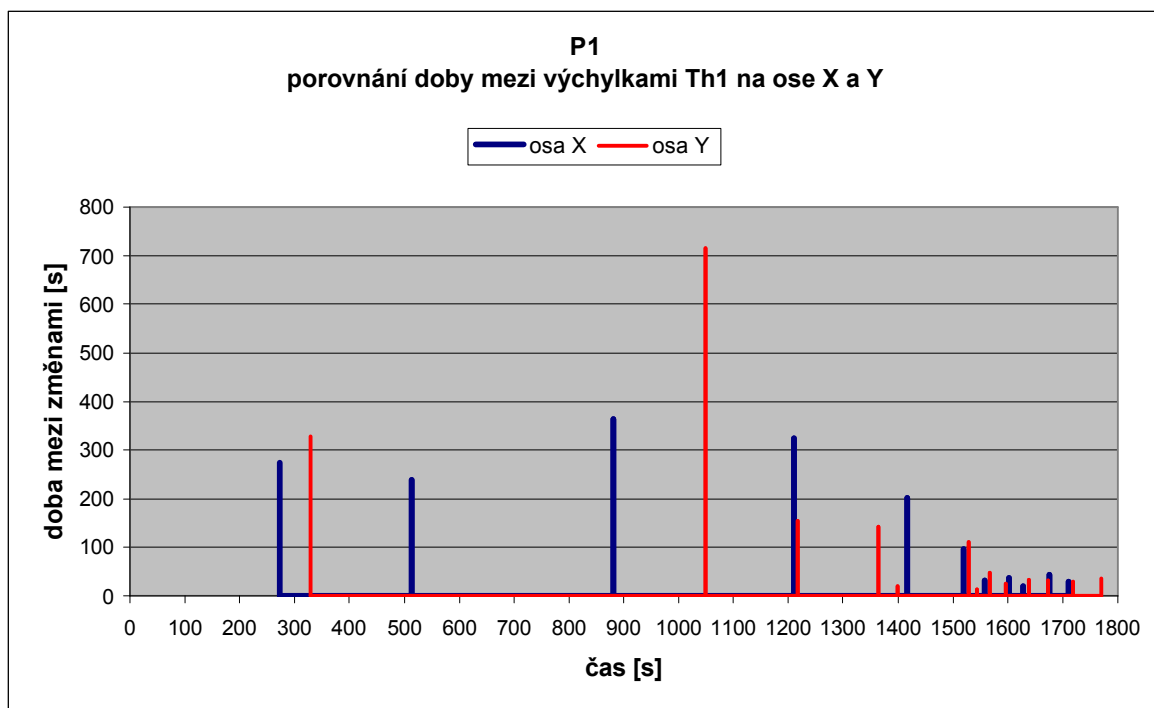
Grafy 22-26 porovnávají dobu mezi jednotlivými velkými změnami polohy SIPS sin. na ose X a Y, resp. v latero-laterálním a ventro-dorzálním, resp. dorzo-ventrálním směru u P1, P2 a P3. Není zde zobrazeno jak dlouho trvaly samotné výchylky nebo jejich velikost, ale doba mezi nimi – tedy jejich frekvence.

Na grafech 22, 23 je vidět, že u P1 většina výchylek SIPS sin. ve směru os X a Y spolu souvisela (tzn. sledovaný bod se přibližně ve stejný časový úsek pohyboval ve směru osy X i Y.) U bodu Th1 to tak jednoznačné není.

Je zde vidět časová a frekvenční stabilita výchylek především ve směru osy X u obou sledovaných bodů.



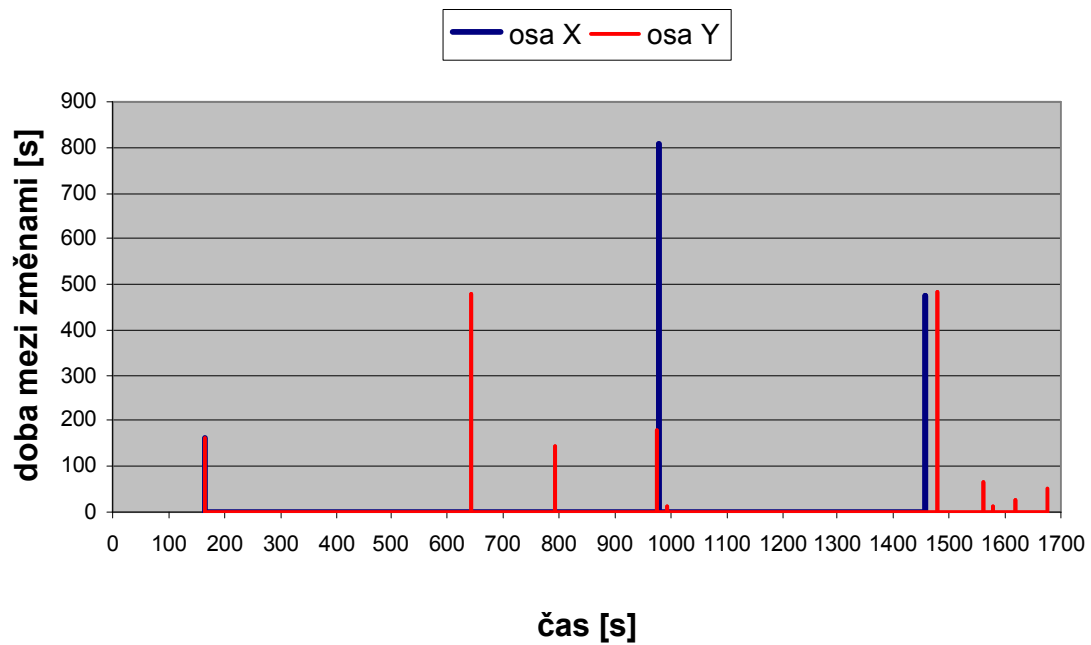
graf 22



graf 23

U P2 k žádným větším výchylkám SIPS sin. ve směru osy X nedocházelo, proto graf k porovnání není zobrazen. Výchylky Th1 probíhaly také především na ose Y a to s nepravidelnou frekvencí. (graf 24)

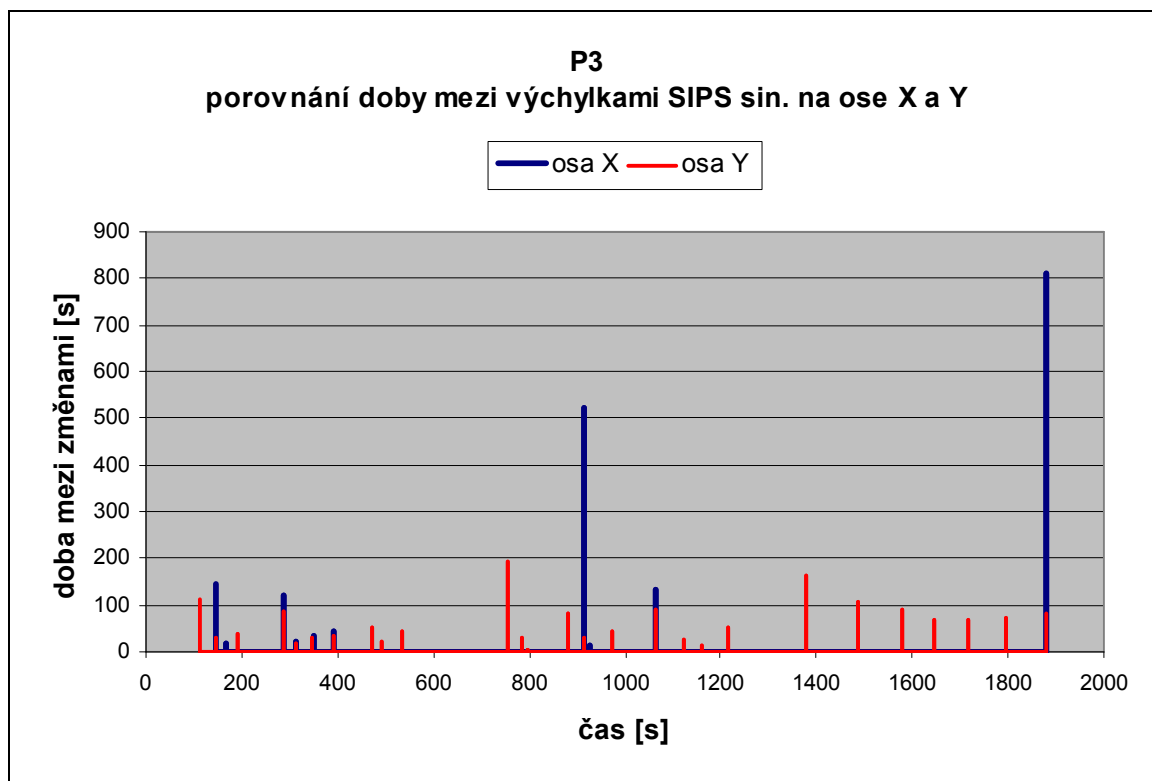
**P2**  
**porovnání doby mezi výchylkami Th1 na ose X a Y**



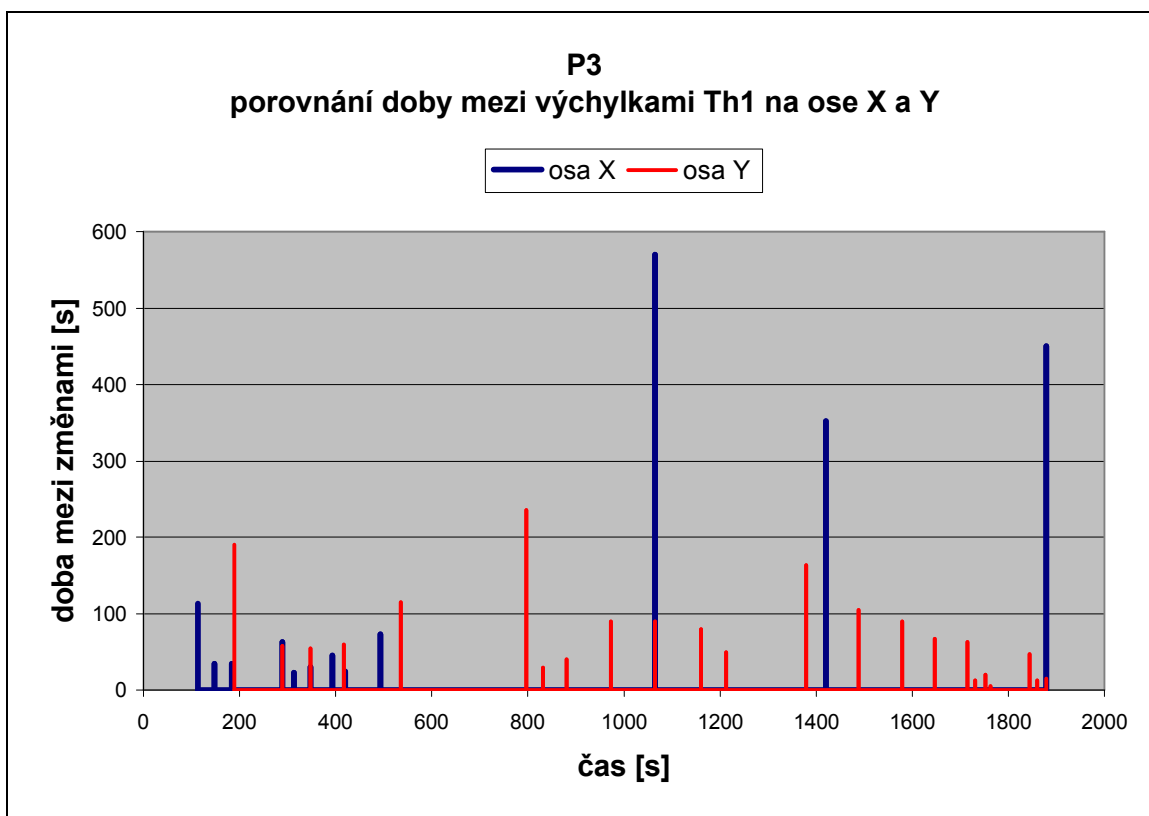
graf 24



Oba body SIPS sin. i Th1 se u P3 pohybují ve směru osy Y (resp. ve ventro- dorzálním nebo dorzo-ventrálním směru) velmi často, tedy doba mezi výchyly je velmi krátká v porovnání s výchyly na ose X. (grafy 25, 26)



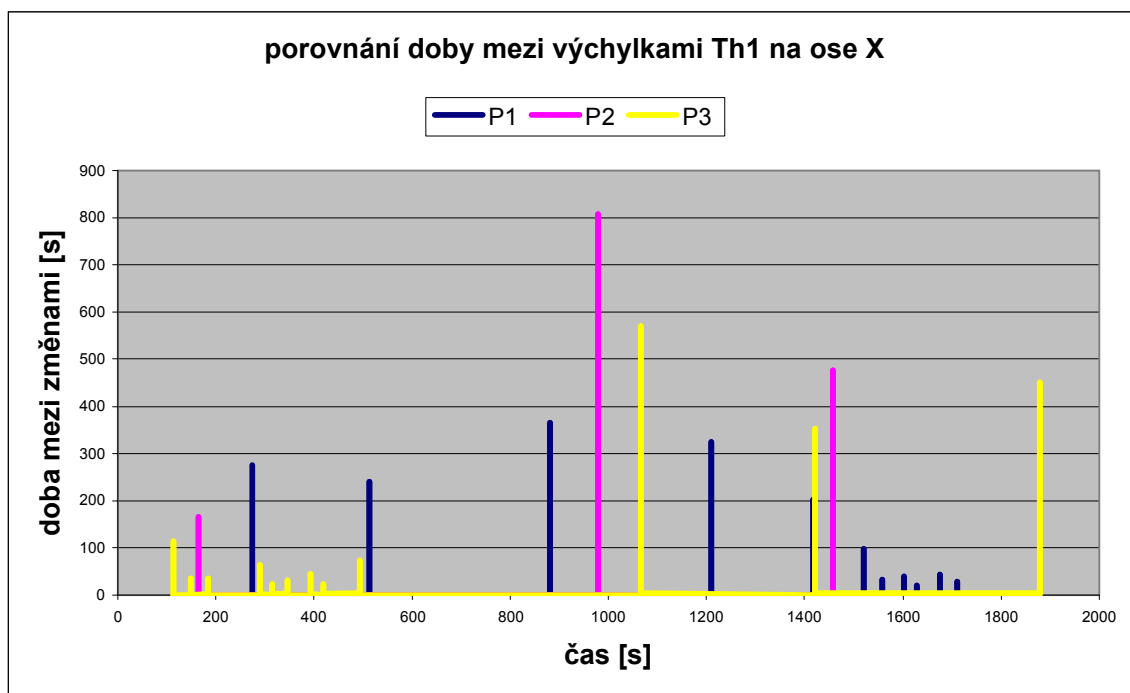
graf 25



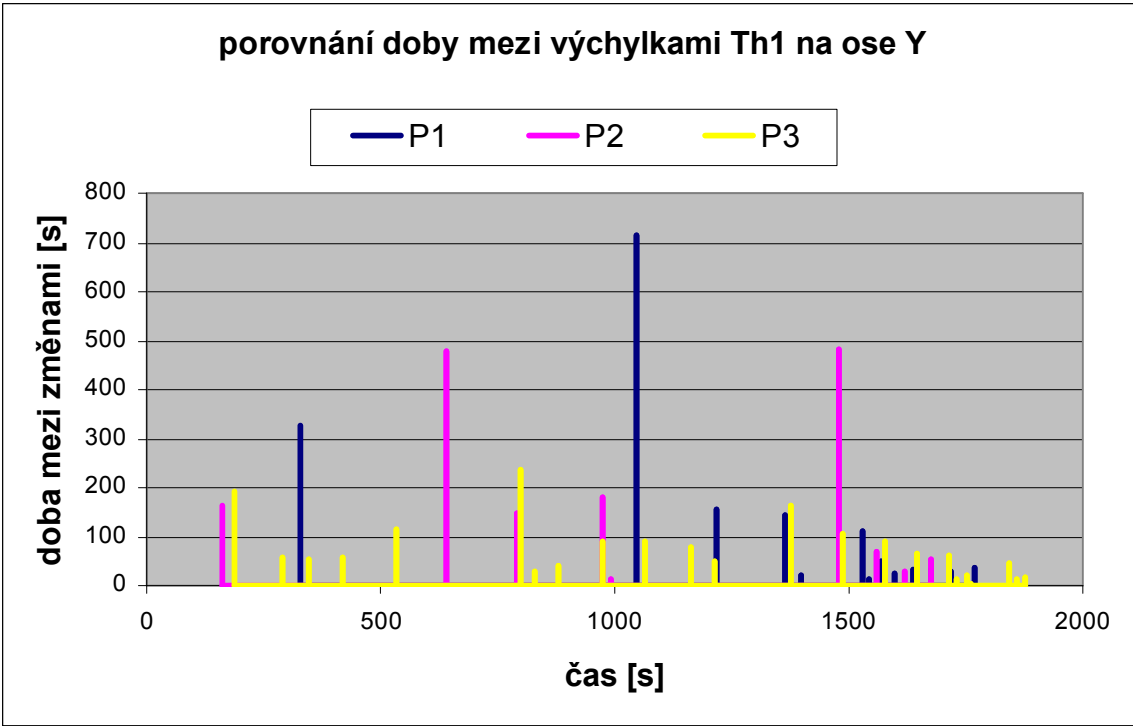
graf 26

#### 4.7.2 Inter-individuální rozdíly

Graf 27 porovnává doby mezi velkými výchylkami Th1 ve směru osy X, graf 28 ve směru osy Y. Nejdelší doba mezi výchylkami na X i Y je zřejmá u P2, naopak nejkratší u P3 na ose Y. Na ose X P1 vykazuje stabilitu a P3 nestabilitu v pohybovém chování při dyskomfortu, P2 neporovnáme kvůli malému počtu výchylek.



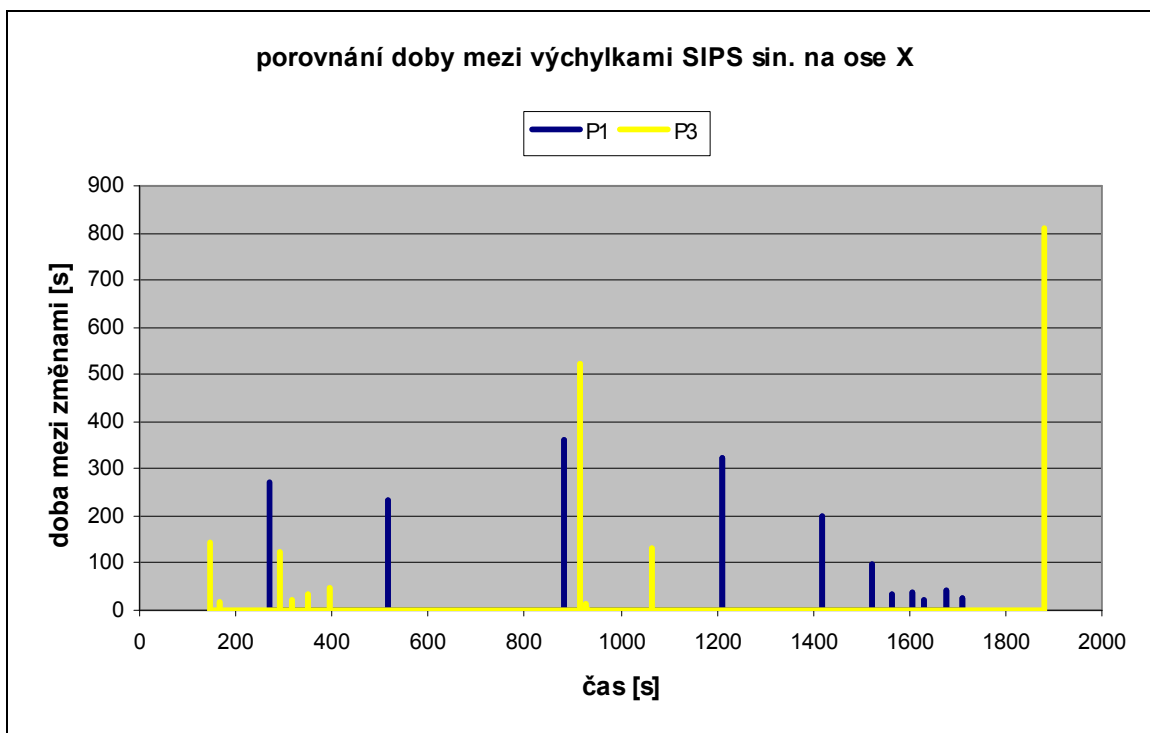
graf 27



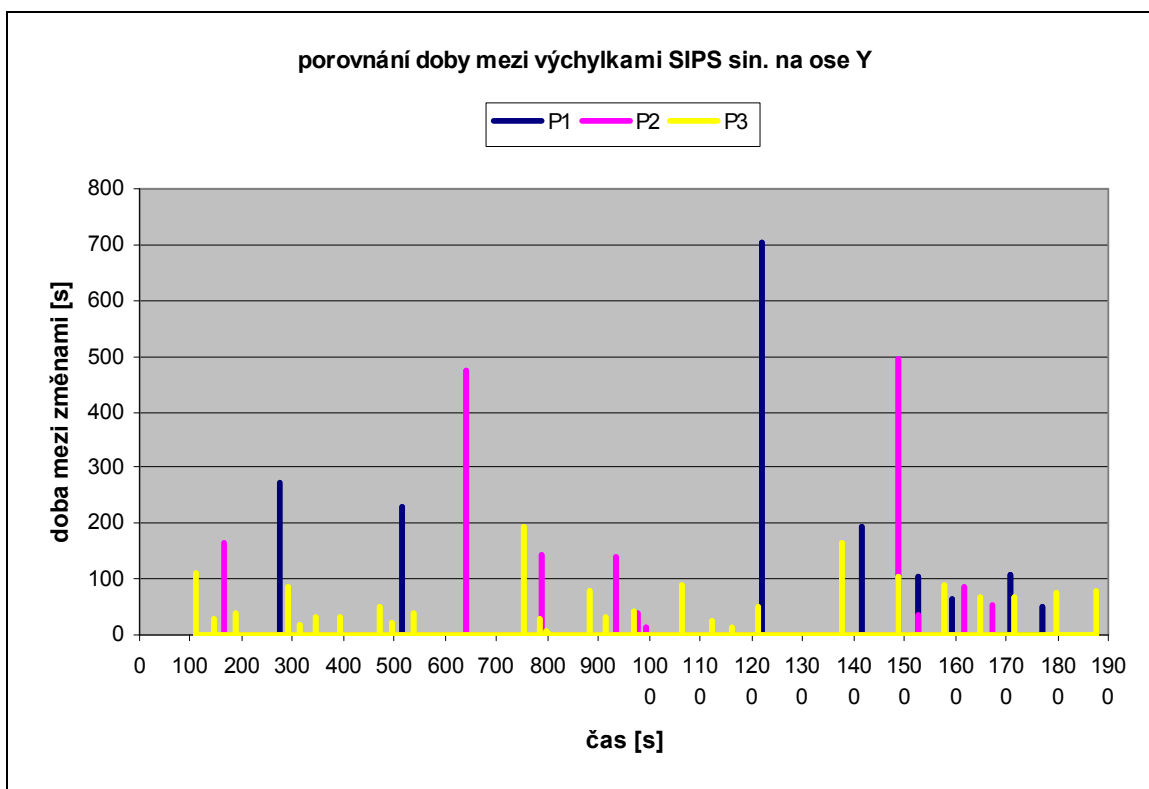
graf 28

Graf 29 porovnává dobu mezi velkými výchylkami ve směru osy X (P2 není zobrazena, protože se pohybovala pouze ve směru osy Y) P1 vykazuje stabilitu, P3 nestabilitu.

Graf 30 ve směru osy Y, kde je frekvence výchylek jednoznačně největší u P3, u P1 a P2 je nepravidelná.

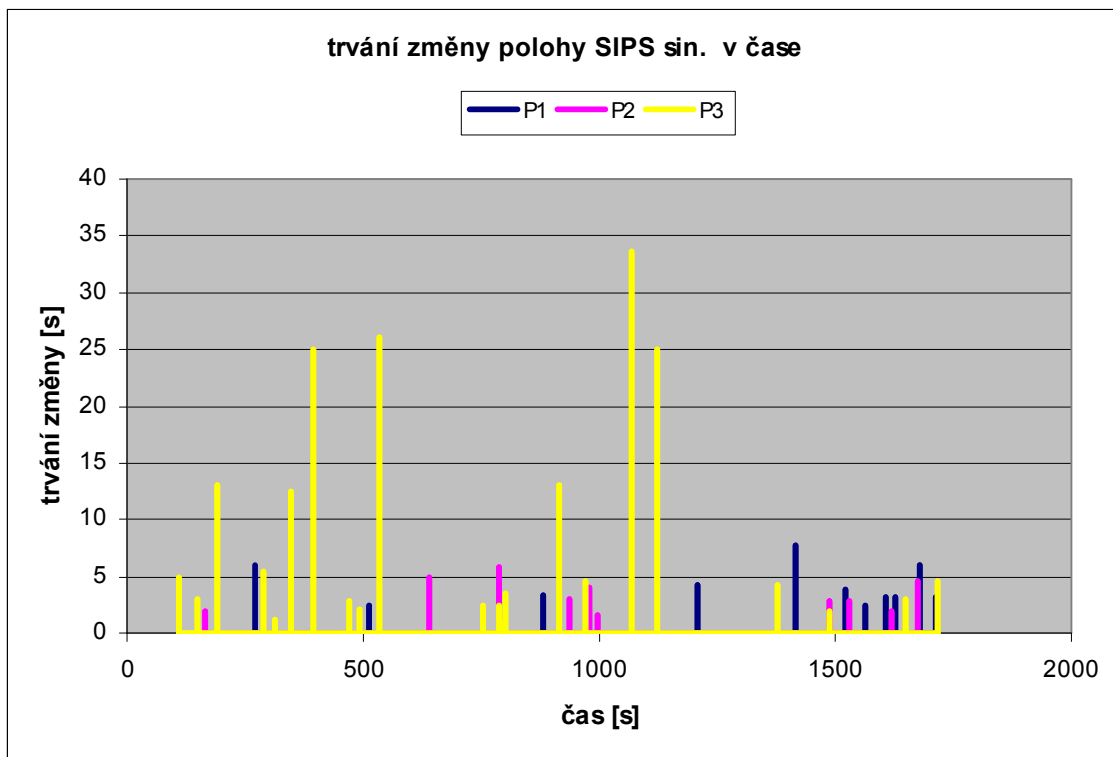


graf 29



graf 30

Graf 31 ukazuje jak dlouho zkoumaným osobám P1, P2 a P3 trvala změna polohy bodu SIPS sin při větší výchylce. Je zde jasně vidět, že zatímco osoby P1 a P2 měnily polohu poměrně rychle - do 6s, P3 měnila polohu někdy až 34s.



graf 31

## 5 Diskuze

Hodnocením subjektivních pocitů při dyskomfortu se v posledních letech zabývá mnoho autorů a často se shodují na tom, že toto subjektivní vnímání nepohodlí je jedním z nejdůležitějších vodítek detekce dyskomfortu. V naší studii jsme ale zjistili, že pro využití v praxi (designéři židlí, sedadel apod.), je také velmi důležité hledat objektivní data detekující dyskomfort.

Při analyzování objektivního parametru – pohybové odezvy nebo posturální změny na monotónní zátěž jsme dospěli k podobnému závěru jako Erbenová (2005) a Weissová (2005). Ve své studii sledovaly zkoumané osoby při řízení automobilu. 2 hodiny natáčely jednotlivě 3 probandy videokamerou při jízdě v autě, přičemž jedna kamera zachycovala obličej a ramena jedince zepředu, druhá snímala tělo z boku od hlavy po kolena. Bylo zaznamenáno počet pohybů hlavy, trupu a horních končetin. V této studii zjistily, že lze vyčíst inter-individuální rozdíly pohybového chování během jízdy a rozdíly ve frekvenci a kvalitě tohoto pohybového chování.

Oproti výše uvedené studii, jsme tuto problematiku zkoumali detailněji, pomocí 3D zobrazení přesného pohybu tří vybraných bodů - na pánvi a páteři. Porovnávali jsme kinematiku Th1 a SIPS ve všech 3 rovinách u 3 konstitučně různých probandů. Srovnávali jsme také změny velikosti úhlu náklonu pánve ve frontální rovině a změny náklonu páteře (které pro zjednodušení byla dána 2 body středem mezi SIPS a Th1) v sagitální rovině. Hodnotili jsme jednak celý průběh pohybové odezvy probandů, resp. vybraných bodů, jednak jsme se zaměřili na největší výchylky. Zkoumali jsme především jejich směr, četnost a velikost. Vybrány a zpracovány byly body, na kterých byly v naměřených datech vidět nejvýraznější pohybové změny. Při výběru bodů jsme zjistili, že například pohyb ramenních kloubů (resp. akromionu) se příliš nelišil od pohybu Th1. Některé body se při sezení nepohybovaly téměř vůbec, např. vnější šterbina kolenních kloubů nebo trochanter major kyčelních kloubů. Výsledky přinesly potvrzení hypotézy inter-individuální rozdílnosti a intra-individuální stability.

Další objektivní parametr, který jsme vyhodnocovali, byla distribuce tlaku na interakčním rozhraní. Touto metodou hodnotil dyskomfort například Grandjean (1973), který tvrdil, že rozhodujícím momentem pro pocity pohodlí je správné rozložení tlaku.



Jaké je to správné rozložení tlaku již ale jednoznačně nevysvětlil. Podle mého názoru správná distribuce tlaku neexistuje. Musíme ale připustit, že u probanda astenického typu, který podle footscanu maximálně zatěžoval oblasti tuber ischiadicum a nejvíce si stěžoval právě na tyto oblasti, bylo nerovnoměrné rozložení tlaku pravděpodobně zdrojem dyskomfortu. Andreoni rozdělil sezení podle maximálně zatěžovaných oblastí na ischiadický, trochanterový a sakrální. Vzhledem k omezenému počtu probandů bychom mohli přirovnat ischiadickému typu sezení P1, a P2, sakrálnímu typu částečně P3.

Při hodnocení distribuce tlaku u 3 probandů (konstitučně různých typů) se potvrdily hypotézy inter-individuální rozdílnosti a intra-individuální stability. Každý proband řešil nepohodlí svým individuálním způsobem, přičemž po celou dobu měření opakoval podobný motorický vzor.

Technologie Footscan není konstruována pro dlouhé zaznamenávání a ukládání obrovského množství dat, proto jsme museli zvolit jiné řešení - natáčení obrazovky počítače, která zobrazovala aktuální rozložení tlaku sedícího probanda. Podobný technický problém byl i s ukládáním dat QS. Na rozdíl od QS není footscan jednoduše kalibrovatelný, proto jsme uvedené hodnoty v N/cm<sup>2</sup> zobrazené na barevné škále vedle záznamu měření mohli považovat jen za relativní, spíše to tedy jsou poměry distribuce tlaku.

Pro detekci subjektivního vnímání nepohodlí jsme zvolili číselnou stupnici s verbálním ohodnocením intenzity dyskomfortu z důvodu okamžité výpovědi a současného zachování držení těla, každý pohyb (např. kreslení do analogové stupnice) by jinak zkresloval záznamy pohybové odezvy. Nevýhodou je, jak píše Dočkalová (2005), snížená citlivost ke změnám intenzity.

Problém, na který jsme narazili při vyhodnocování SQ, byla terminologie při popisování grafů s výsledky měření. Jednalo se o 2D grafy, dané samozřejmě osami X,Y, ve kterých zobrazujeme průběh změn poloh bodů, které jsme sledovali ve 3D, tedy jednotlivě na osách X, Y, Z. Došlo tedy ke shodám názvu os X, Y. Před popisováním grafů v textu na tuto skutečnost upozorňujeme a uvádíme, že osy 2D grafu nazýváme jako horizontální a vertikální, případně je označujeme veličinami, které jsou na nich vyneseny.

Další spornou otázkou je výběr probandů, který může zkreslovat výsledky. Jedná se shodně o ženy mezi 25 – 35 lety, ale dvě z nich jsou studentky, které zatím nepracují, nemají zkušenost z monotónní zátěží. Třetí zkoumaná osoba má vzhledem k charakteru svého zaměstnání naopak poměrně velkou zkušenost s pohybovou deprivací vsedě při řízení auta na dlouhé vzdálenosti, dalo by se říct že je P3, víc než P1, P2 adaptovaná na tuto zátěž, což se projevilo při zaznamenávání pocitů dyskomfortu do dotazníku. O aktuálním nepohodlí vypovídala ze všech probandů nejméně, ale přitom její pohybová odezva na nepohodlí byla nejčastější, tedy nejčastěji a také s největšími exkurzemi (pouze v sagitální rovině) měnila svojí polohu. Dyskomfort tedy řešila změnou polohy nevědomě, lépe řečeno nevědomovala si ho do té míry, aby tento nepříjemný pocit měla potřebu zmínit (v subjektivním dotazníku). Naopak P1 na dyskomfort poukazovala poměrně dost často, ve srovnání s P2.

Zajímavý byl výsledek celkové dráhy bodu Th1, kdy by se dalo očekávat, že tato veličina bude největší u P3, vzhledem k četnosti a velikosti výchylek Th1. Celková dráha Th1 je však nejdelsí u P1 i přesto, že pohybová odezva vykazovala největší stabilitu ve smyslu podobně dlouhého časového intervalu mezi výchylkami. Většina výchylek byla však velkého rozpětí. Opět zde ale dochází k částečnému zkreslení výsledků, protože u P3 odečítáme dobu kdy se 2x ukládali data do počítače, u P2 navíc z technických důvodů neuloženou 4. část měření.

Sporným bodem některých autorů je délka měření experimentu. Dočkalová (2005) píše, že podle zkušeností Vehicle Ergonomics Group (konceptně hodnotící automobilová sedadla již od roku 1981), je trvání experimentu po dobu 2 hodin minimální čas pro získání jasných informací o dyskomfortu. Erbenová a Weissová (2005) se inspirovali tímto výrokem a ve svém experimentu měřili dyskomfort při řízení auta také 2 hodiny. Naše výsledky ukazují, že k detekci zvyšujícího se dyskomfortu stačí 30 minut. Nehodnotili jsme ale dyskomfort v pohodlné sedačce auta, ale na desce Footscan, konstruované z tvrdého materiálu. Zároveň se probandi neměli k dispozici zádovou opěrku ani opěrky na horní končetiny.

Z tohoto pohledu jsme zajistili standardní podmínky pro objektivní hodnocení dyskomfortu, ze kterých mohou vycházet budoucí, podrobnější výzkumy. Například

detailnější analýza pohybů pánve a bederní páteře, protože podle našich výsledků zde docházelo k nejzávažnějším změnám pohybového režimu jedince při dyskomfortu.

Branton (1969) upozornil na důležitost doby zaznamenání právě pocíťovaného dyskomfortu. Tento poznatek nám připadal také velmi závažný, proto jsme při měření zaznamenávali subjektivní pocity probandů ve chvíli, kdy byly vnímány. Důvod rozhovoru na jiné téma (než dyskomfort) v průběhu měření byl ten, aby testované probandky nekoncentrovaly myšlenky pouze na vnímání dyskomfortu. Je ale možné, že pokud by se probandi místo rozhovoru museli soustředit na vykonávání složitějšího úkolu, například řešení matematické úlohy, mohla byla být četnost subjektivních výpovědí nižší.

Dále se nám potvrdilo tvrzení Brantona (1969), že se zvyšujícím se počtem změn držení těla, se zvyšuje intenzita dyskomfortu.

Důležité je zamyslet se nad příčinami, proč právě tímto způsobem řešily zkoumané osoby dyskomfort. Protože jsme si ověřili inter-individuální rozdíly, bude tím pádem existovat i mnoho příčin jednotlivých pohybových reakcí na dyskomfort.

U první zkoumané osoby P1 faktory jako - konstituční dispozice a to především oblasti pánve, výsledky distribuce tlaku této oblasti, subjektivní vnímání zvyšujícího se dyskomfortu, poměrně stabilní vzpřímené držení páteře - bez větších pohybových projevů svalové únavy bederních vzpřimovačů - poukazují na to, že příčina dyskomfortu u této zkoumané osoby bude s velkou pravděpodobností pramenit z lokálního útluhu měkkých tkání oblastí tuber ischiadicum.

Druhá zkoumaná osoba P2 si poměrně málo stěžovala na aktuální dyskomfort. Z distribuce tlaku je patrné, že pro regeneraci utlačených měkkých tkání jí stačí zmenšovat nebo rozšiřovat interakční plochu, resp. snižovat nebo zvyšovat interakční tlaky. Nejvýraznější pohybová odezva se podle 3D analýzy odehrávala v oblasti pánve a bederní páteře, na kterou si také nejčastěji stěžovala. Podle toho můžeme usuzovat, že tyto změny polohy pánve a bederní páteře vznikaly na základě svalové únavy, ke které z fyziologického hlediska po určité době zákonitě dochází (kapitola 2.3.3.1). Zde jsme si potvrdili tvrzení Portera a Gyia (1999), že každá setrvalá monotónní poloha, nehledě na

to, jak je vhodná nebo správná, může vést k dyskomfortu, pokud v ní setrváváme příliš dlouho.

Třetí zkoumaná osoba P3 si sice ze všech probandů nejméně stěžovala na nepohodlí, ale nejčastěji měnila polohu pánve a páteře. Dyskomfort vnímala v podstatě jen v oblasti bederní páteře. (i když v anamnéze uvedla problematickou oblast krční páteře). I vzhledem ke konstituci, typu zaměstnání a pohybové inaktivitě probandky se domnívám, že by příčinou dyskomfortu mohla být svalová dysbalance v oblasti bederní, případně krční páteře. Z tohoto důvodu by bylo potřeba provést detailní kineziologický rozbor před měřením každé probandky, abychom si například tuto příčinu dyskomfortu mohli potvrdit. Což by mělo být úkolem budoucích studií.

## 6 Závěr

Dyskomfort při sezení je v dnešní moderní době velmi aktuální a diskutované téma, o které se již od druhé poloviny minulého století často zajímali nejen vědci a studenti technických nebo medicínských škol, ale i designéři sedadel, židlí, pohovek, kteří z těchto studií vycházeli. Jejich obecným, společným cílem bylo zjistit parametry, které by v konečném důsledku pomohly najít ergonomické řešení sedadla či židle tak, aby sedící člověk co nejméně vnímal pocity nepohodí.

Tato práce přinesla zajímavé výsledky srovnání subjektivního vnímání dyskomfortu a objektivně naměřených dat. Sledovanými parametry byly distribuce tlaku na interakčním rozhraní a analýza pohybové odezvy na prožívaný dyskomfort.

### Potvrzení či nepotvrzení hypotéz:

A. Distribuce tlaku a pohybové řešení dyskomfortu bude inter-individuálně rozdílné v závislosti i na antropometricky různých typech probandů – astenik, atletik, pyknik. Tato hypotéza se nám potvrdila. Každý proband řešil nepohodlí svým individuálním způsobem.

B. Rozložení tlaku a pohybové řešení při dyskomfortu vykazuje intra-individuální stabilitu.

Tuto hypotézu jsme si také potvrdili., celou dobu měření probandi řešili dyskomfort podobným motorickým chováním.

C. Během časového intervalu působení pohybové deprivace se bude zvyšovat frekvence pohybového řešení dyskomfortu a změny rozložení tlaku.

Tato hypotéza byla potvrzena pouze u P1 a P2. U P3 – pyknického typu se frekvence pohybového řešení a distribuce tlaku nezvyšovala a to pravděpodobně vzhledem k anamnestickým faktorům (typ zaměstnání probandky, pohybová inaktivita, aj.).

D. Výpověď o aktuálním, subjektivně vnímaném dyskomfortu bude předcházet pohybové odezvě.

Tato hypotéza se nám nepotvrdila. Souvislost aktuální výpovědi o nepohodlí a pohybové odezvy se shodovala asi jen ve 20% u všech probandů.

Tato práce by mohla být podkladem pro budoucí, podrobnější výzkumy, vzhledem k tomu, že jsme se snažili při měření zajistit standardní podmínky pro objektivní hodnocení dyskomfortu.

Tuto experimentální studii by mimo jiné mohli využít lékaři a fyzioterapeuti k predikci přetěžování neuro-muskulo-skeletálního aparátu.

#### Použité zkratky:

IVD – inter-vertebral disk

QS – Qualisys System

## Přehled literatury

1. ARMSTRONG, T.J. et al.: *A conceptual model for work-related neck and upper limb disorders*, Scandinavian journal of work, Environment and health, 1993, 19: 73-84.
2. BRANTON, P.: *Behaviour, body mechanics and discomfort*, Ergonomics, 1969, 12: 316-327.
3. BRÜGGER, A.: *Zdravé držení těla během dne*. Praha, A. Kollman, 1995, s. 127.
4. ČIHÁK, R.: *Anatomie 1*. Praha Grada 2001.
5. DE LOOZE, M. P., KUIJT-EVERS, LF., VAN DIEEN, J.: *Sitting comfort and discomfort and the relationships with objective measures*. Ergonomics, 2003, 46(10): 985-97
6. DHINGRA, H. S.: *Discomfort, pressure distribution and safety in operator's seat. – a critical review*. Journal of scientific research and development , July 2003, vol. V.
7. DOČKALOVÁ, A.: *Primární dyskomfort při řízení automobilu, problém identifikace a ocenění*. diplomová práce, 2005.
8. EL FALOU, W., DUCHENE, J., GRABISCH, M., HEWSON, D., LANGERON, Y., LINO, F.: *Evaluation of driver discomfort during long-duration car driving*. Ergonomics, 2003. 34(3):249-55.
9. ERBENOVÁ, K.: *Detekce dyskomfortu a jeho vliv na řízení automobilu*. diplomová práce, 2005.
10. FENETY, P. A., PUTNAM, C., WALKER, J. M.: *In-chair-movement: validity, reliability and implications for measuring sitting discomfort*. Ergonomics, 2000, 31: 383-93.
11. FENETY, P.A.: *Factors influencing sitting comfort and in-chair movement in the office environment*. Doctoral thesis. Dalhousie university, CAN, 1995
12. FLOYD, W.F. and ROBERTS, D.F.: *Anatomical and physiological principles in chair and able design*, Ergonomics, 1958, 2: 1-16.
13. GANONG, W.F.: *Přehled lékařské fyziologie*. Jinočany, H&H, 1999.

14. GILBERTOVÁ, S., MATOUŠEK, O.: Ergonomie, optimalizace lidské činnosti. Praha, Grada, 2002.
15. GILBERTOVÁ, S., ŠVÁBOVÁ, K., JEŘÁBEK, J.: *Vertebrogenní algické syndromy u řidičů autobusů městské hromadné dopravy*. Pracovní lékařství, 1997, 49 (3):130-135.
16. GILBERTOVÁ, S.: *Některé fyziologické a psychologické projevy monotonie*. Pracovní lékařství 1974, (7):263-267.
17. GRAF, M., GUGGENBÜHEL, U., KRUEGER, H.: *An assesment of seated activity and postures at five workplaces*, Ergonomics, 1995, 15: 81-90.
18. HARRISON, D.D. et al.: *Sitting biomechanics*, Journal of manipulative and physiological therapeutics 1999, 22(9): 594-609.
19. HERMACHOVÁ, H. *O kožním vnímání, jeho změnách a ovlivnění*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2001.; 4:182-184.
20. HERTZBERG, H.T.E.: *Seat comfort* in: HANSEN, R, CNRNOG, D.R., HERTZBERG, H.T.E.: Annotated bibliography og applied physical antropology in human engineering, 1958, WADC Technical report 56-30, 297-300.
21. CHAFFIN, B.D., ANDERSSON, B.D.J.: *Seated work*, Occupational biomechanics, 1999, 3: 355-392
22. LEE, K. et al.: *Measuring seat comfort*, SAE Technical papers series 930105, 1993, 25-30.
23. LEWIT, K.: *Manipulační léčba v rámci léčebné rehabilitace*. Praha, NADAS, 1990.
24. LIAO, M.H., DRURY, CG. *Posture, discomfort and performance in a VDT task*. Ergonomics, 2000. March 43(3): 345-59.
25. MANDAL, AC.: *Der sitzende Mensch. Theorie und Wirklichkeit*. Z Phisiother. Jg., 1984, 36, p.173-180.
26. PORTER, JM., GYI, DE., TAIT, HA. *Interface pressure data and the prediction of driver discomfort in road trials*. Ergonomics, 2003. May; 34(3):207-214.
27. REED et al.: *Survey of auto seat design recommendations for improved comfort*, Michigan transportation research institute, 1994



28. RICHARDS, L.G.: *On the psychology of passenger comfort* in: OBORNE, D.J., LEVIS, J.A.: Human transport in transfer research (London: Academic press), 1980, vol. 2, 15-23.
29. SHEN, W., PARSONS, K. C.: *Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort*, Ergonomics 1997, 20: 441-461.
30. SHOBERTH, H.: Sitzhaltung, sitzschaden, sitzmobil. Berlin, Springer Verlag, 1962.
31. THIFFAULT, P., BERGERON, J.: *Monotony of road environment and driver fatigue: a simulator study*. Accident Analysis and Prevention, 2001, (27): 147-156.
32. VERGARA, M., PAGE, Á.: *Relationship between comfort and back posture and mobility in sitting-posture*, Ergonomics 2002, 33: 1-8.
33. WEISOVÁ, J.: Senzomotorická monotonie a její odraz ve vnímání dyskomfortu. diplomová práce; 2005.
34. WINKEL, J., WESTGAARD, R.: *Occupational and individual risk factors for shoulder-neck complaints*, International journal for industrial ergonomics, 1992, 10: 85-104.
35. YUN, M.H., DONGES, L., FREIVALDS, A.: *Using force sensitive resistors to evaluate driver seating comfort*, in: KUMAR, S.(ed.)Advances in industrial ergonomics safety IV, 1992, 403-410.
36. ZACHARKOW, D.: Posture, sitting, standing, chair design and exercise. Springfield (Ill.): Charles C. Thomas, 1988, p. 403
37. ZHANG, L., HELANDER, M. G., DRUDY, C.G.: *Identifying factors of comfort and discomfort in sitting*, Human factors, 1996, 38: 377-389.
38. ZHANG, L., HELANDER, M. G.: *Field studies of comfort and discomfort in sitting*. Ergonomics, 1997. 40 (9): 895-915.
39. [www.biomech.ftvs.cuni.cz](http://www.biomech.ftvs.cuni.cz)
40. <http://www.haworth.com/haworth/assets/Every%20Back%20is%20Different.pdf>
41. [http://www.hermanmiller.com.mx/pdf/wp\\_body\\_support.pdf](http://www.hermanmiller.com.mx/pdf/wp_body_support.pdf)
42. [http://www.hermanmiller.com.mx/pdf/wp\\_pressure\\_distribution.pdf](http://www.hermanmiller.com.mx/pdf/wp_pressure_distribution.pdf)
43. [www.rsscan.com](http://www.rsscan.com)
44. <http://www.matsuoka.mech.keio.ac.jp/english/research/index.htm>

45. <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/BM03/BMoccupation/SeatedWork.htm>  
[http://www.qualisys.se/default.asp?viewset=1&on='Sitemap'&initid=83&heading=Sitemap&mainpage=map/map\\_view.asp](http://www.qualisys.se/default.asp?viewset=1&on='Sitemap'&initid=83&heading=Sitemap&mainpage=map/map_view.asp)