

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Scholastika Přádková

**Ortotické možnosti léčby u bolestivého neurologického ramene**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Kateřina Macháčková, Ph.D.

Olomouc 2022

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci 13. 5. 2022

-----

podpis

## **Poděkování**

Ráda bych tímto chtěla poděkovat své vedoucí práce Mgr. Kateřině Macháčkové, Ph.D. za odborné vedení mé bakalářské práce, za vstřícnost a čas věnovaný této práci v rámci konzultací a také za spoustu cenných informací, získaných při vypracovávání této práce.

Ráda bych také poděkovala své rodině především za jejich podporu a oporu během celého mého studia.

## **Anotace**

<b>Typ závěrečné práce:</b>	Bakalářská práce
<b>Název práce:</b>	Ortotické možnosti léčby u bolestivého neurologického ramene
<b>Název práce v AJ:</b>	Orthotic options of treatment in a painful neurological shoulder
<b>Datum zadání:</b>	2021-11-30
<b>Datum odevzdání:</b>	2022-05-13
<b>Vysoká škola, fakulta, ústav:</b>	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav klinické rehabilitace
<b>Autor práce:</b>	Scholastika Přádková
<b>Vedoucí práce:</b>	Mgr. Kateřina Macháčková, Ph.D.
<b>Oponent práce:</b>	Mgr. Hana Zwettlerová

### **Abstrakt v ČJ:**

Tato bakalářská práce pojednává o problematice bolestivého ramene po cévní mozkové příhodě, která představuje jednu z nejčastějších příčin komplikací v rámci rehabilitace a funkční obnovy. V přehledu poznatků je popsána funkční anatomie a kineziologie ramenního pletence, dále patofyziologie ramenního kloubu, etiologie, rizikové faktory a nejčastější příčiny vedoucí ke vzniku hemiparetické bolesti ramene po cévní mozkové příhodě. Ve druhé části je pozornost věnována především možnostem terapeutické a ortotické léčby. Hlavním cílem této práce je shrnout základní vědecké poznatky o možnostech využití ortotických pomůcek v rámci rehabilitace u pacientů po cévní mozkové příhodě a zhodnocení efektivity a účinnosti aplikace ortéz v rámci prevence vzniku syndromu bolestivého ramene. Pro účely této bakalářské práce

bylo použito celkem 60 zdrojů; 30 českých zdrojů a 30 zahraničních zdrojů. Rešerše byla provedena na základě níže uvedených klíčových slov v databázích PubMed, ScienceDirect, EBSCO a Medvik.

**Klíčová slova:** bolestivé rameno, cévní mozková příhoda, neuromuskulární poruchy, ramenní ortézy, hemiparéza, subluxace, muskuloskeletální poruchy, ortotika

### **Abstrakt v AJ:**

Hemiplegic shoulder pain is one of the most common causes of complication in rehabilitation and functional recovery in patients after stroke. This bachelor's thesis presents an overview of knowledge in the field of hemiplegic shoulder pain, which is focused on the functional anatomy and pathophysiology of shoulder girdle and the most common causes of hemiplegic shoulder pain after stroke. The second part is focused mainly on therapeutic and orthotic options for the treatment and prevention by using orthotic devices to reduce shoulder pain. The aim of the thesis is to summarize scientific knowledge about the possibilities of using orthotic devices in rehabilitation of patients after stroke and to evaluate effectiveness of orthoses in the prevention of painful shoulder syndrome. For the purpose of this bachelor's thesis 30 czech sources and 30 foreign sources were used. The research was based on the key words below in the databases Pubmed, ScienceDirect, EBSCO and Medvik.

**Keywords:** painful shoulder, stroke, neuromuscular disorders, shoulder orthoses, hemiparesis, subluxation, musculoskeletal disorders, orthotics

**Rozsah:** 59 stran, 6 příloh

# Obsah

<b>Úvod do problematiky .....</b>	<b>8</b>
<b>1 Funkční anatomie pletence horní končetiny .....</b>	<b>9</b>
1.1 Articulatio glenohumeralis .....	9
1.1.1 Capsula articularis glenohumerálního kloubu.....	12
1.1.2 Vertikální stabilizace glenohumerálního kloubu.....	13
1.2 Articulatio acromioclavicularis.....	13
1.3 Articulatio sternoclavicularis.....	14
1.4 Torakoskopulární spojení .....	14
1.5 Subakromiální prostor .....	14
1.6 Funkční pohyby a kinetika lopatky .....	15
1.6.1 Dynamická stabilizace lopatky.....	16
<b>2 Patofyziologie bolesti ramenního kloubu.....</b>	<b>17</b>
2.1 Bolest.....	17
2.1.1 Typy bolesti.....	17
2.1.2 Akutní a chronická bolest .....	18
2.2 Bolest v oblasti ramenního kloubu .....	18
<b>3 Syndrom bolestivého ramene po cévní mozkové příhodě .....</b>	<b>20</b>
3.1 Příčiny vzniku bolestivého ramene po CMP .....	20
3.2 Glenohumerální subluxace .....	21
3.2.1 Metody měření stupně glenohumerální subluxace.....	21
3.3 Adhezivní kapsulitida.....	24
3.4 Impingement syndrom.....	25
3.5 Svalová dysbalance ramenního kloubu .....	27
3.6 Neuropatie brachiálního plexu.....	28
3.7 Ruptura caput longum musculi bicipi brachii.....	28
3.8 Možnosti terapie po cévní mozkové příhodě.....	29
3.8.1 Akutní stádium CMP .....	29
3.8.2 Subakutní stádium CMP .....	31
3.8.3 Chronické stádium CMP.....	32

<b>4 Ortotika.....</b>	<b>33</b>
4.1 Funkční indikace ortéz .....	33
4.2 Základní konstrukční parametry ortéz .....	34
4.3 Aplikace ortotických pomůcek u bolestivého hemiparetického ramene.....	37
4.3.1 Ramenní ortézy.....	37
4.3.2 Ramenní ortéza Omo Neurexa Plus.....	38
4.3.3 Ramenní ortéza Neuro Lux II.....	41
4.3.4 Ramenní ortéza Acro ComforT .....	42
4.3.5 Ramenní závěsy .....	43
<b>Závěr .....</b>	<b>44</b>
<b>Referenční seznam .....</b>	<b>46</b>
<b>Seznam zkratk .....</b>	<b>53</b>
<b>Seznam obrázků.....</b>	<b>54</b>
<b>Seznam tabulek .....</b>	<b>56</b>
<b>Seznam příloh .....</b>	<b>57</b>

## Úvod do problematiky

Cévní mozková příhoda (CMP) je časté a závažné neurologické onemocnění, kdy dochází na základě ischemického uzávěru mozkové tepny k postupnému poškození eferentní kortikospinální pyramidové dráhy, způsobující poruchu přenosu somatomotorických informací z mozku do svalů. Tato porucha přenosu signálu má za následek rozvoj nekoordinovaných a neřízených pohybů paretické končetiny s postupným rozvojem tzv. syndromu horního motoneuronu, projevující se typickým flekčním spastickým vzorcem s abnormálním postavením paretické horní končetiny. Při nedostatečné aktivitě stabilizačních svalů glenohumerálního kloubu (GH), které udržují centrované postavení hlavice humeru v glenoidální jamce tak dochází při pohybech paže k nadměrnému zatížení jednotlivých kloubních struktur, což může vést až ke kaudální subluxaci ramenního kloubu (RK) často spojované s rozvojem řady sekundárních funkčních a strukturálních poškození ramenního pletence. Jedním z nejčastějších následků cévní mozkové příhody a strukturálního poškození ramenního pletence je syndrom bolestivého ramene, který se vyskytuje až u 80 % pacientů především v prvních měsících po CMP.

Syndrom bolestivého ramene je po spasticitě druhou nejčastější příčinou komplikací v rámci rehabilitace a funkční obnovy, a také častým limitujícím faktorem, který brání v úspěšné rekonvalescenci jedince. Z tohoto důvodu je kladen důraz především na včasné rozpoznání základních rizikových faktorů a hlavních vyvolávacích příčin vedoucích ke vzniku bolestivého ramene za účelem prevence sekundárního poškození kloubních struktur ramenního pletence, kterým je věnována především první část této práce.

V rámci rehabilitace v akutním stádiu je kladen důraz především na zajištění dostatečné stability a centrovaného postavení hlavice humeru v glenoidální jamce jako prevence strukturálního a funkčního poškození ramenního kloubu. Proto je důležité jako preventivní opatření před vznikem syndromu bolestivého ramene aplikovat vhodnou ortotickou pomůcku již v počátečním stádiu onemocnění a předcházet tak řadě komplikací.

Hlavním cílem bakalářské práce je shrnout základní poznatky o možnostech využití ortotických pomůcek v rámci rehabilitace u pacientů po cévní mozkové příhodě a zhodnotit efektivitu a účinnost aplikace ramenních ortéz v rámci prevence syndromu bolestivého ramene. Práce se zaměřuje především na nejčastější příčiny vzniku a rizikové faktory, které vedou k rozvoji bolesti ramene, dále na prevenci vzniku bolesti a sekundárního poškození ramenního kloubu a také na nejčastější možnosti terapie hemiparetického bolestivého ramene s využitím ortotických pomůcek.



# 1 Funkční anatomie pletence horní končetiny

Pletenec horní končetiny je neúplný funkční řetězec kostí, který připojuje horní končetinu k trupu a vytváří funkční spojku horní končetiny s osovým skeletem (Véle, 2006, s. 265-266). Dle Kapandjiho (2007, s. 22) je uváděn pletenec horní končetiny jako komplex pěti anatomických a funkčních skloubení, který se podílí na veškerých pohybech ramenního pletence a umožňuje rozsáhlý pohyb horní končetiny v mnoha směrech. Je tvořen třemi pravými anatomickými klouby a dvěma nepravými funkčními skloubeními (Dylevský, 2009a, s. 99-100). Mezi pravé klouby ramenního pletence patří articulatio sternoclavicularis, articulatio acromioclavicularis a articulatio glenohumeralis a mezi nepravé funkční klouby patří torakoskopulární spojení a subakromiální prostor, které vytváří další pohyblivé spoje důležité pro správnou biomechaniku pohybu (Kolář et al., 2009, s. 144-148; Kapandji, 2007, s. 22).

Pletenec horní končetiny je stabilizován pomocí pasivních komponent, které tvoří vazivová a kloubní spojení, burzy a také artikulační kosti ramenního pletence – clavícula, scapula a humerus. Aktivní komponentu pletence horní končetiny tvoří mohutný svalový korzet napojený na ramenní pletenec, který vytváří funkční jednotku pletence ramenního vykonávající pohyb a zároveň zajišťující stabilizaci ramenního kloubu (Dylevský, 2009b, s. 152). Z dorsální strany se jedná o tzv. spinohumerální svalový systém, který je tvořen svaly m. trapezius, m. levator scapulae a m. rhomboideus major et minor. Z ventrální oblasti se jedná o tzv. torakohumerální svaly tvořené m. pectoralis minor, m. subclavius, a m. serratus anterior a v neposlední řadě také svaly rotátorové manžety, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis (Dylevský, 2009a, s. 103-104). Kořenovým kloubem ramenního pletence je glenohumerální kloub, který připojuje volnou horní končetinu k ramennímu pletenci a k osovému skeletu.

## 1.1 Articulatio glenohumeralis

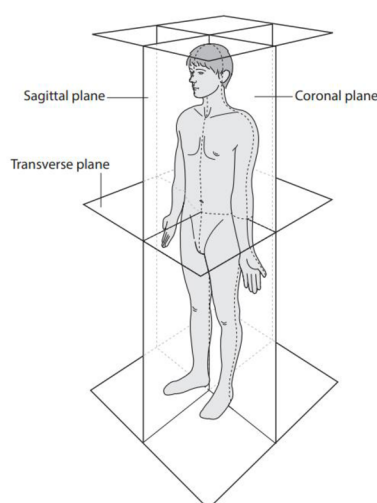
Glenohumerální kloub je nejpohyblivější kloub lidského těla, který umožňuje pohyb horní končetiny v prostoru ve všech třech rovinách, kolem tří hlavních os. Pro určení směru pohybu horní končetiny v ramenním kloubu je popisován pohyb ve třech základních rovinách (Kapandji, 2007, s. 4-15):

**Transverzální rovina** – v této rovině je uskutečňován pohyb v horizontální flexi a extenzi při abdukovaném RK do 90°. Transverzální rovina rozděluje tělo na horní a dolní polovinu

a je kolmá na vertikální osu, která probíhá superio-inferiorně průsečíkem sagitální a frontální roviny (viz obrázek 1).

**Frontální rovina** – v této rovině je uskutečňován pohyb do abdukce a addukce v RK. Frontální rovina je kolmá na sagitální osu, která probíhá antero-posteriorně sagitální rovinou, a rozděluje tělo na přední a zadní část (viz obrázek 1).

**Sagitální rovina** – v této rovině je umožňován pohyb do flexe a extenze v RK. Sagitální rovina je kolmá na frontální osu, která probíhá medio-laterálně frontální rovinou, a rozděluje tělo na dvě symetrické poloviny – pravou a levou (viz obrázek 1).



**Obrázek 1** Frontální, sagitální a transverzální rovina v anatomické poloze (Cole, 2017, s. 9)

**Tabulka 1** Základní pohyby a ROM ramenního kloubu (Kapandji, 2007, s. 6-16)

<b>Ventrální flexe</b>	do 90° bez elevace lopatky, se souhybem lopatky až 180°
<b>Extenze</b>	Rozsah pohybu přibližně do 45-50°
<b>Abdukce</b>	Čistá abdukce do 90°, při zevní rotaci dolního úhlu lopatky až do 180°
<b>Addukce</b>	0°, při flexi nebo extenzi s addukcí v RK je možný pohyb přes osu těla do 75°
<b>Vnitřní rotace</b>	Rozsah pohybu přibližně 100-110° kolem podélné osy
<b>Vnější rotace</b>	Rozsah pohybu přibližně 80°

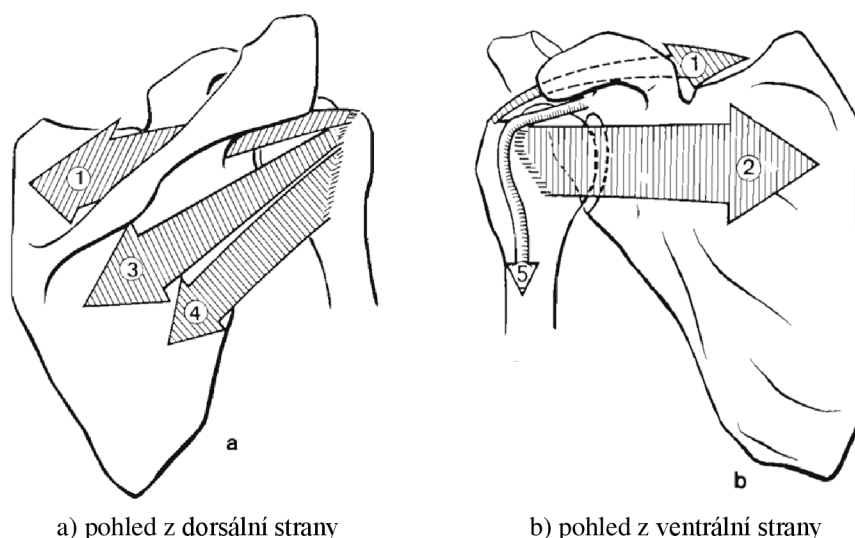
Nízká míra kongruence artikulační plochy glenohumerálního kloubu poskytuje vysokou míru pohyblivosti ramenního kloubu, ale také vysokou míru nestability, čímž jsou vytvářeny vysoké nároky na svalový a ligamentový korzet, který je kaudálním tahem horní končetiny často přetěžován (Kapandji, 2007, s. 28; Véle, 2006, s. 265-269). Z tohoto důvodu je glenoidální jamka rozšířena o chrupavčité labrum glenoidale, které zvětšuje kloubní kongruenci a

rozsah kontaktu hlavice humeru s kloubní jamkou, čímž se podílí na stabilizaci celého skloubení, aniž by byla narušena hybnost GH kloubu. Jedná se o funkční měkkou poddajnou tkáň, která však zajišťuje pouze částečnou stabilitu ramenního kloubu (Kapandji, 2007, s. 24; Dylevský, 2009b, s. 158-159). Proto je kloubní pouzdro posíleno také glenohumerálními ligamenty a úpony svalů rotátorové manžety, upínající se v blízkosti kloubního pouzdra, jejichž hlavní funkcí je vedle aktivního pohybu také centrace hlavice humeru vůči glenoidální jamce a zajištění dostatečné stabilizace GH kloubu jako prevence před sekundárním poškozením měkkých tkání a kaudální subluxe hlavice humeru (Čihák, 2011, s. 238-241; Kapandji, 2007, s. 28-36).

Ligamentum glenohumerale zesiluje kloubní pouzdro především anteriorně a zajišťuje ventrální stabilizaci RK, zatímco z dorsální strany je stabilizace RK zajištěna svaly rotátorové manžety, které působí jako aktivní ligamenta. Lig. glenohumerale je tvořeno třemi pruhy, přičemž nejsilnější je spodní pruh, který brání ventrokaudální subluxaci a anteriorní dislokaci ramene. Nejčastějším místem pro anteriorní dislokaci je Foramen Weitbrechti, což je oslabený prostor mezi pruhy glenohumerálních ligament (Kapandji, 2007, s. 28).

Nejvýhodnější pozicí GH kloubu je tzv. close pack position. Jedná se o centrovanou pozici největší stability a maximální kongruence kloubních ploch GH kloubu, kdy dochází k rovnoměrnému zatížení pasivních i aktivních kloubních struktur (Kapandji, 2007, s. 24). Při maximální abdukci a zevní rotaci RK dochází ligamenta své maximální tenze a zároveň také jejich největší účinnosti, kdy je uplatňována nejvíce jejich stabilizační a fixační složka. Zároveň také dochází k maximálnímu napnutí a protažení kapsuly s kompresí do kloubu. K uvolnění a relaxaci ligament naopak dochází v pozici vnitřní rotace a flexe RK, kdy jsou ligamenta zcela povolena, avšak nedochází zde k jejich stabilizační funkci. Z tohoto důvodu je vnitřní rotace s flexí ramene také častým rizikem vzniku sekundárního poškození kloubních struktur a měkkých tkání (Kapandji, 2007, s. 32).

Hlavními stabilizačními svaly glenohumerálního kloubu je úpon *caput longum musculi bicipi brachii* na *tuberculus supraglenoidalis scapulae* a svaly rotátorové manžety, tvořené čtyřmi svaly upínajícími se na hlavici humeru; *m. supraspinatus*, *m. infraspinatus*, *m. teres minor* a *m. subscapularis* (viz obrázek 2), (Čihák, 2011, s. 239).



**Obrázek 2** Svaly rotátorové manžety a šlacha dlouhé hlavy bicepsu působící jako aktivní ligamenta udržující kongruentní postavení hlavice humeru vůči glenoidální jamce. 1 – m. supraspinatus, 2 – m. subscapularis, 3 – m. infraspinatus, 4. m. teres minor, 5. šlacha caput longum m. biceps brachii (Kapandji, 1982, s. 35).

### 1.1.1 Capsula articularis glenohumerálního kloubu

Capsula articularis glenohumerálního kloubu je přibližně dvakrát větší než kloubní plocha hlavice humeru, čímž je zajištěn komplexní kruhový rozsah pohybu. Kloubní pouzdro chrání především hlavici humeru, cavitas glenoidalis, šlachu dlouhé hlavy bicepsu brachii a labrum glenoidalis. V neutrální pozici je capsula articularis relativně volná, kaudálně nařasená, a její vlákna jsou stočena ventromediálně (Kapandji, 2007, s. 28-32). Při abdukci ramenního kloubu však dochází ke kompresi hlavice humeru proti glenoidální jamce, čímž stoupá tenze kloubního pouzdra. Pro snížení napětí kloubního pouzdra RK v abdukci dochází k zevní rotaci ramene, která vede k oddálení tuberculus majus od kontaktu s akromionem, čímž je umožněn další pohyb v ramenním kloubu do abdukce. V případě omezeného pohybu humeru do zevní rotace se kombinuje tento pohyb s nadměrnou tenzí kapsulárních vláken a abnormální kompresí do kloubu, která způsobuje omezení rozsahu pohybu HK do větší abdukce (Kapandji, 2007, s. 28-32).

Střední neutrální polohu zaujímá ramenní kloub v částečné abdukci a v mírné ventrální flexi. Kloubní pouzdro je zeslabeno ventrálně, v místě bursa subtendinea musculi subscapularis a kaudálně, směrem do podpažní jámy, kde je na své kaudální ploše složeno v řasy, zajišťující volnost a dostatečnou pohyblivost ramene při abdukci v krajních polohách, avšak kvůli tomuto

oslabení kloubního pouzdra dochází také nejčastěji k subluxaci hlavice humeru ventrokaudálním směrem (Čihák, 2011, s. 239; Kapandji, 2007, s. 28-32).

### **1.1.2 Vertikální stabilizace glenohumerálního kloubu**

Pro správnou činnost glenohumerálního kloubu je důležité zajištění dostatečné vertikální stabilizace, která je dána především sklonem fossa glenoidale, směřující ventrolaterálně, napnutím superiorní části kapsuly a lig. coracohumerale, které zpevňuje kapsulu superiorně na ventrální straně čímž zabraňuje kaudálnímu posunu hlavice humeru a chrání ji před subluxací, a také aktivitou m. deltoideus a transverzálních svalů, stabilizujících hlavici humeru do fossa glenoidale. Ligamentum coracohumerale se podílí především na fixaci hlavice humeru v glenoidální jamce. Má dva pruhy, anteriorní, který se upíná na tuberculum majus a posteriorní, upínající se na tuberculum minus. Při flexi v RK dochází k tenzi především posteriorních pruhů, při extenzi v anteriorním pruhu. V neutrální pozici RK je ligamentum volné, takže neplní svou stabilizační ani fixační funkci (Kapandji, 2007, s. 34-36; Dylevský, 2009b, s. 158-159).

## **1.2 Articulatio acromioclavicularis**

Articulatio acromioclavicularis (AC) je plochý kloub, který je tvořen facies articularis acromialis claviculae a facies articularis acromii scapulae. AC kloub je tvořen tuhým kloubním pouzdrem, které je superiorně zesíleno vazem lig. acromioclaviculare, zpevňující především horní stranu pouzdra což umožňuje pouze minimální pohyby v kloubu (Dylevský, 2009a, s. 102). Ligamentum coracoclaviculare, které tvoří s AC kloubem funkční vztah, spojuje processus coracoideus se spodní plochou klavikuly, čímž dochází k její stabilizaci a k omezení pohybu akromiálního konce klavikuly (Čihák, 2011, s. 237-238). Při nadměrném tahu lig. coracoclaviculare však může často docházet především k frakturám nebo dislokacím klavikuly (Dylevský, 2009b, s. 154; Kapandji, 2007, s. 50).

Akromion je podobně jako processus coracoideus jednou z nejvíce přetížených částí lopatky, vystavených konstantnímu tahu řady svalů. Z tohoto důvodu je kladen velký důraz především na dobrou stabilizaci a zpevnění obou výběžků lopatky, kterou zajišťuje především lig. coracoacromiale. Mezi ligamentem, akromionem a pouzdrem ramenního kloubu se nachází také subakromiální prostor, kterým probíhají šlachy m. supraspinatus a m. caput longum musculi bicipis brachii (Dylevský, 2009a, s. 102).

### **1.3 Articulatio sternoclavicularis**

Articulatio sternoclavicularis (SC) je složený kulový kloub, který umožňuje drobné posuny o malém rozsahu pohybu ve všech směrech. Jedná se o jediné kloubní spojení, kterým je připojena horní končetina k osovému skeletu, v místě facies articularis sternalis claviculae a incisura clavicularis na manubrium sterni a váže se především na pohyb lopatky a RK (Dylevský, 2009a, s. 102-103). Z tohoto důvodu dochází často k nadměrnému tlakovému a tahovému zatížení vlivem přenosu mechanické energie z horní končetiny na trup, kdy při přenesených nárazech z horní končetiny dochází především k fraktuře klavikuly (Dylevský, 2009b, s. 154-155). Kloubní pouzdro je zesíleno ligamenty – lig. costoclaviculare, které spojuje claviculu s 1. žebrem, lig. interclaviculare, které spojuje oba sternální konce kloubních ploch a lig. sternoclavicularis anterior et posterior, které spojuje klavikulu a manubrium sterni a zesiluje kloubní pouzdro na ventrální i dorsální straně (Kapandji, 2007, s. 46, Čihák, 2011, s. 236-237; Dylevský, 2009a, s. 102-103).

### **1.4 Torakoskapulární spojení**

Torakoskapulární spojení je funkční spojení lopatky a hrudníku, které je uskutečňováno pomocí řídkého vaziva, umožňující klouzavý pohyb lopatky a usnadňující její pohyblivost. Vazivo vyplňuje štěrby mezi m. serratus anterior a m. subscapularis na ventrální ploše lopatky, které zajišťují stabilizační i pohybovou funkci torakoskapulárního spojení (Dylevský, 2009a, s. 103).

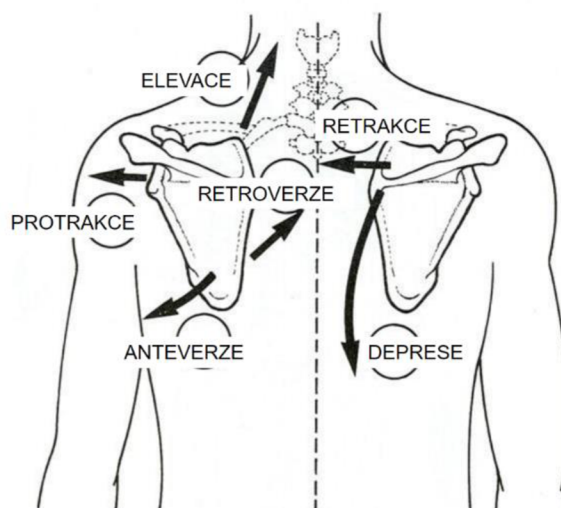
### **1.5 Subakromiální prostor**

Subakromiální prostor je funkční součástí ramenního kloubu, který umožňuje volný pohyb hlavice humeru ve všech směrech, především v rámci abdukčních pohybů. Je tvořen kaudální plochou akromionu, ligamentum coracoacromiale spojující akromion s processus coracoideus, m. deltoideus a kapsulou articularis RK. Tento prostor je vyplněn řídkým vazivem a řadou tíhových váčků, které umožňují hladký pohyb hlavice humeru v prostoru mezi deltovým svalem, kloubním pouzdrem a úpony svalů rotátorové manžety, především m. supraspinatus. V případě zúžení subakromiálního prostoru, který je velmi náchylný na přetížení, může snadno docházet k uskřínutí rotátorové manžety, rozvoji impingement syndromu a také syndromu bolestivého ramene (Dylevský, 2009b, s. 155; Kapandji, 2007, s.).

## 1.6 Funkční pohyby a kinetika lopatky

Funkční pohyblivost lopatky je dána způsobem připojení k pletenci horní končetiny, pohyblivostí AC a SC kloubu a svalovým závěsem, který umožňuje vykonávat pohyby lopatky v mnoha směrech. Poloha lopatky je důležitá pro správnou funkci celého ramenního pletence, jelikož tvoří konkávní artikulační plochu glenohumerálního kloubu. Při volně visící horní končetině podél těla je lopatka ve frontální rovině pootočená přibližně 30° ventrálně, kdy fossa glenoidalis hledí anterolaterálně. Rotační pohyby lopatky mění polohu dolního úhlu lopatky a celkový sklon kloubní jamky až o 50° (Dylevský, 2009a, s. 104-105).

Pohyby lopatky a její pozice je zajišťována především svaly, které se na ni z okolí upínají, a vazy, kterými je lopatka připojena ke klíční kosti. Lopatka může vykonávat posuvné pohyby, mezi které se řadí protrakce, retrakce, elevace a deprese, a rotační pohyby, kam patří antevertze a retrovertze (viz obrázek 3) (Dylevský, 2009a, s. 101-102; Kapandji, 2007, s. 4-16).



Obrázek 3 Pohyby lopatky (Novotná, 2008, s. 40)

**Retrakce lopatky** – mediální pohyb lopatky přibližně 10° směrem k páteři (Čihák, 2011, s. 238), pohyb provádějí m. trapezius (střední část) a m. rhomboideus major a minor. Pomocným svalem při retrakci lopatky je m. trapezius (Dylevský, 2009a, s. 105).

**Protrakce lopatky** – lateroventrální pohyb lopatky přibližně 10° – opak retrakce lopatky (Čihák, 2011, s. 238), pohyb provádí m. serratus anterior. Pomocným svalem je m. trapezius (horní a dolní část) (Dylevský, 2009a, s. 105).

**Elevace lopatky** – kraniální pohyb lopatky přibližně 55° (Čihák, 2011, s. 238), pohyb provádějí m. trapezius – horní část, a m. levator scapulae. Pomocnými svaly jsou mm. rhomboidei a m. sternocleidomastoideus (Dylevský, 2009a, s. 105).

**Deprese lopatky** – kaudální pohyb lopatky 5° z neutrálního postavení, (Čihák, 2011, s. 238), provádí dolní část m. trapezius, pomocným svalem je m. pectoralis minor (Dylevský, 2009a, s. 105).

**Anteverze lopatky** – pohyb dolního úhlu lopatky do zevní rotace přibližně 30° (Dylevský, 2009a, s. 105).

**Retroverze lopatky** – pohyb dolního úhlu lopatky do vnitřní rotace přibližně 30° směrem k páteři (Dylevský, 2009a, s. 105).

### 1.6.1 Dynamická stabilizace lopatky

Dynamickou stabilizaci lopatky zajišťují myofasciální smyčky a úpony svalů na lopatku, které ji udržují v neutrálním postavení a zajišťují fyziologické postavení horní končetiny v rámci pohybu. Mezi nejdůležitější svaly stabilizující lopatku patří m. serratus anterior, m. levator scapulae, m. rhomboideus major a m. trapezius, jejichž vzájemný podíl na aktivaci umožňuje fyziologický pohyb lopatky a zároveň i její stabilizaci v libovolné pozici (Kapandji, 2007, s. 56-74; Čápková, 2008, s. 43-48)

**Tabulka 2** Dynamická stabilizace lopatky (Véle, 2006, s. 102-116)

Pohyb lopatky	Svaly zajišťující dynamickou stabilizaci lopatky
<b>Anteverze a retroverze lopatky</b>	mm. rhomboidei a m. serratus anterior
<b>Elevace a deprese lopatky</b>	m. levator scapulae a m. trapezius – kaudální část
<b>Protrakce a retrakce lopatky</b>	m. serratus anterior a m. rhomboideus minor, m. trapezius

Mm. rhomboidei a kaudální snopce m. serratus anterior zajišťují neutrální postavení dolního úhlu lopatky při addukci a abdukci. Střední části snopců m. serratus anterior a m. trapezius pars transversalis fixují lopatku v rovině frontální. Kaudální snopce m. serratus anterior a kaudální snopce m. trapezius, m. levator scapulae, m. pectoralis minor a m. omohyoideus stabilizují lopatku v neutrální poloze mezi elevací a kaudalizací. Při převaze m. levator scapulae může lopatka migrovat kraniálně, což má za následek změnu biomechaniky a zhoršenou možnost abdukce a flexe v GH kloubu (Čápková, 2008, s. 43-48; Kapandji, 2007, s. 56-74).



## 2 Patofyziologie bolesti ramenního kloubu

### 2.1 Bolest

Dle mezinárodní asociace pro studium bolesti je bolest charakterizována jako „nepříjemná smyslová a emocionální zkušenost spojená se skutečným nebo potencionálním poškozením tkáně“ (International association for the study of pain, 2021, Treede, 2018, s. 1-3). Bolest je vnímána na základě subjektivní zkušenosti, která je výrazně ovlivněna biologickými, psychologickými a sociálními faktory, avšak subjektivní prožívání bolesti může být také značně odlišné u různých pacientů se stejnou diagnózou (Kozák, Černý a Vrba, 2004, s. 259-260). Bolest plní především ochrannou funkci a spouští přirozenou analgezii a proces hojení. Vzniká na základě dráždění receptorů bolesti tzv. nociceptorů (Vondráčková, 2004, s. 337). Nociceptory jsou nervová zakončení slabě myelinizovaných a nemyelinizovaných tenkých vláken, které vedou nociceptivní impulzy do CNS, kde se mění v bolestivý prožitek a prostřednictvím mediátorů dochází buď k jejich utlumení nebo naopak k usnadnění jejich přenosu nociceptivního impulzu (Procházka, 2016, s. 106-107; Vondráčková, 2004, s. 337-340; Fricová a Rokyta, 2013, s. 244-245).

#### 2.1.1 Typy bolesti

Bolest dělíme na nociceptivní, neuropatickou a psychogenní (Vondráčková, 2004, s. 340). Mezi nociceptivní bolest patří například bolest kloubů při artróze, která je nejčastěji vyvolána podrážděním nociceptorů za účelem prevence a ochrany měkkých tkání před sekundárním poškozením. Neuropatická bolest se projevuje na základě poškození nervového systému a může vést k rozvoji řady bolestivých syndromů. Neuropatickou bolestí trpí přibližně 1% české populace, nejčastěji jedinci nad 70 let věku. V případě poškození periferního nervu dochází především k rozvoji trofických změn a tkáňové atrofie z důvodu inaktivity a nedostatečné svalové stimulaci (Kálal, Kozák a Horáček, 2006, s. 172-175; Kozák, Černý a Vrba, 2004, s. 259-261). U myofasciálního algického syndromu (fibromyalgie) je bolest vyvolána nejčastěji chronickou traumatizací svalů a vazivových struktur při jednostranném přetěžování trupu a vznikem řady tzv. trigger pointů, jejichž aktivací se spouští patologický řetězec bolestivých prožitků. V případě psychogenní bolesti dochází často ke zkreslování intenzity bolestivého prožitku a často zde není zřejmá ani orgánová příčina poškození (Vondráčková, 2004, s. 340; Kozák, Černý a Vrba, 2004, s. 259-261).

### **2.1.2 Akutní a chronická bolest**

Bolest je možné dělit také z hlediska jejího časového průběhu na akutní a chronickou. Významnou roli zde hraje především intenzita a dynamika průběhu, způsob jejího vzniku, ale také lokalizace, charakter, a způsob propagace (Vondráčková, 2004, s. 340). Základní rozdíl mezi akutní a chronickou bolestí je především ve způsobu zpracování informací ve vyšších mozkových centrech. Drážděním nebo poškozením tkáně dochází k aktivaci nociceptorů, které vysílají bolestivý signál do CNS. V případě že tento stav trvá déle, může docházet postupně ke snížení prahu pro percepci bolestivých stimulů a tím ke vzniku hyperalgie, která se dále může vyvinout v alodynii, kdy i sebemenší podněty, které by jindy nebyly vnímány jako bolestivé vyvolávají vznik bolestivého prožitku. Jedná se především o projev plasticity nervového systému, která je dána vývojově jako obranná funkce se schopností nervové tkáně adekvátně měnit odpověď na různé informace přicházející z periferie (Vondráčková, 2004, s. 337-342; Procházka, 2016, s. 106-110).

Akutní bolest je signál nejvyšší priority s typickými projevy zvýšené aktivity sympatického systému a plní především ochrannou funkci. V rámci terapie je kladen důraz především na nalezení původní příčiny, která bolest vyvolává a snahu předcházet její progresi a možnému sekundárnímu poškození. Pokud však bolest ztrácí svou ochrannou signální úlohu a neupozorňuje již pacienta na nebezpečí poranění, stává se bolest samotným syndromem (Kálal, Kozák a Horáček, 2006, s. 172-173).

Chronická bolest je dlouhodobá, vzniká přibližně od 3.-6. měsíce po akutní bolesti, a provází jí typické projevy vegetativní dysbalance, jako je únavnost, nechutenství, poruchy spánku a úbytek hmotnosti (Procházka, 2016, s. 106-110). Často bývá také spojená s depresí, která se objevuje přibližně u 18 % pacientů s chronickou bolestí. Významnou roli zde hraje také napojení na limbický systém, na základě čehož chronická bolest získává zcela jiný charakter, především afektivní a emoční komponenty s přítomností řady psychických poruch. Hlavním cílem v rámci terapie je především léčba a tlumení bolesti jako samotného syndromu s podáním vhodných léků pro snížení bolestivosti (Vondráčková, 2004, s. 337-344; Kálal, Kozák a Horáček, 2006, s. 173-174; Procházka, 2016, s. 106-110).

## **2.2 Bolest v oblasti ramenního kloubu**

Ramenní pletenec je vlivem gravitace a tahu horní končetiny směrem kaudálně při nedostatečné stabilizaci ramenního kloubu vystavován nadměrnému zatížení, což může postupně

vést až ke vzniku a rozvoji řady strukturálních a funkčních poškození měkkých tkání a kloubních struktur ramenního kloubu, jako jsou šlachy, svaly, vazy, burzy a kloubní pouzdro. Mezi nejčastější příčiny vzniku bolesti v oblasti ramene patří především postižení rotátorové manžety nebo svalů v okolí ramenního plotence, dále blokády AC a SC kloubu, postižení subakromiálního prostoru, burz nebo kloubního pouzdra GH kloubu a skapulotorakálního spojení. Bolest ramene se může objevit ale také při degenerativních změnách, po úrazech ramene, zánětlivých postiženích RK, blokáde 1. žebra, která se projevuje palpační bolestivostí pod klavikulou a v horní části m. trapezius, nebo při lézi 2.-4. žebra, která se projevuje palpační bolestí lopatky v mediálním okraji. V případě bolesti v horní části ramene je možná příčina bolesti v oblasti AC kloubu nebo krční páteře. Bolest vycházející z GH kloubu a postižení rotátorové manžety se typicky projevuje na ventrální a dorsální straně kloubu (Rychlíková, 2019, s. 193-194; Lewit, 2003, s. 295-297).

Významnou roli zde hraje také vztah k celkovému držení těla a pohybu. Bolest objevující se při aktivitách je charakteristická pro rupturu svalů rotátorové manžety a bolest objevující se náhle při elevaci horní končetiny poukazuje na instabilitu RK nebo impingement syndrom (Cole, 2017, s. 351-353). Mediastinální potíže a srdeční ischemie se projevují bolestí obou ramen. Do oblasti ramenního kloubu může být také přenesena bolest při onemocněních pleury a plic, srdečního svalu, jícnu, pankreatu nebo žlučníku. V tomto případě se jedná nejčastěji o jednostrannou bolest ramene. Podobným způsobem se může bolest přenášet také změnami v krční páteři a cervikobrachialgií vyvolanou spondylózou v dolních úsecích krční páteře. Bolest se může přenášet do oblasti ramen také z periferních oblastí, např. u syndromu karpálního tunelu (Cole, 2017, s. 351-353).

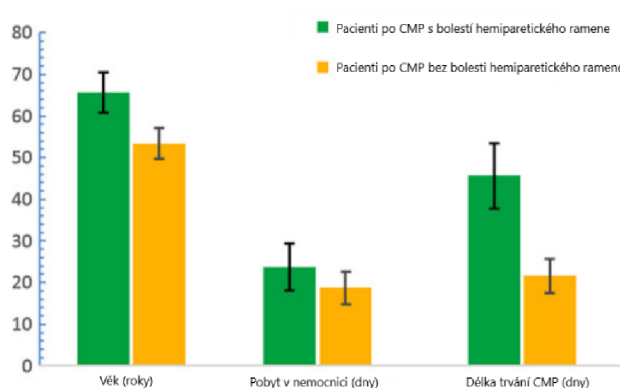
### 3 Syndrom bolestivého ramene po cévní mozkové příhodě

Syndrom bolestivého ramene se může vyskytovat až u 80 % pacientů během prvního roku po cévní mozkové příhodě a v rámci rehabilitace se jedná také o druhou nejčastější příčinu komplikací funkční obnovy a rekonvalescence pacienta (Krobot, 2005, s. 296; Hao et al., 2022, s. 145-149).

V počáteční fázi CMP bolest vzniká především lokálně, jako krátkodobá a palčivá bolest z důvodu extrémních pasivních a švihových volných pohybů paretické horní končetiny do abdukce bez anti gravitační kontroly, které způsobují kompresi subakromiálních a bicipitolabrálních struktur za současného natažení kloubního pouzdra. Pokud se tato bolest projevuje v oblasti mezi processus coracoideus a acromionem, může poukazovat na možný rozvoj hemiparetického ramene. V případě přetrvávání bolesti do dalších stádií se bolest může stát naprosto dominantním příznakem, způsobujícím trvale difúzní a hlubokou bolest celého ramenního pletence s rozvojem dalších muskuloskeletárních příznaků, především tendinitidy, burzitidy, glenohumerální instability a léze rotátorové manžety (Krobot, 2005, s. 297).

#### 3.1 Příčiny vzniku bolestivého ramene po CMP

Dle studie Hao et al. (2022, s.145-149), která se zabývala zkoumáním rizikových faktorů rozvoje bolesti ramene po CMP bylo zjištěno, že k rozvoji bolesti dochází častěji u dlouhodobě hospitalizovaných pacientů s omezenou aktivitou a rozsahem pohybu v ramenním kloubu, u dlouhodobě hospitalizovaných pacientů s nepříznivým průběhem cévní mozkové příhody, ale také u pacientů s diabetem mellitus, se senzorickými poruchami a u pacientů, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu ve vyšším věku. V rámci studie byli pacienti po CMP rozděleni do 2 skupin – pacienti po CMP s bolestí ramenního kloubu a pacienti bez bolesti ramenního kloubu (viz obrázek 4).



**Obrázek 4** Faktory vedoucí k rozvoji syndromu bolestivého ramene po CMP (Hao et al., 2022, s. 148).

Na základě studie Kim et al. (2014, s. 81-87) bylo u pacientů po CMP provedeno radiologické, sonografické a klinické vyšetření, kde bylo rovněž zjištěno vyšší riziko vzniku syndromu bolestivého ramene především u pacientů s těžkou hemiparézou a poškozením šlachy m. supraspinatus. Rozdílná byla rovněž i doba, kdy došlo k rozvinutí prvních příznaků bolesti. U pacientů s těžkou hemiparézou a poraněním šlachy m. supraspinatus se bolest projevila v období od 3.-6. měsíce po CMP, zatímco u pacientů s glenohumerální subluxací hlavice humeru, adhezivní kapsulitidou nebo poraněním dlouhé šlachy m. biceps brachii se hemiparetická bolest ramene rozvinula již v prvním měsíci po CMP.

## **3.2 Glenohumerální subluxace**

Glenohumerální subluxace ramene (GHS) je jedna z nejčastějších příčin strukturálního i funkčního poškození ramenního kloubu, kdy dochází na základě oslabení stabilizačních svalů glenohumerálního kloubu vlivem gravitace a tahu horní končetiny směrem kaudálně k nadměrnému zatížení kloubního pouzdra a vazů. Z důvodu nedostatečné aktivity svalů rotátorové manžety, které udržují centrování hlavice humeru v glenoidální jamce dochází při pohybech paže k nadměrnému zatížení jednotlivých kloubních struktur, které mohou vést až ke kloubní subluxaci nebo částečné dislokaci (Cole, 2017, s. 367-372). Postupně také dochází k rozvoji bolestivého syndromu, kloubní instabilitě, patologickému postavení ramenního pletence, poruše senzitivity a svalové slabosti s omezeným rozsahem pohybu.

K ventrokaudální subluxaci hlavice humeru dochází nejčastěji při abnormální pozici lopatky, u dystrofických změn kloubního pouzdra nebo v případě kloubní instability, která se v různé míře může projevovat u každého pacienta s hemiparézou (Krobot, 2005, s. 297). Stupeň GHS i míra bolestivosti se však v průběhu času může měnit v závislosti na stupni zotavení, avšak vyšší výskyt GHS byl zjištěn především u pacientů s těžkou hemiparézou (Cole, 2017, s. 367-372; Gasnick, 2020; Krobot, 2005, s. 297; Razaq a Rathore, 2016, s. 42-48).

### **3.2.1 Metody měření stupně glenohumerální subluxace**

Standardním hodnocením pro měření stupně GHS je radiografické vyšetření, které je velmi spolehlivé, a využívá se v mnoha studiích k posouzení účinnosti terapie a vývoje GHS (viz obrázek 5) (Park et al., 2007, s. 526-529).



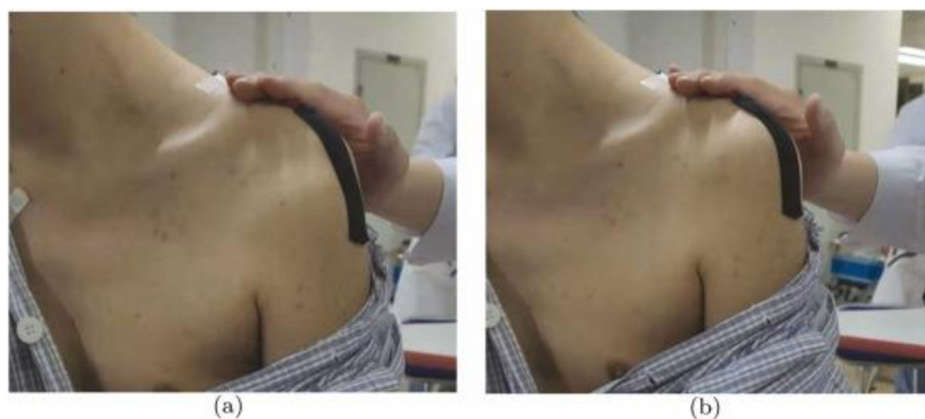
**Obrázek 5** Měření stupně GHS dle RTG snímku v AP projekci, který se měří od akromionu po centrální bod hlavičky humeru (AH) (Huang et al., 2022, s. 2)

V rámci klinické praxe je možné využít pro vyšetření GHS také palpační metodu ve standardizované pozici (viz obrázek 6) (Huang et al., 2022, s. 2-3).



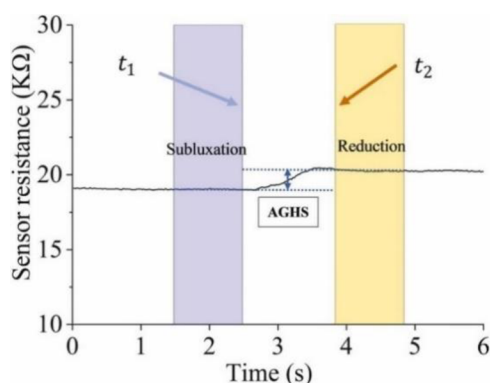
**Obrázek 6** Palpační vyšetření stupně GHS terapeutem ve standardizované pozici (Huang et al., 2022, s. 3)

Na základě studie Huang et al. (2022, s. 1-7) byla vyvinuta nová metoda detekce stupně GHS za použití tzv. flex senzoru, sloužícímu k vyhodnocení míry ventrální glenohumerální subluxace, který byl využit v rámci vývoje inteligentních ramenních ortéz za účelem prevence a monitorace fyziologického postavení ramenního kloubu a neustálého snímání změny polohy těla, na které reaguje (viz obrázek 7). Flex sensor je páska, kterou je možné snadno zakomponovat v rámci ramenních ortéz určených pro prevenci GHS za účelem konstantního snímání případného patologického postavení RK s možností okamžitého upravení ortézy do fyziologicky správné pozice, zlepšení účinnosti a prevencí před sekundárním poškozením RK (viz příloha 1). Měření míry subluxace dle flex senzoru se ukázalo být velmi validní a jednoduchou metodou pro měření míry GHS po celou dobu využívání ortézy (Huang et al., 2022, s. 1-7).

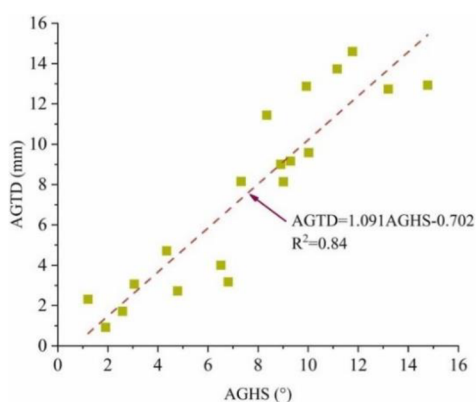


**Obrázek 7** Nová metoda detekce stupně GHS za použití Flex senzoru; a) subluxační postavení glenohumerálního kloubu, b) redukce

Výsledkem studie je zjištění, že stupeň GHS měřený pomocí RTG snímku vs. Flex senzoru je totožný (viz obrázek 9). Flex senzor je vhodný pro zakomponování v rámci inteligentních ortotických pomůček pro detekci a hodnocení míry subluxace GH kloubu za účelem prevence vzniku syndromu bolestivého ramene a rozvoje sekundárního poškození měkkých tkání (viz obrázek 8) (Huang et al., 2022, s. 1-7).



**Obrázek 8** Porovnání míry GHS před a po repozici zaznamenaná Flex senzorem (Huang et al., 2022, s. 1-7)

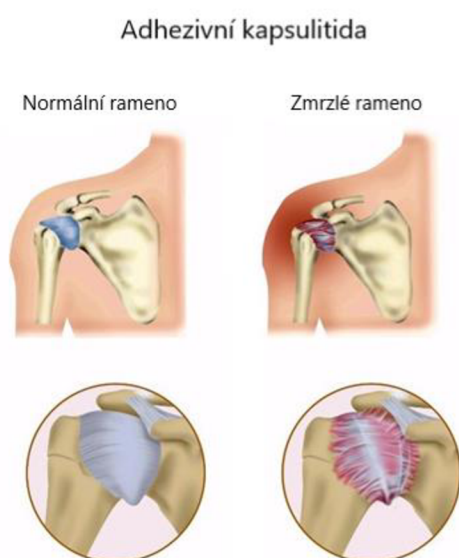


**Obrázek 9** Hodnoty GHS zaznamenané pomocí flex senzoru a rentgenového snímku jsou lineární a totožné (Huang et al., 2022, s. 6).

V rámci rehabilitace je důležité pro snížení glenohumerální subluxace především správné polohování horní končetiny pro zlepšení centrování GH kloubu s využitím ramenních ortéz na podporu paže ve stoji a při chůzi, elektrická stimulace pro zlepšení zapojení svalů rotátorové manžety a aktivní cvičení na posílení svalů ramenního pletence i celého trupového svalstva (Gasnick, 2020).

### 3.3 Adhezivní kapsulitida

V důsledku rozvoje spasticity u pacientů s hemiparézou dochází také často ke snížení pohyblivosti ramenního kloubu z důvodu inaktivity a zatuhnutí kloubního pouzdra a ligament (Kolář et al., 2009, s. 474). Snížená pohyblivost ramenního kloubu může vést postupně až k rozvoji adhezivní kapsulitidy neboli syndromu bolestivého ramene, který se projevuje omezením pasivního i aktivního rozsahu pohybu glenohumerálního kloubu vlivem obliterace kaudální části kloubního pouzdra a adhezí subakromiální burzy a rotátorové manžety, která vede k rozvoji reflexních svalových spasmů RK (viz obrázek 10) (Cole, 2017, s. 365-367; Gasnick, 2020; Krobot, 2005, s. 298). K omezenému rozsahu pohybu dochází především do zevní rotace s abdukcí a flexe s vnitřní rotací, kde je pojivová tkáň ramenního kloubu nadměrně zbytněná a napínána (Rychlíková, 2019, s. 199). Omezená pohyblivost je nejčastěji doprovázena rozvojem difúzních bolestí v oblasti ramene při pohybech paže, dále poruchou skapulohumerálního rytmu a množstvím trigger pointu, jejichž aktivací se spouští patologický řetězec bolestivých prožitků např. v oblasti m. subscapularis, m. latissimus dorsi, m. biceps brachii, mm. rhomboidei a m. deltoideus (Kolář et al., 2009, s. 474-475; Robinson et al., 2012, s. 2-4; Rychlíková, 2019, s. 199).



**Obrázek 10** Adhezivní kapsulitida glenohumerálního kloubu (Gasnick, 2020).



Adhezivní kapsulitida probíhá ve třech fázích (viz. Obrázek 11) (Krobot, 2005, s. 298). V první fázi dochází nejprve k postupné ztrátě rozsahu pohybu ramenního kloubu s rozvojem silných difúzních bolestí při pohybu a spánku, kdy pacient není schopný spát na postižené straně. Ve druhém stádiu bolest začíná již pomalu ustupovat, avšak dochází k výraznému rozvoji progresivní ztuhlosti ramenního kloubu s výraznou ztrátou rozsahu pohybu. Během několika měsíců se omezený rozsah pohybu postupně navrácí a ve třetí fázi se objevuje pouze lehké omezení pohyblivosti ramenního kloubu, avšak z důvodu hyperémie synoviální výstelky dochází k fibrotizaci kloubního pouzdra, která především u pacientů s hemiparézou představuje významné funkční omezení (Cole, 2017, s. 366; Krobot, 2005, s. 297-298; Kolář et al., 2009, s. 475).



**Obrázek 11** Tři fáze průběhu adhezivní kapsulitidy (Cole, 2017, s. 366)

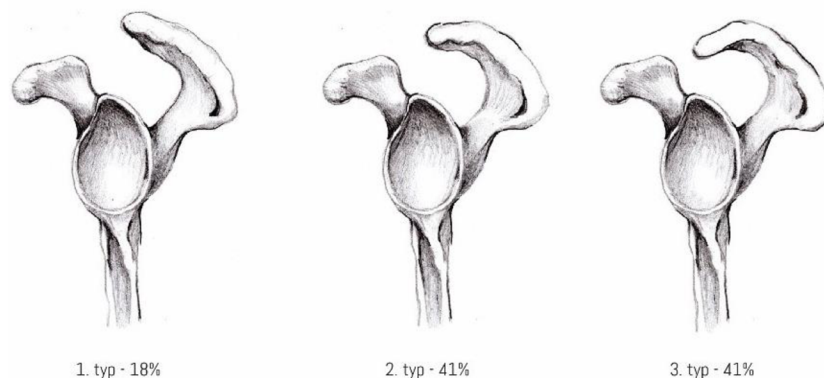
V rámci léčby syndromu zmrzlého ramene se podávají kortikosteroidy pro snížení zánětlivých procesů a bolestivosti v oblasti ramenního kloubu, využívá se pasivní protahování a mobilizace pro obnovení mobility RK a v neposlední řadě také aktivní cvičení zaměřené na podporu obnovení rozsahu pohybu a svalové síly (Gasnick, 2020; Kolář et al., 2009, s. 475; Robinson et al., 2012, s. 4-5).

### 3.4 Impingement syndrom

Impingement syndrom způsobuje degenerativní poškození měkkých tkání v subakromiálním prostoru, kde dochází na základě snížené svalové síly paretických svalů upínajících se na lopatku a paži k asynchronnímu zapojení svalů v rámci elevace paže a změně postavení glenoidální jamky, vedoucí k útlaku šlach ramenního kloubu a k rozvoji zánětlivých změn v oblasti extrakapsulárních burz vlivem decentrace hlavice humeru (Cole, 2017, s. 256; Kolář et al., 2009, s. 470-471). Zároveň dochází k rozvoji bicipitální synovitidy, entezopatie m. supraspinatus a tendinitidě m. biceps brachii, která je ve svém sulcus intertubercularis v případě chronic-

kého přetěžování například při sportu vystavována nadměrnému tření, vedoucí k postupné mikrotraumatizaci dlouhé hlavy m. biceps brachii a stabilizačních svalů ramenního kloubu. Nejčastěji se jedná o poškození m. supraspinatus, který probíhá subakromiálním prostorem (Kolář et al., 2009, s. 470; Khan et al., 2013, s. 347-350). Při abdukci se m. supraspinatus dostává do těsného kontaktu s akromionem, který vyvolává bolest a postupnou mikrotraumatizaci měkkých tkání, která může vést až ke vzniku ruptury rotátorové manžety (Rychlíková, 2019, s. 196-197; Khan et al., 2013, s. 347-350; Cole, 2017, s. 356; Krobot, 2005, s. 297).

Dle anatomických studií hraje významnou roli z hlediska patologických stavů v oblasti ramenního pletence také variabilní tvar akromionu, který má významný patokinetický vliv na funkci celého ramenního pletence z důvodu nepříznivého úhlu akromiálního zaoblení. Dle Biglianiho a Morissona se dělí akromion podle tvaru v sagitální rovině na tři typy (viz obrázek 12); plochý tvar akromionu, který je zastoupený přibližně u 18 % populace, klenutý tvar akromionu, který je zastoupený u přibližně 41 % populace a hákovitý tvar akromionu vyskytující se přibližně u 41 % populace. Největší riziko vzniku impingement syndromu představuje hákovitý tvar akromionu (Schmiedl, 2020; Cole, 2017, s. 356-362).



**Obrázek 12** Tři typy akromionu dle tvaru; 1. typ – plochý, 2. typ – ohnutý, 3. typ – hákovitý (Schmiedl, 2020)

Impingement syndrom se projevuje sníženým rozsahem pohybu a svalové síly ramenního kloubu, se kterým souvisí rozvoj silných bolestivých stavů, především při pohybech paže do abdukce, flexe a extenze s vnitřní rotací nad horizontálu. V rámci terapie je důležité se zaměřit především na aktivní zapojení horní končetiny za účelem obnovení správné svalové aktivity a koordinace, mobilizace ramenního pletence a lopatky pro obnovení správné pohyblivosti a v rámci prevence otoků také nevystavovat horní končetinu do krajních poloh (Krobot, 2005, s. 297; Schmiedl, 2020).

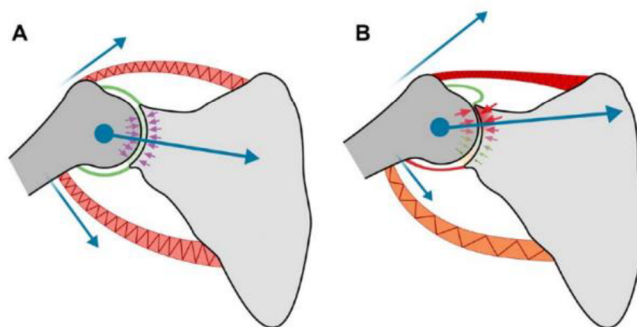
### 3.5 Svalová dysbalance ramenního kloubu

Svalová dysbalance je stav nerovnováhy antagonistických svalových skupin, které se dělí na tonické a fázické svaly (viz tabulka 3). Tonické svaly zajišťující vzpřímené držení těla mají tendenci k hypertonii, svalovému zkrácení a kontrakturám, zatímco fázické svaly mají naopak tendenci k hypotonii, oslabení a hypoaktivaci, což vede k nerovnoměrnému zatížení ramenního kloubu a okolních struktur, statickému přetěžování ramene a vzniku špatných pohybových stereotypů (Kapandji, 2007, s. 36).

**Tabulka 3** Tonické a fázické svaly pletence ramenního (Poděbradská, 2018, s. 47)

Svaly tonické	Svaly fázické
m. pectoralis major	m. biceps brachii, caput longum
m. subscapularis	m. triceps brachii, caput mediale
m. coracobrachialis	m. triceps brachii, caput laterale
m. teres major	m. supraspinatus
m. trapezius superior	m. deltoideus
m. levator scapulae	m. teres minor
m. latissimus dorsi, spodní vlákna	m. trapezius medius
m. biceps brachii, caput breve	m. trapezius inferior
m. triceps brachii, caput longum	m. serratus anterior
m. sternocleidomastoideus	mm. rhomboidei
m. pectoralis minor	m. latissimus dorsi, horní vlákna
m. erector spinae	mm. scaleni

Svalová dysbalance se projevuje poruchou funkce, blokádami, bolestivostí až degenerativními změnami. U cévní mozkové příhody se stav dysbalance patologicky zhoršuje organickým poškozením řídicích systémů muskuloskeletálního aparátu. Z důvodu různé míry parézy a spasticity vznikají těžké poruchy mezi funkčními svalovými skupinami. V důsledku svalové dysbalance hemiparetické končetiny dochází k rozvoji bolestivého syndromu ramenního kloubu (viz obrázek 13) (Rychlíková, 2019, s. 201).



**Obrázek 13** Principy centrovaného postavení GH kloubu. A) centrované postavení, b) svalová dysbalance způsobující poruchu funkce kloubu a sekundární poškození, které je příčinou rozvoje syndromu bolestivého ramene (Kobesová, 2012, s. 36).

### 3.6 Neuropatie brachiálního plexu

Neuropatie brachiálního plexu vzniká při poškození nervů v oblasti C5-Th1, které způsobuje bolest v rameni a paži a výrazně limituje rozsah pohybu se sníženou citlivostí dané oblasti. Bolest se objevuje náhle a projevuje se především oslabením svalů dané lokality, z důvodu poškození brachiálního plexu, což je oblast, kde nervy odstupují od páteřní míchy do horní končetiny a dělí se na jednotlivé nervy. Poškození brachiálního plexu je obvykle výsledkem přímého poranění. Může vzniknout buď jen u jediného nervu nebo i více nervů dané lokality (Fox, Warwick a Srinivasan, 2017, s. 287-288).

### 3.7 Ruptura caput longum musculi bicipi brachii

Šlacha dlouhé hlavy bicepsu zajišťuje vertikální stabilizaci glenohumerálního kloubu a podílí se na fixaci hlavice humeru v glenoidální jamce. Průběh dlouhé šlachy bicepsu intraartikulárním prostorem GH kloubu však vystavuje šlachu častému poškození. Z tohoto důvodu je šlacha dlouhé hlavy bicepsu povlečena také synoviální membránou, čímž je dostatečně izolována a chráněna od okolí, a zároveň je také zajištěn klouzavý pohyb šlachy při všech pohybech ramenního pletence, umožňující pohyb glenohumerálního kloubu bez omezení. Šlacha začíná u tuberculum supraglenoidale a od horního pólu labrum glenoidale, kde prochází intraartikulárně a extrasynoviálně do sulcus intertubercularis, kde je fixována lig. transversum (Kapandji, 2007, s. 30). Při její nedostatečné fixaci z důvodu ruptury lig. transversum však může šlacha migrovat a vyskakovat mimo žlábek, což vede k rozvoji sekundárního poškození měkkých tkání kloubního pouzdra, omezení pohyblivosti a vzniku bolestí v oblasti ramenního kloubu (Cole, 2017, s. 364; Kapandji, 2007, s. 30).

Obě hlavy bicepsu jsou významné v rámci koaptace artikulačních ploch RK a podílí se na udržování funkčnosti celého ramenního pletence. Při ruptuře caput longum dochází k omezení abdukce přibližně o 20 % výkonu. Caput longum tlačí hlavici humeru proti glenoidu především při abdukci. V rámci aktivního pohybu je nejefektivnější postavení RK v neutrální pozici nebo zevní rotaci, kdy je sval v maximálním protažení, a lépe i připraven ke kontrakci. Naopak ve vnitřní rotaci RK je sval příliš uvolněný, což je vhodné především pro relaxaci dlouhé hlavy bicepsu při nadměrném přetížení. Caput breve elevuje humerus a společně s m. triceps brachii, m. coracobrachialis a m. deltoideus brání inferiorní dislokaci (Kapandji, 2007, s. 30; Rychlíková, 2019, s. 198).

### **3.8 Možnosti terapie po cévní mozkové příhodě**

Cévní mozková příhoda je dělena do tří stádií dle časového vývoje na akutní, subakutní a chronické stádium (Horáček a Kolář, 2009, s. 389).

#### **3.8.1 Akutní stádium CMP**

Akutní stádium CMP může trvat několik dnů až týdnů a vyznačuje se především svalovou hypotonií s výrazným oslabením až ztrátou svalové síly, těžkou centrální hemiparézou na kontralaterální straně od místa léze, hyporeflexií s poruchou výbavnosti myotatických reflexů, omezeným ROM, přítomností pyramidových, zánikových a iritačních jevů a poruchou hlavových nervů způsobujících například diplopii, dysfagii nebo dysartrii (Horáček a Kolář, 2009, s. 389-391).

V rámci terapie v akutní fázi CMP hraje důležitou roli především preventivní polohování v neutrálních polohách nebo antispastických vzorcích, které výrazně snižuje rozvoj sekundárních změn na měkkých tkáních, zejména kontraktur a stimuluje neuroplasticitu mozku za účelem znovuobnovení ztracených motorických a funkčních schopností. Změna polohy těla zároveň také podporuje vznik nových sensorických informací paretické části těla a preventivně chrání končetinu před vznikem kontraktur, dekubitů a kardiovaskulárních poruch (Poková, Šnytr a Fírýtová, 2017, s. 63; Horáček a Kolář, 2009, s. 390-391).

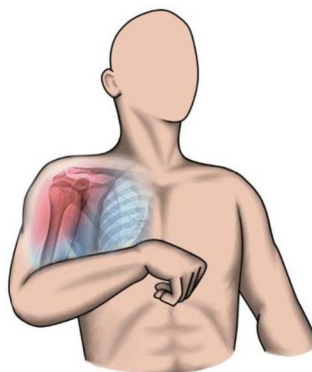
Polohování by mělo probíhat každé dvě až tři hodiny, za pravidelného střídání polohy lehu na zádech s lehem na zdravém a paretickém boku. Horní končetina by měla být polohována v tzv. antispastických pohybových vzorech, tedy v mírné zevní rotaci ramene, extenzi v lokti, supinaci předloktí a extenzi zápěstí a prstů jako prevence rozvoje sekundárních změn měkkých

tkání. Při nesprávném polohování paretické končetiny v akutním stádiu onemocnění může docházet k patologickému postavení končetiny s rozvojem svalových kontraktur, které výrazně komplikují průběh cílené terapie (Votava, 2001, s. 186; Pfeiffer, 2007, s. 153-154; Horáček a Kolář, 2009, s. 390-391).

V rámci terapie je zaměřována pozornost také na facilitaci hypotonických paretických svalových skupin a dynamickou stabilizaci lopatky, která je důležitá pro obnovení posturálních svalových synergií, zajištění mediokaudální pozice lopatky a rozvoj motorického učení. Svalová hypotonie má rovněž za následek subluxaci glenohumerálního kloubu kaudálním směrem, což vede k sekundárnímu poškození měkkých tkání a rozvoji bolestivého syndromu.

Důležitá je také neurorehabilitace založená na procesu učení a schopnosti rychlé adaptace jedince na změny okolního prostředí. Jedná se o projev neuroplasticity CNS, díky čemuž dochází k aktivaci neuronálních sítí a změně neuroanatomické struktury, které nahrazuje poškozené buňky následkem ischemické nebo hemoragické CMP (Votava, 2001, s. 184). Tento proces je však závislý na příjmu včasné a adekvátní stimulace mozku v době, kdy je mozek nejvíce senzitivní pro možnou plasticitu. Z tohoto důvodu se v rámci neurorehabilitace v akutním stádiu CMP dbá především na facilitaci inhibovaných neuronů, tlumení spasticity a zahájení včasné terapie za účelem znovuobnovení ztracených senzomotorických funkcí (Papoušek, 2010; Votava, 2001, s. 184).

Během několika týdnů však postupně dochází ke zvyšování svalového tonu flexorů horní končetiny, což vede k patologickému postavení lopatky a celého ramenního pletence do protrakce a vnitřní rotace a zhoršení celkové mobility horní končetiny i celého těla (viz obrázek 14) (Trojan et al., 2005, s. 113-114; Papoušek, 2010; Ambler, Bauer a Kadaňka, 2010, s. 58-82).



**Obrázek 14** Spasticita flexorů horní končetiny, která má vliv na funkční postavení ramenního pletence (Gasnick, 2020)

### 3.8.2 Subakutní stádium CMP

Druhým stádiem, které vzniká po akutním stádiu CMP, je tzv. subakutní stádium, které nastupuje přibližně po dvou týdnech až měsících od počátku CMP, avšak u každého pacienta může být tento průběh zcela individuální. Během tohoto stádia dochází z důvodu poškození pyramidových drah k výraznému rozvoji centrální spasticity hemiparetických končetin, svalové hypertonii a zvýšené excitabilitě napínacích reflexů. Typickým držením těla pro toto období je tzv. Wernickeovo-Mannovo držení (viz obrázek 15), kdy horní končetina je typicky ve flekčním spastickém vzorci (Horáček a Kolář, 2009, s. 387-388). Tento vzorec se projevuje výrazným rozvojem flekčních kontraktur horní končetiny v loketním a zápěstním kloubu s ulnární dukcí a pronací předloktí. Lopatka je často v retrakci a depresi s vnitřní rotací a addukcí ramenního kloubu, a palec s prsty HK jsou v addukci a flexi. Na dolní končetině dochází převážně k rozvoji extenční spasticity v kyčelním a kolenním kloubu, k plantární flexi v hlezenním kloubu s retrakcí a elevací pánve a extenčnímu postavení trupu, což způsobuje vznik patologického stereotypu chůze a poruchu stability. V kyčelním kloubu často převažuje zevní rotace a v hlezenním kloubu inverze. Prsty DK jsou ve flexi a addukci (Bednařík, et al., 2010; Pfeiffer, 2007, s. 146-149; Horáček a Kolář, 2009, s. 387; Trojan et al., 2005, s. 113-114).

Na hemiparetické straně dochází zároveň k rozvoji hyperreflexie a další ztrátě senzoric-kých, percepčních a kognitivních funkcí. Postupně se začíná objevovat aktivita a volní motorika končetin v globálních vzorcích, avšak tyto pohyby jsou velmi nekoordinované z důvodu poškození řídicích korových center v oblasti mozku a z důvodu postupného narůstání spasticity (Pfeiffer, 2007, s. 146-148; Ambler, Bauer a Kadaňka, 2010, s. 58-82).



**Obrázek 15** Wernickeovo-Mannovo držení těla s typickým centrálním spastickým vzorcem v případě pravostranné hemiparézy u pacientů po CMP (Kolář et al., 2009, s. 387).

V rámci neurorehabilitace v subakutním stádiu jsou uplatňovány především terapeutické koncepty a metody založené na neurofyziologickém podkladě, jako je Vojtova reflexní lokomoce, Bobath koncept nebo Proprioceptivní neuromuskulární facilitace s cílem podpořit neuroplastické mechanismy mozku (Horáček a Kolář, 2009, s. 391-392). Terapie je směřována k tréninku posturálně-lokomoční motoriky s postupným nácvikem stability a tréninkem chůze. Ve většině případů se však jedná o dlouhodobý proces rekonvalescence, v závislosti na míře a rozsahu poškození. Nedílnou součástí každé rehabilitace je také nácvik ADL činností za účelem obnovení a využití maximálního možného funkčního potenciálu pacienta (Poková, Šnytr a Firytová, 2017, s. 62-64). V rámci podpory funkčního aktivního zapojení horní končetiny se zaměřujeme také na jemnou motoriku, zlepšení koordinace horních končetin, úchopů, ale také na bimanuální zapojení obou horních končetin, které má pozitivní vliv na obnovení ztracených a vznik nových nervových spojení mozku (Trojan et al., 2005, s. 113-114; Votava, 2001, s. 184-186; Poková, Šnytr a Firytová, 2017, s. 62-64).

V případě již rozvinutých bolestivých stavů v oblasti ramenního kloubu se podává především nesteroidní medikace pro potlačení bolesti, aplikuje se elektrostimulace, provádí se správné polohování v antalgických vzorcích a v případě spasticity se aplikuje botulotoxin A do oblasti subskapulárního a pektorálního svalu (Yelnik et al., 2007, s. 845-848; Marco et al., 2007, s. 440-447).

### **3.8.3 Chronické stádium CMP**

V rámci chronického stádia CMP již dochází k ustálení zdravotního stavu pacienta, avšak mohou se zde projevovat například špatně naučené posturální a pohybové stereotypy s typickou cirkumdukci a elevací pánve v rámci chůze. Často také může docházet ke vzniku syndromu bolestivého ramene (Horáček a Kolář, 2009, s. 392). Hlavním cílem rehabilitace v rámci chronického stádia CMP je především obnova fyzického i psychického zdraví, aplikace vhodných ortotických pomůcek, které by zajistily dostatečnou stabilizaci, korekci patologického postavení končetin, a také mobility za účelem podpory pacientovy soběstačnosti a aktivního a plnohodnotného života (Papoušek, 2010; Horáček a Kolář, 2009, s. 392-393).



## 4 Ortotika

Ortotika je samostatný obor, zabývající se indikací, návrhem, konstrukcí a aplikací ortéz. Hlavním cílem ortotiky je především náhrada nebo kompenzace ztracených funkčních a motorických schopností pohybového systému vlivem úrazu, vrozených deformit končetin nebo z důvodu nemoci, a korekce strukturálního poškození neuromuskulárního a muskuloskeletálního systému (definice dle ISO 8549).

V rámci ortotiky se využívají ortézy. Jedná se o externě aplikovanou ortotickou pomůcku, která modifikuje strukturální a funkční poškození pohybového systému (Krawczyk, 2009, s. 516). U neurologických onemocnění jsou ortézy indikovány nejčastěji u pacientů s neurodegenerativním, neurovývojovým a zánětlivým onemocněním CNS, ale také v případě poškození centrálního nebo periferního motoneuronu s rozvojem spastické či chabé parézy a plegie končetin jako následek CMP nebo stavy po operacích tumorů CNS.

Ortézy je možné využít také pro léčbu řady ortopedických onemocnění, v případě kloubní instability, kloubních deformit nebo u rozvoje svalových kontraktur, které mohou vznikat jako následek poruchy řízení motoriky a svalového tonu ve vyšších korových centrech, způsobující sekundární poškození měkkých tkání a kloubních struktur s rozvojem bolestivých stavů (Krawczyk, 2009, s. 516-519).

### 4.1 Funkční indikace ortéz

Při výběru ortotické pomůcky u pacientů po CMP s hemiparézou je důležité dbát především na výběr a aplikaci vhodné ortézy a stanovení funkčních požadavků, které by měla ortéza splňovat. Předem je také důležité si stanovit určitý cíl, kterého chceme aplikací ortotických pomůcek dosáhnout, biomechanické aspekty, dobu působení, způsob použití a účel, za jakým ortotickou pomůcku aplikujeme (Krawczyk, 2009, s. 516-518).

Mezi obecné zásady indikace ortéz patří především obnovení funkčního potenciálu pacienta (viz tabulka 4) a zhodnocení míry poškození na základě vyšetření svalové síly, pohybových stereotypů, a funkčního zapojení paretické končetiny v rámci sebeobsluhy, především v rámci manipulačních funkcí, jemné motoriky, úchopů za současného zhodnocení využitelné funkční kapacity nepostižené končetiny a úrovně kognitivních funkcí.

**Tabulka 4** Stanovení funkčního požadavku ortézy (Krawczyk, 2009, s. 519)

<b>Funkční požadavky</b>	
<b>Imobilizace</b>	Fixace kloubu
<b>Stabilizace</b>	Instabilita kloubu
<b>Mobilizace</b>	Zvýšení rozsahu pohybu
<b>Podpůrná funkce</b>	Podpora svalové aktivity kloubu
<b>Korekční úprava</b>	Korekce osových deformit kloubu
<b>Odlehčující</b>	Snížení zatížení kloubu
<b>Limitace pohybu</b>	Omezení pohybu

## 4.2 Základní konstrukční parametry ortéz

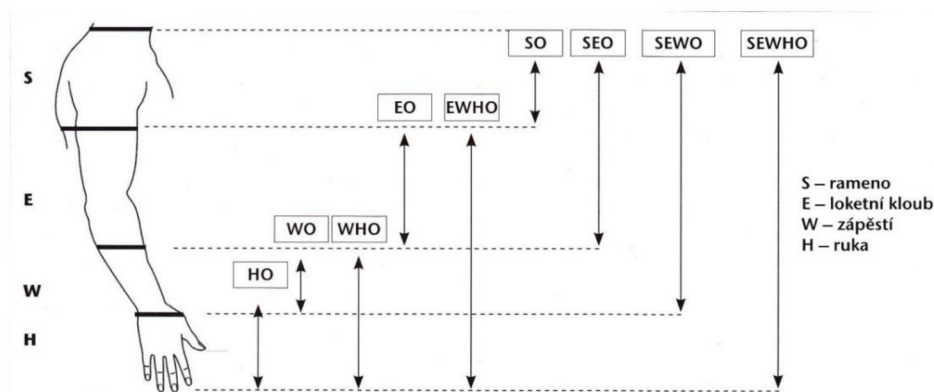
Na základě funkčního požadavku jsou určovány základní konstrukční principy ortézy, které se stanovují u každé ortotické pomůcky individuálně (viz tabulka 5).

**Tabulka 5** Základní konstrukční parametry důležité pro správný výběr ortézy (Krawczyk, 2009, s. 517-518)

<b>Konstrukční parametry</b>					
<b>Lokalizace segmentu</b>	<b>Typ konstrukce</b>	<b>Funkce</b>	<b>Účel výroby</b>	<b>Způsob výroby</b>	<b>Použité materiály</b>
Trupové	Statické	Fixační	Léčebné	Sériové	Kompozitní materiály
Končetinové	Dynamické	Stabilizační	Profylaktické	Individuální	Nízkoteplotní plasty
		Korekční	Rehabilitační		Vysokoteplotní plasty
		Podpůrné	Kompenzační		Textilie
		Odlehčující			

Podle lokalizace dělíme ortézy na trupové a končetinové. Pro přesné stanovení úrovně lokalizace a fixace kloubu jsou končetinové ortézy pojmenovány dle Mezinárodní klasifikace ortéz pomocí zkratk (viz obrázek 16), které přesně definují a lokalizují anatomické struktury velkých kloubních segmentů, které mají být ovlivněny<sup>1</sup> (Krawczyk, 2009, s. 517–521).

<sup>1</sup> Mezinárodní klasifikace ortéz rozlišuje jednotlivé typy ortéz pomocí prvních písmen anglických názvů, např. SEWO (shoulder-elbow-wrist orthosis) nebo EWHO (elbow-wrist-hand orthosis) (Kolář, 2009, s. 517–521).



**Obrázek 16** Mezinárodní klasifikace ortéz horních končetin

Podle typu konstrukce jsou ortézy dále děleny na statické a dynamické. Statické ortézy jsou vyráběny z tuhých materiálů, které poskytují končetině odlehčení, dostatečnou statickou oporu a zmírňují bolest, avšak v rámci aktivního pohybu, který probíhá uvnitř ortézy může docházet často ke vzniku otlaků a nadměrnému tření (Krawczyk, 2009, s.). Z tohoto důvodu jsou dynamické ortézy navrženy tak, aby podporovaly přirozený aktivní pohyb končetiny ztracených nebo oslabených svalových skupin a kloubů, stimulovaly senzomotorickou zpětnou vazbu, která zlepšuje strategie motorického učení, a zároveň eliminovaly případné sekundární poškození měkkých tkání (Pařilová, 2016, s. 50-52).

Dynamické ortézy jsou vyráběny z flexibilních materiálů, umožňující vykonat efektivní a energeticky nejušpornější přirozený dynamický pohyb, díky čemuž se staly hlavním terapeutickým prostředkem, který umožňuje využití dynamických ortéz v rámci cílené terapie prostřednictvím kontroly aktivního pohybu zaměřeného na funkční pohyblivost ramen, trupu, kyčelních kloubů a celkové postury s funkčním zapojením náviku rovnováhy na balančních plochách (Pařilová, 2016, s. 50-52). Skládají se z pohyblivých částí, které mohou být v rámci mobilizace buď konstantní, nebo s nastavitelnou silou působení na tkáň či klouby. Dynamické ortézy z hlediska ortopedie pacientovi sice neposkytují tak velkou stabilitu a fixaci jako statické ortézy, ale umožňují dostatečnou mobilitu segmentu. Při dlouhodobém využívání dynamické ortézy dochází ke zlepšení posturální stability, rovnováhy, snížení svalového tonu a tím i lepší adaptaci na nové podněty (Pařilová, 2016, s. 50-52).

Díky zachování pohyblivosti v ramenním kloubu dochází také ke zmírnění otoků, omezení nežádoucího pohybu, prevenci kontraktur, kloubních deformit a svalovému poškození, nápravě ztracených funkcí a podpoře kloubní stability. Zároveň se také snižuje závislost na dané ortéze a pacient má tendenci se více pohybovat, díky čemuž nedochází k atrofii měkkých tkání

ramenního pletence a celé horní končetiny. Také se pacient začíná více zajímat o své okolí, komunikovat a je více motivovaný k dalšímu pokroku (Pařilová, 2016, s. 50-52).

Specifické tvarování dynamické ortézy zlepšuje hlubokou citlivost a podporuje propriocitivní zpětnou vazbu, která má pozitivní účinek především u pacientů s centrální nebo periferní parézou (Pařilová, 2016, s. 50-52). Stimulací proprioreceptorů muskuloskeletálního systému dochází ke stimulaci somatosenzorického systému, vedoucí informace z periferie do CNS, kde jsou informace dále zpracovány mozečkem a korovými centry. Mozeček nastavuje a ovlivňuje řízení svalového tonu a proximální stability těla. Mozková kůra poté interpretuje smyslové vjemy do smysluplné formy a dojde ke zlepšení posturální stability i svalové koordinaci pohybu. Správné nastavení jednotlivých segmentů těla na základě využití proximálních klíčových bodů kontroly a reciproční inhibice má pozitivní vliv na neurofyziologické a biomechanické aspekty pohybu (Raine, Meadows a Lynch-Ellerington, 2009, s. 4). Dynamické ortézy umožňují pacientovi učit se novým pohybovým vzorům ve správných fyziologických vzorcích, eliminují bolest, poskytují mu jistotu a potřebnou míru soběstačnosti, a jsou pacientem také mnohem lépe tolerovány (Pařilová, 2016, s. 50-52).

Dále mohou být ortézy děleny dle způsobu výroby na sériové nebo individuální. Sériově vyráběné ortézy se nejčastěji využívají k okamžitému řešení pouřazových či pooperačních stavů, v případě revmatických, neurologických, ale také degenerativních onemocnění a vrozených vývojových vad, za účelem rigidní nebo elastické fixace končetin a korekce deformit (Krawczyk, 2009, s. 517). Jejich výhodou je především okamžitá dostupnost na trhu a nižší cenová kategorie, avšak tyto ortézy jsou vyráběny pouze ve standardních velikostech, a v případě těžšího poranění, kdy je vyžadována maximální koaptace ortéza nemusí pacientovi přímo sedět, což má také vliv na její efekt. Z tohoto důvodu je v rámci efektivity vhodné zvolit individuální typ ortézy, které jsou vyráběny přímo na míru konkrétního pacienta, buď klasickou nebo digitální formou na základě dvojdimenzionálního a trojdimenzionálního sádrového negativního odlitku končetiny pacienta (Pařilová, 2016, s. 50-52; Krawczyk, 2009, s. 517).

Ortézy mohou být vyráběny buď z textilních elastických materiálů jako jednoduché bandáže, nebo jako složitější typy ortéz a dlah, vyrobené z kompozitních materiálů se zpevňujícími výztuhami. Kompenzační ortézy nahrazují definitivní funkční poruchu a slouží k dlouhodobému využívání. Naopak terapeutické ortézy se využívají pouze na přechodnou dobu v rámci léčby pouřazových nebo pooperačních stavů pohybového aparátu a podpůrné ortézy zajišťují náhradu ztracené nosnosti (Krawczyk, 2009, s. 517).

### **4.3 Aplikace ortotických pomůcek u bolestivého hemiparetického ramene**

Pro eliminaci bolesti hemiparetického ramene je nejvhodnější využít speciálně vyrobené ramenní ortézy, které pomáhají celkové stabilizaci, centrovanému postavení a snižují riziko poškození glenohumerálního kloubu (Poková, Šnytr a Firýtová, 2017, s. 62-64). V rámci vertikalizace a nácviku chůze jsou nejčastěji využívány ortotické pomůcky pro odlehčení, fixaci axilární jamky a podporu elevace paretického ramene (Krobot, 2005, s. 296-299; Poková, Šnytr a Firýtová, 2017, s. 62-64; Krawczyk, 2009, s. 519).

#### **4.3.1 Ramenní ortézy**

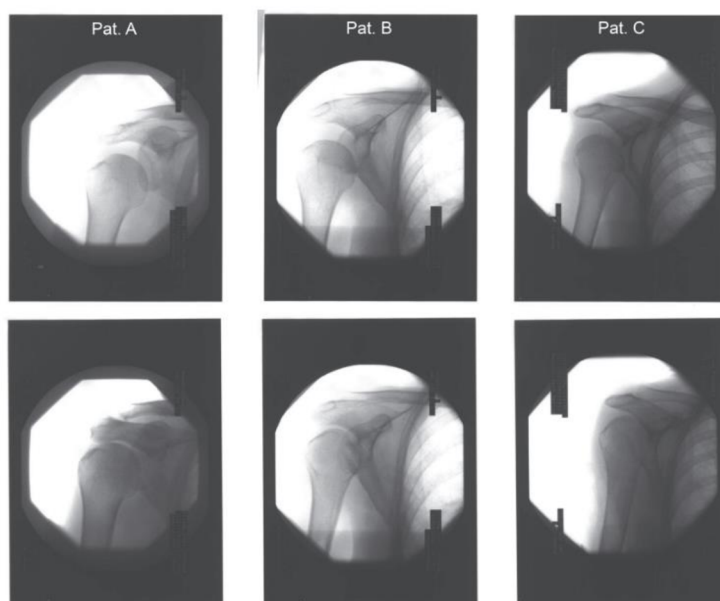
Ramenní ortézy jsou indikovány především u pacientů s centrální nebo periferní parézou, za účelem prevence vzniku sekundárního poškození kloubních struktur a dysfunkcí ramene v akutních fázích CMP, ale také při poranění brachiálního plexu, výhřezu meziobratlové ploténky v oblasti krční páteře nebo při poškození periferních nervů (Ottobock, 2018b, s. 2-5).

V případě akutního stádia CMP dochází často k subluxaci hlavice humeru v glenoidální jamce, která má za následek rozvoj bolestivých stavů, reflexní svalovou dysfunkci a sekundární poškození kloubních struktur. Z tohoto důvodu se ramenní ortézy zaměřují především na podporu centrace a fixace hlavice humeru v glenoidální jamce pro dosažení kongruentního postavení kloubních ploch (viz obrázek 17), a ochranu paže před patologickými a prudkými pohyby ramenního pletence během chůze pasivním nastavením horní končetiny do mírné extenze a zevní rotace (Poková, Šnytr a Firýtová, 2017, s. 62.). Na základě zlepšení kloubní kongruence a celkového postavení RK dochází také ke zlepšení funkčního zapojení a správného nastavení distálních segmentů horní končetiny a ruky, a k celkovému zlepšení motorických a funkčních schopností horní končetiny (Huang et al., 2010, s. 21-26; Hartwig, Gelbrich a Griewing, 2012, s. 807-816; Poková, Šnytr a Firýtová, 2017, s. 62).

Centrované postavení ramenního kloubu pozitivně ovlivňuje také proprioceptory a stimuluje senzomotorický systém. (Yavuzer a Ergin, 2002, s. 960-963; Hartwig, Gelbrich a Griewing, 2012, s. 807-816). Při dlouhodobé aplikaci ramenní ortézy může docházet také ke zlepšení celkového zapojení paretických svalů ramenního pletence a větší podpoře v rámci stability (Han et al., 2011, s. 36-42).

Na základě studií Jeong et al. (2017, s. 410-415) a Han et al. (2011, s. 36-42) zaměřených na hodnocení efektivity aplikace ramenních ortéz u pacientů po CMP bylo rovněž prokázáno efektivnější zapojení paretické horní končetiny v rámci chůze a také zlepšené vnímání

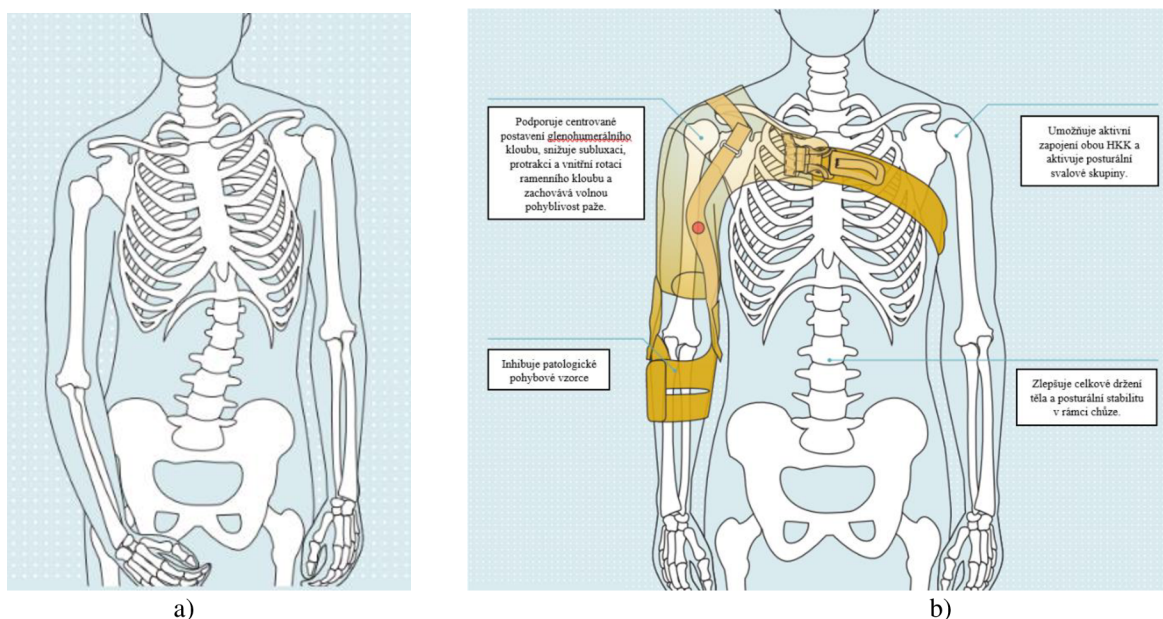
pozice vlastního těla než u pacientů, u kterých v rámci studie nebyla využita ramenní ortéza. Využití ramenní ortézy v rámci chůze má také pozitivní vliv na ochranu paretického ramene před sekundárním poškozením měkkých tkání a kloubních struktur, stimulaci paretických svalů ramenního kloubu a podporu správného nastavení kloubních segmentů jako prevenci před rozvojem syndromu bolestivého ramene (Jeong et al., 2017, s. 410-415; Han et al., 2011, s. 36-42).



**Obrázek 17** RTG snímek v AP projekci subluzovaného postavení glenohumerálního kloubu provedený u tří pacientů s hemiparézou horní končetiny. Na horních obrázcích je patrné kaudální postavení hlavice humeru a výrazná subluxace GH kloubu, na dolních obrázcích aplikací ramenní ortézy došlo k centraci a kongruentnímu postavení GH kloubu u všech tří pacientů do fyziologického postavení (Hesse et al., 2013, s. 626).

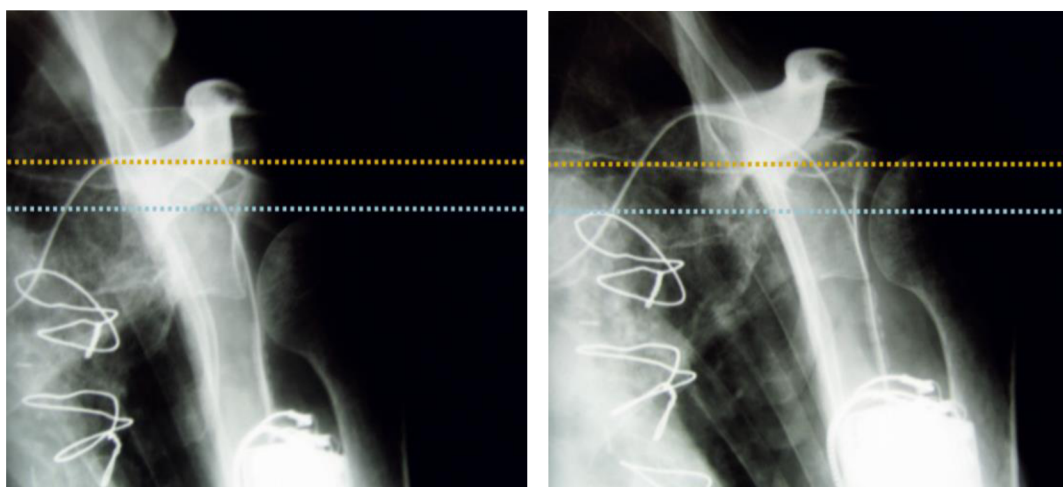
#### 4.3.2 Ramenní ortéza Omo Neurexa Plus

Ramenní ortéza Omo Neurexa Plus firmy OttoBock byla vyvinuta pro pacienty s těžkou hemiparézou horní končetiny, jejímž hlavním cílem je ochrana ramenního pletence před patologickými pohybovými vzory, zlepšení posturální stability a zvýšení efektivity využití končetiny v rámci chůze (viz obrázek 18). Jedná se o speciálně vyrobenou ortézu, určenou k preventivnímu ošetření a terapii syndromu bolestivého ramene, který vzniká přibližně u 15-40 % pacientů s hemiparézou v akutním stádiu CMP jako sekundární příčina vzniku subluxace GH kloubu (Hesse, 2010, s. 9-11)



**Obrázek 18** Porovnání vlivu a efektivity aplikace ramenní ortézy Omo Neurexa Plus na celkové držení těla u pacientů s pravostrannou hemiparézou a subluxací glenohumerálního kloubu; a) Pravostranná hemiparéza se subluxací GH kloubu bez využití ramenní ortézy Omo Neurexa Plus; b) Korigovaná pravostranná hemiparéza s využitím ramenní ortézy Omo Neurexa Plus (Ottobock, 2018b, s. 5)

Tato ortéza byla vyvinuta primárně za účelem zmírnění bolestivých stavů ramenního pletence, zároveň se však také zaměřuje na podporu centrace a stabilizace GH kloubu (viz obrázek 19), zmírnění protrakce a vnitřní rotace ramen. Eliminuje tak vznik kontraktur, kloubních deformit a snižuje riziko poškození měkkých tkání obnovením fyziologické polohy ramenního kloubu. Předchází hyperextenzi kloubního pouzdra, šlach, vazů a nervů, sekundárnímu vzniku osteoartrózy a nadměrné svalové námaze (Poková, Šnytr a Firýtová, 2017, s. 62).

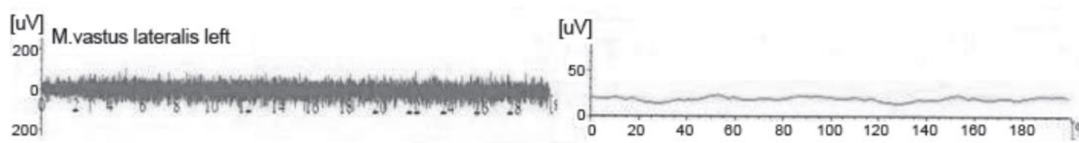


a) bez využití ramenní ortézy Omo Neurexa Plus

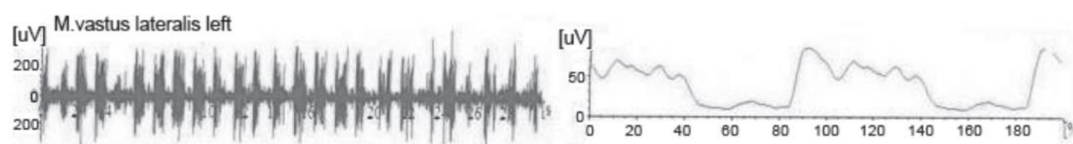
b) S využitím ramenní ortézy Omo Neurexa Plus

**Obrázek 19** Porovnání míry subluxace glenohumerálního kloubu dle RTG snímků v AP projekci, a) Bez využití ramenní ortézy Omo Neurexa Plus je patrná subluxace a kaudální posun hlavice humeru, viz horní okraj modré čáry, b) S využitím ramenní ortézy Omo Neurexa Plus je patrná kranální repozice hlavice humeru do glenoidální jamky, viz horní okraj žluté čáry (Ottobockb, 2018, s. 4)

Základním cílem aplikace ramenní ortézy je udržení dostatečné pohyblivosti kloubu ve fyziologických vzorcích, náprava ztracených funkcí a aktivní zapojení horní končetiny v rámci podpory soběstačnosti pacienta v každodenním životě, za současného odlehčení končetiny a omezením nežádoucího pohybu. (Hesse, 2010, s. 9-10). Na základě těchto poznatků byla provedena také laboratorní analýza chůze zaměřená na testování aktivity svalstva při chůzi a posouzení efektivity chůze s využitím ramenní ortézy Omo Neurexa plus a bez ní (Hesse et al., 2013, s. 623-628). Při aplikaci ramenní ortézy bylo zjištěno dynamičtější zapojení paretické DK díky facilitaci paretického m. quadricems femoris, především musculus vastus lateralis, v počáteční stojné fázi chůze a zkrácení doby oboustranné opory. Rovněž byl zjištěn pozitivní účinek a zapojení paretické horní končetiny v rámci chůze a zmírnění subluxace glenohumerálního kloubu, který měl pozitivní vliv na celkové držení těla a zintenzivnění terapeutického přístupu. V rámci subjektivního hodnocení využití ramenní ortézy pro zlepšení asymetrického vzorce chůze pacienti nejčastěji uváděli především snížení pocitu nejistoty a zlepšení vnímání polohy paretické horní končetiny v rámci chůze což vedlo k efektivnějšímu zapojení a zlepšení celkové stability, rychlosti, a především kvality chůze. (Hesse et al., 2013, s. 623-627; Hesse, 2010, s. 9-11).



a) Bez aplikace ramenní ortézy Omo Neurexa plus je chůze asymetrická o širší bázi, méně koordinovaná a energeticky náročnější.



b) S aplikací ramenní ortézy Omo Neurexa plus, došlo ke zlepšení posturální stability, dynamičtější a symetričtější chůzi a k výraznějšímu zapojení paretických svalů m. quadriceps femoris, především m. vastus lateralis a medialis.



**Obrázek 20** Porovnání svalové aktivity m. vastus lateralis dle EMG v rámci chůze při levostranné hemiparézě s využitím ramenní ortézy viz obrázek b) a bez využití ramenní ortézy viz obrázek a) (Hesse et al., 2013, s. 627)

Ramenní ortézu Omo Neurexa Plus je možné využívat během celého dne, po celou dobu rehabilitace, avšak nejvýznamnější roli hraje především v raných fázích rehabilitace v době tzv. akutního stádia CMP. Pro stimulaci a facilitaci paretických svalů m. latissimus dorsi, spodní část m. trapezius a m. rhomboideus major obsahuje ortéza také svalovou stimulační podložku, která se připevňuje na vnitřní stranu ortézy pomocí popruhu (Ottobock, 2018b).

Ramenní ortéza je vyrobena z měkkého a flexibilního materiálu, který zajišťuje komfort při nošení. Skládá ze dvou částí – ramenní a předloketní části. Ramenní část je fixována k rameni tak, aby hladce dosedala na rameno pomocí pásky vedeného pod kontralaterální axilární jamkou s nastavitelnou délkou pomocí dvou suchých zipů a ze dvou nastavitelných pásků, které jsou připojeny k předloketní manžetě tak, aby podporovaly extenzi lokte a mírnou supinaci předloktí. Zároveň je však podstatné dbát na to, aby pásky nezakrývaly olekranon ulnae a neomezovaly tak cirkulaci krve. Vnější okraje ortézy jsou rovněž vybaveny elastickými pásky a připojovacím páskem z vnější strany zajišťujícím potřebnou stabilitu. Optimální nastavení ortézy je ve stoji. Výhodou je, že pacient si může ortézu nasadit sám jednou rukou (Hesse, 2010, s. 9-10).

Pro zlepšení funkčního zapojení ramenního pletence a současně správného nastavení ostatních segmentů paretické horní končetiny se využívají také zápěstní ortézy Manu Neurexa Plus<sup>2</sup>, které vytváří společně s ramenní ortézou fyziologické funkční postavení ramene a zmírňují rozvoj spasticity paretické horní končetiny. Současně se zápěstní ortézou je možné aplikovat také ortézu Palmar Splint, která zajišťuje především akrální podporu ruky a prstů (Ottobock, 2018b).

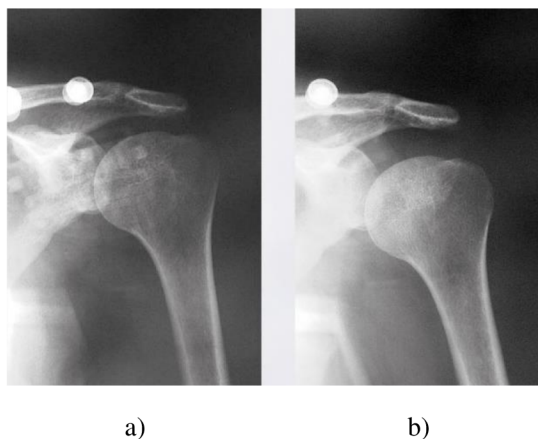
### **4.3.3 Ramenní ortéza Neuro Lux II**

Neuro Lux II je funkční ramenní ortéza firmy Sporalastic vyrobená za účelem prevence sekundárního poškození ramenního kloubu hemiparetické horní končetiny po cévní mozkové příhodě (viz příloha 3). Hlavním cílem je především prevence subluxačního postavení ramenního kloubu (viz obrázek 21), snížení bolesti v oblasti ramene a zajištění dostatečné pohyblivosti ramenního pletence, která má pozitivní vliv také na zlepšení chůze a řízení pohybu paže.

---

<sup>2</sup> Manu Neurexa Plus je zápěstní ortéza určená pro pacienty s parézou horní končetiny po CMP, při poranění brachiálního plexu, výhřezu meziobratlové ploténky v oblasti krční páteře nebo při spasticitě svalů horní končetiny až do stupně 1 na Ashworthově stupnici (Ottobock, 2018).

V rámci prevence patologického postavení horní končetiny ve vnitřní rotaci je zde také zakomponován popruh podporující vnější rotaci a elevaci ramenního kloubu. Ortézu je možné také využít v případě poranění brachiálního plexu, poškození periferních nervů, syndromu rameno-ruka a omezeného ROM ramene v případě bolestivých stavů (Raslan, Thiel a Neunzig, 2017, s. 2-5; Sporlastic Orthopaedics, 2022).



**Obrázek 21** Porovnání RTG snímků před a po aplikaci ramenní ortézy Neuro-Lux; a) bez ortézy, b) s ortézou (Sporlastic Orthopaedics, 2022)

#### 4.3.4 Ramenní ortéza Acro ComforT

Ramenní ortéza Acro ComforT je anatomicky tvarovaná ortéza firmy Ottobock vyvinutá primárně za účelem stabilizace a zmírnění akutních a chronických bolestí v oblasti ramenního kloubu v případě kloubní instability (viz příloha 4). Jedná se o velmi flexibilní ortézu zajišťující dostatečnou mobilitu ramenního kloubu ale i stabilitu a omezení nežádoucích pohybů paretické horní končetiny, které je důležité jako prevence sekundárnímu poškození měkkých tkání. Díky zabudovanému systému popruhů je možné individuální nastavení míry stability a flexibility a přizpůsobit tak ortézu vlastním požadavkům. Tato ortéza je vhodná pro využití u lehčích forem kloubní instability pro zmírnění bolestivosti ramene a zlepšení funkčního zapojení horní končetiny, ale také v případě generativního poškození rotátorové manžety, tendomyopatie ramene, nebo v rámci pooperační podpory ramene při artroskopické operaci (Ottobock, 2021).

#### 4.3.5 Ramenní závěsy

Ramenní závěsy u pacientů po CMP byly v dřívější době využívány především v rámci prevence strukturálního poškození ramenního kloubu za účelem snížení kaudálního tahu paretické horní končetiny a fixace ve stabilizované pozici. V dnešní době se však již od jejich využívání spíše ustupuje, jelikož bylo prokázáno, že podporují spastický flekční vzorec HK, a jejich využívání u pacientů po cévní mozkové příhodě je tedy spíše kontraproduktivní (Papoušek, 2010; Horáček a Kolář, 2009, s. 391).

Na základě studie Acar a Kataras (2010, s. 641-644), která hodnotí vliv ramenního závěsu na rovnováhu u pacientů s hemiplegií po CMP bylo prokázáno zlepšení statické rovnováhy s příznivým vlivem ramenního závěsu na snížení subluxace a celkového zlepšení v rámci posturální stability a zapojení paretické horní končetiny v rámci chůze především v akutním a subakutním stádiu CMP. Nevýhoda ramenních závěsů se projevuje především při dlouhodobějším používání, jelikož nucená pozice ramenního kloubu ve vnitřní rotaci a addukci představuje riziko rozvoje flekčního spastického vzorce horní končetiny čímž jsou vytvářeny také zvýšené nároky především na oblast krční páteře (Acar a Kataras, 2010, s. 641-644; Pařilová, 2016, s. 50-52; Razaq a Rathore, 2016, s. 44-46).

V rámci rehabilitace v akutním stádiu je možné využít například pneumatickou fixační dlahu za účelem podpory aferentace a stimulace proprioceptorů horní končetiny, axilární váleček podporující elevaci ramene nebo v rámci krátkodobé aplikace také např. ramenní závěsy Omo Immobil sling, Abduction (viz příloha 5) nebo Omo Immobil (viz příloha 6) (Papoušek, 2010; Horáček, Kolář, 2009, s. 391; Ottobock, 2021).

## Závěr

Syndrom bolestivého ramene představuje u pacientů po cévní mozkové příhodě jednu z nejčastějších komplikací v rámci rehabilitace a funkční obnovy. Z tohoto důvodu je důležité především včasné nalezení a odstranění původní příčiny, která bolest vyvolává a správná diagnostika a klasifikace onemocnění, která je důležitá pro úspěšné vedení léčby.

Příčiny vzniku syndromu bolestivého ramene jsou multifaktoriální. Dle mnoha studií zaměřených na zkoumání nejčastějších příčin a rizikových faktorů vedoucích ke vzniku syndromu bolestivého ramene po CMP bylo zjištěno, že k rozvoji bolesti dochází nejčastěji z důvodu sekundárního poškození měkkých tkání vlivem kaudální subluxace hlavice humeru a hemiparézy horní končetiny, v důsledku impingement syndromu s omezeným funkčním rozsahem pohybu ramene, dlouhodobé imobilizace, zánětu subakromiálních burz, mikrotraumat měkkých tkání, ruptury rotátorové manžety, zmrzlého ramene a v neposlední řadě také spasticity, která je považována za nejčastější faktor limitující jedince v každodenním životě. Konkrétní příčiny vzniku syndromu bolestivého ramene však nejsou dodnes přesně definovány, jelikož jsou velmi individuální u každého pacienta v závislosti na mnoha faktorech.

V rámci rehabilitace v akutním stádiu je důležité dbát především na vhodné polohování parétické horní končetiny v centrované pozici a zajištění dostatečné stability ramenního kloubu s využitím ramenních ortéz, které podporují aktivní zapojení horní končetiny, posturální stability a lokomoce za účelem prevence vzniku sekundárního poškození ramenního kloubu. V současné klinické praxi je možné využívat mnoho typů ortotických pomůcek, avšak z důvodu nedostatku studií a důkazů zabývajících se využitím ramenních závěsů v rámci terapie a prevence syndromu bolestivého ramene po CMP byla hlavní pozornost této práce věnována především ramenním ortézám, u kterých byl na základě výše uvedených studií prokázán pozitivní účinek v rámci terapie a snížení bolesti v oblasti ramene po cévní mozkové příhodě.

V České republice patří mezi nejčastěji využívané ortotické pomůcky pro horní končetinu ramenní ortézy Omo Neurexa Plus a Neuro Lux II, určené především pro pacienty s hemiparézou po CMP. Jedná se o ramenní ortézy, které se zaměřují primárně na podporu centrace a stabilizace GH kloubu, snížení bolestivosti ramenního kloubu, prevence sekundárního poškození kloubních struktur a aktivní zapojení horní končetiny do chůzového stereotypu, u kterých byla prokázána klinická účinnost bez přítomnosti výrazných nežádoucích účinků.

Na základě studie dle Nadlera a Paulse (2017, s. 444-453), která se zaměřovala na hodnocení efektivity využití ramenních ortéz v rámci prevence sekundárního poškození ramenního kloubu bylo prokázáno, že aplikací ramenních ortéz dochází ke snížení vertikální subluxace ramene a při dlouhodobém využívání mohou také vést ke snížení syndromu bolestivého ramene. Správná centrace hlavice humeru v glenoidální jamce pozitivně ovlivňuje také proprioceptory a významně přispívá k celkové stimulaci senzomotorického systému. Předpokládá se, že při dlouhodobé aplikaci ramenní ortézy by mohlo dojít také k lepšímu a dynamičtějšímu zapojení paretických svalů ramenního pletence v rámci fyziologického vzorce chůze, zlepšení celkové postury těla a k aktivnějšímu zapojení paretické horní končetiny v každodenním životě.

## Referenční seznam

ACAR, M. a G. K. KARATAS, 2010. The effect of arm sling on balance in patients with hemiplegia. *Gait and Posture* [online]. Ankara: Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Gazi University School of Medicine, **32**(4), 641-644 [cit. 2022-03-14]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2010.09.008

AMBLER, Z., J. BAUER a Z. KADAŇKA, 2010. *Cévní onemocnění CNS*. In: BEDNAŘÍK, J., AMBLER, Z., RŮŽIČKA, E., et al. *Klinická neurologie: část speciální*, 1. díl. Praha: Triton. s. 6-84. ISBN 978-80-7387-389-9.

Beagle Orthopaedics. 2022. *Neuro-Lux Shoulder II* [online]. [cit. 2022-03-01]. Dostupné z: <https://beagleorthopaedic.com/product/neuro-lux-shoulder-2>

COLE, A., 2017. *The shoulder and pectoral girdle*. In: BLOM, A., D. WARWICK a M. R. WHITEHOUSE, (ed.). *Apley and Solomon's System of Orthopaedics and Trauma*. **10**(1). Boca Raton: CRP press, s. 351-381. ISBN 13: 978-1-4987-5167-4

ČÁPOVÁ, J., 2008. *Terapeutický koncept: Bazální programy a podprogramy*. Ostrava: Repro-nis. ISBN 978-80-7329-180-8.

ČIHÁK, R., 2011. *Anatomie 1*. 2. vyd. Grada. ISBN 80-7169-970-5.

DYLEVSKÝ, I. 2009a. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, s. 99-111. ISBN 978-80-247-6768-0.

DYLEVSKÝ, I. 2009b. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, s. 151-159. ISBN 978-80-247-7030-7.

FOX, M., D. WARWICK a H. SRINIVASAN, 2017. *Peripheral nerve disorders: Brachial plexus injuries*. In: BLOM, A., D. WARWICK a M. R. WHITEHOUSE, (ed.). *Apley and Solomon's System of Orthopaedics and Trauma*. **10**(1). Boca Raton: CRP press, s. 287-288. ISBN 978-1-4987-5167-4.

FRICOVÁ, J. a R. ROKYTA, 2013. Neurostimulační metody v léčbě bolesti. In: *Neurologie pro praxi*. **14**(5), 244-246. ISSN 1803-5280.

GASNICK, K., 2020. *Managing Shoulder Pain After Stroke: Causes and Treatments*. Neofect [online]. [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: <https://www.neofect.com/us/blog/managing-shoulder-pain-after-stroke>

HAN, S. H., T. KIM, S. H. JANG, et al., 2011. The effect of an arm sling on energy consumption while walking in hemiplegic patients: a randomized comparison. *Clinical Rehabilitation* [online]. **25**(1), 36-42 [cit. 2022-03-12]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: doi:10.1177/0269215510381167

HAO, N., M. ZHANG, Y. LI a Y. GUO, 2022. Risk factors for shoulder pain after stroke: A clinical study. *Pakistan Journal of Medical Sciences* [online]. **38**(1), 145-149 [cit. 2022-05-07]. PMID: 35035416. Dostupné z: doi:10.12669/pjms.38.1.4594

HARTWIG, M., G. GELBRICH a B. GRIEWING, 2012. Functional orthosis in shoulder joint subluxation after ischaemic brain stroke to avoid post-hemiplegic shoulder-hand syndrome: a randomized clinical trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. **26**(9), 807-816. ISSN 0269-2155. [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: doi:10.1177/0269215511432355

HESSE, S., 2010. Data z klinické analýzy chůze při aplikaci ramenní ortézy OmoNeurexa. *Ortopedická protetika: Odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů*. Berlin: OttoBock ČR s.r.o., **17**(1), 9-14. ISSN 1212-6705.

HESSE, S., CH. HERRMANN, A. BARDELEBEN, M. HOLZGRAEFE, C. WERNER, I. WINGENDORF a S. KIRKER, 2013. A new orthosis for subluxed, flaccid shoulder after stroke facilitates gait symmetry: a preliminary study. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. **45**(7), 623-629 [cit. 2022-05-10]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-1172

HORÁČEK, O. a P. KOLÁŘ, 2009. Cévní onemocnění mozku. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, s. 389-393. ISBN 978-80-7262-657-1.

HUANG, S., J. ZHOU, Y. YANG, Z. CHEN, L. CHEN, H. ZHENG, Z. LIANG a L. XIE, 2022. Development and evaluation of a novel flex sensor-based glenohumeral subluxation degree assessment for wearable shoulder sling. *Sensors and Actuators: A. Physical* [online]. Elsevier, **337**, 1-8 [cit. 2022-01-06]. ISSN 0924-4247. Dostupné z: doi.org/10.1016/j.sna.2022.113405

HUANG, Y. C., P. J. LIANG, Y. P. PONG, CH. P. LEONG a CH. H. TSENG, 2010. Physical Findings and Sonography of Hemiplegic Shoulder In Patients after Acute Stroke During Rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. **42**(1), 21-26 [cit. 2022-05-08]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-0488

International association for the study of pain. 2021. *Pain terms and definitions: Pain* [online]. [cit. 2022-01-02]. Dostupné z: <https://www.iasp-pain.org/resources/terminology/>

JEONG, Y. G., Y. J. JEONG a J. W. KOO, 2017. The effect of an arm sling used for shoulder support on gait efficiency in hemiplegic patients with stroke using walking aids. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. **53**(3), 410-415 [cit. 2022-05-12]. ISSN 1973-9087. Dostupné z: doi:10.23736/S1973-9087.17.04425-2

KÁLAL, J., J. KOZÁK a O. HORÁČEK, 2006. Bolest jako faktor indikující a limitující rehabilitaci. In: *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **13**(4), 172-176. ISSN 1211-2658

KAPANDJI, A. I., 1982. *The Physiology of the Joints. Upper Limb: Annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. 5. vyd. Edinburgh: Churchill Livingstone, s. 35. ISBN 0443025045.

KAPANDJI, A. I., 2007. *The Physiology of the Joints: Volume one: The upper limb*. 6. vyd. Edinburgh: Elsevier, s. 4-74. ISBN 978-0443103506.

KHAN, Y., M. T. NAGY, J. MALAL a M. WASEEM, 2013. The Painful Shoulder: Shoulder Impingement Syndrome. *The Open Orthopaedics Journal* [online]. **7**(1), 347-351 [cit. 2022-05-07]. ISSN 1874-3250. Dostupné z: doi:10.2174/1874325001307010347

KIM, Y. H., J. J. SUNG, E. J. YANG a N. J. PAIK, 2014. Clinical and Sonographic Risk Factors for Hemiplegic Shoulder Pain: A Longitudinal Observational Study. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. **46**(1), 81-87 [cit. 2022-01-07]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-1238

KOBESOVÁ, A., 2012. *Proč nás bolí záda? A co s tím?* [online]. [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: [https://www.rehabps.com/DATA/Motol\\_in.pdf](https://www.rehabps.com/DATA/Motol_in.pdf)

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. 713. ISBN 978-80-7262-657-1



KOZÁK, J., R. ČERNÝ a I. VRBA, 2004. Neuropatická bolest z pohledu algeziologa. In: *Neurologie pro praxi*. **5**(1), 259-262. ISSN 1803-5280.

KRAWCZYK, P., 2009. Ortotika. KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, s. 516-520. ISBN 978-80-7262-657-1.

KROBOT, A., 2005. Rehabilitace ramenního pletence u hemiparetických nemocných. In: *Neurologie pro praxi*. **6**(1), 296-301. ISSN 1803-5280.

LEWIT, K., 2003. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vyd. Praha: Sdělovací technika, spol. s.r.o. ve spolupráci s Českou lékařskou společností J. E. Purkyně. ISBN 80-86645-04-5.

LO, S.F., S.Y. CHEN, H.C. LIN, I.F. JIM, N.H. MENG a M.J. KAO, 2003. Arthrographic and clinical findings in patients with hemiplegic shoulder pain. *Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **84**(12), 1786-1791 [cit. 2022-05-08]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(03)00408-8

MARCO, E., E. DUARTE, J. VILA, M. TEJERO, A. GUILLEN, R. BOZA, F. ESCALADA a J. M. ESPADALER, 2007. Is botulinum toxin type A effective in the treatment of spastic shoulder pain in patients after stroke? A double-blind randomized clinical trial. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. **39**(1), 440-447 [cit. 2022-05-09]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-0066

NADLER, M. a M. PAULS, 2017. Shoulder orthoses for the prevention and reduction of hemiplegic shoulder pain and subluxation: systematic review. *Clinical Rehabilitation* [online]. **4**, 444-453 [cit. 2022-05-10]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215516648753

NOVOTNÁ, M., 2008. *Pohyby hlavy a trupu, pánve a lopatek* [online]. [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/3397272/>

Ottobock. 2018a. *Upper extremities stroke solutions: Redefining the path to rehabilitation*, [online]. [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: <https://shop.ottobock.us/Orthotics/Bracing-%26-Supports/Shoulder/Shoulder-Stabilizers/Omo-Neurexa-Plus/p/5065N>

Ottobock. 2018b. *Omo Neurexa Plus Brochure: Promote movement, create independence* [online], 2-6 [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: <https://shop.ottobock.us/Orthotics/Bracing-%26-Supports/Shoulder/Shoulder-Stabilizers/Omo-Neurexa-Plus/p/5065N>

Ottobock. 2021. *Bracing and Supports Catalog: Upper Extremity* [online], 22-24 [cit. 2022-02-03]. Dostupné z: <https://shop.ottobock.us/Orthotics/Bracing-%26-Supports/Shoulder/Slings/OMO-Immobil-Sling%2CM/p/50A8~5M#product-specification-section>

PAPOUŠEK, J., 2010. *Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*. [online]. Medical Tribune: Kapitoly z kardiologie [cit. 2022-01-14]. Dostupné z: <https://www.tribune.cz/archiv/rehabilitace-po-cevni-mozkove-prihode/>

PARK, G. Y., J. M. KIM, S. SOHN, I. H. SHIN a M. Y. LEE, 2007. Ultrasonographic Measurement of Shoulder Subluxation in Patients with Post-Stroke Hemiplegia. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. **39**(7), 526-530 [cit. 2022-03-08]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-0099

PAŘILOVÁ, M., 2016. Využití dynamické dlahy. In: *Ortopedická protetika: Odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů* [online]. 19, 50-52 [cit. 2022-03-10]. ISSN 1212-6705. Dostupné z: <https://www.fopto.cz/publikace/casopis-ortopedicka-protetika>

PFEIFFER, J., 2007. *Neurologie v rehabilitaci: Pro studium a praxi*. Praha: Grada. S. 146-153. ISBN 978-80-247-1135-5.

PODĚBRADSKÁ, R., 2018. *Komplexní kineziologický rozbor: Funkční poruchy pohybového systému*. Praha: Grada. s. 47. ISBN 978-80-247-3018-9.

POKOVÁ, P., J. ŠNYTR a R. FIRÝTOVÁ, 2017. Ortotické vybavení pacienta po cévní mozkové příhodě. *Ortopedická protetika: Odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů* [online]. Praha, **20**(1), 62-66 [cit. 2022-04-09]. ISSN 1212-6705. Dostupné z: <https://www.fopto.cz/publikace/casopis-ortopedicka-protetika>

PROCHÁZKA, J., 2016. *Jaké jsou současné možnosti ambulance bolesti a kdy tam posílat pacienty? Medicina pro praxi* [online]. **13**(3), 103-110 [cit. 2022-03-24]. Dostupné z: <https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2016/03/02.pdf>

RAINE, S., L. MEADOWS a M. LYNCH-ELLERINGTON, 2009. *Bobath Concept: Theory and clinical practise in neurological rehabilitation*. Wiley-Blackwell. s. 4. ISBN 1405170417.

RASLAN, M., U. THIEL a H. P. NEUNZIG, 2017. *The Effect of Dynamic Functional Shoulder Orthoses on the Development of a Shoulder-Hand Syndrome (SHS) Following a Stroke: Review of Evidence-based Studies*. [online]. Dortmund: Verlag Orthopädie Technik, 7(1), 2-5 [cit. 2022-01-04]. ISSN 0340-5591. Dostupné z: [http://www.abivahendid.ee/files/filemanager/files/Neuro\\_Lux%20II%202017-07\\_FA\\_Raslan\\_300%20dpi\\_eng.pdf](http://www.abivahendid.ee/files/filemanager/files/Neuro_Lux%20II%202017-07_FA_Raslan_300%20dpi_eng.pdf)

RAZAQ, S. a F. A. RATHORE, 2016. An Overview of Pathophysiology, Assessment and Management Strategies of Post Stroke Shoulder Subluxation. *Pakistan Journal of Neurological Sciences* [online]. 11(3), 42-48 [cit. 2022-02-25]. ISSN 1990-6269. Dostupné z: <https://ecommons.aku.edu/pjns/vol11/iss3/2>

ROBINSON, C. M., K. T. M. SEAH, Y. H. CHEE, P. HINDLE a I. R. MURRAY, 2012. Frozen Shoulder. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 94-B(1), 1-9 [cit. 2022-03-08]. ISSN 2049-4408. Dostupné z: [doi.org/10.1302/0301-620X.94B1.27093](https://doi.org/10.1302/0301-620X.94B1.27093)

RYCHLÍKOVÁ, E., 2019. *Funkční poruchy kloubů končetin: diagnostika a léčba*. 2. Praha: Grada. s. 193-201. ISBN 978-80-271-2096-3.

SCHMIEDL, M., 2020. *Ramenní impingement syndrome* [online]. [cit. 2022-03-08]. Dostupné z: <https://www.martin-schmiedl.cz/ramenni-impingement-syndrome>

Sporlastic Orthopaedics. 2022. *Neuro-Lux II* [online]. Nürtingen [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: <https://www.sporlastic.de/en/product/item/neuro-lux-ii>

TREEDE, R. D., 2018. The International Association for the Study of Pain definition of pain: as valid in 2018 as in 1979, but in need of regularly updated footnotes. *Pain reports: International asociation for the study of pain* [online]. 3(2), 1-3 [cit. 2022-01-06]. ISSN 2471-2531. Dostupné z: [doi:10.1097/PR9.0000000000000643](https://doi.org/10.1097/PR9.0000000000000643)

TROJAN, S., R. DRUGA, J. PFEIFFER a J. VOTAVA, 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vyd. Praha: Grada. s. 113-114. ISBN 80-247-1296-2.

VÉLE, F., 2006. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybového systému*. 2. Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

VONDRÁČKOVÁ, D., 2004. Chronická bolest: patofyziologie a léčba. In: *Neurologie pro praxi*. Praha, **6**(1), 337-344. ISSN 1213-1814.

VOTAVA, J., 2001. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. In: *Neurologie pro praxi* Praha: Klinika rehabilitačního lékařství. 184-189. ISSN 1803-5280

YAVUZER, G. a S. ERGIN, 2002. Effect of an Arm Sling on Gait Pattern in Patients With Hemiplegia. *Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **83**, 960-963 [cit. 2022-04-03]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi:10.1053/apmr.2002.33098.

YELNIK, A. P., F. M. COLLE, I. V. BONAN a E. VICAUT, 2007. Treatment of shoulder pain in spastic hemiplegia by reducing spasticity of the subscapular muscle: a randomised, double blind, placebo controlled study of botulinum toxin A. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* [online]. Paris: Physical Medicine and Rehabilitation Department, **78**(1), 845-848 [cit. 2022-02-07]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.2006.103341

## Seznam zkratek

<b>GHS</b>	glenohumerální subluxace
<b>CMP</b>	cévní mozková příhoda
<b>RK</b>	ramenní kloub
<b>SC</b>	sternoclaviculární kloub
<b>AC</b>	acromioclaviculární kloub
<b>GH</b>	glenohumerální kloub
<b>CNS</b>	centrální nervový systém
<b>ADL</b>	aktivity of daily living
<b>HK</b>	horní končetina
<b>ROM</b>	range of movement
<b>m.</b>	musculus
<b>mm.</b>	musculi
<b>lig.</b>	ligamentum
<b>AP</b>	anterio-posteriorní projekce
<b>AH</b>	acromion-humerus
<b>EMG</b>	elektromyografie

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1</b> Frontální, sagitální a transverzální rovina v anatomické poloze (Cole, 2017, s. 9).....	10
<b>Obrázek 2</b> Svaly rotátorové manžety a šlacha dlouhé hlavy bicepsu působící jako aktivní ligamenta udržující kongruentní postavení hlavice humeru vůči glenoidální jamce. 1 – m. supraspinatus, 2 – m. subscapularis, 3 – m. infraspinatus, 4. m. teres minor, 5. šlacha caput longum m. biceps brachii (Kapandji, 1982, s. 35).....	12
<b>Obrázek 3</b> Pohyby lopatky (Novotná, 2008, s. 40) .....	15
<b>Obrázek 4</b> Faktory vedoucí k rozvoji syndromu bolestivého ramene po CMP (Hao et al., 2022, s. 148). .....	20
<b>Obrázek 5</b> Měření stupně GHS dle RTG snímku v AP projekci, který se měří od akromionu po centrální bod hlavice humeru (AH) (Huang et al., 2022, s. 2).....	22
<b>Obrázek 6</b> Palpační vyšetření stupně GHS terapeutem ve standardizované pozici (Huang et al., 2022, s. 3).....	22
<b>Obrázek 7</b> Nová metoda detekce stupně GHS za použití Flex senzoru; a) subluxační postavení glenohumerálního kloubu, b) redukce.....	23
<b>Obrázek 8</b> Porovnání míry GHS před a po repozicí zaznamenaná Flex senzorem (Huang et al., 2022, s. 1-7) .....	23
<b>Obrázek 9</b> Hodnoty GHS zaznamenané pomocí flex senzoru a rentgenového snímku jsou lineární a totožné (Huang et al., 2022, s. 6). .....	23
<b>Obrázek 10</b> Adhezivní kapsulitida glenohumerálního kloubu (Gasnick, 2020). .....	24
<b>Obrázek 11</b> Tři fáze průběhu adhezivní kapsulitidy (Cole, 2017, s. 366) .....	25
<b>Obrázek 12</b> Tři typy akromionu dle tvaru; 1. typ – plochý, 2. typ – ohnutý, 3. typ – hákovitý (Schmiedl, 2020) .....	26
<b>Obrázek 13</b> Principy centrovaného postavení GH kloubu. A) centrované postavení, b) svalová dysbalance způsobující poruchu funkce kloubu a sekundární poškození, které je příčinou rozvoje syndromu bolestivého ramene (Kobesová, 2012, s. 36).....	28
<b>Obrázek 14</b> Spasticita flexorů horní končetiny, která má vliv na funkční postavení ramenního pletence (Gasnick, 2020) .....	30
<b>Obrázek 15</b> Wernickeovo-Mannovo držení těla s typickým centrálním spastickým vzorcem v případě pravostranné hemiparézy u pacientů po CMP (Kolář et al., 2009, s. 387).....	31
<b>Obrázek 16</b> Mezinárodní klasifikace ortéz horních končetin .....	35

- Obrázek 17** RTG snímek v AP projekci subluxeovaného postavení glenohumerálního kloubu provedený u tří pacientů s hemiparézou horní končetiny. Na horních obrázcích je patrné kaudální postavení hlavice humeru a výrazná subluxeace GH kloubu, na dolních obrázcích aplikací ramenní ortézy došlo k centraci a kongruentnímu postavení GH kloubu u všech tří pacientů do fyziologického postavení (Hesse et al., 2013, s. 626).....38
- Obrázek 18** Porovnání vlivu a efektivity aplikace ramenní ortézy Omo Neurexa Plus na celkové držení těla u pacientů s pravostrannou hemiparézou a subluxeací glenohumerálního kloubu; a) Pravostranná hemiparéza se subluxeací GH kloubu bez využití ramenní ortézy Omo Neurexa Plus; b) Korigovaná pravostranná hemiparéza s využitím ramenní ortézy Omo Neurexa Plus (Ottobock, 2018b, s. 5) .....39
- Obrázek 19** Porovnání míry subluxeace glenohumerálního kloubu dle RTG snímků v AP projekci, a) Bez využití ramenní ortézy Omo Neurexa Plus je patrná subluxeace a kaudální posun hlavice humeru, viz horní okraj modré čáry, b) S využitím ramenní ortézy Omo Neurexa Plus je patrná kraniální repozice hlavice humeru do glenoidální jamky, viz horní okraj žluté čáry (Ottobockb, 2018, s. 4) .....40
- Obrázek 20** Porovnání svalové aktivity m. vastus lateralis dle EMG v rámci chůze při levostranné hemiparéze s využitím ramenní ortézy viz obrázek b) a bez využití ramenní ortézy viz obrázek a) (Hesse et al., 2013, s. 627) .....41
- Obrázek 21** Porovnání RTG snímků před a po aplikaci ramenní ortézy Neuro-Lux; a) bez ortézy, b) s ortézou (Sporlastic Orthopaedics, 2022) .....42

## Seznam tabulek

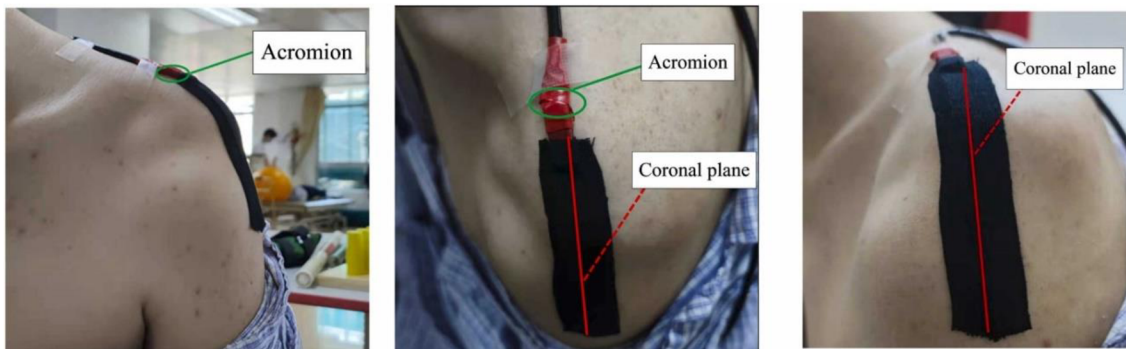
<b>Tabulka 1</b> Základní pohyby a ROM ramenního kloubu (Kapandji, 2007, s. 6-16) .....	10
<b>Tabulka 2</b> Dynamická stabilizace lopatky (Véle, 2006, s. 102-116).....	16
<b>Tabulka 3</b> Tonické a fázické svaly pletence ramenního (Poděbradská, 2018, s. 47) .....	27
<b>Tabulka 4</b> Stanovení funkčního požadavku ortézy (Krawczyk, 2009, s. 519) .....	34
<b>Tabulka 5</b> Základní konstrukční parametry důležité pro správný výběr ortézy (Krawczyk, 2009, s. 517-518) .....	34



## Seznam příloh

<b>Příloha 1</b> Flex senzor (Huang et al., 2022, s. 4) .....	58
<b>Příloha 2</b> Ramenní ortéza Omo Neurexa (Hesse, 2010, s. 10).....	58
<b>Příloha 3</b> Ramenní ortéza Neuro-Lux II (Beagle Orthopaedics, 2022) .....	58
<b>Příloha 4</b> Ramenní ortéza Acro ComforT (Ottobock, 2021).....	59
<b>Příloha 5</b> Omo Immobil Sling – Abduction (OttoBock, 2021) .....	59
<b>Příloha 6</b> Omo Immobil (OttoBock, 2021) .....	59

**Příloha 1** Flex senzor (Huang et al., 2022, s. 4)



**Příloha 2** Ramenní ortéza Omo Neurexa (Hesse, 2010, s. 10)



**Příloha 3** Ramenní ortéza Neuro-Lux II (Beagle Orthopaedics, 2022)



**Příloha 4** Ramenní ortéza Acro ComforT (Ottobock, 2021)



**Příloha 5** Omo Immobil Sling – Abduction (OttoBock, 2021)



**Příloha 6** Omo Immobil (OttoBock, 2021)

