

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



# **HODNOCENÍ SILOVÉHO PŮSOBENÍ ORTÉZ NA SKELET V OBDOBÍ RŮSTU**

Autoreferát disertační práce

Autor: Ing. Pavel Černý

Školitel: Doc. MUDr. Ivo Mařík, CSc.

Praha 2014

## **SOUHRN**

### **Problém**

Pro korekci vrozených a získaných vad pohybového aparátu jsou používány celodenním režimem trupové a nočním režimem končetinové korekční ortézy. Tyto pomůcky silově působí na skelet tak, aby došlo k co nejlepšimu léčebnému efektu vlivem remodelace skeletu. Pomůcky předepisuje a kontroluje lékař, který individuálně doporučuje léčebný režim (podle závažnosti deformity, spolupráce a tolerance pomůcky pacientem). U končetinových ortéz lékař kontroluje konkrétní (individuální) silové působení, které se v současné době pouze odhaduje. Protože léčení trupovými ortézami (korzety) a končetinovými ortézami je nepříjemné, předepsaný léčebný režim není většinou pacientů dodržován. Informace o době aplikace pacient (rodič) zapisuje do záznamu o průběhu léčení, údaje jsou ale často účelově upraveny.

### **Cíle a hypotézy**

- Realizace objektivního sledování (monitoringu) časových a silových účinků trupových a končetinových ortéz na lidský skelet v průběhu jeho růstu
- Zpracování a zhodnocení získaných dat léčení korekčními trupovými a končetinovými ortézami
- Hypotéza - individuální trupové ortézy jsou pravděpodobně aplikovány kratší dobu, než je lékařem předepisováno – není dodržován doporučený léčebný režim

### **Metoda**

Soubor hodnocených pacientů v období růstu byl tvořen jednak 15 pacienty se skoliózou páteře, jednak 3 pacienty s valgozitou v oblasti kolenních kloubů. Prokazatelné silové účinky při léčbě deformit páteře se nepřímo hodnotily na RTG snímcích bez trupové ortézy a s ortézou, z kterých byly odečítány úhly skoliotických zakřivení metodou dle Cobba. Velikost korekce byla vyjádřena absolutně ve stupních nebo v procentech vzhledem k předchozí velikosti zakřivení. Jako další parametr účinnosti korzetoterapie byl hodnocen úhel axiální rotace nejrotovanějších obratlů hlavní křivky pomocí původní grafické metody (v tisku).

U končetinových korekčních ortéz byla velikost korekce tibiofemorálního úhlu hodnocena ve stupních z rentgenových snímků v předozadní projekci zhotovených vleže, nebo z intermaleolární (IM) distance (v případech valgozity), resp. interkondylární (IK) vzdálenosti (u varozity) v cm naměřené vleže.

Časový průběh u trupových ortéz a navíc silové účinky pelot u končetinových ortéz byly sledovány elektronickými čidly.

Silové účinky u korekčních ortéz byly verifikovány nastavením silových fixátorů a pomocí tlakových senzorů.

## **Výsledky**

U skupiny 15 skoliotických pacientů s průměrným věkem 11,2 let bylo změřeno zakřivení páteře metodou dle Cobba na RTG snímku ve stoje před zavedením korzetoterapie. V průběhu léčby byl u 10 pacientů na RTG snímku v korzetu stanoven stupeň korekce. Průměrná korekce hrudního úseku byla 44 % a bederního úseku 54 %. Po sledovaném období, které se individuálně pohybovalo v rozmezí 148 až 343 dní, byla průměrná doba denní aplikace 12,5 hodiny denně. Byly vyhodnoceny RTG snímky páteře (zhotovené ve stoje bez korzetu) od 11 pacientů. Deset pacientů vykázalo zlepšení křivek skoliózy průměrně o 36 %. Jako další parametr účinnosti korzetoterapie byla hodnocena změna rotace v průběhu sledovaného období, která se během tohoto období zlepšila v průměru o 55%. Průměrná denní aplikace trupových ortéz byla 76,9% vzhledem k preskripci 16 hodin denně.

Průměrný věk 3 pacientů léčených pro valgozitu kolenních kloubů ortézami s ohybovým předpětím byl 5,1 roku. Ve všech případech došlo ke zlepšení tibiofemorálního úhlu, IM vzdálenost se zlepšila v průměru o 35,2%. Ortézy byly nošeny průměrně 8,6 hodin denně po dobu 9 měsíců a průměrný silový korekční moment měl hodnotu 6 Nm.

## **Závěr**

V práci byly splněny stanovené cíle. Získávání objektivních informací o průběhu ortotické konzervativní léčby deformit páteře a dolních končetin u dětí v období růstu bylo realizováno pomocí elektronických čidel. Získaná data za monitorovaná období byla vyhodnocena pomocí vytvořeného programu a poté byly vyhodnoceny reálné léčebné výsledky ortotické konzervativní terapie. Na základě získaných zkušeností byl navržen způsob efektivnějšího vyhodnocení získávaných dat. Po dalším dlouhodobém monitorování ortotických aplikací výše uvedenými metodami bude možné zpřesnit současná preskripční pravidla pro aplikace individuálních korekčních trupových a končetinových ortéz.

***Klíčová slova:*** skolióza páteře, valgozita, varozita kolenních kloubů, korekční ortéza, monitoring korekce, korzetoterapie

## **ABSTRACT**

**Headline:** Evaluation of force reaction of orthoses to skeleton in growth period.

### **Problem**

For the correction of congenital and acquired defects there are used spinal orthoses in a full-time regime and leg orthoses in a night-time regime. These aids affect a human skeleton by forces in order to obtain the best treatment by remodeling of the skeleton. The doctor who prescribes and revises the orthopaedic aid also prescribes and recommends the therapeutic regime (it depends on the size of deformity, on cooperation and tolerance of the aid by the patient). The doctor monitors the corrective force which is only estimated. The problem is that usually the therapy rules are not followed carefully by the patients because the orthoses are unpleasant to wear. The patients or their parents write the information about application times in a use table themselves and often the data are deliberately changed.

### **Aims and Hypotheses**

- An objective monitoring of timelines and force effects of spinal and leg orthoses to a human skeleton in its growth period
- Data processing and their evaluation of conservative treatment by spinal and leg orthoses
- Hypothesis - individual spinal and leg orthoses are probably in reality used less time than it is prescribed by doctors - the recommended therapeutic regime is not followed

### **Methods**

The research group of patients in their growth period consisted of 15 patients with spine deformities and 3 patients with leg valgus. X-ray pictures of spine without and with a spinal orthosis provably indirectly demonstrated force and corrective effects which were read as angles according to Cobb. It was possible to determine a magnitude of correction to the previous level of curve in degrees or per cent. In order to show the effectiveness of the corset therapy, the axial rotation of the most rotated vertebrae in main spinal curve was also evaluated by the original graphic method (in print). In leg correction orthoses the magnitude of correction was evaluated from X-ray pictures in degrees using the anthropology method or clinically measured the inter-maleolar (IM) and inter-condylar (IK) distance during the treatment.

Time courses of application (spinal orthoses) and moreover force effects of leg orthoses were monitored by electronic sensors with small pressure sensing element.

Force effects of corrective orthoses were verified by adjustment of force fixators and by pressure sensing elements.

## **Results**

In the group of patients with the average age 11.2 there were measured curvatures in standing position by the method according to Cobb before the corset therapy. Their average age was 11,2. During the treatment there were acquired X-ray pictures of 10 patients in spinal braces and the level of correction was specified. The average correction of the thoracic curve was 44% and of the lumbar curve 54%. The monitored period varied from 148 to 343 days. Spinal orthoses were worn on average 12,5 hour daily. Then the X-ray pictures of 11 patients in standing position without dressed orthoses were evaluated. In 10 patients the scoliotic curves improved by 36% on average. As another parameter of the corset therapy there were evaluated the changes of vertebral axial rotation, which improved by 55% on average during the monitored period. The average application time was 76,9% to the prescription 16 hours/day.

The patients who were treated with leg orthoses with force effect, were of average age 5,1. The IM distances improved by 35,2% on average in all three cases. The orthoses were used on average 8,6 hours daily during 9 month and the average corrective torque was 6Nm.

## **Conclusion**

Appointed aims and objectives of the thesis were achieved. Objective monitoring of conservative treatment of children's spinal and leg deformities in growth period was realized with electronic sensors. Data acquired during monitored periods were evaluated by originated software and then real therapeutic results of orthotic conservative treatment were evaluated. Based on acquired experience, effective process was proposed to evaluate obtained data. After another long-term monitoring of orthotic applications by these above methods it will be possible to give precision to current prescription rules for individual corrective spinal and leg orthoses.

**Key words:** *spine scoliosis, valgozity, knee joint varozity, corrective orthosis, correction monitoring, corset therapy.*

## OBSAH

|                                                                                 |           |
|---------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| Použité zkratky .....                                                           | 7         |
| <b>1 ÚVOD A PŘEHLED DANÉ PROBLEMATIKY .....</b>                                 | <b>8</b>  |
| 1.1 Ortotika .....                                                              | 8         |
| 1.2 Silové účinky korekčních ortéz .....                                        | 8         |
| 1.2.1 Tříbodový rovnovážný princip působení .....                               | 9         |
| 1.2.2 Torzní působení .....                                                     | 9         |
| 1.3 Funkční adaptace a remodelace skeletu .....                                 | 9         |
| 1.4 Řešené vrozené a získané vady skeletu .....                                 | 11        |
| 1.4.1 Skolióza .....                                                            | 11        |
| 1.4.1.1 Rotace páteře .....                                                     | 11        |
| 1.4.1.2 Korekce pomocí ortéz .....                                              | 11        |
| 1.4.2 Valgozita a varozita dolních končetin .....                               | 12        |
| 1.4.2.1 Hyperkorekční ortézy s předpětím .....                                  | 12        |
| <b>2 CÍL PRÁCE .....</b>                                                        | <b>13</b> |
| 2.1 Vyhodnocení silových účinků trupových a končetinových ortéz .....           | 13        |
| 2.1.1 Monitorování časového průběhu aplikací .....                              | 13        |
| 2.1.2 Monitorování silových účinků a časového průběhu aplikací .....            | 13        |
| 2.2 Hodnocení axiální rotace obratlů .....                                      | 13        |
| 2.3 Vytvoření software .....                                                    | 13        |
| <b>3 METODY A MATERIÁL .....</b>                                                | <b>13</b> |
| 3.1 Korekční trupové a končetinové ortézy .....                                 | 13        |
| 3.2 Elektronické čidlo pro monitoring aplikací .....                            | 14        |
| 3.3 Hyperkorekční ortézy pro korekci deformit dolních končetin .....            | 15        |
| 3.4 Režim aplikací .....                                                        | 16        |
| 3.5 Zpracování získaných dat .....                                              | 16        |
| 3.6 Vyhodnocení skeletárních deformit .....                                     | 16        |
| 3.7 Soubor pacientů .....                                                       | 17        |
| <b>4 VÝSLEDKY .....</b>                                                         | <b>17</b> |
| 4.1 Elektronická čidla pro monitoring aplikací .....                            | 17        |
| 4.2 Získání a zpracování časových dat od pacientů s deformitou páteře .....     | 17        |
| 4.3 Skupina pacientů s deformitou páteře .....                                  | 18        |
| 4.4 Získání a zpracování dat od pacientů s deformitou dolních končetin .....    | 19        |
| 4.5 Skupina pacientů s deformitami dolních končetin .....                       | 20        |
| <b>5 DISKUZE .....</b>                                                          | <b>20</b> |
| 5.1 Objektivní monitoring ortotických aplikací .....                            | 20        |
| 5.2 Sledování průběhu korzetoterapie .....                                      | 21        |
| 5.3 Průmyslové tlakové senzory .....                                            | 21        |
| 5.4 Způsob vyhodnocování dat o aplikacích .....                                 | 22        |
| 5.5 Návrh efektivnějšího způsobu vyhodnocování elektronického monitoringu ..... | 22        |
| <b>6 ZÁVĚR .....</b>                                                            | <b>23</b> |
| 6.1 Elektronické monitorování ortotických aplikací .....                        | 23        |
| 6.2 Skupina pacientů s deformitou páteře .....                                  | 23        |

|                                                                                      |           |
|--------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 6.3 Skupina pacientů s deformitou dolních končetin .....                             | 23        |
| 6.4 Finalizace původní radiografické metody pro získání axiální rotace obratlů ..... | 24        |
| 6.5 Software pro vyhodnocení získaných dat .....                                     | 24        |
| 6.6 Způsob zefektivnění vyhodnocení získávaných dat .....                            | 24        |
| 6.7 Uplatnění monitoringu ortotických aplikací .....                                 | 24        |
| <b>7 SEZNAM LITERATURY .....</b>                                                     | <b>25</b> |

## SEZNAM ZKRATEK:

|        |                                                                                                        |
|--------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| AFO    | ... ortéza pro hlezno a nohu ( <b>A</b> nkle- <b>F</b> oot- <b>O</b> rthosis)                          |
| AP     | ... předozadní ( <b>A</b> ntero- <b>P</b> osterior)                                                    |
| BrAIST | ... <b>B</b> racing in <b>A</b> dolescent <b>I</b> diopathic <b>S</b> coliosis <b>T</b> rial           |
| DK     | ... dolní končetina                                                                                    |
| GAČR   | ... Grantová agentura České republiky                                                                  |
| IK     | ... interkondylární                                                                                    |
| IM     | ... intermaleolární                                                                                    |
| IMD    | ... intermaleolární vzdálenost                                                                         |
| KAFO   | ... ortéza dolní končetiny ( <b>K</b> nee- <b>A</b> nkle- <b>F</b> oot- <b>O</b> rthosis)              |
| NDO    | ... noční – denní ortéza ( <b>N</b> ight- <b>D</b> ay- <b>O</b> rthosis)                               |
| PC     | ... počítač ( <b>P</b> ersonal <b>C</b> omputer)                                                       |
| RTG    | ... rentgen, rentgenový                                                                                |
| SRS    | ... <b>S</b> coliosis <b>R</b> esearch <b>S</b> ociety                                                 |
| T-F    | ... tibio – femorální                                                                                  |
| TLSO   | ... vysoká trupová ortéza obecně ( <b>T</b> horacic- <b>L</b> umbar- <b>S</b> acral- <b>O</b> rthosis) |

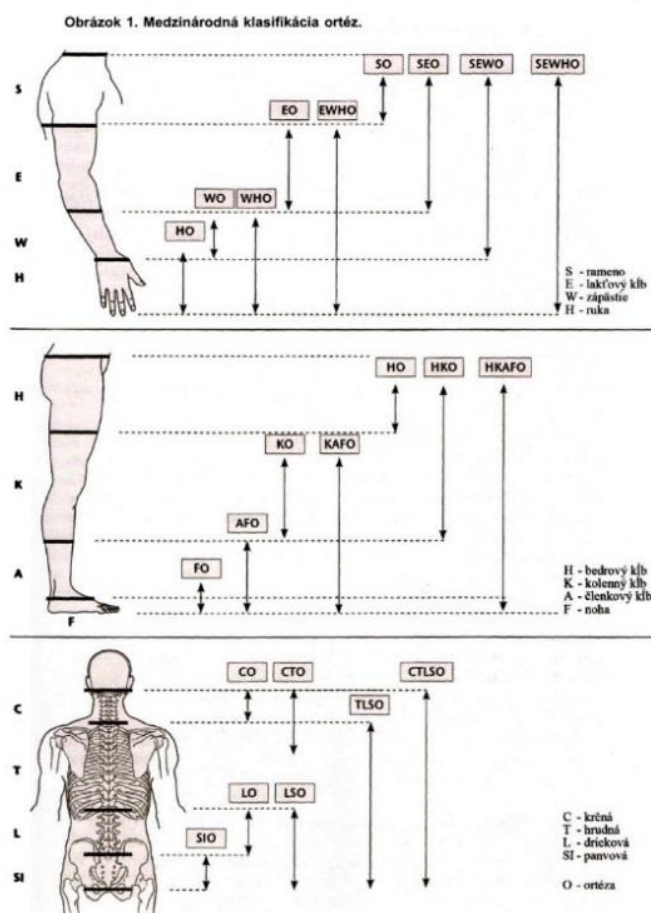
## SEZNAM SPECIÁLNÍCH TERMÍNŮ:

|                          |                                                                                                                               |
|--------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Full-time</b> režim   | ... preskripce pomůcky s aplikací 22 – 23 hodin denně                                                                         |
| <b>Night-time</b> režim  | ... preskripce pomůcky s aplikací při spánku                                                                                  |
| <b>Part-time</b> režim   | ... preskripce pomůcky s aplikací při spánku a obvykle v průběhu sezení a denní pasivity, počet hodin individuálně variabilní |
| <b>Season-time</b> režim | ...sezónní měsíční preskripce pomůcky, kdy po měsících je předepsán jeden z typů denních režimů                               |

## 1. ÚVOD A PŘEHLED DANÉ PROBLEMATIKY

Odpradávná se lidé snaží řešit své zdravotní problémy všeho druhu. Lékařský obor ortopedická protetika a technický obor ortotika - protetika se zabývají léčením pohybového ústrojí zevními pomůckami.

**1.1 Ortotika** je podobor ortopedické protetiky, který se zabývá zhotovováním ortéz. Ortézy jsou pomůcky, které ztracené části těla nenahrazují, jsou k tělu jen přikládány a působí na lidský skelet podle požadavků, kterých může být několik. Nejčastěji navracejí nebo dopomáhají ztracené funkci tělesné partie nebo korigují vrozenou či získanou deformitu.



**Obrázek 01** – Mezinárodní klasifikace ortéz (Brozmanová 2011)

### 1.2. Silové účinky korekčních ortéz

Pokud vyžadujeme korekci lidského skeletu pomocí ortéz, je potřebné si uvědomit, že je to možné soustavou sil a momentů, které jsou v rovnováze (např. Černý P., 2011).

Základní přehled vyplývá z **mezinárodního členění ortéz** (Hohmann D., Uhlig R., 2005; Brozmanová B. et al., 2011), které vychází z místa určení. Jedná se především o velké klouby a páteř, jejichž činnost má být ortézou ovlivněna, obr. 01. Vedle tvarových vlastností vyplývajících z místa určení je u ortéz velmi důležitá jejich požadovaná funkce. Brozmanová a spol. (Brozmanová B. et al., 2011) uvádí čtyři základní typové skupiny ortéz (léčebné, profylaktické, rehabilitační, kompenzační).

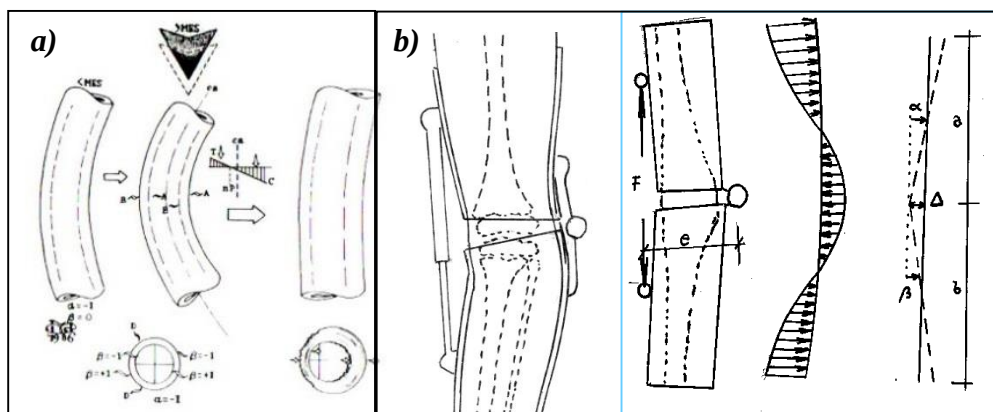


**1.2.1** V literatuře ortotiky-protetiky je od nepaměti zmiňován logický **tříbodový rovnovážný princip působení** (Bäehler A. R., 1996). Takovéto působení lze označit jako místní tříbodový princip. Pokud máme soustavu několika sériově řazených lokálních tříbodových systémů, pak je výhodné hovořit o oblastním silovém působení.

**1.2.2** Vedle tříbodové korekční silové soustavy se nachází princip **torzního působení** na lidský skelet (Hohmann D., Uhlig R., 2005; Černý P., 2011). V končetinové ortotice je používána pouze místní torzní soustava pro derotaci distálních částí horních a dolních končetin.

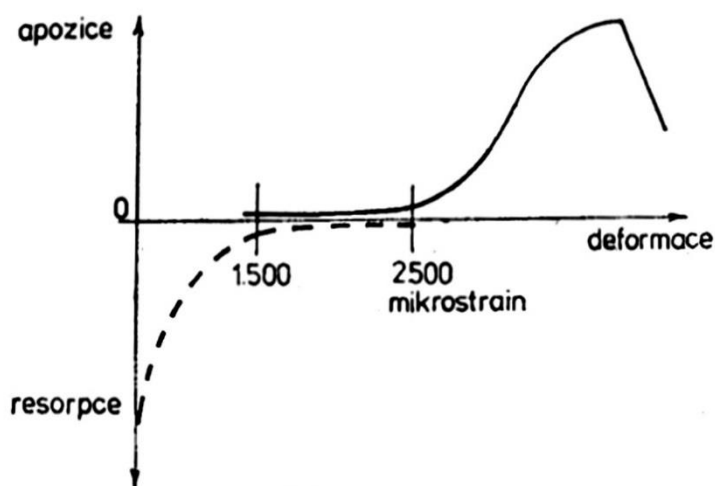
### 1.3. Funkční adaptace a remodelace skeletu

Lidské tělo jako celek i jeho části není možné brát jako dokonale tuhé těleso nebo těleso elastické, kdy by platily principy staticky určité silové soustavy. Živá kost se stále mění a prodělává pochody růstu a zesílení (tj. modelace) a opakující se náhrady (tj. remodelace). Při **remodelaci** přizpůsobuje kost svou strukturu velikostem a směrům dominantních zatížení. Na základě postupných objevů o vlivu vnějších sil na lidský skelet a přilehlé měkké tkáně vědci dospěli k vysvětlení mechanismů funkční adaptace kostí (Heřt J., 1990) a k dnes uznávané kostní fyziologii (Frost H. M., 2004). Živá kost má takovou schopnost remodelace, kdy se díky funkční adaptaci tvaruje do takové struktury a tvaru, který toleruje fyziologické zatěžování kosti, aniž by došlo ke zvýšení pásma remodelační rovnováhy, obr. 02a. Na obrázku 02b je znázorněn princip silového působení na deformitu v oblasti kolen pomocí hyperkorekční ortézy a průběh silového namáhání (Čulík J., Mařík I., 2001)



**Obrázek 02. a** – Laterální drift při remodelaci kosti vlivem jejího zatěžování. (Frost 2004). **b** - Princip silového působení na deformitu v oblasti kolen pomocí hyperkorekční ortézy a průběh silového namáhání (Čulík J., Mařík I., 2001)

Na velikost a rychlost remodelace kostí má zásadní vliv způsob zatěžování. Základním morfogenetickým podnětem pro apozici kostí je jejich periodické nadprahové zatěžování definovaným silovým napětím, obr. 03 (Heřt J. at al., 1971).



**Obrázek 03** – Schéma cyklického silového působení na kostní tkáň podle Heřta. Pásma resorpce leží pod hranicí 1500 mikrostrain, pásma remodelační rovnováhy v rozmezí 1500 až 2500 mikrostrain, nad hladinou 2500 mikrostrain se nachází pásma apozice (Heřt 1971)

Je třeba upozornit na důležitý fakt, že pro remodelaci není podstatný pouze samotný okamžik střídavého silového působení, ale jde i o proces doznívání těchto účinků (Sobotka Z., 1994; Sobotka Z., Mařík I., 1994; Sobotka Z., Mařík I., 1995).

Pro vysvětlení kostní remodelace lidského skeletu v období růstu jedince je potřebné uvést tři základní mechanismy (Heřt J., 1990).

**1. mechanismus funkční adaptace kostí** závisí na intenzitě, frekvenci periodického zatěžování kosti a na délce působení, tedy na počtu cyklů. Je potřebné dosahovat nadprahových deformací. Buněčná aktivita nastupuje již po 5 minutách takového působení. – osteocyty produkují glukózo-6-fosfát-dehydrogenázu (Heřt J., 1990).

Další 2 mechanismy se uplatňují jen v období růstu:

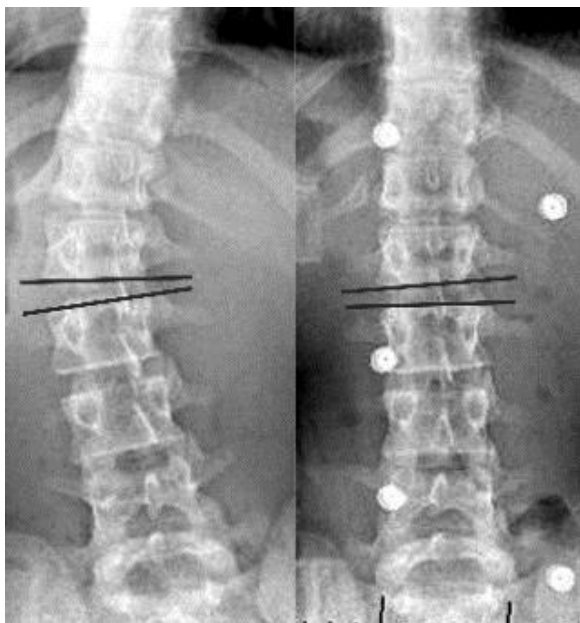
**2. mechanismus kostní adaptace** je způsoben periostem, kde tah periostu vyvolává apozici a tlak resorpci.

**3. mechanismus je známý jako Hüterův - Volkmannův zákon**, podle kterého platí, že: růstová epifýza tvoří kostní tkáň ve směru axiálního tlaku: zvýšení tlaku omezuje růst, odlehčení růstové ploténky růst urychluje. Při šikmém zatížení metafýza přirůstá klínovitě, růstová ploténka se orientuje kolmo na směr tlaku a roste ve směru tlakové střednice. Tento 3. mechanismus využíváme při ortotickém léčení a korzetoterapii, kdy trojbodovým mechanismem působíme ohyb v oblasti např. kolenního kloubu nebo páteře s cílem postupně vyrovnat deformity.

## 1.4 Řešené vrozené a získané vady skeletu

**1.4.1 Skolióza** je definovaná jako patologické zakřivení páteře ve frontální rovině. Skolióza páteře je deformita páteře, která se projevuje stranovým zakřivením páteře ve frontální rovině nejčastěji se současnou rotací obratlů v rovině transverzální a jejich deformací (Kolář et al., 2009). Obvykle jsou pozorovatelné i změny fyziologického zakřivení v sagitální rovině. Dle The Scoliosis Research Society (SRS) skoliózou nazýváme zakřivení nad  $11^\circ$  dle Cobba, včetně. U většiny skolióz není patrné jen zakřivení ve frontální rovině, ale většinou jde současně o deformity v rovině sagitální a transversální (Dungl P. et al., 2005; Stokes I. A., 1994; Vlach O., 1986; a další). Mluvíme tedy o třídimenzionálních deformitách páteře, které jsou precizně definovány v rámci Scoliosis Research Society (dále SRS), konkrétně Stokesem (Stokes I. A., 1994).

**1.4.1.1 Rotaci páteře** lze vyšetřovat klinicky dle Adamsova testu, pomocí dvou pravítek, nebo skoliometrem (Bäehler A. R., 1996; Černý P., 2012 [a]; Krbec M., 2008; Kolář et al., 2009) nebo v posledních letech častěji používanou stínovou Moiré metodou (Pallová I. et al., 2003; Pallová I. et al., 2009). Vzhledem k důležitosti možnosti co nejpřesnějšího měření axiální rotace obratlů byla v rámci této práce precizována vlastní metoda získání úhlu rotace z AP snímku čistě radiografickou metodou (Černý P. et al., 2004; Černý P. et al., 2014 – v tisku). Výhodou



**Obrázek 04** – Korekce trupovou ortézou v průběhu léčby bederní skoliotické křivky (zdroj vlastní)

této metody je univerzálnost jednak z hlediska potřebných pomůcek (tužka, pravítko, úhloměr), jednak z hlediska zdroje, tj. RTG snímku v AP projekci, který může být v jakékoliv podobě (konvenční snímek, digitální nebo papírová kopie) a jakékoliv velikosti, jen je nezbytná viditelnost obrysu těla obratle a obou pediklů.

**1.4.1.2** Po naložení trupové ortézy jsou vyvinuty silové účinky na páteřní sloupec tak, abychom získali **co možná největší možnou korekci** (Černý P., 2008; Čulík J. et al., 2001; Čulík J. et al., 2011; Weiss H. R., Rigo M., 2011), která je přímo závislá na léčebné kvalitě trupové

ortézy. Uvádí se, že za dobrou korekci lze označit korekci o 30% a víc, za výbornou korekci považujeme snížení křivky o 50% a více (Černý P., 2008), obr. 04.

**1.4.2 Valgozita** kolenního kloubu (genu valgum), je zvýšení fyziologické valgozity kolenních kloubů. **Varozita** (genu varum) je snížení fyziologické valgozity. Deformity kolen jsou buď jednostranné, nebo oboustranné. K objektivnímu posouzení osových odchylek je potřebné stanovit geometrické poměry dolní končetiny, což bývá někdy problematické vzhledem k přirozené měnící se ose dolní končetiny v průběhu jejího růstu. V praxi se provádí předozadní (AP) RTG snímek ve stoje, kde lze jednoduše odečítat mechanické a anatomické osy dolních končetin (Dungl P. et al., 2005). Hodnoty tibiofemorálního úhlu na RTG snímku ve stoje jsou však velmi často nesprávné v důsledku postojové (účelové) korekce osy DK. Proto nově byla do klinické praxe zavedena jednak antropologická metoda matematického výpočtu T-F úhlu, která je založená na označení stanovených antropologických bodů (označujících svislé a vodorovné vzdálenosti) na kůži DK pacienta v asistovaném postoji (Čulík J, Mařík I., 2002) a jednak měření T-F úhlu z fotografie v asistovaném postoji a vleže (Petrášová Š et al., 2012). Obě metody velmi přesně korelují a dáváme jim přednost před RTG vyšetřením, které představuje radiační zatížení.

Nově byl stanoven postup získání T-F úhlu z fotografie bez potřeby využití RTG snímku.



**Obrázek 05** - Hyperkorekční ortézy s předpětím pro korekci valgozity DK (zdroj vlastní)

Antropologická metoda zjišťuje definované svislé a vodorovné vzdálenosti na DK u stojícího dítěte a následně je T-F úhel matematicky vypočítán, (Čulík J., Mařík I., 2002).

Při klinickém vyšetření dětí s valgozitou kolenních kloubů se dodnes rutině zjišťuje vzdálenost mezi vnitřními kotníky, tzv. intermaleolární distance (IMD), která má normální hodnotu ve 3 - 4 letech do 5 - 6 cm. Hodnota IM vzdálenosti v 6 letech mezi 2 - 5 cm ukazuje mírně zvýšenou valgozitu kolen. Distance 5 - 8 cm se považuje za středně těžkou, hodnota nad 9 cm za těžkou valgozitu (Dungl P. et al., 2005).

**1.4.2.1 Existuje** řada způsobů léčby, záleží na včasné diagnostice (Mařík I, 2003; Mařík I., Maříková A., 2005; Mařík I., Maříková A., 2006; Mařík I. et al.,

7/2010; Mařík I. et al., 8/2010). Za vysoce efektivní se ukázalo používání **hyperkorekčních ortéz s předpětím** dle Maříka u dětí předškolního věku v nočním režimu (Mařík I. et al., 2002; Mařík I. et al., 2003; Mařík I., 2003; Čulík J. et al., 2001; Čulík J. et al., 2011), obr. 05. Dále se ukázalo, že elastické předpětí korekčního silového prvku (dále fixátoru) je efektivnější než předpětí zařezané čistě šroubovým fixátorem, který jsme používali v prvních letech (GAČR 106/00/006; Čulík J. et al., 2011; Mařík I., 2003).

## 2. CÍLE PRÁCE A STANOVENÍ HYPOTÉZ

**2.1.** Hlavním cílem bylo **vyhodnotit silové účinky trupových a končetinových ortéz** za monitorované období. Šlo o objektivní monitoring aplikovaných individuálních korekčních ortéz u dětí v období růstu a dospívání, které byly vybaveny speciálními elektronickými čidly.

**2.1.1** U korzetů byl monitorován **časový průběh** aplikace elektronickým snímačem a účinnost byla nepřímo určována z RTG snímků páteře zhotovených ve stoje v předozadní projekci.

**2.1.2** U končetinových ortéz byly hodnoceny **silové účinky i doba aplikace** pomocí elektronických snímačů.

**2.2.** Součástí hodnocení účinnosti korzetů bylo zpřesnění **hodnocení axiální rotační složky deformity páteře** na standardním rentgenovém snímku ve stoje v AP projekci s cílem hodnotit změny rotace obratlů za sledované období.

**2.3.** Dalším cílem bylo **vytvoření software** pro získání a vyhodnocení dat z elektronických snímačů.

## 3 METODY A MATERIÁL

**3.1** V průběhu získávání dat byly zhotovovány **modifikované korekční trupové ortézy** a originální **končetinové** ortézy s ohybovým předpětím.

Základní trupovou ortézou byl korzet typu Chêneau I. (Černý et al., 1998; Černý P. et al., 1999; Černý et al., 2000; Černý P. et al., 2001; Černý P., 2008; Černý P., 2012 [a]; Chêneau J., 2002), obr. 06, a vlastní typ dvojvariantní korekční trupové ortézy NDO (Night-Day-Orthosis), (Černý P., 2001; Čulík J. et al., 2002; Čulík J. et al., 2011; Mařík et al., 1996), obr. 07. Končetinové ortézy s ohybovým předpětím byly vyvinuty pro deformity v oblasti kolenních kloubů, obr. 08 (Čulík J., Mařík I., 2001; Čulík J., Mařík I., 2002; Čulík et al., 2002; Čulík J. et al., 2011).



**Obrázek 06** – Trupová ortéza typu Chêneau I, používaná u sledovaných pacientů (zdroj vlastní)



**Obrázek 07** – Původní trupová ortéza typu NDO (Night-Day-Orthosis), používaná u některých sledovaných pacientů (zdroj vlastní)

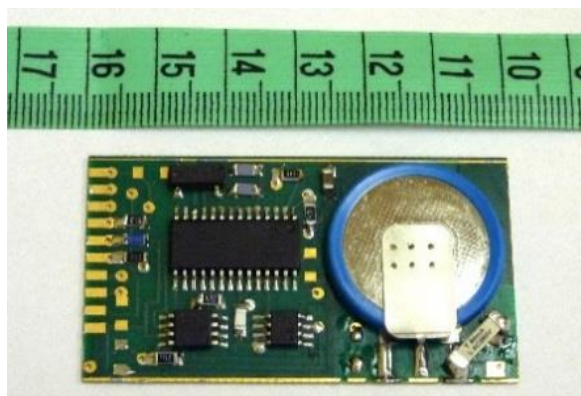


**Obrázek 08** – Hyperkorekční ortézy pro korekci valgozity či varozity dolních končetin (zdroj vlastní)

Všechny ortézy byly zhotovovány obvyklým způsobem od negativního sádrového odlitku, přes sádrový pozitivní model až po vakuové termoplastické tvarování polyetylénu. Podle potřeby je dále plastová skořepina osazena zapínáním a případně dalšími výztuhami a dynamickými prvky.

Takto připravená pomůcka je následně finalizována a aplikována na pacienta. V průběhu dlouhodobé aplikace je nezbytné pomůcky dále modifikovat jednak podle skeletálních změn, jednak podle vlastní tvarové deformace vlivem tečení materiálu (creepu), které je způsobeno silovým namáháním (Černý PNDO., 2008; Černý P., 2011).

**3.2** Celkem bylo vyvinuto, zkonstruováno a aplikováno 30 **elektronických čidel**, která byla určena pro snímání aplikační doby trupových a končetinových ortéz a pro zjišťování



**Obrázek 09** – Finální podoba elektronického čidla, použitého pro monitoring ortotických aplikací (zdroj vlastní)

silových poměrů u končetinových ortéz. Bylo vyvinuto a odzkoušeno elektronické čidlo, které dokáže monitorovat průběh celé aplikace korekční ortézy (Černý P., 2012 [b]).

Postupně bylo optimalizováno technické provedení i program v procesoru, obr. 09 a obr. 10. Umístění čidel jsme volili u trupových ortéz dorzálně, vedle pelot tak, aby

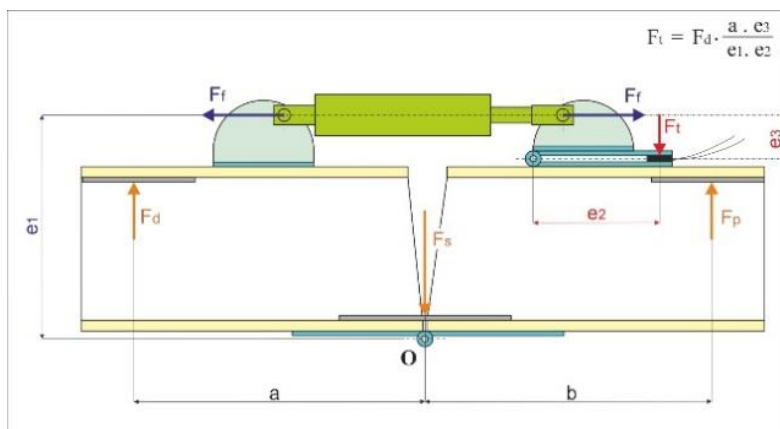


ve vertikální i horizontální poloze těla nebyla v přímém kontaktu s měkkými tkáněmi a aby neobtěžovala. Vhodné místo bylo určeno mezi hrudní pelotou a příslušným expanzním prostorem.

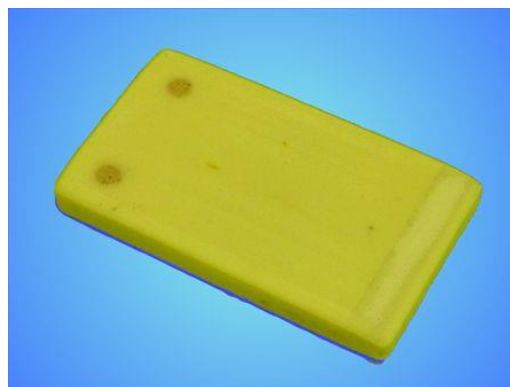
**3.3** U končetinových KAFO i AFO ortéz je problém složitější. Bylo potřebné používat **hyperkorekční ortézy** (Čulík J., Mařík I., 2001; Čulík J., Mařík I., 2002; Čulík at al., 2002; Čulík J. at. al., 2008; Čulík J. at. al., 2011) a navíc vyvinout speciální silový fixátor.

Bylo navrženo technické řešení pro umístění senzoru silových účinků na hyperkorekčních ortézách s ohybovým předpětím. V průběhu aplikace bylo potřebné udržovat předepsanou vůli  $\underline{d}$  pro práci pružiny, jejíž silové předpětí bylo prováděno maticí na dráze  $\underline{p}$ . Vůle  $\underline{d}$  byla udržována v rozmezí 1 až 2 mm. Maticí se dalo plynule nastavovat předpětí v rozmezí 0 až 150N.

Elektronické čidlo pro snímání silových účinků i časového průběhu aplikace bylo umístěno dorso-laterálně ve stehenní objímce. Při termoplastickém tvarování byl vytvořen potřebný prostor pro umístění čidla tak, aby jeho kontaktní plocha s tělem pacienta sledovala vnitřní linii objímky (Černý P., 2012 [b]). Pro elektronické snímání velikosti silového působení byl umístěn průmyslový tlakový senzor na bázi elektro vodivé pryže, který odečítal korekční silové působení. Byl co nejjednodušeji upraven „domeček“ pro ukotvení fixátoru tak, aby do něj bylo možné vložit průmyslový tlakový senzor. Pro rovnoměrný přenos tlaku



**Obrázek 11** – Princip působení ortézy a silové poměry na ortéze (zdroj vlastní)



**Obrázek 10** – Zapouzdřené finální čidlo o rozměrech 63 x 37 x 8 mm (zdroj vlastní)

a pro eliminaci konstrukčních geometrických nepřesností bylo na tlakový senzor působeno přes pryž o průměru aktivní plochy čidla a o tloušťce 1 mm. Pro konkrétní aplikace byla vybrána čidla s podobnými charakte-

ristikami. Silové poměry jsou schematicky znázorněny na obr. 11. Čidla byla umístěna dorsolaterálně ve stehenní objímce ortézy. Kabel k senzoru byl veden vně objímky a byl přelepen průmyslovou samolepící páskou. Při aplikaci bylo na fixátoru nastaveno pro pacienta snesitelné přepětí tak, aby jej pacient bez problémů zvládl a aby byla nastavena mezera **d** mezi posuvnými částmi fixátoru 1 až 2 mm, předpětí fixátoru je před dlouhodobou aplikací nastaveno ošetřujícím lékařem. Rovněž rodiče byli poučeni, aby tuto vzdálenost **p** udržovali po celou dobu aplikace pomocí nastavitelné matice, čímž se zajistí potřebné konstantní předpětí ortézy.

**3.4 Režim aplikace** trupových ortéz byl volen jako „part-time“ s tím, že ortéza bude aplikována v průběhu noci a ve dne především při sezení a v pasivní části dne. Naopak byly povoleny veškeré tělesné aktivity včetně sportu. Předpokládaný průměrný denní počet hodin s aplikovanou trupovou ortézou se měl pohybovat v rozmezí 14 až 18 hodin.

Končetinové ortézy byly používány pouze „night-time“ režimem. Úkolem rodičů bylo zkontrolovat večer při každé aplikaci nastavené předpětí fixátoru, konkrétně zkontrolovat po ustálení silových poměrů vzdálenost pohyblivé části těla v hodnotách 1 – 2 mm. Pokud byla vzdálenost jiná, byla tato vzdálenost nastavena maticí fixátoru.

**3.5 Získaná data z období aplikací** byla z procesorů stažena v podobě textových souborů, které byly následně importovány do vytvořeného programu, který statisticky i graficky zaznamenával průběh konzervativní léčby (Černý P., 2012 [b]). Program byl napsán v prostředí Visual Basic 6 a je aplikovatelný pod aktuálními verzemi systému Windows. Nashromážděná teplotní data byla graficky znázorněna na časové ose.

**3.6 Vyhodnocení skeletálních deformit** bylo vyhodnocováno průběžně klinicky a čtením objektivních dat z RTG snímků. U deformit páteře bylo sledováno zakřivení ve frontální rovině, úhly byly odečítány podle Cobba (Cobb J. R., 1948). Deformita v transverzální rovině se projevuje rotací obratlů, a tato byla hodnocena novou původní grafickou metodou (Černý P. at al., 2004). U valgozity v kolenním kloubu či jeho okolí byla sledována vzdálenost vnitřních kotníků při doteku mediálních kondylů obou femurů. U varozity byla odečítána vzdálenost kondylů femuru při lehkém doteku vnitřních kotníků. Přesněji lze odečítat postavení femuru a tibie z RTG snímků (Petrášová S. et al., 2012). Nejpresněji se T-F úhel hodnotí pomocí antropometrické metody (Čulík J., Mařík I., 2002) a z asistované fotografie (Petrášová S. et al., 2012).



### 3.7 Soubor pacientů

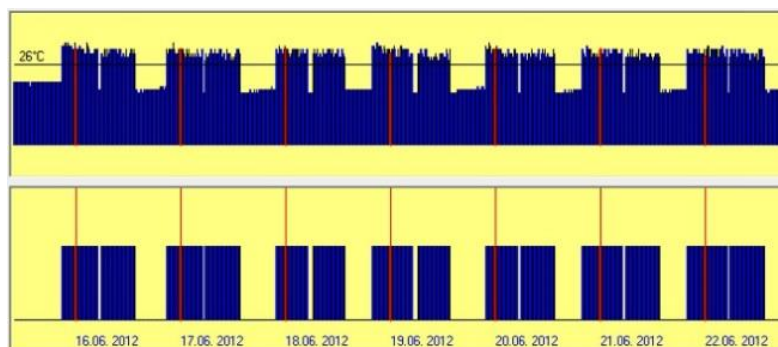
V práci byla sledována:

1. skupina 15 pacientů s deformitou páteře, která byla složena ze 14 dívek ve věku 6 až 15 let a z jednoho chlapce ve věku 8,6 roku v době aplikace. Průměrný věk celé skupiny byl 11,2 let.
2. skupina 3 pacientů s valgozitou v oblasti kolenních kloubů, která zahrnovala 2 chlapce ve věku 4 a 6 let a jednu dívku ve věku 5 let v době aplikace. Průměrný věk celé skupiny byl 5,1 roku.

## 4 VÝSLEDKY

**4.1** V letech 2012 až 2013 bylo v trupových ortézách aplikováno celkem 15 čidel pro snímání teploty v pravidelných intervalech 15 minut. V trupových ortézách byly při termoplastickém zhotovování skořepin vytvořeny potřebné dutiny, které odpovídaly rozměrům čidel. Umístění čidel bylo zvoleno přibližně mediální dorsální umístění v hrudní části ortézy. Čidla pro končetinové ortézy byla umisťována ve stehenní části laterálně. Toto řešení se ukázalo jako příznivé.

**4.2** Po době aplikace byla čidla rozebrána a data z nich byla exportována v podobě textových souborů.



**Obrázek 12** – Pole s grafickým znázorněním snímaných teplot (nahore) se stanovením logické úrovně aplikace na základě limitní teploty, standardně 26°C (dole) (zdroj vlastní)

Získaná data byla následně zpracována pomocí programu, vytvořeného v prostředí Visual Basic 6.0. Dále se zpracují a průběh teplot se graficky znázorní na časové ose - horní grafické okno. Ve spodním grafickém okně je pak znázorněno

logické vyhodnocení vzhledem ke stanovené limitní teplotě, obr. 12. Pro běžné vyhodnocení jsou však požadovány především číselné hodnoty týkající se aplikace pomůcky. Ty jsou vypočítány a zobrazeny v samostatném rámu. V rámu výsledků je uveden celkový čas aplikace v hodinách a ve dnech za období. Dále je vypočítána průměrná doba denní aplikace, která je rovněž spočítána procentuálně k 24 hodinám, respektive ke zvolenému počtu hodin.

Z hlediska požadovaných výstupů monitorování aplikace ortopedických pomůcek jsou právě tyto hodnoty zásadní, nejužitečnější a naprosto objektivní.

**4.3** V práci byla **sledována skupina** 15 pacientů, která byla složena ze 14 dívek ve věku 6 až 15 let a z jednoho chlapce ve věku 8,6 roku v době aplikace. Průměrný věk celé skupiny byl 11,2 let. Doba aplikací se pohybovala v rozmezí 129 až 343 dní. Průměrná doba aplikace činila 233 dní. Průměrná denní doba aplikací se pohybovala v rozmezí 3,1 až 17,5 hodiny, přičemž průměrná hodnota činila 12,5 hodiny. Předem byla stanovena doba denní aplikace trupových ortéz v rozmezí 14 až 18 hodin. Proto byla data procentuálně srovnávána s 24 hodinami a k hodnotě 16 hodin průměrné ideální aplikace. Potvrdil se tak předpoklad, že reálná průměrná doba aplikací je na nižší úrovni, než stanovuje preskripce. Průměrná doba aplikací vzhledem k délce dne, tedy k 24 hodinám, se pohybovala v rozmezí 13,3% až 73,8%, kde průměrná hodnota je 54,7%. Průměrná doba aplikací porovnávaná s hodnotou 16 hodin činí 76,9% průměrné předepsané doby. Vzhledem k získaným RTG snímkům bylo možné u 10 pacientů hodnotit stupeň dosažené korekce trupovou ortézou. Průměrný stupeň korekce hrudních křivek činil 44% a bederních křivek 54%.

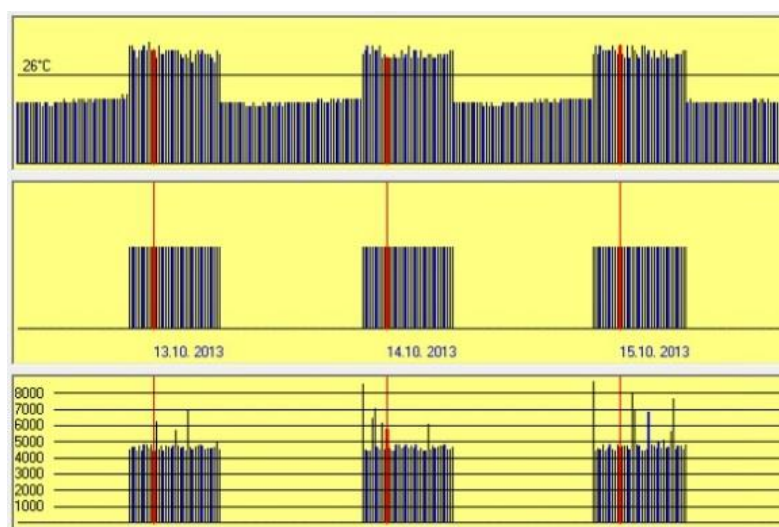
Monitorování aplikace trupových ortéz získalo objektivní data, ale také potvrdilo dlouhodobě známý fakt, že stupeň dosažené korekce i velikost trvalé korekce po aplikaci ortéz je velmi individuální. V 10 z 11 případů došlo ke zmenšení křivek skoliózy v průběhu sledovaného období. Všechny získané hodnoty aplikací všech zkoumaných pacientů s aplikovanou trupovou ortézou jsou názorně a uceleně uvedeny v tabulce 1:

|  | pac. | narození | věk  | start      | stop       | dni | start | Cobb -před | Cobb -kor. | % kor     | Cobb -po | obratel | rot.před       | rot. po | rot % | k 24 | k 16 | hodin |      |
|--|------|----------|------|------------|------------|-----|-------|------------|------------|-----------|----------|---------|----------------|---------|-------|------|------|-------|------|
|  | 1    | 2002     | 10,0 | 13.12.2012 | 20.6.2013  | 189 | 13:30 | 28/27      | 22/16      | 21% / 41% | 27/20    | +       | L3             | 24      | 3     | 88%  | 57,2 | 85,8  | 13,7 |
|  | 2    | 2000     | 12,1 | 9.10.2012  | 6.3.2013   | 148 | 11:15 | 43/40      | 33/27      | 23% / 33% | 42/41    | 0       | nelze hodnotit |         |       | ?    | 96,0 | 66,8  | 15,4 |
|  | 3    | 1997     | 15,0 | 9.11.2012  | 14.5.2013  | 186 | 11:15 | 19/12      | 8/1        | 58% / 92% | 16/11    | +       | Th7            | 2       | 1     | 50%  | 56,0 | 84,0  | 13,2 |
|  | 4    | 2001     | 11,8 | 14.11.2012 | 19.6.2013  | 217 | 10:45 | 15/9       | není       | nelze     | není     | ?       | nelze hodnotit |         |       | ?    | 68,1 | 102,2 | 16,3 |
|  | 5    | 2002     | 9,2  | 22.2.2012  | 20.12.2012 | 302 | 13:15 | 24/7       | 8/5        | 67% / 29% | 7/5      | +       | L3             | 21      | 12    | 43%  | 73,8 | 110,7 | 17,5 |
|  | 6    | 1998     | 14,5 | 20.12.2012 | 9.7.2013   | 201 | 14:45 | 19/20      | není       | nelze     | 11/13    | +       | L2             | 19      | 18    | 5%   | 52,8 | 79,2  | 12,5 |
|  | 7    | 2000     | 12,8 | 18.11.2012 | 30.5.2013  | 193 | 11:00 | 12/24      | 12/16      | 0% / 33%  | 15/17    | +       | L2             | 26      | 24    | 8%   | 64,3 | 96,5  | 15,4 |
|  | 8    | 2004     | 8,6  | 27.8.2012  | 10.3.2013  | 195 | 11:00 | 6/0        | není       | nelze     | 4/0      | +       | nelze hodnotit |         |       | 0    | 65,7 | 98,6  | 15,6 |
|  | 9    | 2006     | 6,5  | 15.11.2012 | 24.10.2013 | 343 | 14:00 | 15/16      | není       | nelze     | 4/6      | +       | Th8            | 13      | 2     | 85%  | 39,7 | 59,6  | 9,4  |
|  | 10   | 2000     | 12,2 | 7.6.2012   | 13.5.2013  | 340 | 15:00 | 17/28      | 5/1        | 71% / 96% | 4/3      | +       | L3             | 17      | 6     | 65%  | 46,3 | 69,5  | 11,0 |
|  | 11   | 2003     | 9,5  | 18.10.2012 | 12.9.2013  | 329 | 10:45 | 0/0        | není       | nelze     | není     | ?       | nelze hodnotit |         |       | ?    | 51,7 | 77,5  | 12,2 |
|  | 12   | 1998     | 13,7 | 6.1.2012   | 18.9.2012  | 256 | 13:00 | 32/25      | 13/4       | 59% / 33% | není     | op      | nelze hodnotit |         |       | op   | 13,3 | 20,0  | 3,1  |
|  | 13   | 2000     | 12,5 | 15.11.2012 | 24.9.2013  | 313 | 13:30 | 40/26      | 18/6       | 55% / 77% | 28/15    | +       | Th10           | 12      | 3     | 75%  | 42,2 | 63,3  | 10,8 |
|  | 14   | 2006     | 6,0  | 18.10.2012 | 24.2.2013  | 129 | 12:30 | 17/15      | 9/7        | 47% / 53% | 1/0      | +       | Th9            | 12      | 3     | 75%  | 61,5 | 92,2  | 14,6 |
|  | 15   | 1999     | 13,8 | 26.9.2013  | 21.2.2014  | 148 | 14:15 | 44/32      | 28/14      | 36% / 56% | 06/2014  | ?       | nelze hodnotit |         |       | ?    | 31,9 | 47,8  | 7,4  |
|  |      |          | 11,2 |            |            | 233 |       |            |            | 44% / 54% |          |         | 16,2           | 8,0     | 55%   |      | 54,7 | 76,9  | 12,5 |

**Tabulka 1** – Data o aplikacích patnácti monitorovaných pacientů s korekčními trupovými ortézami (zdroj vlastní)

Tabulka 1 současně potvrzuje hypotézu, že trupové ortézy jsou nošeny kratší dobu, než činí preskripce. Sloupec „k 16“ znázorňuje procentuální hodnotu intenzity denní aplikace, vztažené k předepsaným 16 hodinám.

Na základě vytyčených cílů této práce byla zkoumána i změna rotace páteřního sloupce



**Obrázek 13** - Pole s grafickým znázorněním snímaných teplot (nahore) a se stanovením logické úrovně aplikace na základě limitní teploty, standardně 28°C (uprostřed) a ohmickými hodnotami tlakového senzoru (dole) (zdroj vlastní)

v průběhu léčebného období. Změřené rotace před a po aplikaci u pacientů, kde byly existující či dostupné RTG snímky jsou v tabulce 1. Z hodnot je patrné, že zlepšení rotace nemusí odpovídat zlepšenému stavu zakřivení páteře dle Cobba, že chování páteře z hlediska změny její rotace je naprosto individuální. Rotace, respektive změna rotace

za období byla hodnocena tam, kde byly dostupné příslušné RTG snímky, tedy u 9 pacientů. Lze konstatovat, že u 8 z 9 hodnocených případů došlo vedle zlepšení úhlového skoliotického zakřivení dle Cobba i ke zlepšení axiální rotace. V jednom případě setrvala hodnota axiální rotace na stejné hodnotě. Průměrná hodnota axiální rotace nejvíce rotovaného obratle u každého pacienta před započítáním léčby činila průměrně 16,2°. Rotace stejných obratlů byla po ukončení léčby na průměrné hodnotě axiální rotace 8°. Průměrná procentuální hodnota zlepšení rotace činí 55%.

**4.4 Pro vyhodnocení skupiny pacientů s aplikacemi korekčních ortéz s předpětím** byl program pro vyhodnocení modifikován rozšířením vstupů a výstupů. V rámu pro zadání byly navíc vloženy rozměrové parametry ortézy. Po analýze textového souboru byl opět znázorněn průběh aplikace na časové ose. Vedle průběhu teploty a logického vyhodnocení k předem nastavené limitní teplotě bylo přidáno další okno, které znázorňuje odpor tlakového senzoru, obr. 13. V rámu číselného vyhodnocení byly přidány získané a vypočtené hodnoty minimální, průměrné a maximální hodnoty odporu tlakového senzoru. Rovněž byly vypočítány silové poměry na tlakovém senzoru, na fixátoru, na šířce kondylů a byl vypočten ohybový moment ortézy vyvolaný předpětím fixátoru.

**4.5 Skupina 3** pacientů byla složena z 2 chlapců ve věku 4 a 6 let a jedné dívky ve věku 5 let v době aplikace. Průměrný věk celé skupiny byl 5,1 roku. Doba aplikací se pohybovala v rozmezí 22 až 84 dní. Průměrná doba aplikace činila 54,3 dní. Průměrná noční doba aplikací se pohybovala v rozmezí 8,2 až 8,9 hodiny, přičemž průměrná hodnota činí 8,6 hodiny. Předem byla stanovena doba noční aplikace končetinových ortéz v rozmezí 8 až 10 hodin. Proto byla data procentuálně srovnávána nejen se 24 hodinami, ale i k hodnotě 9 hodin průměrné ideální aplikace. Průměrná doba aplikací vzhledem k délce dne, tedy k 24 hodinám, se pohybovala v rozmezí 22% až 37%, kde průměrná hodnota je 35,7%. Průměrná doba aplikací porovnávaná s hodnotou 9 hodin činí 95,3% průměrné předepsané doby.

Uvedené hodnoty jsou názorně uvedeny v tabulce 2:

| příjmení          | jméno | věk | číslo | nasazeno   | sejmuto    | dni  | start | h/d | k24   | k8    | IM před | IM po | % zlepš. | výška | a   | b   | e1  | k  | ΦΩ   | ΦFt | ΦFf | ΦFd | ΦMo | ΦFp | ΦFs | ΦFk |
|-------------------|-------|-----|-------|------------|------------|------|-------|-----|-------|-------|---------|-------|----------|-------|-----|-----|-----|----|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
|                   |       | 6,1 | 2     | 27.11.2013 | 19.12.2013 | 22   | 11:45 | 8,9 | 37%   | 99%   | 6,0     | 5,0   | 17%      | 1100  | 240 | 210 | 115 | 60 | 4753 | 53  | 63  | 30  | 7   | 34  | 65  | 120 |
|                   |       | 4,2 | 12    | 9.9.2013   | 2.12.2013  | 84   | 13:30 | 8,6 | 36%   | 96%   | 7,0     | 3,5   | 50%      | 960   | 190 | 170 | 110 | 48 | 4880 | 44  | 52  | 30  | 6   | 33  | 63  | 118 |
|                   |       | 5,1 | 18    | 21.10.2013 | 17.12.2013 | 57   | 11:30 | 8,2 | 34%   | 91%   | 9,0     | 5,5   | 39%      | 1160  | 250 | 220 | 120 | 55 | 5495 | 45  | 53  | 26  | 6   | 29  | 55  | 116 |
| průměrné hodnoty: |       | 5,1 |       |            |            | 54,3 |       | 8,6 | 35,7% | 95,3% | 7,3     | 4,7   | 35,2%    |       |     |     |     |    |      | 56  |     | 6   |     |     |     | 118 |

Čidla pro monitorování aplikace končetinových ortéz zaznamenala i silové poměry aplikace. Ortézami byl v průběhu sledovaného období vyvozen průměrný ohybový moment 6 Nm. Okamžité hodnoty ohybového momentu dosahovaly náhodně a krátkodobě v rozmezí jednoho až dvou čtecích intervalů hladiny v rozmezí průměrně 1 až 10 Nm. U sledovaných pacientů byla průměrná IM vzdálenost před započítáním léčby 7,3 cm a po jejím ukončení 4,7 cm. U všech třech případů došlo ke zmenšení intermaleolární vzdálenosti v průměru o 35,2%.

## 5 DISKUZE

**5.1** Podnětem k disertační práci byly především závěry výzkumného úkolu GAČR 106/00/006 (Čulík et al., 2001), které ukázaly na nezbytnost nalezení dalších **objektivních kritérií**, které podstatně ovlivňují kvalitu konzervativní léčby korekčními ortézami u dětí. Rovněž Výbor pro korzetoterapii a neoperační léčení Scoliosis Research Society (dále SRS) v roce 2005 inicioval studii BrAIST (Bracing in Adolescent Idiopathic Scoliosis Trial), kde se předpokládá používání korzetu typu TLSO, obr. 01, v plném režimu k léčení adolescentní idiopatické skoliózy. Především od tohoto impulsu se v širším měřítku začala intenzivněji řešit otázka účinků korzetoterapie vzhledem k dalším metodám a postupům, kterými jsou především fyzioterapie a operační léčba. V mnoha studiích byla zmiňována potřeba nejen preventivního přísného screeningu rizikového období juvenilních dětí (Černý P.,

2012 [b]; Labelle H. et al., 2013; Landauer F., 2009; Mařík I., Maříková A., 2005; Mařík I., Maříková A., 2006; Selle A. Seifert J., 2010), ale i potřeba screeningu samotné korzetoterapie, protože mnoho odborníků této problematiky má zkušenosti ze svých praxí, že korzetoterapie je dodržována velmi variabilně a nelze stanovit objektivní pravidla. Zde je nutné si uvědomit, že veškeré konzervativní postupy léčby především idiopatické skoliózy vedou k léčení či stabilizaci stavu (Černý P., 2008; Krbec M., 2008, Selle A., Seifert J., 2010), kdy je deformita páteře stabilizována nebo více či méně vyléčena, kdy páteř zůstává po zbytek života bez operačního zákroku, bez vložené instrumentace a bez provedené fúze problematického úseku páteře. Řada pacientů se skoliózou sice má drobné problémy s páteří různé závažnosti po celý život, ale na druhou stranu nemají omezení, která jsou důsledkem operačního zákroku. To se týká především individuálních tělesných aktivit, sportu a podobně. Z tohoto důvodu je nezřídka operace v adolescentním věku odmítána především rodiči a fyzioterapeuty a odkládána do středního věku, případně na pozdější dobu, kdy se případně projeví akutní problémy. Toto je i preferováno některými autory (Weiss H. R., Moramarco M., 2013).

**5.2.** První práci o elektronickém **sledování průběhu korzetoterapie** uvádí Havey již v roce 2002 (Havey R. et al., 2002). Prokázalo se, že vědomí pacienta o elektronickém snímání průběhu aplikace korekčních ortéz má podstatný vliv na jeho psychické vnímání procesu konzervativní léčby. Podobná studie, publikovaná v roce 2012 Millerem a kol. (Miller D. J. et al., 2012), uvádí výsledky, kdy při nevědomí monitoringu byly trupové ortézy používány z 56% z předepsaných 18 hodin, na rozdíl od vědomého monitoringu, při kterém byla kázeň aplikace na hodnotě 86% vzhledem k předepsané době.

**5.3** Použité **průmyslové tlakové senzory** byly vybrány pro monitoring především kvůli katalogovým hodnotám, jednoduchosti, dostupnosti a i kvůli ceně. Z výsledků vyplývá, že síla se stabilizovala na konkrétní odporové hodnotě, kolem které mírně kolísala. Předpokládá se, že toto kolísání je způsobeno několika vlivy. V první řadě je to způsobeno konstrukcí samotného senzoru. Při pokusech zatěžování a kalibrace senzorů reprodukce ohmických hodnot mírně kolísala při tomtéž zatížení. Dalším faktorem, který pravděpodobně způsoboval změřené drobné kolísání silových poměrů v ortéze, jsou pasivní mechanické odpory kluzného uložení fixátoru. Jak již bylo zmíněno, korekční ortézy s předpětím byly používány pacienty v průběhu noci, kdy dochází k uvolnění svalstva a naopak ke zvýšené růstové aktivitě (Mařík I., 2000). Sejmuté hodnoty aplikací ukazují i ojedinělá odlehčení předepjatého ortotického systému. Po analýze a praktickém zkoumání se ukázalo, že i samotná poloha dolní končetiny s nasazenou ortézou má vliv na okamžité silové korekční účinky. Poloha ortézy a hmotnost končetiny

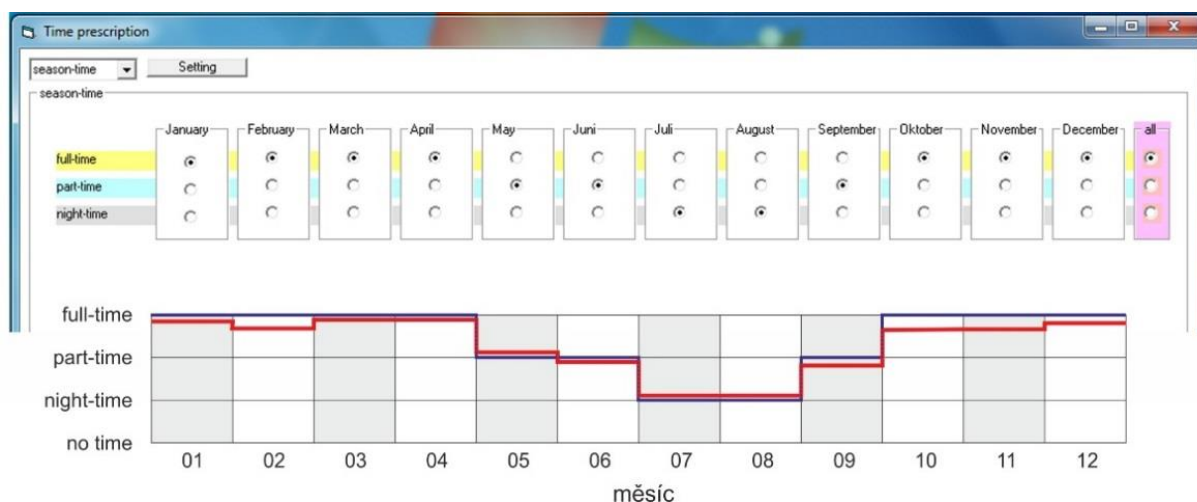
mohou běžně způsobovat takováto odlehčení, a to náhodně v průběhu spánku dítěte. Na samotnou funkci léčby to však nemá podstatný vliv.

V aplikacích končetinových ortéz v rámci grantu GAČR 106/00/0006 (Čulík J. et al., 2001) byly použity podobné silové prvky a lze konstatovat, že tehdy monitorované parametry ohybového předpětí se významně shodují s výsledky, prezentovanými v této práci. V rámci zmíněného grantu byly v Ambulantním centru pro vady pohybového aparátu monitorovány časové aplikace formou zápisů a ve společnosti ORTOTIKA, s.r.o. zaznamenávány silové a rozměrové parametry na počátku jednotlivých aplikací.

**5.4** Jedním z nejpodstatnějších výstupů této práce je navržení **způsobu vyhodnocování terapií** tak, aby postupně vznikala jednoznačná a průkazná data, která povedou k přesnější preskripci individuálních korekčních ortéz. U skolióz jediný objektivní parametr, který jsme měli a máme k dispozici, je rentgenový snímek AP projekce (případně i boční), na kterém je naprosto jednoznačně patrný skutečný stav zakřivení a velikost korekce v trupové ortéze. Naplnění předepsané 23 hodinové celoroční aplikace se při reálném pohledu musí jevit jako nedosažitelné. Weiss se svými spoluautory uvádějí psychologickou problematiku aplikace trupových ortéz v dětském a dospívajícím věku a zmiňují, že korzety by měly minimálně obtěžovat a měla by být volena minimální nezbytně nutná doba aplikace (Weiss H. R. et al., 2007). Scoliosis Research Society v současnosti za tuto hranici uznává 16 hodin aplikace TLSO ortézy v průběhu kalendářního dne (Weiss H. R., Rigo M, 2011). Takovouto domněnku však doposud nebylo možné prokázat, protože nebylo možné získat reálná objektivní data o časovém průběhu aplikace. Zřejmě především proto, že výsledky částečně uvolněného režimu korzetoterapie byly dlouhodobě prezentovány, se situace posunula do stavu, kdy se částečně uvolněný režim u nás stává standardem.

**5.5** Byl navržen **způsob efektivnějšího vyhodnocování získaných dat v běžné praxi** tak, aby co nejpřesněji a co nejúčelněji zhodnotil průběh aplikace. Jde především o vyhodnocování vzhledem k preskripci časových aplikací korekčních ortéz. Jako do budoucna velmi užitečné se jeví zavedení sledování po období tzv. „**season-time**“ režimu, konkrétně po jednotlivých měsících, ve kterých může být léčba předem předdefinována. Pro to, aby mohly být aplikace vyhodnocovány, je potřebné zavést jednoduché grafické menu v počítačovém programu, kdy lze jen několika úkony ve velmi krátkém časovém úseku preskripci „**season-time**“ režimu stanovit. Na obr. 14 je schematicky znázorněn příklad preskripce (modře) a porovnání se získanými daty (červeně). Výstup v číselných hodnotách lze vyjádřit obvyklým způsobem.





**Obrázek 14** – Příklad okna navrhovaného programu, kdy je navržena preskripce (modře) a snímána průměrná délka aplikací v měsíci, která je porovnávána s aktuální měsíční preskripcí a ne pouze s jednou číselnou hodnotou průměrné denní aplikace za celé období (zdroj vlastní)

## 6. ZÁVĚR

**6.1** V práci byl stanoven hlavní cíl, jehož splnění dává možnost získat a doplnit dosud neexistující objektivní informace o průběhu konzervativní léčby deformit páteře a dolních končetin u dětí v období růstu pomocí individuálních korekčních ortéz za monitorované období. V několika vývojových krocích byla vyvinuta speciální mikroprocesorem řízená elektronická čidla, která byla schopna **zaznamenávat teplotní údaje u trupových ortéz a navíc i silové parametry u ortéz končetinových**. Výsledky prokázaly, že elektronický monitoring průběhu aplikace individuálních pomůcek je relativně jednoduchý a vhodný způsob, jak získávat reálná data o průběhu aplikace.

**6.2** U skupiny pacientů s **deformitami páteře** byl monitorován průběh aplikace na základě snímání teploty. Silové účinky byly hodnoceny nepřímo z RTG snímků páteře zhotovených ve stoje v předozadní projekci. Flexibilita páteře je velmi individuální, stejně tak jako subjektivní vnímání aplikace pacientem. Korekci deformity páteře korekční trupovou ortézou lze jednoznačně a objektivně hodnotit pomocí RTG snímků, které dávají informaci nejen o velikosti zakřivení páteře ve frontální a v sagitální rovině, ale poskytují i údaje o rotaci páteřního sloupce (tabulka 1).

**6.3** U tří pacientů byly hodnoceny korekční silové účinky při **aplikacích hyperkorekčních ortéz dolních končetin s předpětím**. Získané údaje o aplikacích byly shrnuty v tabulce 2. Silový prvek, který určuje předpětí a korekci, byl osazen průmyslovým

odporovým tlakovým senzorem, jehož ohmické hodnoty byl zaznamenávány elektronickým čidlem společně s údaji o aktuálních teplotách. Nastavení silového prvku bylo rodiči pacientů udržováno a kontrolováno dle pokynů lékaře i ortotika-protetika na určených hodnotách v průběhu celého monitorovaného období aplikace. Ukázalo se, že velikost silového předpětí koreluje i s experimentálními výsledky grantu GAČR 106/00/0006, kdy bylo zaznamenáno výchozí silové nastavení aplikací s obdobným silovým prvkem.

**6.4** Současně byla **finalizována původní radiografická metoda** pro získání absolutních úhlových hodnot axiální rotace obratlů (v tisku), která je podstatně přesnější než u nás nejběžněji používaná metoda podle Nash-Moe. V průběhu rozvoje deformity páteře i při samotné konzervativní léčbě hraje rotace páteře významnou roli. Proto je velmi potřebné získávat absolutní hodnoty změn axiální rotace páteře za sledované období (např. tabulka 1). Původní radiografická metoda (Černý et al., 2014 – in press) se ukázala ve srovnání s obdobnými metodami (např. Rerdriolle nebo Raimondi) jako dostatečně přesná pro hodnocení rotace obratlů do 30°.

**6.5** Pro vyhodnocení dat uložených v čidlech v průběhu konzervativní léčby byl napsán **software** v prostředí Visual Basic 6.0 pro systémy Windows. Z čidel byla získávána data v podobě textových souborů, která byla z elektronických čidel do programu importována a následně znázorněna početně i graficky (tabulka 1, tabulka 2).

**6.6** Na základě předpokladu, že se elektronický monitoring ortotických aplikací stane standardem, byl rovněž na základě zkušeností se získanými daty jen hrubě navržen způsob ještě **efektivnějšího vyhodnocení získávaných dat**. Především vzhledem k proměnlivosti teplot i časových aktivit a programů dětí a dospívajících v průběhu celého roku, kdy není optimální porovnávat průměrnou hodnotu denní aplikace k jedné stanovené celoroční hodnotě, byla navržena preskripce pro období způsobem tzv. „season-time“, obr. 79, který akceptuje reálnou situaci u pacientů v průběhu celého roku, kdy jsou výsledné hodnoty monitorování aplikací vyhodnocovány k aktuální měsíční hodnotě. Získává se tak objektivnější a užitečnější hodnota o intenzitě aplikace vzhledem k preskripci.

**6.7** Z důvodu obvyklého dlouhodobého léčebného období jednotlivých pacientů (řádově vždy několik let) vyplývá, že **se téma monitoringu bude nadále rozvíjet** i v mezinárodním měřítku. Navíc bude potřebné vytvořit jednotlivé skupiny pacientů podle typu a závažnosti onemocnění. Teprve až se podaří získat data o aplikacích z dostatečně velikých souborů pacientů za dostatečně dlouhé období, bude možné přesněji stanovit optimální nastavení preskripce individuálních trupových a končetinových korekčních ortéz.



## 7. SEZNAM LITERATURY.

*(Zde je uveden seznam citací, použitých v autoreferátu. Úplný seznam 95 citací je uveden v disertační práci.)*

1. Bähler, A., R. Orthopäedie-technische Indikationen. Verlag Hans Huber, Bern 1996, ISBN 3-456-82784-9.
2. Brozmanová B., Spišáková J., Kokavec M. Aktuality z ortopedickej protetiky. Herba, Bratislava, 2011, ISBN 978-80-89171-77-4.
3. Černý P. Technické základy a materiály pro obor Ortotika-protetika. ORTOTIKA s.r.o., Praha, 2011, ISBN 978-80-260-0930-6.
4. Černý P., Mařík I., Zubina P., Hadraba I. Aplikace ortotiky jako prostředku technické rehabilitace u kostních dysplázií. Pohybové ústrojí, 5, 1998, č. 3+4, s. 145 – 151, ISSN 1210-7182.
5. Černý P, Mařík I, Zubina P, Korbelář P. Trupové ortézy pro léčení skoliózy (1. část). Ortopedická protetika, 1, 1999, č. 1, s. 32 – 34, ISSN 1212-6705.
6. Černý P, Mařík I, Zubina P, Korbelář P. Trupové ortézy pro léčení skoliózy (2. část). Ortopedická protetika, 2, 2000, č. 2, s. 18 – 20, ISSN 1212-6705.
7. Černý P, Kostea A, Mařík I, Zubina P. Dynamická korekční trupová ortéza pro sezení podle Kostease. Ortopedická protetika, 3, 2001, č. 4, s. 10 – 11, ISSN 1212-6705.
8. Černý P. Hyperkorekční trupové ortézy. Ortopedická protetika, 3, 2001, č. 5, s. 6 -7, ISSN 1212-6705.
9. Černý P. Možnosti konzervativní léčby skolióz. Ortopedie, 2, 2008, č. 4, 172 – 179, ISSN 1802-1727.
10. Černý P. Idiopatická skolióza a možnosti konzervativní léčby, VOX Pediatrie, 12, 2012, 4, s. 17 – 20, ISSN 1213-2241, [a].
11. Černý P., Pallová I., Mařík I. Grafická metoda určení rotace obratlů. Prospektivní studie. Pohybové ústrojí, 11, 2004, 3+4, p. 163-170, ISSN 1210-7182.
12. Černý P. Silové působení končetinových a trupových ortéz: možnosti přesné verifikace. Ortopedická protetika, 18, 2012, str. 19 – 20, ISSN 1212-6705, [b].
13. Cobb J. R. Outline for the study of the scoliosis. Am Acad Orthop Surg Instr. Course Lect. 5, 1948, p. 261.
14. Čulík J., Mařík I., Černý P., Zubina P., Sobotka Z. Funkční adaptace a patobiomechanika končetinového a axiálního skeletu při silových účincích. Pohybové ústrojí, 8, 2001, č. 1, s. 7 - 14, ISSN 1210-7182.

15. Čulík J., Mařík I. Silové působení ortézy s vysokým předpětím na femur a tibii. Pohybové ústrojí, 8, 2001, č. 2, s. 74 – 81, ISSN 1210-7182.
16. Čulík J., Mařík I. Nomogramy pro určení tibiofemorálního úhlu. Pohybové ústrojí, 9, 2002, č. 3+4, s. 81 – 90, ISSN 1210-7182.
17. Culik J., Marik I., Cerny P. Biomechanics of Leg Deformity Treatment. Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interaction, vol. 8(1), 2008, p. 58–63, IMNI, Greek, ISSN 1108-7161.
18. Culik J., Marik I., Cerny P. Treatment of Children Scoliosis by Corrective Brace with Regulated Force Effect. Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interaction, 2011; 11(2):203-207, IMNI Greek, ISSN 1108-7161.
19. Dungal P. at al., 2005; P. at. al. Ortopedie. Praha, Grada Publishing a.s., 2005, 1280 s., ISBN 80-247-0550-8.
20. Frost H. M. The Utah Paradigm of Skeletal Physiology – Volume I, Volume II. ISMNI, Greece, 2004, ISBN 960-88477-1-0.
21. Havey R., Gavin T., Patwardhan A., Pawelczak S., Ibrahim K., Anderson G. B., Lavender S. Reliable and Accurate Method for Measuring Orthosis Wearing Time. Spine, 2002, 27 (2): p. 211-214.
22. Heřt J., Lišková M., Landa J. Reaction of Bone to Mechanical Stimuli. Part 1. Folia Morphol., 1971, 19, 3, p. 290 - 300.
23. Heřt J. Wolfův transformační zákon po 100 letech. Acta Chir orthop et Traum čech, 57, 1990, č. 6, s. 465 – 76, ISSN 0001-5415.
24. Hohmann D., Uhlig R. Orthopäedische Technik. Stuttgart, Georg Thieme Verlag KG, 2005, ISBN 3-13-135929-3.
25. Chêneau J. Korzetování od roku 1970 do současnosti. Pohybové ústrojí, 9, 2002, č. 3+4, s. 5 – 16, ISSN 1210-7182.
26. Kolář P. et al. Rehabilitace v klinické praxi. Galén, Praha, 2009, ISBN: 978-80-7262-657-1.
27. Krbec. M. Skolióza. Lékařské listy, Příloha Zdravotnických novin, 57, 2008, č. 12, s. 15 – 19.
28. Labelle H., Richards S. B., De Kleuver M., Grivas T. B., Luk K. D. K., Wong H. K., Thometz J., Beauséjour M., Turgeon I., Fong D. Y. T. Screening for adolescent idiopathic scoliosis an information statement by the scoliosis research society international task force. J Scoliosis, 2013, 8:17.

29. Landauer F. Diagnostik und Screening der Skoliose. Orthopedie-Technik, 8, 2009, p. 514 – 520, ISSN 0340-5591.
30. Mařík I., Černý P., Sobotka Z., Korbelář P., Kuklík M., Zubina P.: Konzervativní terapie deformit páteře dynamickou trupovou ortézou: anotace prospektivní studie. Pohybové ústrojí, 3, 1996, č. 1, s. 38 – 41, ISSN 1210-7182.
31. Mařík I. Systémové, končetinové a kombinované vady skeletu – 1. část. Pohybové ústrojí, 7, 2000, č. 2+3, s. 83 – 215, ISSN 1210-7182.
32. Marik I., Culik J., Cerny P., Zemkova D., Zubina P, Hyankova E. Neue Orthesen mit hoher Biegevorspannung. Orthopädie –Technik, 11, 2002, s. 856-861. ISSN 0340-5591.
33. Marik, I., Culik, J., Cerny, P., Zemkova, D., Zubina, P., Hyankova, E. New Limb Orthoses with High Bending Pre-Stressing. Orthopädie Technik Quarterly, English edition III/2003, s. 7 – 12, ISSN 0340-5591.
34. Mařík I. Řízená remodelace u systémových vad skeletu v období růstu: metoda volby konzervativního léčení deformit dlouhých kostí. Iatrike Techné, 2003, č. 2, s. 73 - 77. MK ČR E 13463, ISSN 1213-6891.
35. Mařík I., Maříková A. Včasná diagnostika ortopedických vad u dětí. Příloha Postgraduální medicíny Preventivní pediatrie - manuál pro provádění preventivních prohlídek, 2005, s. 43 - 46. MK ČR E 81 36, ISSN 1212-4184.
36. Mařík I., Maříková A. Vrozené vady pohybového ústrojí, diagnóza a komplexní léčení. Postgraduální medicína, 2006, 8, č. 1, s. 28 - 37. MK ČR E 8136, ISSN 1212-4184.
37. Mařík I., Zemková D., Myslivec R., Petrášová Š., Hyánková E., Maříková A., Hudáková O. Deformity dolních končetin u dětí: diagnostika, monitorování a léčení. VOX pediatrie, 2010, 10, č. 7, s. 16-20. MK ČR E 10971, ISSN 1213-2241.
38. Mařík I., Zemková D., Myslivec R., Petrášová Š., Hyánková E., Maříková A., Hudáková O. Nestejná délka dolních končetin v období růstu: diagnostika, monitorování a léčení. VOX pediatrie, 2010, 10, č. 8, s. 22-29. MK ČR E 10971, ISSN 1213-2241.
39. Miller D. J., Franzone J. M., Matsumoto H., Gomez J. A., Avendano J., Hyman J. E., Roye D. P. jr. Vitale M. G. Electronic monitoring improves brace-wearing compliance in patients with adolescent idiopathic scoliosis. A Randomized Clinical Trial. Spine, 2012; 37 (9): p. 717 -721.
40. Pallová I., Černý P., Kubový P., Otáhal S. Možnosti hodnocení axiální rotace páteře a její význam u páteřních deformit. Lékař a technika, ročník 39, 2009, 1, ISSN 0301-5491.

41. Pallová I., Šorfová M., Ryšávková A. Měření rotace obratlů z RTG snímku. *Pohybové ústrojí*, 10, 2003, 3+4, p. 161-171.
42. Petrášová S., Zemková D., Mařík I. Vývoj tibiofemorálního úhlu u českých dětí ve věku od 4 do 11,9 let. *Anthropometrická studie. Pohybové ústrojí*, 19, 2012, č. 1+2, s. 63 – 73, ISSN 1210-7182.
43. Petrášová S., Zemková D., Mařík I., Myslivec R. Possibilities of epiphyseodesis. Promising a new device called the eight-plate guided growth system. The 14th Prague-Lublin-Sydney Symposium, September 16 - 23, 2012, Rehabilitation Centre Sophia-Bryza in Sarbinowo, Poland. *Locomotor System*, 19, No. 3+4, p. 339-343. ISSN 1212-4575.
44. Selle, A., Seifert, J. Compliance-Vergleich verschiedener Skoliose-Bracing-Konzepte. *Orthopädie-Technik*, 8, 2010, p. 580 – 583, ISSN 0340-5591.
45. Sobotka Z. Biomechanika, bioreologie a jejich úloha v lékařství. *Pohybové ústrojí*, 1, 1994, č. 1, s. 3 – 16, ISSN 1210-7182.
46. Sobotka Z., Mařík I. Biomechanické jevy u kostních dysplázií. *Pohybové ústrojí*, 1, 1994, č. 3, s. 122 – 136, ISSN 1210-7182.
47. Sobotka Z., Mařík I. Remodelation and Regeneration of Bone Tissue at Some Bone Dysplasias. *Pohybové ústrojí*, 2, 1995, č. 1, s. 15 – 24, ISSN 1210-7182.
48. Stokes I. A. Three-dimensional terminology of spinal deformity. *Spine*, 1994, 19, 2, p. 236 - 248.
49. Vlach, O. Léčení deformit páteře. Avicenum, Prague, 1986.
50. Weiss H. R., Werkmann M., Stephan C. Correction effects of the ScoliOlogiC® „Chêneau light" brace in patients with scoliosis. *Scoliosis* 2007, 2:2 doi:10.1186/1748-7161-2-2.
51. Weiss, H., R. Korsettversorgung bei Skoliose. *Orthopädie-Technik*, 7, 2011, p. 488 - 498, ISSN 0340-5591.
52. Weiss H. R., Rigo M. Expert-driven Chêneau applications: Description and in-brace corrections. *Physiother Theory Pract.* 2011 Jan;27(1):61-7. doi: 10.3109/09593985.2010.503991.
53. Weiss H. R., Moramarco M. Indication for Surgical Treatment in Patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis – a Critical Appraisal. *Patient Saf Surg*, 2013, 7, 17, PMC3668989.

## **Poděkování**

Na tomto místě chci poděkovat svému školiteli Doc. MUDr. Ivo Maříkovi, CSc. a konzultantovi Prof. Ing. Janu Čulíkovi, CSc. za vstřícnost, trpělivost a odborné vedení po celou dobu mého studia.

Děkuji Ing. Pavlu Rubešovi, který mi pomohl kompletně realizovat elektronickou problematiku v této práci.

Dále děkuji pracovníkům Ambulantního centra pro vady pohybového aparátu s.r.o. v Praze 3 za medicínskou i technickou podporu v průběhu řešení této práce.

Rovněž patří poděkování mým spolupracovníkům z ortotického pracoviště ORTOTIKA, s.r.o., kteří se podíleli profesně v rámci ortotických aplikací.

Za velkou podporu a trpělivost děkuji své rodině a přátelům.