Металлические каркасные мобилизационные ортезы для лучезапястного и локтевого суставов

D. Thomas

Metal frame mobilisation orthoses for wrist and elbow

D. Thomas

Centre Grenoblois de Rééducation de la Main et du Membre Supérieur, Grenoble, France

1. INTRODUCTION

1.1 Dynamic – static orthoses/splints

The terms dynamic and static are often used in splint classifications. This terminology leads to confusion. Immobilization and mobilization splints are more appropriate terms. [1]. Dynamic splints are often considered to be used for improving range of motion (ROM), however static splints by maintaining a joint in end range are also efficient in increasing ROM.

1.2 This chapter presents the orthoses we recommend.

At wrist level to:

Increase ROM;

Improve hand function in radial palsy.

At forearm level to:

Increase pro-supination.

At elbow level to:

Increase ROM.

2. GENERALITIES ON ORTHOSES TO INCREASE ROM

Since they can be worn for many hours, day and night, orthoses represent an unique tool in the rehabilitation techniques armamentarium.

2.1 Duration of wear : TERT : Total End Range Time

Brand's work [2], have shown that ROM increase results not from tissue stretching but from slow cellular growth as realized in orthodontics or skin expanders. Brand recommended a 22 H. wearing time out of 24 H. The time necessary for soft tissue remodeling. Flowers and La Stayo in 1994 proposed the term "TERT", total end range time ie maintaining the joint in maximum acceptable position for a given duration [3].

2.2 Force adjustment

A too important and poorly spread force can cause tissue compression, necrosis, pressure sore.

Too important a force can tear fragile scar tissue and cause new scar tissue formation. Too important a force is algogenic, triggers nociceptive defense reflexes which provoke a reflex contractions of muscles protecting the joint, the ROM of which needs to be increased.

Too weak force is non-efficient.

Most authors agree on minimum and maximum values ranging from 50 gm to 400 gm [4]. As shown by Reswick's time - intensity curve [5]. An important force can be tolerated for a few minutes a weak one for several days.

2.3 Night and day application

Extension postures are well tolerated and can be maintained all night long. On the contrary, flexion postures are poorly tolerated. Wrist and finger flexion decreases blood supply, increases intra carpal tunnel pressure, compresses the median nerve. . Important wrist flexion triggers nociceptive reflexes and can even start a chronic regional pain syndrome (CRPS) Elbow

flexion hinders blood return and compresses the ulnar nerve at level of medial condyle. Flexion postures should be applied for shorter durations, repeated several time during the day.

2.4 Force application modes

Many splint concepts exist, they are all based on one of the four application modes which enable increasing ROM [6].

2.4.1 DYNAMIC: the applied force is continuous.

Limits of the dynamic mode are a force too weak, inefficient, and a force too intense, intolerable which maintains inflammation and even creates new scar injury and nociceptive reaction.

2.4.2 DYNASTATIC: applied force is dynamic up to a given angle at which point it stops acting due to spring adjustment or contact with a block. At this stage the splint becomes a resting splint. The dynastatic mode risks less creating nociceptive reactions than the dynamic mode. It requires more frequent adjustment.

2.4.3 SERIAL STATIC: it is best known as Brand's serial casting. Serial static is recognized as the most efficient mode in case of severe stiffness. A circular cast spreads pressure evenly and cannot be removed by the patient. It enables a TERT application during 24 H. or more. Its inconvenients are: non removability of splint for activities of daily living (ADL) and time consumption caused by cast / splint removal and making a new one or remodeling a thermoplastic splint (Fig. 1).

2.4.4 PROGRESSIVE STATIC: it follows the serial static mode but uses a splint adjustable by the patient. Any splint designed to be dynamic is easily modified into static progressive by changing the elastic traction by one like Velcro, buckle, turnbuckle etc. adjustable by the patient (Fig. 2).

Fig. 1. Serial casting/splinting is efficient but time consuming.

Fig. 2. A fixed hinged splint prevents full flexion and extension

2.5 Choice of traction mode

Choosing traction mode is based on healing phases and stiffness clinical evaluation.

2.5.1 Choice of traction mode based on healing phase

During the inflammatory phase (+/- 4 days), static mode is obviously applied. During fibroplasia or scar tissue growth (+/- 3 weeks) dynamic and progressive static modes can be both used. During scar tissue remodeling (up to 6 months and more), serial static and progressive static modes are the most efficient [7].

2.5.2 Choice of traction mode based on stiffness clinical evaluation:

2.5.2.1 Hard end feel - soft end feel

This notion is based on Cyriax work. When resistance to passive mobilisation at end range of a stiff joint is felt as supple (soft end feel), it means that stiffness is moderate. Dynamic and progressive static action modes are indicated. On the

contrary, when the resistance at end range is felt as a block, it entails a severe stiffness. Serial static and static progressive action modes are indicated. This evaluation is subjective.

2.5.2.2 Torque Angle Curve: TAC

Brand [8] for a more objective evaluation proposed to measure at the same time passive range of motion, PROM, and the torque necessary to bring the joint at a given PROM. Progressive increase of the applied torque is measured by a dynamometer placed between the bony lever and the therapist handhold. For instance 40° at 200 gr. Numbers of the PROM in degrees and torque in grams reported on a sheet represent a tension-PROM curve.

This curve is interpreted as : The most regular the increase of the curve, the least severe the stiffness. The most vertical the curve the least the soft tissue "give", the more severe the stiffness. The choice of mobilization splint action mode is identical to Hard end - soft end feel.

3. JOINT AXIS AND FIXED AXIS HINGED SPLINTS

Wrist and elbow biomechanics are complex. Rotation centers move during movement. Due to the obliquity of joint axes and the asymmetrical – cam-like - shape of articular surfaces all movements are diagonal and spiral in character as shown by Kabat. It is impossible to reproduce these axes on a splint placed on one or several joints. Any hinged splint with fixed, constrained axes will actually prevent full ROM. Double axis hinged splints improve ROM but still prevent full extension-flexion (Fig. 2).

When designing an orthosis one should plan "floating axes". This is made by incorporating swiveling, pivoting, pressure and counter pressure cuffs which constantly adapt to the position of body parts.

3.1 "Accordion effect" of body part during flexion and extension

The distance measured on the dorsal aspect of forearm from fingers tip to elbow decreases during finger-wrist extension and increases during flexion and reciprocally for

the palmar aspect. A fixed hinged splint with circular cuffs molded on hand and forearm or any other part cannot adapt to anatomical structures length modification.

A constrained or semi constrained hinges splint with circular cuffs can be useful to stabilize a joint however it prevents full range of motion in extension and in flexion.

One should make a splint which adapts to segment length modifications during flexion and extension by gliding on proximal or distal segment soft tissues.

3.2 Physiological joint movement, position of pressure and counter pressure cuffs

Any joint motion is composed of rotation and glide. Tendon insertions are located at the base of the bone which move the joint. Physiological motion act through short lever arm. It "pulls" the joint into flexion or extension. On the contrary passive mobilization acts through long lever arm, it "pushes" the bony lever. It creates rotation but no glide. Cartilage compression and

allogenic traction on capsule-ligamentous structures result from PROM. Corrective forces should be applied as close as possible to joint axis. At wrist and elbow level force application mode represents a double lever

of the second order, the mechanical example of which is the nutcracker.

Counter pressure cuff should be placed as close as possible to joint axis, at best on either side of it.

4. ORTHOSIS CONCEPTION

For the patient a splint should be discrete, easy and obvious to adjust, allow function during ADL. For the therapist the splint should be made once for all and require minimal adjustment.

These prerequisites incite us to recommend custom made, metal frame dynamic or progressive static splint which are easily adjusted by bending the frame. This design is based on the "lively splint" concept introduced by Capener [9] et Whynn Parry [10], revisited by adding swiveling pressure and counter pressure cuffs. Distal and proximal thermoplastic cuffs pivot on the metal frame, remaining parallel to segments so as to spread pressures evenly and always apply a force perpendicular to the segment. Counter pressure cuff made of conforming material is placed over the target joint. Such splint enable covering the complete range of motion from full flexion to full extension by simply bending the metal frame. The metal frame concept can be used equally for improving extension and flexion at wrist and elbow level and also radial or ulnar deviation (Fig. 3).

Fig. 3. A metal frame allows Rom from full flexion to full extension

5. METAL FRAME SPLINT TO IMPROVE WRIST ROM

5.1 Fabrication of metal frame splint

5.1.1 Necessary tools

To form the metal frame: heavy gauge wire cutters, vise, bending jig.

To form and coil piano wire: Rescap jig, or bending jig.

5.1.2 Necessary materials: thermoplastic 1.6 or 2 mm thick

For dynamic wrist splints: piano wire 2.5 mm. gauge.
For dynamic elbow splints: 2.5 to 3mm. gauge.

For progressive static splints: stainless steel welding rod (TIG) 2.5 mm. to 3 mm gauge.

Leather or fabric for counter pressure cuff. Neoprene cement. Pressure sensitive hook velcro, 25 mm wide, loop velcro 25 mm and 50 mm wide.

Eventually a sewing machine to stitch adjustment straps on the counter pressure cuff.

5.2 Fabrication of the frame: metal rod is modeled to anatomical contour by bending it with a vise or bending jig. Without coiled springs the splint is progressive static, as with coiled springs it is dynamic. Springs are coiled thanks to the «Rescap» bending jig or a Thom's bending jig (Fig. 4, 5, 6).

Fig. 4. Coiling a spring with Rescap jig

Fig. 5. Forming the metal frame with a bending jig

Fig. 6. Components of a progressive static metal frames splint

5.3 Fabrication of the wrist splint

A gauntlet is modelled on the hand.

It should not impair wrist flexion or extension.

Gauntlet is fixed to frame by a piece of thermoplastic material. The gauntlet pivots around the metal frame. The proximal ends of the frame are laminated into the proximal thermoplastic cuff. The proximal cuff is maintained against the forearm by a 5 cm. wide strap of loop velcro. Dorsal counter pressure cuff is made out of leather, leatherette or fabric glued to the frame over wrist dorsal aspect (Fig. 7).

Fig. 7. Metal frame dynamic wrist extension splint

5.4 Splint tension adjustment

With or without springs, progressive adjustment of extension is realized by bending the metal frame at wrist level.

5.5 Concept Adaptation to various pathologies

When finger and wrist extension is indicated as for a spastic hand or muscle-tendon adhesions, the gauntlet can be replaced by a static palmar trough/gutter or by adjoining a dynamic low profile apparatus allowing independent finger extension (Fig. 8).

Fig. 8. A palmar trough is added to improve finger and wrist extension for a Volkmann syndrome

5.6 Improvement of wrist flexion, ulnar and radial deviation

The same concept is adaptable to improving flexion, ulnar and radial deviation (Fig. 9).

Fig. 9. Splint to improve radial deviation

6. ORTHOSES TO IMPROVE PRONO SUPINATION

6.1 Many concepts exist. The simplest one was described by Othiers.

However since it requires immobilizing the upper limb in a sling, it does not allow hand use during ADL (Fig. 10).

6.2 Van Ledde [11] proposed a simple splint made of two static parts: one maintaining the elbow in 90° of flexion, the second the wrist and hand in neutral position. A derotation strap wrapped around the wrist splint rotates the forearm toward the elbow splint. Depending on the derotation, it acts on supination or pronation (Fig. 11).

6.3 Thomas' splint acts through an actuator both adjustable in pro and supination as well as in wrist traction. The actuator is fixed to a proximal brachial cuff and a gauntlet. The advantage of this splint is the possibility of passing from supination to pronation and adjusting rotation torque without removing the splint. It allows hand

use during most ADL (Fig. 12).

Fig. 10. Othiers' dynamic pronosupination splint

Fig. 11. Van Ledde' progressive static prono supination splint

Fig. 12. Thom's prono supination splint. The actuator enables passing from supination to pronation and adjusting the rotation torque without removing the splint while assuring joint traction

7. RADIAL PALSIES SPLINTS

According to literature the most efficient radial palsy splints are the Granger and Radial bis [12].

For both said splints the metal frame concepts is used friendly.

7.1 Granger's splint

Fingers hang from the frame at P1 level by leather rings which do not hinder hand holds. Relaxing finger flexors induces MCP and wrist extension. During grip the wrist is stabilize by the wrist cuff. It is sometimes necessary to add a thumb extension device made out of piano wire. Fingers are not independent. This excellent concept is indicated for workers who do not need individual finger extension (Fig. 13).

Fig. 13. Granger's splint improved by adding thumb extension

8. METAL FRAME SPLINTS TO IMPROVE ELBOW EXTENSION "ELBOW CAPENER SPLINT"

The metal frame concept with pivoting pressure and counter pressure cuffs is particularly adapted to regaining elbow extension. It is actually with serial casting the only concept which does not hinders mechanically regaining full elbow extension. The metal frame is made as already described. Without coiled springs the splint acts as progressive static, with coiled springs it is dynamic. Tension adjustment is made at counter pressure cuff level. Counter pressure cuff made out of conforming leather or fabric is placed ideally over the olecranon or close to it depending on pathology (Fig. 14).

Fig. 14. Elbow's «Capener». Note that all pressure and counter pressure cuffs pivot around the frame

9. METAL FRAME SPLINTS TO IMPROVE ELBOW FLEXION "elbow reversed Capener flexion splint"

This concept can be used from 0° to 90° of elbow flexion. After this angle it will hinder full flexion and

should be replaced by a splint which "pulls" the wrist directly toward the shoulder (Fig. 15).

Fig. 15. Total elbow flexion splint. Progressive static traction adjusted by velcro pulls the forearm toward the shoulder

10. CONCLUSION

Wrist and elbow extension mobilization splints can be worn for many hours. Thus they are one of the most efficient rehabilitation tools.

Ideally custom made depending on pathology they enable improving ROM, orienting healing processes, and

improving function.

However and specially at wrist level where it is preferable to have a pain free and stable joint rather than a mobile an painful one, one should know when to stop improving ROM.

1. ВВЕДЕНИЕ

1.1 Статодинамические ортезы/шины

Термины динамический и статический часто используются в классификациях шин. Такая терминология приводит к путанице. Более верно называть их иммобилизационными и мобилизационными шинами [1]. Часто считают, что динамические шины надо использовать для увеличения объёма движений (ROM), однако статические шины, поддерживая достигнутый объём движений в суставе, нередко тоже эффективны в плане увеличения ROM.

1.2 В данной работе представлены рекомендуемые

нами ортезы.

На уровне лучезапястного сустава они обеспечивают следующее:

- увеличивают ROM;
- улучшают функцию кисти при параличе лучевого нерва.

На уровне предплечья:

- повышают пронацию, супинацию.
- на уровне локтевого сустава:
- увеличивают ROM.

2. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ ПО ОРТЕЗИРОВАНИЮ ДЛЯ УВЕЛИЧЕНИЯ ROM

Поскольку ортезы можно носить в течение длительного времени, и днём, и ночью, они являются уникальным средством в арсенале методик реабилитации.

2.1 Продолжительность ношения: TERT (Total End Range Time): общее время конечного объёма

В работе Brand [2] показано, что увеличение ROM является не результатом растяжения тканей, а скорее результатом медленного клеточного роста, как происходит в ортодонтии или при применении кожных экспандеров. Бранд (Brand) рекомендовал носить их в течение 22 часов в сутки. Этот период времени необходим для ремоделирования мягких тканей. В 1994 году Flowers и La Stayo предложили пользоваться термином “TERT” (общее время конечного объёма), т.е., поддержание сустава в максимально приемлемом положении в течение заданного периода времени [3].

2.2 Регулировка силы

Слишком большая и неправильно приложенная сила может привести к сдавлению (компрессии) тканей, некрозу, образованию пролежней.

Слишком большие приложенные усилия способны повредить «нежную» рубцовую ткань и способствовать образованию новой рубцовой ткани. Кроме того, слишком большая сила оказывает аллогенное действие, инициирует ноцицептивные защитные рефлексы, которые вызывают рефлекторные сокращения мышц, приводящих в движение сустав, ROM которого надо увеличить.

Приложение слишком слабых усилий является неэффективным.

Большинство авторов сходятся во мнении относительно того, что минимальные и максимальные значения силы должны варьировать от 50 до 400 г [4]. Как видно по кривой зависимости времени от интенсивности (кривая Reswick) [5], большие усилия можно прилагать в течение нескольких минут, слабые – в течение нескольких дней.

2.3 Применение ортезов в ночное и дневное время

Положение разгибания хорошо переносится больными, их можно поддерживать всю ночь. Напротив, положение сгибания переносится пациентами плохо. Сгибание лучезапястного сустава и пальцев уменьшает

кровоснабжение, повышает давление в интракарпальном туннеле, сдавливает срединный нерв. Сильное сгибание запястья инициирует ноцицептивные рефлексы и может даже вызвать хронический региональный болевой синдром (CRPS). Сгибание в локтевом суставе мешает оттоку крови и сдавливает локтевой нерв на уровне медиального мыщелка. Положение сгибания надо поддерживать в течение более короткого времени и повторять процедуру несколько раз в течение дня.

2.4 Способы приложения силы

Существует много концепций по применению шин, все они основаны на одном из четырёх способов приложения силы, обеспечивающих повышение ROM [6].

2.4.1 Динамический: прилагаемая сила воздействует постоянно. Ограничения динамического способа заключаются в следующем: усилия являются слишком слабыми, неэффективными или же слишком интенсивными, плохо переносимыми, способствуя развитию воспаления и даже формированию новой рубцовой ткани и появлению ноцицептивной реакции.

2.4.2 Статодинамический: прилагаемая сила является динамической, пока не достигает заданного значения, после чего ее воздействие прекращается путем пружинной регулировки или блокирования. На этом этапе шина становится инертной, не оказывая никакого воздействия. При статодинамическом способе меньше проявляются ноцицептивные реакции, чем при динамическом. Однако он требует более частой регулировки.

2.4.3 Последовательный статический: такой способ более известен как последовательное гипсование по Бранду (Brand). Последовательный статический способ считается самым эффективным способом при выраженной тугоподвижности. Циркулярная гипсовая повязка равномерно распределяет давление. Этот способ допускает TERT в течение 24 часов или более. Недостатки этого способа заключаются в следующем: невозможность снятия шины при повседневной активности (ADL) и трата времени на снятие гипса/шины и подготовку новой или на ремоделирование термопластической шины (рис. 1).

Рис. 1. Последовательное гипсование/шинирование является эффективным, но требующим времени.

2.4.4 Постепенный статический: напоминает последовательный статический способ, но при этом используется шина, регулируемая самим пациентом. Любую шину, разработанную для динамического воздействия, можно легко модифицировать в шину постепенного статического воздействия, заменив упругую тракцию на вытяжение с применением ленты Velcro, скобы (хомута), стяжной муфты и других приспособлений, регулируемых самим пациентом (рис. 2).

Рис. 2. Фиксируемая шарнирная шина препятствует полному сгибанию и разгибанию

3. ОСЬ СУСТАВА И ФИКСИРОВАННЫЕ ШАРНИРНЫЕ ШИНЫ ДЛЯ ОСИ

Биомеханика лучезапястного и локтевого суставов является сложной. При их движении перемещаются центры ротации. Из-за наклонного расположения суставных осей и асимметричной (гребнеобразной) формы суставных поверхностей все движения по своему характеру являются диагональными и винтообразными, как показал Kabat. На шине, установленной на одном или нескольких суставах, невозможно воспроизвести эти оси. Любая шарнирная шина с фиксированными ограниченными (вынужденно созданными) осями фактически будет препятствовать полному

2.5 Выбор способа вытяжения

При выборе способа вытяжения руководствуются клинической оценкой тугоподвижности и этапом лечения, на котором оно выполняется.

2.5.1 Выбор способа вытяжения зависит от этапа заживления

На этапе воспаления (± 4 дня) всегда применяется статический способ. При фиброплазии или росте рубцовой ткани (± 3 недели) можно применять как динамический, так и постепенный статический способ. При ремоделировании рубцовой ткани (до 6 месяцев и более) наиболее эффективными являются последовательный статический и постепенный статический способы [7].

2.5.2 Выбор способа вытяжения на основе клинической оценки тугоподвижности

2.5.2.1 Ощущение жёсткого конечного объёма – ощущение мягкого конечного объёма

Это понятие основано на работах Цириакса (Ciriach). Когда сопротивление пассивной мобилизации при конечном объёме тугоподвижного сустава ощущается податливым (упругим) (ощущение мягкого конечного объёма) /по Цириаксу это, по всей вероятности, – упругий упор/, это означает, что тугоподвижность является умеренной. В данном случае показано применение динамического и постепенного статического способа воздействия. И, напротив, когда сопротивление при конечном объёме ощущается в виде блокады, это указывает на тяжёлую тугоподвижность. В этом случае показаны последовательный статический и статический постепенный способы воздействия. Такая оценка носит субъективный характер.

2.5.2.2 Кривая угла скручивания: ТАС (Torque Angle Curve)

Для более объективной оценки Brand [8] предложил также определять и пассивный объём движений, PROM, а также крутящий момент, необходимый для приведения сустава в действие при заданном PROM. Постепенное увеличение приложенного крутящего момента определяется динамометром, установленным между рычагом кости и рукой врача. К примеру, 40° при 200 г. Приведенные показатели PROM в градусах и крутящий момент в граммах представляют собой кривую зависимости растяжение – PROM.

Эта кривая интерпретируется следующим образом: наиболее пологое увеличение кривой, наименее тяжёлая тугоподвижность. Наиболее вертикальная кривая, наименьшая "отдача" мягких тканей, более тяжёлая тугоподвижность. Выбор способа воздействия мобилизационной шиной идентичен ощущению жёсткого мягкого конечного объёма.

ROM. Шарнирные шины с двойной осью улучшают ROM, но всё же препятствуют полному разгибанию-сгибанию (рис. 2).

При конструировании ортеза надо планировать создание "плавающих осей". Это обеспечивается включением поворачивающихся, вращающихся манжеток, манжеток давления и противодействия, которые постоянно адаптируются к положению частей тела.

3.1 "Эффект аккордеона" части тела при сгибании и разгибании

Расстояние, определяемое на дорсальной поверх-

ности предплечья от кончиков пальцев до локтя, уменьшается при разгибании пальцев и запястья и увеличивается при сгибании, а на ладонной стороне – наоборот. Фиксированная шарнирная шина с циркулярными манжетками, сформованными на кисти и предплечье или на какой-либо другой части, не может адаптироваться к изменению длины анатомических структур.

Ограниченная или полуограниченная шарнирная шина с циркулярными манжетками может пригодиться для стабилизации, но она препятствует полному объёму движений при разгибании и сгибании.

Следует создать шину, которая могла бы адаптироваться к изменениям длины сегментов при сгибании и разгибании посредством скольжения по мягким тканям проксимального или дистального сегмента.

4. КОНЦЕПЦИЯ ОРТЕЗИРОВАНИЯ

Шина должна быть раздельной (дискретной), обеспечивать функциональность при ADL, легко и понятно для пациента регулироваться. Такая шина должна быть сделана раз и навсегда и требовать минимальной регулировки.

Эти предварительные условия способствуют тому, чтобы порекомендовать изготовленные на заказ металлические каркасные шины динамического или постепенного статического воздействия, которые легко регулируются при сгибании каркаса. Такая конструкция основана на концепции "живой шины", которую ввели Саренер [9] и Whynn Parry [10], усовершенствованной в плане добавления поворачивающихся манжеток давления и противодействия. Дистальные и проксимальные термопластические манжетки поворачиваются на металлическом каркасе, оставаясь параллельными сегментам, за счет чего давление распределяется равномерно, а усилия всегда прилагаются перпендикулярно сегменту. Манжетка противодействия, сделанная из соответствующего материала, накладывается на нужный сустав. Такая шина даёт возможность осуществить весь объём движений от полного сгибания до полного разгибания просто сгибанием металлического каркаса. Концепцию металличе-

3.2 Физиологическое движение суставов, положение манжеток давления и противодействия

Движение любого сустава состоит из ротации и скольжения. В связи с анатомическими особенностями физиологическое движение происходит через короткое плечо рычага. Оно "тянет" (вовлекает) сустав в акт сгибания или разгибания. И, наоборот, пассивное движение осуществляется через длинное плечо рычага, оно "толкает" костный рычаг, обеспечивая ротацию, но не скольжение. Результатом PROM является сдавление (компрессия) хряща и аллогенная тракция капсульно-связочных структур. Корректирующие усилия необходимо прилагать как можно ближе к суставной оси. Способ приложения силы на уровне лучезапястного и локтевого сустава представляет собой двойной рычаг второго порядка, механическим примером которого является приспособление для раскалывания орехов. Манжетку противодействия надо располагать как можно ближе к суставной оси, лучше всего с каждой стороны.

ского каркаса можно использовать в равной степени как для улучшения разгибания и сгибания на уровне лучезапястного и локтевого суставов, а также для коррекции отклонений лучевой или локтевой кости (рис. 3).

Рис. 3. Металлический каркас обеспечивает ROM от полного сгибания до полного разгибания

5. МЕТАЛЛИЧЕСКАЯ КАРКАСНАЯ ШИНА ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ ROM В ЛУЧЕЗАПЯСТНОМ СУСТАВЕ

5.1 Изготовление металлической каркасной шины

5.1.1 Необходимые инструменты

Для формирования металлического каркаса: кусачки для проволоки большого диаметра, тиски (клещи), зажимное приспособление (направитель) для сгибания.

Для формирования и наматывания рояльной проволоки: зажимное приспособление Rescar или приспособление для сгибания.

5.1.2 Необходимые материалы: термопластик толщиной 1,6 или 2 мм.

Для динамических шин лучезапястного сустава: рояльная проволока размером 2,5 мм. Для динамических шин локтевого сустава: рояльная проволока размером от 2,5 до 3 мм.

Для постепенных статических шин: стержень из нержавеющей стали для сварки методом TIG размером от

2,5 до 3 мм.

Кожа или ткань для манжетки противодействия. Неопреновый цемент (Neoprene). Чувствительный к давлению крючок на липучей ленте шириной 25 мм, петля на липучей ленте шириной 25 мм и 50 мм.

И, наконец, швейная машинка для пришивания регулировочных лямок (ремней) на манжетке противодействия.

5.2 Изготовление каркаса: моделируют металлический стержень, чтобы придать ему анатомический контур посредством сгибания с помощью тисков или зажимного приспособления для сгибания. Без спиральной пружины шина является постепенной статической, а при наличии спиральной пружины – динамической. Пружины наматывают с помощью приспособления для сгибания «Rescar» или приспособления Thom (рис. 4, 5, 6).

Рис. 4. Наматывание пружины с помощью приспособления Rescap

Рис. 5. Формирование металлического каркаса, используя приспособление для сгибания

Рис. 6. Компоненты каркасной шины постепенного статического воздействия

5.3 Изготовление шины для лучезапястного сустава

Верхний компонент (раструб) шины моделируется на руке.

Он не должен мешать ни сгибанию, ни разгибанию. Этот компонент фиксируется к каркасу отрезком термопластического материала и вращается вокруг него. Проксимальные концы каркаса разделяются, образуя проксимальную термопластическую манжетку. Проксимальная манжетка поддерживается на предплечье лямкой петли на липучке шириной 5 см. Дорсальная манжетка противодействия делается из кожи, искусственной кожи или ткани, которая приклеивается к каркасу на дорсальной поверхности запястья (рис. 7).

Рис. 7. Металлическая каркасная динамическая шина для разгибания лучезапястного сустава

5.4 Регулировка натяжения шины

При наличии пружин или без них постепенное регулирование разгибания выполняется посредством сгибания металлического каркаса на уровне запястья.

5.5 Концепция адаптации к различным патологиям

В тех случаях, когда разгибание показано при спастической кисти или мышечно-сухожильных адгезиях, верхний компонент (раструб) можно заменять формированием статической ладонной выемки/паза или дополнять динамическим низкопрофильным устройством, дающим возможность самостоятельно разгибать пальцы (рис. 8).

Рис. 8. Ладонная выемка добавляется в целях улучшения разгибания пальцев и лучезапястного сустава при синдроме Фолькмана (Volkman)

5.6 Улучшение сгибания запястья, коррекция девиаций локтевой и лучевой костей

Та же самая концепция подходит для улучшения сгибания запястья, коррекции девиаций локтевой и лучевой костей (рис. 9).

Рис. 9. Шина для коррекции искривления лучевой кости

6. ОРТЕЗЫ ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ ПРОНАЦИИ-СУПИНАЦИИ

6.1 Существует много концепций. Самую простую описал Othiers.

Но, поскольку она требует иммобилизации верхней конечности поддерживающей повязкой, то не даёт возможности пользоваться кистью при ADL (рис. 10).

Рис. 10. Динамическая шина Othiers для коррекции пронации-супинации

6.2 Van Ledde [11] предложил простую шину, сделанную из двух статических частей: одна поддерживает локтевой сустав в положении сгибания под углом 90° , вторая поддерживает запястье и кисть в нейтральном положении. Лямка для деротации, обернутая вокруг шины запястья, поворачивает предплечье в сторону шины локтевого сустава. В зависимости от деротации она влияет на супинацию или пронацию (рис. 11).

6.3 Шина Thomas воздействует через привод, регулируемый как для коррекции пронации, так и для супинации, а также для тракции лучезапястного сустава. Привод фиксируется к проксимальной части плечевой манжетки и к раструбу шины. Преимущество этой шины заключается в том, что можно переходить от су-

Рис. 11. Шина Van Ledde для постепенной статической проно-супинации

Рис. 12. Шина Thom для коррекции проно-супинации. Привод позволяет переходить от супинации к пронации и регулировать ротационный вращающий момент, не снимая шину, но обеспечивая тракцию сустава

7. ШИНЫ ПРИ ПАРАЛИЧАХ ЛУЧЕВОГО НЕРВА

Согласно данным литературы, самыми эффективными шинами при параличах лучевого нерва являются шины Granger и Radial bis [12].

Для обеих названных шин хорошо подходит концепция металлического каркаса.

7.1 Шина Granger

Пальцы свешиваются с каркаса на уровне P1 на кожаных кольцах, которые не мешают действиям кисти.

Расслабление сгибателей пальцев индуцирует разгибание MCP и запястья. При захвате запястье стабилизируется запястной манжеткой. Иногда возникает необходимость добавлять приспособление для разгибания большого пальца, сделанное из рояльной проволоки. Пальцы не являются изолированными. Эта прекрасная концепция показана для работников, которым не требуется индивидуальное разгибание пальцев (рис. 13).

Рис. 13. Шина Granger, усовершенствованная добавленным приспособлением для разгибания большого пальца кисти

8. МЕТАЛЛИЧЕСКИЕ КАРКАСНЫЕ ШИНЫ ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ РАЗГИБАНИЯ ЛОКТЕВОГО СУСТАВА "ШИНА CAPENER ДЛЯ ЛОКТЯ"

Концепция металлического каркаса с вращающимися манжетками давления и противодействия особенно подходит для возобновления разгибания локтевого сустава. Это, фактически, единственная концепция с последовательным гипсованием, которая не мешает механически возобновлению полного разгибания в локтевом суставе. Металлический каркас сделан так, как уже было описано. Без наматывания пружины шина воздействует постепенно статически, при наматывании – динамически. Регулировка натяжения выполняется на уровне манжетки противодействия. Манжетку противодействия, сделанную из соответствующей кожи или ткани, лучше всего размещать на локтевом отростке или

рядом с ним, в зависимости от патологии (рис. 14).

Рис. 14. Шина Capener для локтя. Следует отметить, что все манжетки давления и противодействия вращаются вокруг каркаса

9. МЕТАЛЛИЧЕСКИЕ КАРКАСНЫЕ ШИНЫ ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ СГИБАНИЯ В ЛОКТЕВОМ СУСТАВЕ "ШИНА CAPENER ОБРАТНОГО ДЕЙСТВИЯ ДЛЯ СГИБАНИЯ ЛОКТЯ"

Эту концепцию можно использовать для сгибания локтя от 0° до 90°. Если угол будет больше, шина будет мешать полному сгибанию, и её необходимо заменить

на шину, которая «тянет» лучезапястный сустав в сторону плечевого сустава (рис. 15).

Рис. 15. Шина для максимального сгибания в локтевом суставе. Постепенная статическая тракция регулирует положение предплечья в направлении плечевого сустава с помощью тяг на липучках

10. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Мобилизационные шины для разгибания лучезапястного и локтевого суставов можно носить в течение длительного времени. Таким образом, они являются одним из наиболее эффективных средств реабилитации.

В идеале, сделанные на заказ и применяемые в зависимости от патологии, они способствуют улучше-

нию ROM, ориентированы на процессы заживления и улучшают функцию.

Тем не менее, особенно на уровне запястья, где предпочтителен безболезненный и стабильный сустав, а не гипермобильный и болезненный, надо четко знать, когда прекращать улучшать ROM.

REFERENCES

1. Fess E. Classification and nomenclature of splints and splints components in Fess E, Gettle K., Philips C., Janson JR. eds. Hand and Upper extremity Splinting principles and methods Saint louis : Elsevier, 2005 : 120-140.
2. Brand P. Clinical mechanics of the hand. CV Mosby. 1985: 62-67

3. Flowers K. Kenneth R. A proposed decision hierarchy for splinting the stiff joint, with an emphasis on force application parameters, JHT April June 2001: 158-163
4. Fess E. Force magnitude of commercial spring coil and spring wire splints designed to extend the proximal interphalangeal joints. JHT 1: 86-90.
5. Reswick J.B., Rogers J. Experience at Rancho Los Amigos hospital with devices and techniques to prevent pressure sores in Kenedi R.M., Cowden J.M., Scales J.T. eds. Bedsore biomechanisms, New York, MacMillan Press Ltd, 1976 : 301-310.
6. Thomas D. Les attelles de récupération des amplitudes articulaires. J. Ergothérapie, Masson, 1994, 16, 1 : 6-10
7. Schultz Johnson K. Static progressive splinting. JHT. April-june 2002 : 163-178
8. Brand P. The biomechanics of the interphalangeal joint, in Bowers W. ed. The interphalangeal joint, Churchill Livingstone 1987: 21-54.
9. Capener N. The hand in surgery. J. Bone Joint Surg., 38 B (1) : 28-151.
10. Whynn Parry C.B. Manufacture of lively splints in Whynn Parry C.B. Rehabilitation of the Hand. Butterworths 1986:192-204
11. Van Ledde P. Pronation-supination splint in The splinting guide; Orfit Industries N.V. 2003 : 53-54
12. Thomas D. Lively splints the ultimate low profile in Salter M. ed. Hand therapy Principles and practise. Butterworth Heinemann. 2000 : 256-258

Рукопись поступила 03.03.2016.

Information about the author:

THOMAS Dominique – Centre Grenoblois de Rééducation de la Main et du Membre Supérieur, Grenoble, France, orthotist.