Diplôme Inter-Universitaire de Rééducation et d´Appareillage en chirurgie de la main

Université Joseph Fourier
Faculté de Médecine de Grenoble
2013-2015

C.H.U de Grenoble
Professeur F. Moutet

ORTHESES DE RECUPERATION DE LA FLEXION ET DE L' EXTENSION DU COUDE : PRINCIPES BIOMECANIQUES

JURY

- Professeur F. Moutet / Grenoble
- Pr. Ch. Fontaine / Lille
- F. Quaine / Grenoble
- JC Rouzaud / Montpellier

Davide ZANIN
Masseur-kinésithérapeute
Turin (Italie)

SOMMAIRE

INTRODUCTION

1.	**ANATOMIE DU COUDE**	5
2.	**BIOMECANIQUE**	12
3.	**RAIDEUR DU COUDE**	15
4.	**RAIDEUR: PRINCIPES GENERAUX**	22
5.	**ORTHESES DE MOBILISATION DU COUDE**	30
6.	**ORTHESE DYNASTATIQUE PRO – EXTENSION type "CAPENER"**	54
7.	**CONCLUSION**	59
8.	**EXPERIMENTATION CLINIQUE**	62
9.	**BIOGRAPHIE**	74

INTRODUCTION

L'articulation du coude doit être stable, mobile, indolore et avoir une force suffisante pour placer et maintenir la main dans l'espace et garantir la pleine autonomie dans les activités de la vie quotidienne. Bien que le pourcentage de fractures du coude ne représente que seulement 5% de toutes les fractures, les résultats cliniques sont souvent insatisfaisants du fait de la raideur fréquente post traumatique ou post chirurgicale.

Les amplitudes articulaires nécessaires à la réalisation de la plupart des activités de la vie quotidienne est de 100° (ext= -30°, flex= 130°, prono-supination= 50°) . Une réduction de la mobilité du coude de 50% entraine une diminution de 80% de la fonction du membre supérieur et des compensations qui déséquilibrent et surchargent les structures osseuses et musculaires adjacentes[1].

La raideur articulaire peut être causée par des facteurs intrinsèques (situés dans l'articulation), extrinsèques (concernant les tissus péri-articulaires) ou une combinaisons[2] de ceux-ci . Dans le premier cas un traitement conservateur est inefficace, la chirurgie est inévitable alors que dans le cas de raideur mixte ou extrinsèque le choix thérapeutique s'oriente vers le traitement conservateur : amélioration des amplitudes articulaires fonctionnelles et récupération d'une force approprié.

Pour cette raison il est important de connaitre la part du déficit d'amplitude articulaire attribuable aux causes intrinsèques et celui résultant des causes extrinsèques. L'évaluation est rarement facile.

Les Orthèses de mobilisation sont utilisées soit dans les traitements pré/post chirurgicaux soit dans les traitements conservateurs. Leur objectif est de maintenir l'articulation en position maximale pendant un nombre d'heures suffisant pour provoquer le remaniment des parties molles rétractées par croissance cellulaireune et à terme augmenter la longueur et l'élasticité des tissus rétractés . Bien qu'il y ait un consensus sur l'utilisation de ces dispositifs, la littérature est pauvre sur les tensions à appliquer au segment pour allonger les tissus rétractées sans provoquer de microlésions dans les tissus et donc aggraver la phase inflammatoire.

Les objectifs de ce travail sont :

- Définir les principes mécaniques de base des orthèses de mobilisation pro flexo-extension du coude
- Identifier la tension maximale tolérable à appliquer sur les patients présentant une raideur du coude en flexum.
- Observer l'évolution sur une période de temps défini
- Corréler les variables : tension, amplitude articulaire et temps

Pour ce faire, nous avons crée une orthèse statique progressive (réglable par ridoir) avec des capteurs angulaires et de force ainsi qu'un logiciel dédiée a la détection et l'analyse des données.

L'étude clinique a été réalisée sur une patiente présentant une raideur de la flexion du coude résultant d'une fracture complexe traitée par réduction et ostéosynthèse et immobilisée en post opératoire. La durée du test était de 40 minutes

Nous pensons que définir la tension maximale tolérable est un paramètre très important dans le traitement de la raideur du coude pour les raisons suivantes :

- Bien choisir et adapter les orthèses dynamiques utilisées par les patients

---

[1] Morrey BF, Askew LJ, Chao EY. A biomechanical study of normal functional elbow motion. J Bone Joint Surg Am 1981;63:872-7.

[2] Mansat P, Morrey BF, Hotchkiss RN. Extrinsic contracture: ''the column procedure,'' lateral and medial capsular releases. In: Morrey BF (ed). The Elbow and Its Disorders. 3rd ed. Philadelphia, PA: Saunders, 2000, pp 447–56.

- Evaluer objectivement les progrès des patients et l'efficacité des traitements proposés

Si la Biomécanique est définie comme « la mécanique appliquée à la biologie » [3] cette thèse sort des frontières traditionnelles de la physiothérapie pour enquêter, de façon multidisciplinaire, les nombreux aspects toujours pas clairs sur la relation entre les forces à appliquer à un segment, dans ce cas le coude, et l'allongement des tissus rétractés responsables de la raideur.

[3] Fung, Y. C. 1990 *Biomechanics: motion, ° of, stress, and growth*. Springer.

1. ANATOMIE DU COUDE

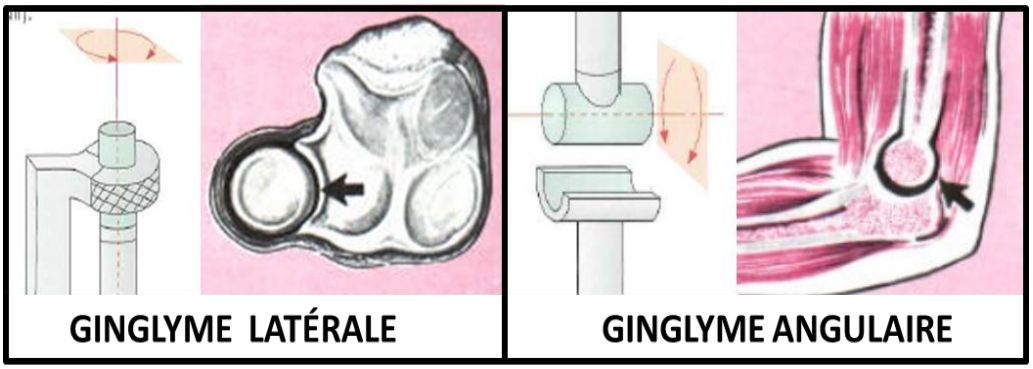
Le coude est l'articulation intermédiaire du membre supérieur: réalisant la jonction mécanique entre l'avant bras et le bras.
L'articulation du coude comprend trois systèmes fonctionnels distincts: les structures osseuses, ligamentaires, et musculaires.

- *Les surfaces articulaires* constituent une articulation trochoïde et une trochlée – arthrose;
- *Les structures ligamentaires* collatérales latérales et médiales, dont la disposition est complexe, garantissent la stabilité fonctionnelle de ces surfaces articulaires,
- *Les groupes musculaires* s'insèrent au niveau des épicondyles huméraux médial et latéral, et contrôlent la motricité du poignet et des doigts.

1.1. SURFACES ARTICULAIRES

Les surfaces articulaires se trouvent au niveau de l'extrémité distale de l'humérus et des extrémités proximales du radius et de l'ulna.
Elles constituent trois articulations distinctes:

- *articulation huméro – ulnaire*: ginglyme angulaire entre la trochlée humérale et l'incisure trochléaire de l'ulna;
- *articulation huméro – radiale*: condylo-arthrose entre le condyle huméral et la fossette de la tête radiale;
- *articulation radio – ulnaire proximale*: ginglyme latérale entre l'incisure radiale de l'ulna et la tête du radius.

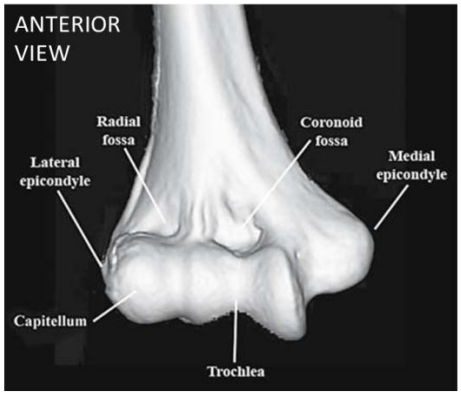


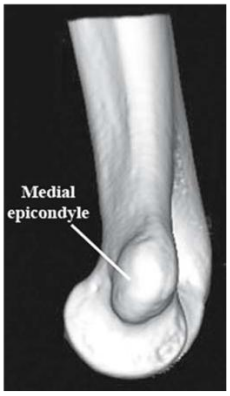
Au niveau de l'extrémité inférieure de l'humérus se situe la **palette humérale** constituée de deux surfaces articulaires:

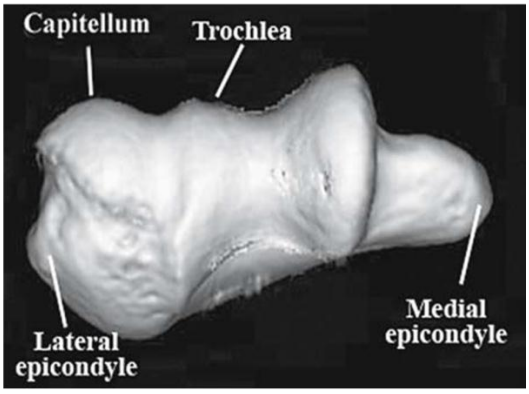
- la **trochlée humérale** en forme de poulie avec une gorge située dans un plan sagittal, encadrée par deux joues convexes;
- Le **condyle huméral**, surface sphérique, située en dehors de la trochlée.

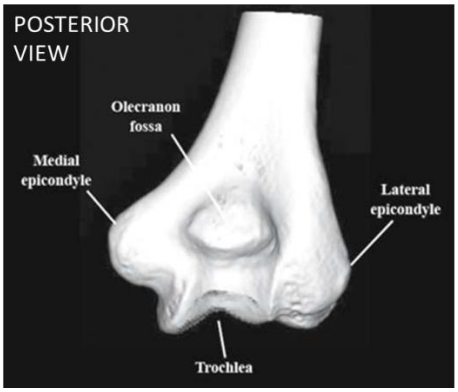
La palette humérale prèsente une structure en forme de fourche de bicyclette, et présente dans sa partie médiale deux évidements:

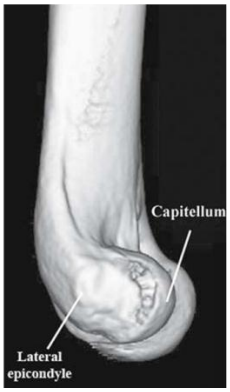
- antérieurement, la fossette coronoïdienne au dessus de la trochlée qui accueille le bec de l'apophyse coronoïde en flexion;
- postérieurement la fossette olécrânienne, qui reçoit le bec de l'olécrâne dans l'extension.

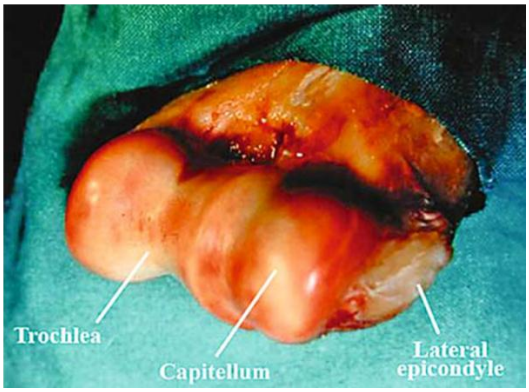

ANTERIOR VIEW
Radial fossa
Coronoid fossa
Lateral epicondyle
Medial epicondyle
Capitellum
Trochlea

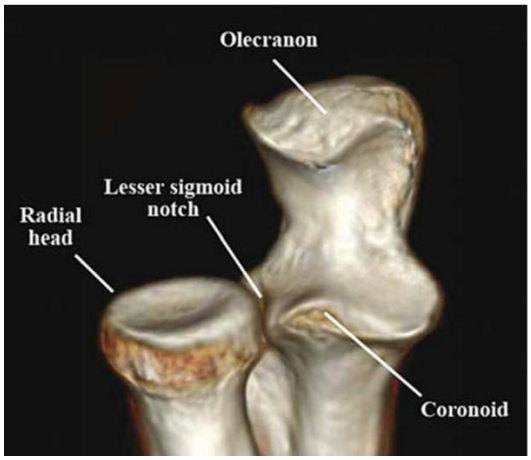

Medial epicondyle

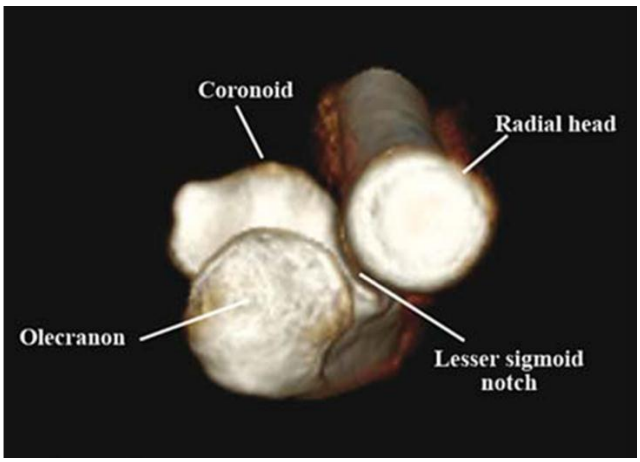

Capitellum
Trochlea
Lateral epicondyle
Medial epicondyle

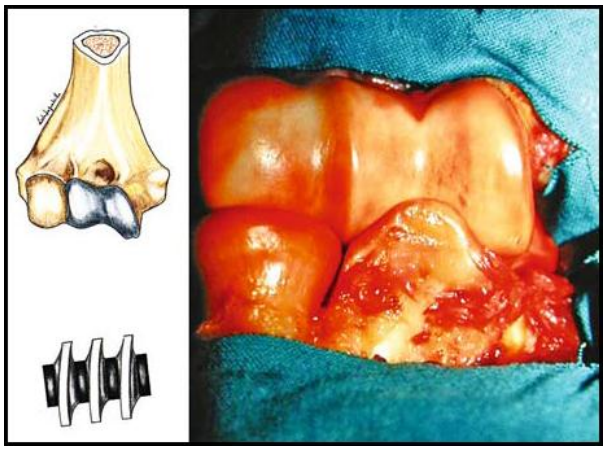

POSTERIOR VIEW
Olecranon fossa
Medial epicondyle
Lateral epicondyle
Trochlea


Capitellum
Lateral epicondyle


Trochlea
Capitellum
Lateral epicondyle


Olecranon
Lesser sigmoid notch
Radial head
Coronoid


Coronoid
Radial head
Olecranon
Lesser sigmoid notch



A l'extrémité supérieure des deux os de l'avant bras, on trouve les deux surfaces articulaires correspondantes:

- la grande cavité sigmoïde de l'ulna qui s'articule avec la trochlée
- la cupule radiale, extrémité supérieure de la tête du radius, dont la concavité présente la même courbure que le condyle avec lequel elle s'articule.

Ces deux surfaces forment un ensemble unique grâce au ligament annulaire qui les maintient l'une contre l'autre.
Antérieurement, on note la fossette coronoïde au dessus de la trochlée, et la fossette sus-condylaire, l'épitrochlée et l'épicondyle.
Postérieurement, on note la fossette olécrânienne qui accueille le bec de l'olécrâne.

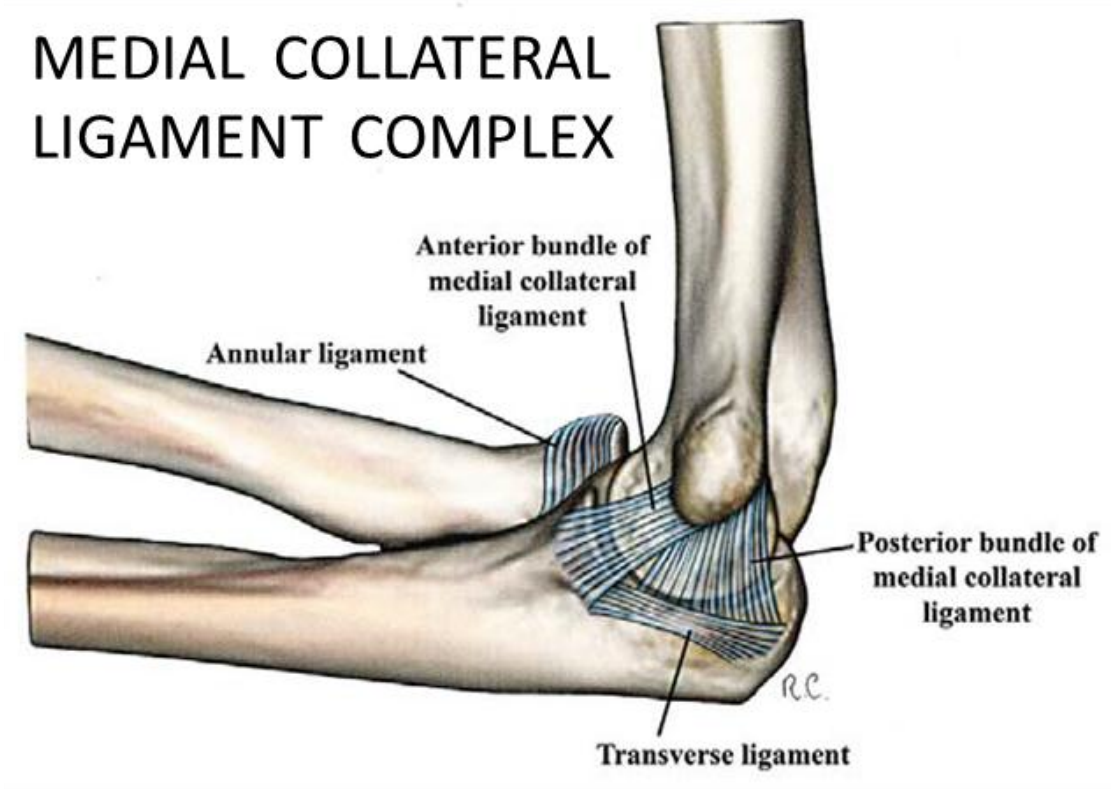
1.2. STRUCTURES LIGAMENTAIRES

Les moyens d'union sont constitués de la capsule articulaire renforcée de plusieurs ligaments, et d'un ligament à distance, la membrane interosseuse de l'avant bras.
Les ligaments du coude prennent la forme d'un éventail fibreux, qui s'étend de l'épicondyle, latéralement, et de l'épitrochlée, médialement.

1.2.1. Ligament Latéral Interne (L.L.I) ou Ligament Collatéral Ulnaire

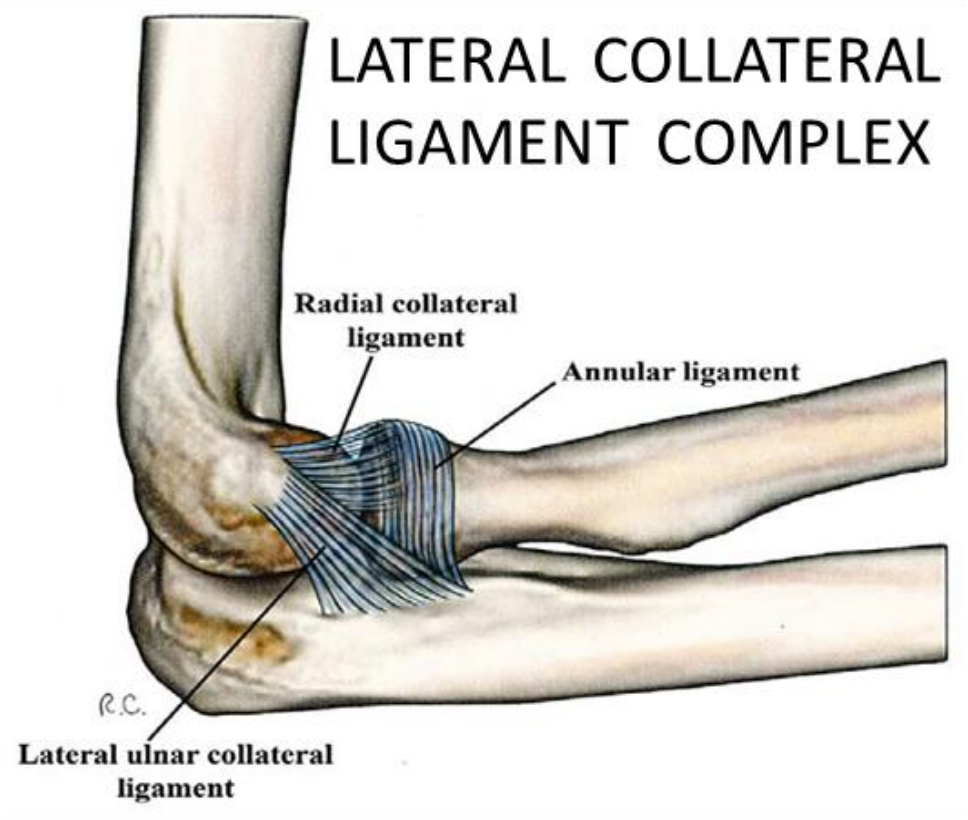
Composé de trois faisceaux:

- Faisceau antérieur: dont les fibres renforcent le ligament annulaire
- Faisceau médial: le plus puissant
- Faisceau postérieur: appelé également ligament de Bardinet



1.2.2. Ligament Latéral Externe (L.L.E), ou Ligament Collatéral Radial composé de trois faisceaux:

- Faisceau Antérieur: qui renforce antérieurement le ligament annulaire
- Faisceau Médial: qui renforce postérieurement le ligament annulaire
- Faisceau Postérieur



Le L.L.E et le L.L.I ont ensemble une double fonction:

- Maintenir le demi anneau encastré dans sa poulie (coaptation articulaire)
- Éviter les mouvements de latéralité.

1.3. MUSCLES ET INNERVATION

1.3.1. MUSCLES MOTEURS DE LA FLEXION

1. BRACHIAL ANTERIEUR

   insertion proximale: moitié distale de la face antérieure de l'humérus et septums intermusculaires latéral et médial.

   insertion distale: tubercule de l'apophyse coronoïde de l'ulna.

   innervation: nerf musculo-cutané et petite ramification du nerf radial C5,C6.

   action: si son origine est fixe, il fléchit le coude en mobilisant l'avant bras vers l'humérus en supination. Si l'insertion distale est fixe, il fléchit le coude mobilisant l'humérus sur l'avant bras.

2. LONG SUPINATEUR (BRACHIO-RADIAL)

   insertion proximale: deux tiers proximaux de la crête supracondylienne latérale de l'humérus et septum intermusculaire latéral.

   Insertion distale: face latérale de la base du processus styloïde du radius.

   Innervation: nerf radial, C5, C6

   action: flexion du coude; il assiste la pronation et la supination de l'avant bras contre résistance.

3. BICEPS BRACHIAL

   insertion proximale de la portion courte: apex du processus coracoïdien de la scapula

   insertion proximale de la portion longue : tubercule sus-glénoïdien de la scapula

   insertion distale : tubérosité bicipitale du radius et aponévrose du biceps brachial

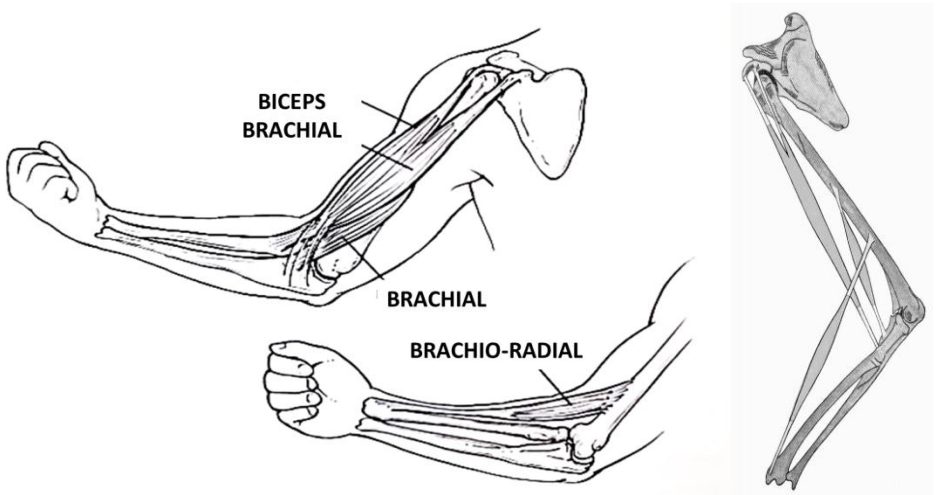
   innervation : nerf musculo-cutané, C5,C6

   action: flexion du coude et supination de l'avant-bras

Si on se base sur les caractéristiques physiques de ses muscles, le biceps présente une plus grande capacité de flexion et de supination. Il est également plus adapté à une action rapide.

De par ses fibres courtes, le brachial antérieur contribut en revanche plus à la stabilité, qu'à la rapidité du mouvement.

Le brachio-radial est quant à lui le moin efficace.



1.3.2. MUSCLES MOTEURS DE L'EXTENSION

1. TRICEPS BRACHIAL

   insertion proximale longue portion: tubercule sous-glénoïdien de la scapula

   insertion proximale du vaste externe : bord externe et postérieur de la diaphyse humérale, sur sa moitié proximale, et septum intermusculaire latéral

   insertion proximale du vaste interne: deux tiers distal de la face médiale et postérieure de l'humérus, au-dessus de la goutière du nerf radial, et septum intermusculaire médial

   insertion distale: face postérieure de l'olécrâne (ulna) et fascia antérieur du bras

   innervation: nerf radial C6,C7,C8,T1

   action: extension du coude, la longue portion participe à l'adduction et l'extension de l'épaule.

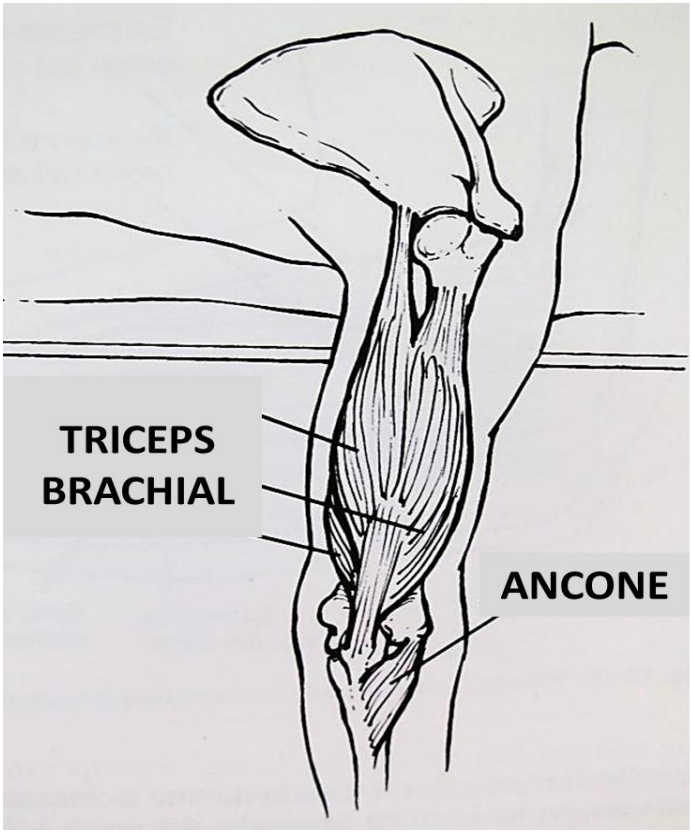
2. ANCONE

   Insertion proximale: épicondyle latéral

   Insertion distale: face supérieure de l'ulna

   Innervation: nerf radial C6,C7,C8,T1

   Action: faible action d'extension du coude.



La force des extenseurs correspond à 61% de celle des fléchisseurs.

L'augmentation du degré de flexion réduit l'action d'extension du triceps mais tend à augmenter celle de l'anconé.

1.3.3. MUSCLES DE LA SUPINATION

1. BICEPS BRACHIAL
2. SUPINATEUR (COURT)

   insertion proximale: épicondyle latéral de l'humérus, ligament collateral radial du coude, ligament annulaire du radius et crête du supinateur de l'ulna.

   insertion distale: face latérale du tiers supérieur de la diaphyse du radius, débordant en partie sur les faces antérieure et postérieure de la diaphyse.

   innervation: nerf radial C5, C6, C7

   action: supination de l'avant-bras
3. LONG SUPINATEUR (BRACHIO-RADIAL)

1.3.4. MUSCLES DE LA PRONATION:

1. ROND PRONATEUR

   insertion du chef huméral: épicondyle médial de l'humérus, tendon commun des fléchisseurs, fascia anté-brachial profond

   insertion du chef ulnaire: partie médiale de l'apophyse coronoïde de l'ulna

   insertion distale: partie médiane de la face latérale du radius

   innervation: nerf médian, C6,C7

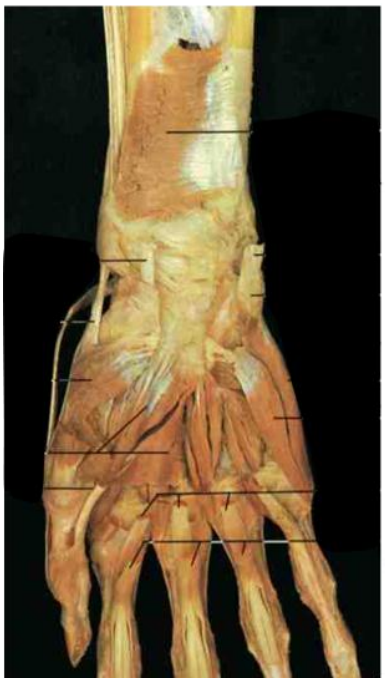
   action: pronation de l'avant-bras et participation à la flexion du coude.
2. CARRE PRONATEUR

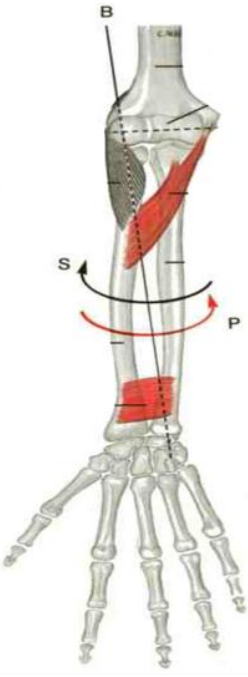
   insertion proximale: partie médiale, face antérieure du quart distal de l'ulna

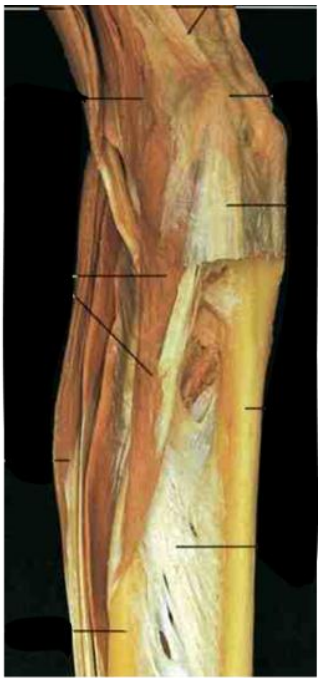
   insertion distale: partie latérale, face antérieure du quart distal du radius.

   Innervation: nerf médian, C7, C8, T1

   action: pronation de l'avant bras.





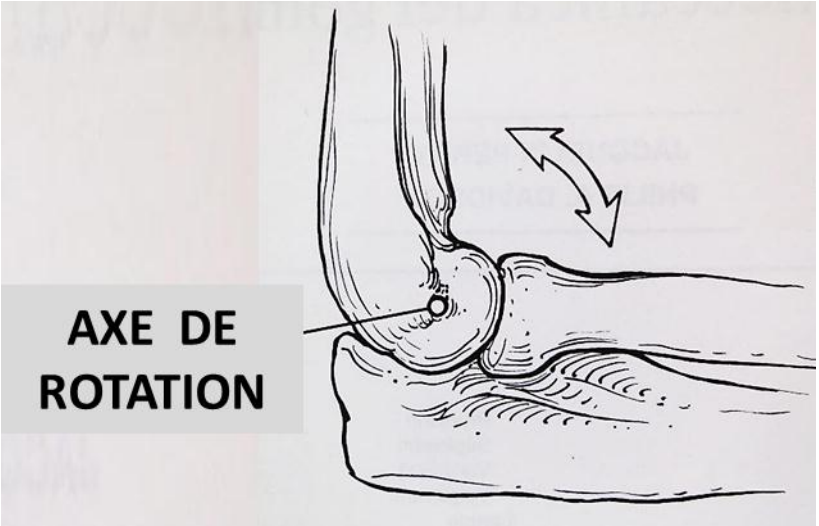


2. BIOMECANIQUE

L'articulation du coude possède deux degrés de liberté:

2.1. PLAN SAGITTAL

Le mouvement de flexion – extension s'effectue au niveau des articulations huméro-ulnaire et huméro-radiale.

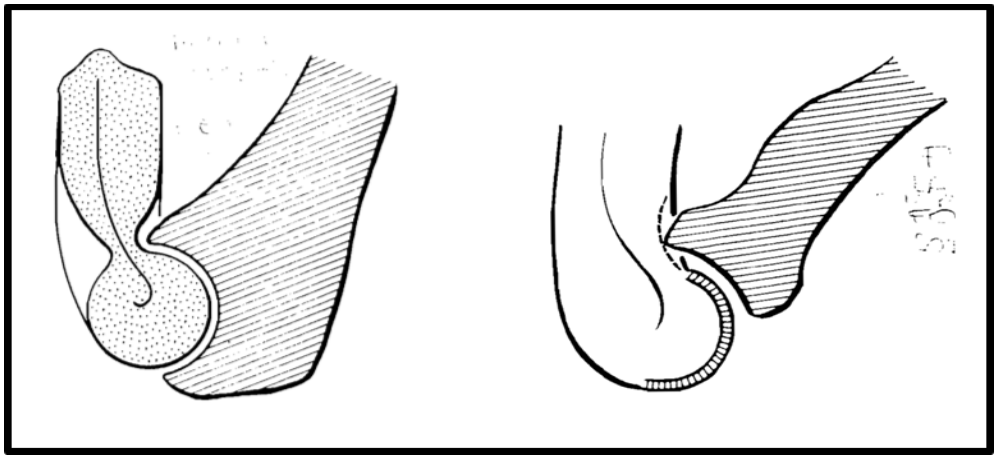


- FLEXION: mouvement qui permet le rapprochement de la face antérieure de l'avant-bras sur le bras.

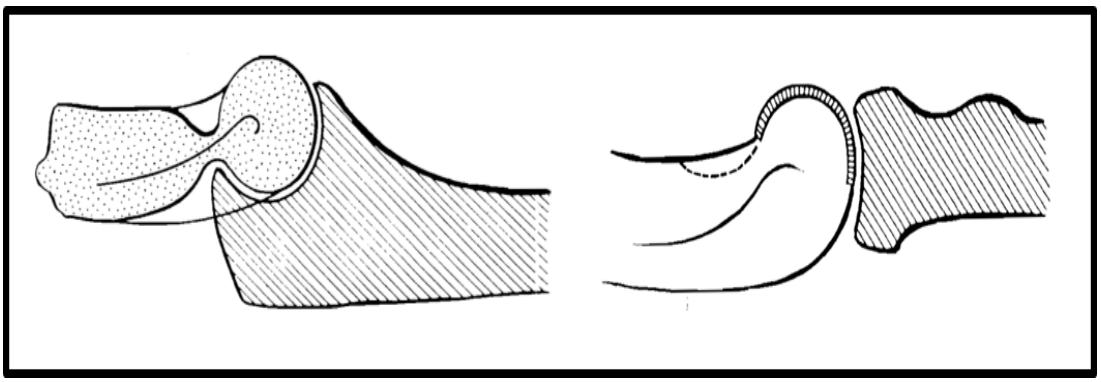
  Flexion active: 140° – 150° (limitée par la résistance de la masse des muscles fléchisseurs)

  Flexion passive: 160° (les muscles sont moins contractés et par conséquent moins volumineux)

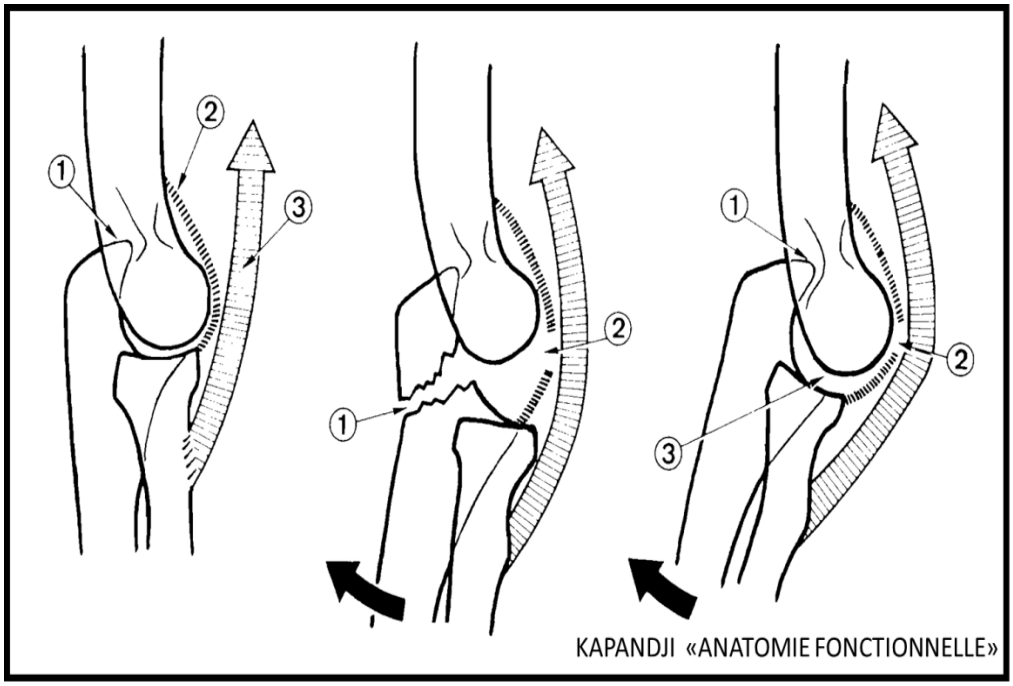
  Les facteurs limitants la flexion sont:
  - la butée de la tête radiale contre la fossette sus condylienne et de l'apophyse coronoïde contre la fossette sus trochléaire
  - la tension de la paroi postérieure de la capsule articulaire
  - la tension passive du triceps brachial



- EXTENSION: retour de la flexion à la position anatomique.
  L'hyperextension est possible chez des sujets présentant un olécrâne plus court acquis de manière congénital, ou une laxité ligamentaire; au delà de 10° / 15° on la définit comme pathologique.
  La limitation de l'extension est due à trois facteurs:
  - la butée du bec olécrânien dans le fond de la fossette olécrânienne
  - la tension de la face antérieure de la capsule articulaire
  - la résistance due aux muscles fléchisseurs (biceps, brachial antérieur et long supinateur)



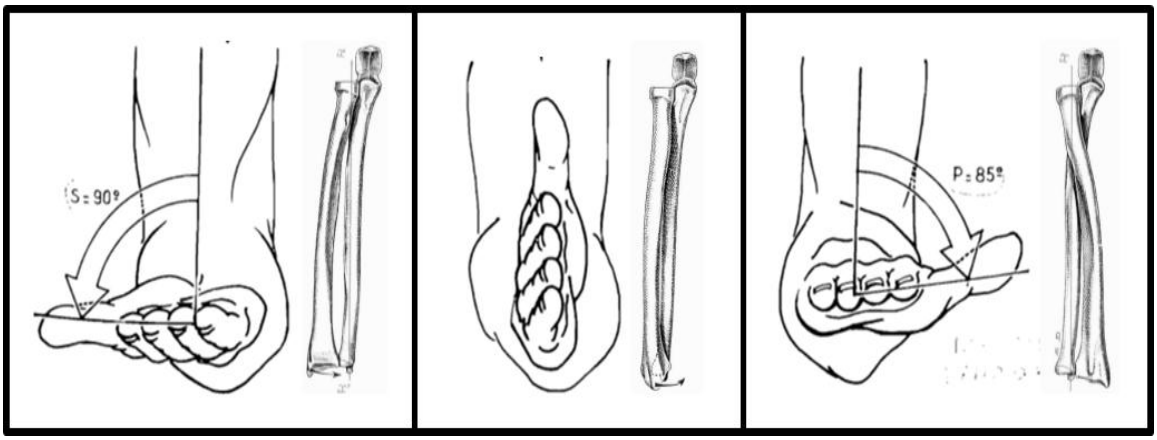
Si l'extension se poursuit, l'un de ses freins doit se rompre:
- la fracture de l'olécrâne suivie de la déchirure capsulaire
- l'olécrâne résiste mais la capsule et les ligaments se rompent et il se produit une luxation postérieure du coude.



2.2. PLAN HORIZONTAL

- PRONATION: (85°) est réalisée quand la paume de la main est dirigée vers le bas, le pouce est en dedans.
  Durant la pronation, le radius, grâce à sa courbure, croise l'ulna et le valgus physiologique du coude disparaît.

- SUPINATION:(90°) est réalisée quand la paume de la main regarde vers le haut, et le pouce est en dehors.
  Durant la supination, le radius se place parallèlement à l'ulna. Si le coude est alors en extension, le valgus physiologique est maximal.



La prono – supination est la rotation de l'avant bras sur son axe longitudinal.
Elle fait intervenir les articulations radio –ulnaires proximale et distale.
Ces mouvements peuvent être confondus avec ceux de l'épaule, c'est pourquoi ils sont évalués coude fléchi à 90°, collé au corps.

Les articulations huméro-radiale et huméro-ulnaire permettent les mouvements de flexion-extension de l'avant-bras sur le bras. Les muscles qui participent au mouvement de flexion sont le brachial antérieur, le biceps brachial et le long supinateur; le mouvement d'extension est en revanche permis grâce à l'action du triceps brachial.
L'articulation radio-ulnaire permet les mouvements du radius et de l'ulna; les mouvements rotatoires du radius autour de l'ulna sont la pronation et la supination.

3. RAIDEUR DU COUDE

3.1. ETIOLOGIE

Le coude est une articulation particulièrement exposée aux séquelles de raideur liées aux traumatismes.

Même si les causes ne sont pas certaines, son anatomie complexe joue un rôle important, et ce pour les raisons suivantes:

- la présence de trois articulations, et une congruence importante des surfaces articulaires, maintenues par la capsule articulaire dans un seul et même espace synovial;
- le ligament collatéral latéral (LCL) et le ligament collatéral médial (LCM) sont mis en tension pratiquement en permanence, quelque soit le niveau de flexion - extension;
- un rapprochement anatomique étroit entre muscles, tendons, et peau;

Une bonne planification de la stratégie réhabilitative et/ou chirurgicale nécessite l'identification des obstacles anatomiques et des lésions associées, responsables de la perte de l'amplitude articulaire:

- lLa rétraction des parties molles péri-articulaires;
- les ossifications hétérotopiques;
- l'incongruence ostéo-articulaire;

3.1.1. RETRACTIONS DES PARTIES MOLLES PERI-ARTICULAIRES

1. RETRACTIONS CUTANEES

   Brûlures, cicatrices ou hypertrophie peuvent être à l'origine d'un raccourcissement de la superficie de la face antérieure du coude.

   L'excision chirurgicale de ces tissus est une bonne solution d'intervention, une greffe cutanée ou un lambeau régional est parfois nécessaire pour recouvrir les tissus nobles sous jacents.

   On retient qu'une mobilisation passive agressive chez des patients présentant des brûlures peut être un facteur prédisposant au développement d'ossifications hétérotopiques. Il est important que l' éviter à tout prix, d'autant plus chez des patients avec un niveau de connaissance altérée.[4] [5].

2. DÉSÉQUILIBRES MUSCULAIRE

   Il existe différentes causes engendrant des déséquilibres musculaires du coude:

   - Accident Vasculaire Cérébral (AVC) chez l'adulte
   - Hémiplégie spastique de l'enfant

     Caractérisée par la spasticité des fléchisseurs du coude; si cette déformation devient chronique, il est possible de la corriger par un allongement musculotendineux du biceps et du brachio-radial.
   - Lésions neurologiques (poliomyélite ou paralysie obstétricale chez l'enfant, lésion du plexus brachial chez l'adulte).

     Une rétraction des muscles antagonistes est très souvent associée aux parésies. Avant de proposer une intervention palliative visant à récupérer la flexion – extension active, il est indispensable de récupérer de manière passive la totalité de l'amplitude

[4] Demling RH, Lalonde C (1989) Rehabilitation and wound remodelling. In: Burn trauma.Thieme,New York pp 209-213

[5] Peterson SL, Mani MM, Crawford CM et al (1989) Post burn heterotopic ossification in sights for management decision making. J Trauma 29:365-369

articulaire; les muscles doivent récupérer une longueur adéquate. Il est souvent nécessaire de procéder à une capsulotomie.

- En cas d'immobilisation ou d'oedème, les récepteurs articulaires des parties concernées activent des réflexes nociceptifs qui inhibent l'activation musculaire sélective volontaire; si l'on n'intervient pas rapidement, la cocontraction des muscles agonistes et antagonistes sera un autre facteur qui favorisera l'installation de raideur articulaire.

3. RETRACTIONS CAPSULAIRES ET LIGAMENTAIRES

La principale cause à l'origine de raideurs, sans lésion ostéo-articulaire, est la luxation.

Josefsson[6] définit une relation directe entre raideur articulaire et immobilization prolongée après réduction.

Dans une de ses études rétrospectives, Melhoff et al.[7] constate une correlation entre le temps d'immobilisation et la rétraction capsulaire en l'absence de lesions articulaires; les auteurs recommandent la mobilisation active et passive (modérée) précoce en l'absence de douleurs.

Dans les heures qui suivent un traumatisme, d'importants saignements de la capsule et du muscle brachial se manifestent; ce sont des structures hautement vascularisées et étroitement imbriquées entre elles. Dans les premières semaines, l'oedème et la formation d'un tissu cicatriciel sont les principals causes de raideur.

En l'absence de mouvement, les tissus en voie de guérison s'organisent et se rétractent, et le tissu fibreux situé au niveau musculaire et ligamentaire se transforme en ossification hétérotopique; dans ce processus, les ligaments collatéraux, souvent atteints, ont tendance à se rétracter et à subir ce processus d'ossification.

Une rétraction du Ligament Collatéral Médial (L.C.M.) provoque une raideur importante; une rétraction de la partie postérieure du L.C.M peut être à l'origine d'une perte de flexion (60°) alors qu'une rétraction de la portion antérieure provoque une perte d'extension (80°).

En cas de rétraction du Ligament Collatéral Latéral (L.C.L), avec ou sans ossification, la mobilité du coude diminue en flexion et en extension, et ce jusqu'à l'ankylose.

3.1.2.OSSIFICATION HETEROTOPIQUE

Les formations ectopiques péri-articulaires sont des séquelles d'évènements traumatiques. Ces formations osseuses se réorganisent et substituent les tissus mous lésés.

Leur étiologie n'a pas encore été établie avec certitude.

Après traumatisme, les cellules mésenchimateuses ou fibroblastiques se différencient en cartilage et ostéoblastes[8] [9].

Les traumatismes directs sont la cause principale d'ossification hétérotopique.

Un traumatisme direct au niveau du coude, associé à une lésion du système nerveux central, favorise la formation de ces ossifications hétérotopiques.

---

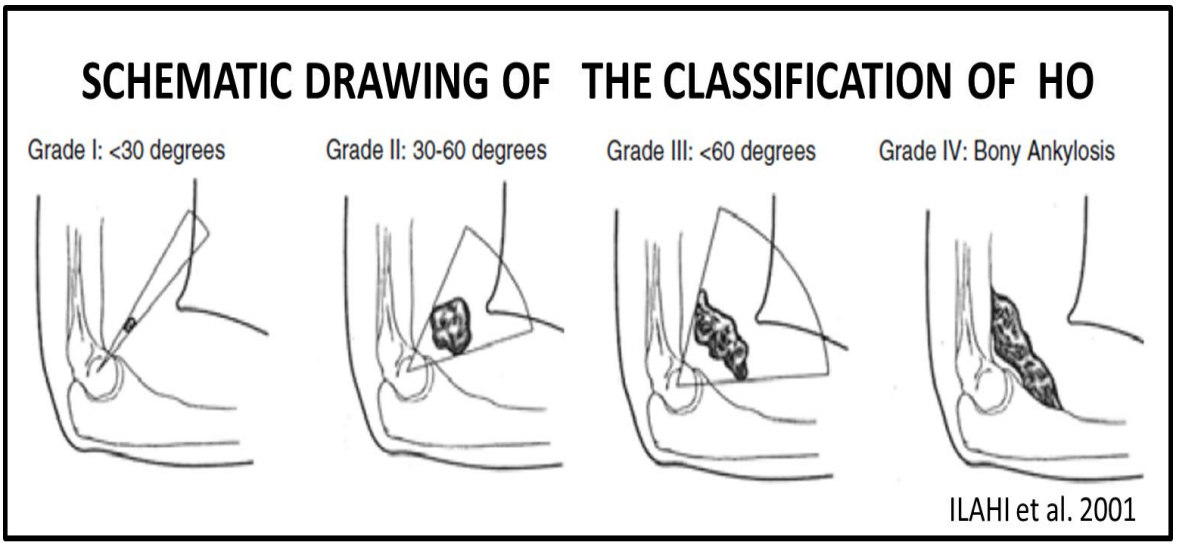
[6] Josefsson PO, Johnell O, Gentz CF (1984) Long-term sequalae of simple dislocation of the elbow. J Bone Joint Surg Am 66:927-930

[7] Mehlhoff TL, Noble PL, Bennet JB et al (1988) Simple dislocation of the elbow in the adults. Results after closed treatment. J Bone Joint Surg Am 70:244-249

[8] Buring K (1975) On the origin of cells in heterotopic bone formation.Clin Orthop 110:293-302

[9] Urist MR, De Longo RJ, Finerman S (1989) Bone cells differentiation and growth factors. Science 220:680

Leur fréquence chez les patients atteints de traumatisme crânien et de traumatisme du coude peut aller jusqu'à 76%[10] .
Les ossifications hétérotopiques sont habituellement localisées aux endroits où les tissus sont gonflés et hyperémiques.
Leur développement est favorisé par une réduction progressive du mouvement après un traumatisme, associée à une immobilisation ou la contraction musculaire due à une lésion neurologique[11].
Habituellement, ces ossifications hétérotopiques débutent leur formation de deux à trois semaines après l'intervention chirurgicale ou la lésion neurologique, et ce d'autant plus si le segment est mobilisé de manière aggressive.



3.1.3. INCONGRUENCE OSTEO – ARTICULAIRE

Les complications d'une fracture distale de l'humérus sont très souvent causées par une réduction incomplète de la fracture et/ou une ostéosynthèse interne instable.
Le bur de l'intervention chirurgicale est de rétablir l'anatomie des os du coude dans les plans sagittal, frontal, et horizontal, restaurer l' intégrité des surfaces articulaires, des axes anatomiques de l'humérus, du radius, et de l'ulna.
Une synthèse stable permet de réduire les temps d'immobilisation et donc de limiter la raideur. La mobilisation précoce devra toujours être douce et prudente.
En post-opératoire immédiat, on préfere la mobilisation active, et celle définit comme active-assistée plutôt qu'une mobilisation passive aggressive qui risque de:

- solliciter de manière inappropriée le foyer de fracture et sa synthèse;
- créer des réflexes nociceptifs et donc d'inhiber la contraction volontaire de la musculature;
- favoriser la formation d'éventuelles ossifications hétérotopiques.

3.2. CLASSIFICATION

[10] Linscheid RL,Wheeler DK (1965) Elbow dislocation. JAMA 194:1171-1176
[11] Garland DE, Dowling V (1983) Forearm fractures in the head-injured adult.Clin Orthop 176:190-196

Un système de classification fiable est important pour le diagnostic, le pronostic et la planification du traitement.
Morrey[12] classifie la raideur post-traumatique du coude en trois groupes:

- Raideur extrinsèque: atteinte des tissus mous (capsule articulaire postérieure et antérieure, ligaments et muscles adjacents à l'articulation).
  Les ossifications hétérotopiques sont également des causes extrinsèques;
- Raideur intrinsèque: consécutive à une fracture intra-articulaire (adhérences entre les surfaces articulaires lésées, altération de leur forme et de leur profil);
- Raideur mixte: raideur causée par la présence de facteurs extrinsèques et intrinsèques;

Cette classification identifie l'étiologie et la localisation des causes de perte de mobilité du segment. Il est nécessaire, cependant, de noter que:

- la raideur extrinsèque peut entraîner des adhérences articulaires, et en second lieu, l'arthrose
- la raideur intrinsèque est toujours associée à une rétraction des tissus mous périarticulaires;

Un coude raide présente toujours une rétraction de la capsule articulaire, le pronostic et la stratégie chirurgicale et réhabilitative doivent prendre en compte:

- la présence d'ossifications hétérotopiques;
- l'état des surfaces articulaires;

3.3. EVALUATION

L'évaluation correcte d'un patient atteint de raideur du coude doit comporter les phases suivantes:

- Histoire et évolution de la pathologie
- Examen objectif
- Diagnostic par imagerie

3.3.1. HISTOIRE ET EVOLUTION DE LA PATHOLOGIE

Les causes peuvent être recherchées grâce à:

- documentation et approfondissement diagnostique (Rx, IRM, etc.) du traumatisme;
- durée et progression du symptôme;
- traitements précédents (chirurgie, rééducation) et durée des éventuelles immobilisations;
- présence de matériaux d'ostéosynthèse
- complications dans le passé (infection, souffrance cutanée, etc.) et périodiques (inflammation ou oedème après rééducation);

[12] Morrey BF (1990) Posttraumatic contracture of the elbow. J Bone Joint Surg Am 72:601-618

3.3.2. EXAMEN CLINIQUE

L'examen clinique se concentre sur les différents aspects de la raideur du segment et permet leur évaluation.

- Informations générales
  - âge;
  - côté dominant;
  - limitation fonctionnelle liée à la raideur du coude au cours des activités de la vie quotidienne, travaux manuels et de loisirs, etc.
- inspection de la peau et recherche de cicatrices cutanées dues à de précédentes interventions chirurgicales.
- examen neurologique, examen du nerf ulnaire en particulier
- mobilité (flexion/extension, prono/supination)
- recrutement musculaire sélectif et présence de co-contraction entre les muscles extenseurs et fléchisseurs.
- évaluation de la force du coude et de la main.
- test de fonction par des activités manuelles et des questionnaires visant à évaluer l'autonomie dans les activités de la vie quotidienne;
- douleur; un coude raide est souvent douloureux, il faut donc évaluer :
  - intensité
  - localisation
  - irradiation
  - activité ou position dans laquelle la douleur se manifeste.

La présence d'une douleur en flexion-extension passive permet de localiser et d'individualiser un blocage articulaire antérieur, ou postérieur si le conflit se localise au niveau de l'olécrâne ou de l'articulation huméro-radiale (ostéophyte).

Une diminution de l'extension est souvent signe d'une incongruence articulaire de l'articulation ulno-humérale.

La stabilité du coude doit être évaluée et testée de manière précise par un examen des systèmes ligamentaires collatéraux (stress en varus et valgus) notamment, mais également par d'autres tests.

L'examen objectif doit comporter une évaluation de l'ensemble du membre supérieur, incluant la main, le poignet, et l'épaule; il est nécessaire de s'assurer que les structures anatomiques poly-articulaires prenant leur origine et traversant l'articulation du coude ne présentent pas de problèmes sus ou sous jacents méconnus.

3.3.3.DIAGNOSTIC PAR IMAGERIE

Les examens complémentaires doivent être effectués avant de procéder au traitement, qu'il soit conservateur ou chirurgical.

La *radiographie* de profil, oblique et de face fournit des informations sur l'intégrité des surfaces articulaires et sur la présence d'ossifications hétérotopiques.

La *tomographie informatisée (TAC)* est utile pour évaluer la congruence articulaire et la localisation précise d'éventuelles ossifications hétérotopiques.

La *résonnance magnétique (IRM)* est utile pour identifier et localiser des corps libres.

Ces approfondissements diagnostiques doivent être effectués uniquement après un examen clinique soigné pour confirmer une hypothèse diagnostique.

3.4. OPTION DE TRAITEMENT

Après évaluation des limitations fonctionnelles et de l'autonomie résiduelle, le chirurgien, en accord avec le patient et le reste de l'équipe se prononce en faveur d'un geste chirurgical ou propose de commencer un protocole de réhabilitation.

3.4.1. TRAITEMENT NON CHIRURGICAL

Il est proposé quand:

- Les surfaces articulaires sont conservées;
- La raideur se manifeste depuis moins de 6 mois;
- En l'absence d'ossifications hétérotopiques de classe II ou classe III (Classification radiographique deHasting et Graham [13])

Lors de la mobilisation passive, la qualité de fin d'amplitude articulaire doit être élastique, on ne doit pas percevoir de blocage mécanique.

1. TRAITEMENT REHABILITATIF

le traitement non chirurgical s'appuit sur l'utilisation des techniques suivantes:

- Agents physiques (chaleur, ultra sons, etc.)
- Mobilisation des tissus mous (peau, fascia, muscles et tendons)
- Techniques de mobilisations articulaires
- Arthromoteurs mobilisation passive continue
- Techniques de mobilisation active
  - Facilitation Neuromusculaire Proprioceptive (PNF)
  - Exercice électro-actif (Thomas[14])
  - Techniques d'énergie musculaire (Greenman[15])
- Orthèses de mobilisation

Très souvent les mobilisations passives et active-assistées ne sont pas suffisantes pour prendre en charge la raideur articulaire. Un programme de rééducation correct comprenant l'utilisation d'un arthromoteur et d'une orthèse de mobilisation est fondamental.

2. MANIPULATION SOUS ANESTHESIE

Il est préférable ne pas avoir recours à la mobilisation passive forcée sous anesthésie de part le risque élevé de complications précoces et tardives:

- Fractures
- Déplacement du matériel d'ostéosynthèse Lésions du nerf ulnaire
- Ossifications hétérotopiques
- Lésions ligamentaires
- Augmentation des risques de pseudarthroses.

[13] Hastings H II, Graham TJ (1994) The classification andtreatment of heterotopic ossification about the elbow and forearm.Hand Clin 10:417-437

[14] Thomas D., et al. Rééducation Du Poignet Et De La Main; 2013 Elsevier Masson

[15] Greenman PE. Muscle energy techniques. In: Principles of Manual Medicine. 2nd ed. Baltimore, MD:Williams &Wilkins, 1996, pp 93–8.

3.4.2. TRAITEMENT CHIRURGICAL

1. TECHNIQUE CHIRURGICALE

L'indication chirurgicale est proposée quand l'amplitude articulaire d'un patient ne correspond pas à ses exigences personnelles (professionnelles, loisirs, etc.) et dans le cas où, après 6 à 8 mois, le traitement conservateur n'a pas obtenu de résultats satisfaisants.

En cas d'altération du profil et de la forme des surfaces articulaires, seule une indication chirurgicale peut être proposée. Le traitement conservateur ne permettant pas la récupération des amplitudes articulaires, risque au contraire de provoquer une augmentation des douleurs et de la réaction inflammatoire.

Les objectifs du geste chirurgical sont:

- retirer les structures contractées et résoudre la déformation articulaire afin de récupérer la mobilité du coude.
- maintenir la stabilité de la partie antérieure du LCM et la partie postérieure du LCL.
- éviter les lésions neuro-vasculaires;

La technique chirurgicale est choisie en fonction de la cause de raideur, de sa localisation, et de l'état des surfaces articulaires.

Le geste doit être le moins invasif possible pour réduire les risques de complications.

Les principales techniques proposées actuellement sont:

- Capsulotomie arthroscopique.
- Capsulotomie à ciel ouvert.
- Arthrolyse -dèbridement .
- Arthroplastie d'interposition sous distraction.
- Prothèse.

2. TRAITEMENT POST OPERATOIRE

Les objectifs du traitement post-opératoire sont:

- réduction de l'oedème
- contrôle de la douleur
- maintenir les amplitudes obtenues en salle opératoire

L'utilisation de la glace et de médicaments anti-inflammatoires non stéroïdiens est recommandée afin de diminuer la douleur et l'oedème; il est possible d'avoir recours dans les premières 48 heures à un blocage continu du plexus brachial pour faciliter la mobilisation précoce[16].

L'utilisation d'arthromoteur estlargement plébiscitée pour maintenir et récupérer les amplitudes articulaires du coude[17] et ce, en alternance avec l'utilisation d'orthèses de mobilisation.

Les techniques utilisées seront identiques au traitement dit conservateur.

Chaque protocole opératoire et rééducatif devra être établi au cas par cas, par le chirurgien et le thérapeute en maintenant comme objectifs: la récupération

[16] Rymaszewski L, Glass K, Parikh R. Post-traumatic elbow contracture treated by arthrolysis and continual passive motion under brachial plexus anaesthesia [Abstract]. J Bone Joint Surg 1996;76B:S30.

[17] Gates HS; F L Sullivan ; J R Urbaniak Anterior capsulotomy and continuous passive motion in the treatment of post-traumatic flexion contracture of the elbow. A prospective study. J Bone Joint Surg Am, 1992 Sep; 74 (8): 1229 -1234

d'amplitudes fonctionnelles, la prévention de complications, et éviter le risque de récidives.

4. RAIDEUR: PRINCIPES GENERAUX

4.1. RAIDEUR ET REMODELAGE TISSULAIRE

Grâce aux sollicitations du mouvement, les tissus biologiques sont capables de s'adapter et de modifier leur matrice de collagène en fonction de la nécessité fonctionnelle du mouvement.

La matrice du tissu conjonctif est constituée de fibres comme le collagène, l'élastine et la fibrine qui se croisent et s'allignent pour former des tissus denses ayant une fonction de support (ligaments et tendons), ou plus fins et plus flexibles (capsule articulaire, muscles, fascia et peau).

Dans les deux cas, une solution d'eau et de gel mucopolysaccharide constituent la substance base qui fait office de lubrifiant entre les fibres de collagène.

L'orientation des fibres et la densité de la substance base définissent les caractéristiques mécaniques et fonctionnelles du tissu biologique .

Traumatismes, gestes chirurgicaux et immobilisation provoquent une modification dans les tissus biologiques de type chimique, physique et mécanique avec comme conséquence un remodelage tissulaire en rétraction et souvent rigide.Nous citerons ci dessous les principaux phénomènes de remodelage qui peuvent engendrer une raideur[18]:

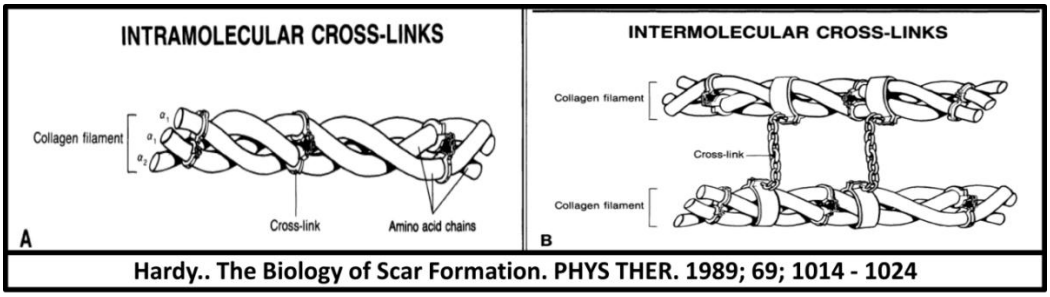
4.1.1. ADAPTATION STRUCTURELLE AUX SOLLICITATIONS MECANIQUES

Il existe normalement un équilibre entre synthèse et dégradation des composants extracellulaires (comme le collagène ou les glycosaminoglycanes), ce qui permet de maintenir la structure et les caractéristiques mécaniques du tissu requises pour des conditions normales d'utilisation16.

L'immobilisation doit être comprise comme une suspension des stress directs sur les tissus.

A chaque fois qu'on limite un mouvement, des changements adaptatifs se manifestent au niveau des tissus.

Après six heures d'immobilisation, la synthèse de collagène s'interrompt, et le tissu commence à s'atrophier. Après une semaine, les fibres de collagène produites en l'absence de mouvement ne sont plus allignées, ni disposées selon les forces qui s'appliquent sur le tissu, ce qui le rend plus court et moins résistant[19]. L'architecture fonctionnelle du tissu est perdue. Ceci entraîne une augmentation des liens inter et intra-moléculaires avec le tissu qui limitent son élacticité[20].



Hardy.. The Biology of Scar Formation. PHYS THER. 1989; 69; 1014 - 1024

[18] Hardy, Woodall..Therapeutic Effects of Heat, Cold, and Stretch on Connective Tissue; Journal of Hand Therapy, Volume 11, Issue 2, April–June 1998, Pages 148-156

[19] Hardy, Woodall..Therapeutic Effects of Heat, Cold, and Stretch on Connective Tissue; Journal of Hand Therapy, Volume 11, Issue 2, April–June 1998, Pages 148-156

[20] Woo, M. A. (1975). Connective tissue response to immobility: correlative study of biomedical and biochemical mesurements of normal and immobilized rabbit knees. *Arthrits Rheum*, 257-264.

4.1.2. AUGMENTATION DES MICROFIBROBLASTES DANS LES CAPSULES ARTICULAIRES

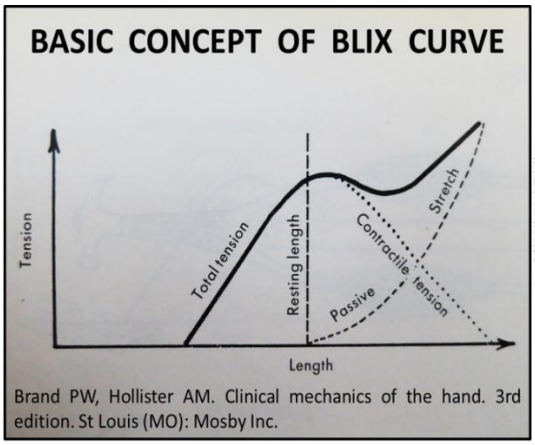
Des études immuno-histochimiques ont individualisé un nombre élevé de microfibroblastes dans les capsules articulaires post-traumatiques. Ces cellules du tissu conjonctif capables de se contracter comme la musculature lisse jouent un role très important dans les processus inflammatoires et dans les rétractions pathologiques. Le nombre de microfibroblastes présents dans le tissu de la capsule articulaire est inversement proportionnel à l'amplitude articulaire (21)

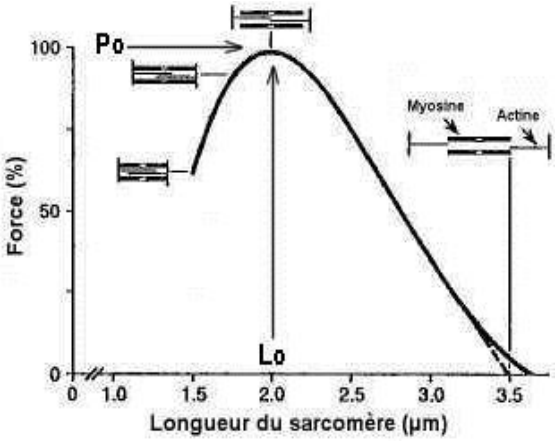
4.1.3. RETRACTION MUSCULAIRE ET REDUCTION DU NOMBRE DE SARCOMERES

Les muscles subissent également des variations liées à l'immobilisations en position de raccourcissement: ils deviennent eux mêmes courts et perdent un certain nombre de sarcomères, unité contractile des muscles.

La force développée par le muscle dépend de la longueur des sarcomères: s'ils ont une longueur inférieure de L0, la force est inférieure au maximum productible, et peut s'annuler (point e) (Williams, 1978).

Pour gagner une longueur optimale, on réduit le nombre de sarcomères.





4.1.4. ADHERENCES

Des saignements importants des structures hautement vascularisées (ex. Capsule articulaire), en même temps qu'une immobilisation, entrainent une formation de tissu cicatriciel entre les tissus qui glissent habituellement de manière normale les uns sur les autres.

Ces "adhérences" limitent le glissement réciproque des structures, et avec le temps et la maturation de la cicatrice, elles deviennent plus tenaces, et ce jusqu'à emêcher complètement le glissement tissulaire.

Dans des situations post-traumatiques, l'ensemble des épaississements de la capsule articulaire et des ligaments, leurs rétractions, les adhérences des structures musculotendineuses et les adhérences intra-articulaires engendrent une ***raideur articulaire***.

L'endroit le plus commun pour la formation de la rétraction est la partie antérieure du coude, où les résultats intra-opératoires montrent que la capsule est plus épaissie et limite l'extension

[21] Germscheid NM, Hildebrand KA. Regional variation is present in elbow capsules after injury. Clin Orthop Relat Res. 2006;450:219–24.

complète. Des études immuno-histochimiques ont en effet individualisé un nombre élevé de microfibroblastes présents dans les capsules articulaires posttraumatiques[22].

4.2. REMODELAGE DES TISSUS MOUS

Afin d'éviter la raideur articulaire, il faut chercher à réduire au minimum l'immobilisation.

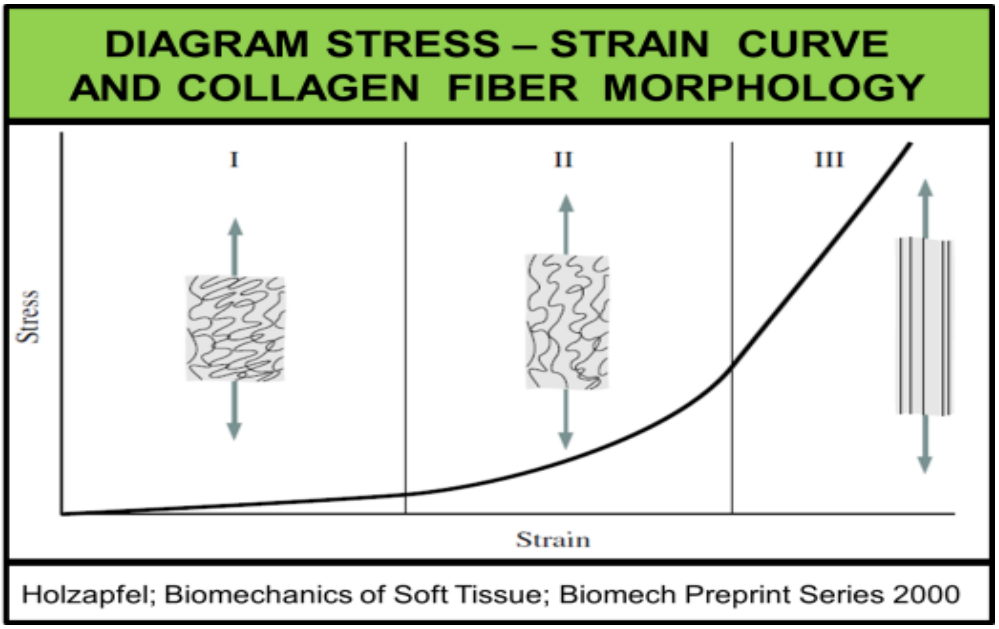
L'objectif de la chirurgie est d'obtenir une ostéosynthèse stable, afin de permettre une mobilisation précoce, parfois immédiate, et de limiter les phénomènes de rétraction tissulaire.

Des mobilisations active, active-assitée et passive, ne sont souvent pas suffisantes à maintenir le l"amplitude articulaire complete du segment; dans ces cas, le protocole de reeducation intégrera l'utilisation d"orthèses de mobilisation.

Les orthèses de mobilisation font partie de la catégorie des techniques rééducatives qui appliquent une faible charge sur des périodes prolongées ‘‘low load prolonged stress’’[23] [24] et sont utilisés pour maintenir le segment atteint de raideur dans sa position maximale tolérable (flexion ou extension) sur des périodes longues, de manière à engendrer une croissance tissulaire dans la direction désirée.

4.2.1. PROPRIETE VISCOELASTIQUE DES TISSUS MOUS

Si on applique une tension à un tissu, celui ci tend à se relâcher et les fibres de collagène s'orientent en direction de la force appliquée; plus la tension est intense, plus l'élongation du tissu augmente[25].



De part ses caractéristiques élastiques, une fois que la tension cesse, le tissu reviendra à sa longueur initiale.

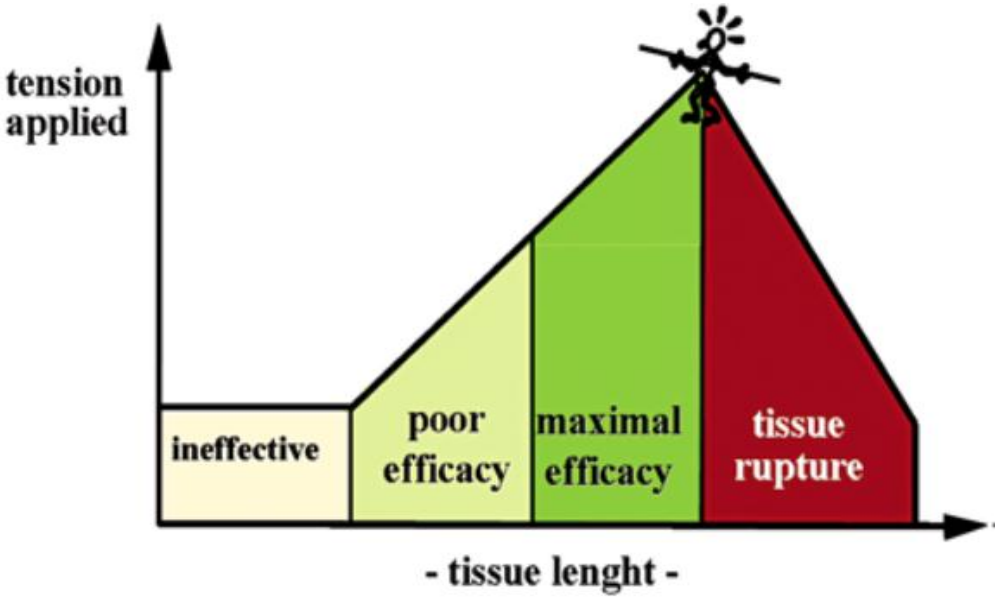
[22] Shrikant J., s. P. (2009, January-March). Static Progressive versus Three-point Elbow. JOURNAL OF HAND THERAPY, p. 37-43.

[23] Hepburn GR. Case studies: contracture and stiff joint management with dynasplint. J Orthop Sports Phys Ther. 1987;8: 498–504. 26.

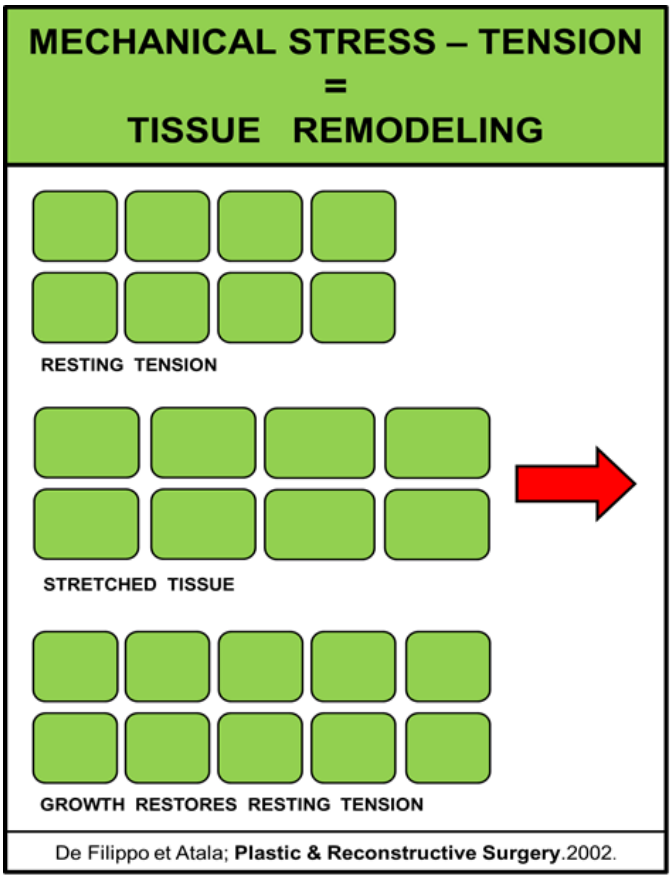
[24] Light KE, Nuzik S, Personius W, Barstrom A. Low-load prolonged stretch vs. high-load brief stretch in treating knee contractures. Phys Ther. 1984;64:330–3.

[25] Hand and Upper Extremity Splinting: Principles and Methods; Fess, Gettle, Philips, Janson; 3rd Edition. Mosby, 2005

Si la force appliquée est supérieure à la résistance du tissu, le tissu présentera une lésion de ses fibres.



Le maintien des tensions/ stress longitudinaux provoquent un remodelage des tissus mous.
A partir du moment où les cellules sont déformées par l'application d'une force longitudinale, c'est uniquement après 24/48h qu'on retrouve une augmentation de l'activité mitochondriale, avec synthèse de DNA et prolifération cellulaire.La tension mécanique devient un signal qui stimule la prolifération cellulaire.



4.2.2. PARAMETRES QUI INFLUENCENT LE REMODELAGE DES TISSUS

Les paramètres de stress s'appliquant aux tissus et influençant les processus de remodelage sont nombreux:

1. TEMPS – CHRONOLOGIE D'APPLICATION DU STRESS

   Au vue de la vitesse à laquelle surviennent les processus de remodelage sur un segment immobilisé, il est toujours préférable d'adopter des protocoles de rééducation précoces dont la durée sera déterminée par les processus physiologiques de cicatrisation des structures atteintes.

   A trois semaines de la lésion, la cicatrice a récupéré 15% de la résistance maximale du tissu[26], ce qui est suffisant pour supporter de légers mouvements actifs.

   Les stress d'une mobilisation précoce influent de manière positive sur la qualité de la cicatrice en terme de résistance et d'élasticité.

   Des mobilisations agressives et des mouvements incontrôlés risquent de réinflammer les tissus, les fragilisant jusqu'au point de se rompre.

2. VITESSE D'APPLICATION DU STRESS

   De part ses caractéristiques visco-élastiques, *la résistance du tissu conjonctif est directement proportionnelle à la vitesse d'application de la force; plus la vitesse est grande, plus la résistance est importante*.

   Ceci a une fonction de protection pour supporter des charges intenses développées lors d'une activité musculaire.

3. QUANTITE DE STRESS

   La souplesse d'un tissu est inversement proportionnelle à la quantité des forces appliquées.

   Warren et al[27] ont démontré qu'une réduction de 50% des charges sur les tendons entrainent une augmentation par trois de leur longueur.

   Il a été émis l'hypothèse que les tissus réagissaient aux charges intenses (heavy loads) mais ne reconnaissaient pas les bas niveaux de force comme potentiellement dommageables.

4. DUREE DU STRESS

   L'augmentation de l'amplitude articulaire est directement proportionnelle au temps pendant lequel l'articulation est maintenue en position de fin de course.

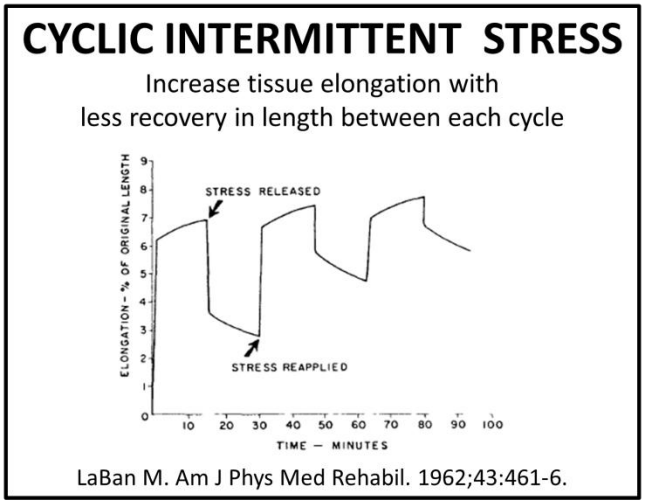
   Des études en laboratoire sur des tissus in vitro ont démontré que des cycles intermittents de tensions alternées au repos produisent une élongation tissulaire réduisant le retour élastique à la longueur initale[28].

---

[26] Levenson S. Practical applications of experimental studies in the care of primary closed wounds. Am J Surg. 1962;104: 273-82.

27 Warren C, Lehmann J, Koblanski J. Elongation of rat tail tendon: effect of load and temperature. Arch Phys Med Rehabi!. 1971;52:465-74.

28 LaBan M. Collagen tissue: implications of its response to stress in vitro. Am J Phys Med Rehabil. 1962;43:461-6.



Le maintien continu des tensions sur des périodes de 2 à 8 heures est plus efficace par rapport à l'application cyclique des stress [29].

Il a été observé qu'une fois que les tissus ont rejoints leur longueur maximum "tolérable", on obtient de meilleurs résultats s'ils sont maintenus au moins une heure, en utilisant une orthèse[30].

Pour des raideurs particulièrement graves, on a recours à des plâtres de série – "serial casting". Si initialement les indications étaient de maintenir l'immobilisation plâtrée pendant 2 jours[31], des travaux ont ensuite démontrés une efficacité majeure avec une immobilisation de 6 jours[32].

5. FACTEURS THERMIQUES

Le choix de l'utilisation de la chaleur ou du froid dépend de:

- du niveau de guérison des tissus
- des causes de raideur

Il est d'une importance fondamentale de déterminer les causes de la raideur, de manière à recourir à une prise en charge la plus adaptée.

4.2.2.5.1. FROID

Le froid est préférable dans les phases inflammatoires et dans les situations cliniques caractérisées par un gonflement, une douleur et un spasme musculaire.

Les effets principaux de la baisse de température sont:

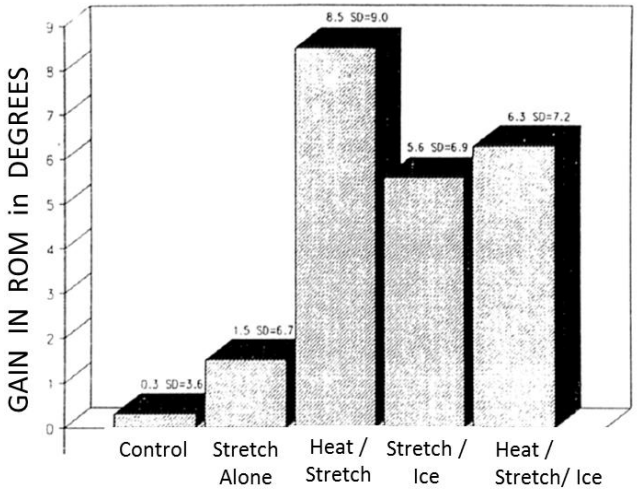
- Vasocostriction: utile pour la réduction de l'oedème et du flux sanguin de la zone
- Réduction de l'activité métabolique des tissus, Inhibition de la transmission du signal nociceptif vers le SNC (gate control theory)
- Réduction du spasme musculaire

29 Covey M, Dutcher K, Marvin J, Heimbach D. Efficacy of continuous passive motion (CPM) devices with hand burns. J Burn Care Rehabil. 1988;9(4):397-400.
30 McClure P, Blackburn L, Dusond e. The use of splints in the treatment of joint stiffness: biological rationale and an algorithm for making clinical decisions. Phys Ther. 1994; 74(12):1101-7.
31 Bell-Krotoski J, Figarola J. Biomechanics of soft-tissue growth and remodeling with plaster casting. J Hand Ther. 1995;8:131-7.
32 Flowers K, LaStayo P. Effect of total end range time on improving passive range of motion. J Hand Ther. 1994;7:150- 7.

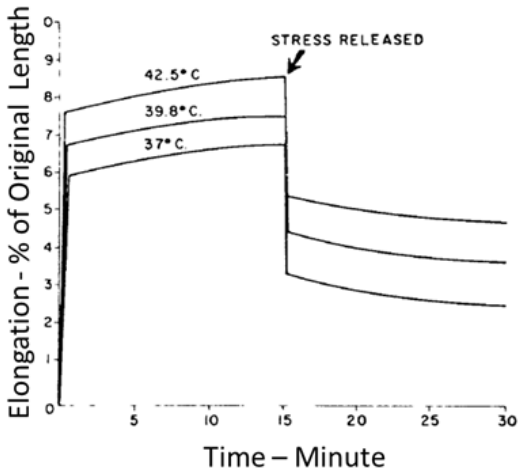
La combinaison de la cryothérapie, de la compression et de l'élévation du membre a un effet supérieur à n'importe quelle autre technique.
Le froid est utilisé avant les étirements pour réduire la douleur, l'oedème et le réflexe d'étirement.

4.2.2.5.2. CHALEUR

La chaleur provoque des modifications dans les fibres de collagène qui sont solubles au contact de celle-ci, en cas d'augmentation de chaleur, elles deviennent plus extensibles.
L'augmentation maximale de température de la peau et des tissus souscutanés survient 20 minutes après l'application locale de la source de chaleur[33].
Quand la température dépasse les 40°C, le potentiel d'élongation augmente de 25% et rejoind une valeur maximale à 45°C[34].



Lentell et al. J Orthop Sports Phys Ther 1992



LaBan et al. Am J Phys Med Rehabil 1962

La chaleur augmente la réponse tissulaire aux stimuli mécaniques et son utilisation est la meilleure méthode jusqu'à présent utilisée pour obtenir une élongation des tissus sans dommages[35].

L'approche "Stress de faible intensité prolongé (low load prolonged stress)'' est le seul capable de générer un remodelage des tissus rétractés et cette approche est utilisé non seulement dans le traitement des raideurs mais aussi dans d'autres disciplines, comme l'orthodontie et l'expansion cutanée. Les appareils orthodontiques développent des forces très réduites (quelques grammes) mais en mesure d'alligner les dents.
Même si les procédés et les effets à la base ne sont pas encore compris, l'application du ''low load prolonged stress'' a des effets différents selon le type de tissus sur lequel elle est appliquée.

[33] Abramson D, Mitchell R, Tuck S, Bell Y, Zayas A. Changes. in blood flow, oxygen uptake and tissue temperatures produced by the topical application of wet heat. Arch Phys Med Rehabil. 1961;42:305-18.
[34] Warren C, Lehmann J, Koblanski J. Heat and stretch procedures: an evaluation using rat tail tendon. Arch Phys Med Rehabil. 1976;57:122-6.
[35] Lehmann], Masock A, Warren C, Koblanski J. Effect of therapeutic temperatures on tendon extensibility. Arch Phys Med Rehabil. 1970;51:481-7.

- **TISSU PERI-ARTICULAIRE**
  Les tissus répondent à l'augmentation des sollicitations de traction en augmentant la synthèse de composants extra-cellulaires comme le collagène, lequel sera orienté parallèlement aux lignes de tension en augmentant la résistance du tissu et sa longueur totale[36].

- **MUSCLE**
  Si le muscle est maintenu dans une position dépassant sa longueur de repos, les sarcomères se trouvent dans un état d'élongation maximum; la force pouvant être développée par le muscle diminue et la force passive développée dans le muscle augmente, et ce, sans qu'il y ait d'activité contractile.
  En ajoutant les sarcomères, on atteint ainsi la longueur optimale des sarcomères et le muscle s'allonge[37]

- **OS**
  Des stress mécaniques produisent l'ostéogénèse et l'allignement des travées osseuses.
  Différentes études ont démontrées qu'une distraction graduelle provoque la croissance du tissu osseux et des tissus mous au niveau du point d'application de la traction.

- **PEAU**
  La peau réagit aux stress mécaniques de façon semblable aux tissus comme les ligaments et les tendons.
  L'augmentation du diamètre et du nombre de fibres de collagène, et des liens entre elles, rendent la peau plus résitante aux tensions.

4.2.3.CONTRE-INDICATIONS AU ''LOW LOAD PROLONGED STRESS''

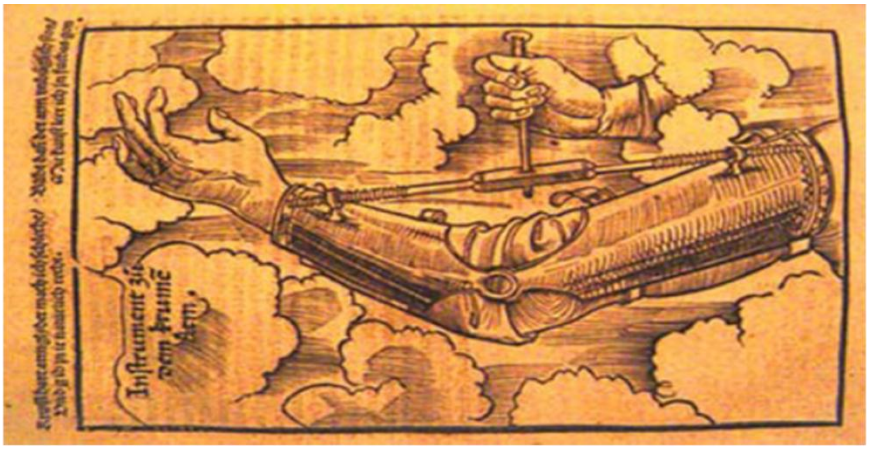
- Fractures instables
- Blessures aiguës et greffes cutanées (fjusqu'à trois semaines)
- Infections
- oedème et douleurs (arthrite rhumatoïde, SDRC de type 1)
- Réparation artérielle
- Réparation tendineuse (jusqu'à la 6ème semaine)
- Dupuytren

36 McClure, B. D. (1994, December). The Use of splints in the Treatment of Joint Stiffness: Biologic Rationale and an Algorithm for Making Clinical Decision. Physical Therapy.
[37] Williams, G. (1978). Changes in sarcomer length and physiological properties in immobilized muscles. J Anat., p. 59-64.

5. ORTHESES DE MOBILISATION DU COUDE

Dispositifs mécaniques qui utilisent des composantes élastiques ou statiques progressives pour exercer une tension, un stress, sur des tissus rétractés dans le but d'augmenter l'amplitude articulaire d'une articulation raide.

L'idée d'utiliser des dispositifs mécaniques capables d'allonger progressivement des tissus rétractés dans le cadre de raideur de coude remonte au moins au 16 ème siècle.



von Gersdorf H: Feldbuch der Wundarznei, Strassburg 1517
Putti Donation, Rizzoli Orthopedic Institute, Bologna-Italy

5.1. INDICATIONS DES ORTHESES DE MOBILISATION DU COUDE

L'indication d'utilisation une orthèse de mobilisation doit prendre en compte plusieurs facteurs:

- caractéristique de la raideur (intrinsèque et/ou extrinsèque);
- qualité de la fin de la course durant la mobilisation (raide ou élastique);
- degré de raideur (modéré, moyen, sévère ou très sévère)[38];
- durée;
- caractéristiques du patient (âge, attentes et motivations).

Une utilisation d'orthèses peut être proposée aux patients présentant:

- raideur extrinsèque;
- degré modéré de raideur (Amplitude entre 60° et 90°);
- sensation de fin de course élastique;
- raideur présente de 6 à 12 mois;
- patient particulièrement motivé

L'utilisation d'orthèse de mobilisation est contre-indiquée aux patients présentant les caractéristiques suivantes:

- raideur intrinsèque;
- présence d'ossifications hétérotopiques;
- degré de raideur important (amplitude comprise entre 30° et 60°) ou très importante (Amplitude <30°);

[38] Morrey BF (1993) Distraction arthroplasty. Clinical applications.Clin Orthop Relat Res 293:46-54

- neuropathie affectant le nerf ulnaire;
- patient non coopérants.

5.2. CONSIDERATIONS GENERALES

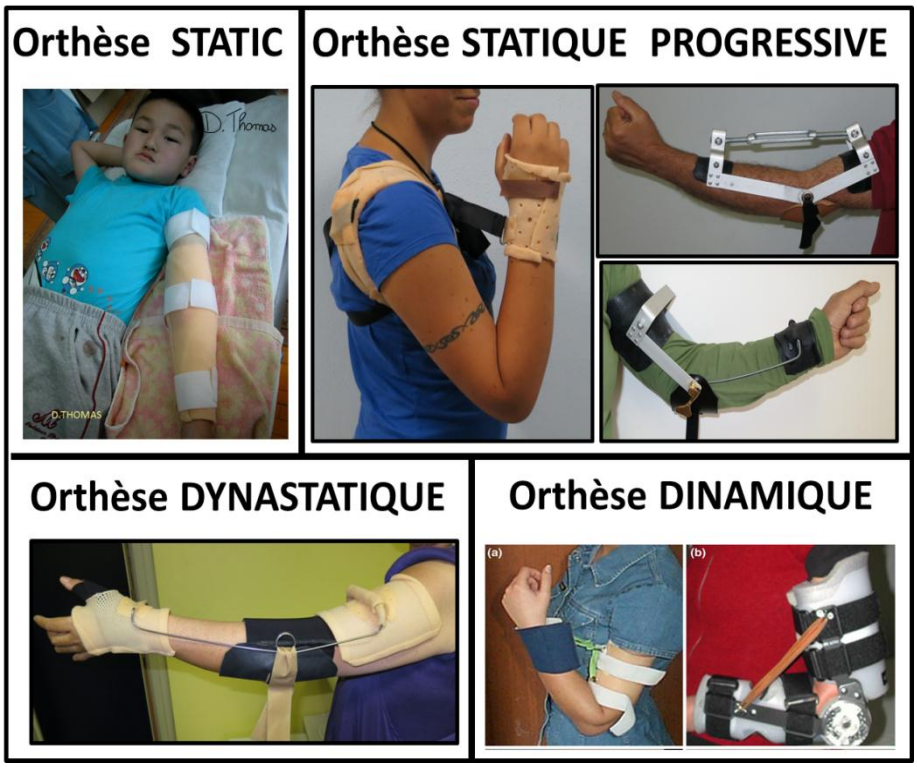
L'orthèse, qu'elle soit de mobilisation, d'immobilisation ou de mobilisation protégée, doit présenter les caractéristiques suivantes:

- Personalisé: adapté au patient, à sa pathologie et à sa phase de cicatrisation.
- Efficace: les forces développées par l'orthèse doivent respecter les principes mécaniques pour garantir une efficacité optimale;
- Facilement réglable: le patient doit pouvoir régler facilement, de manière autonome, l'intensité de la tension de l'orthèse.
- Convivial: limiter l'encombrement, soigner l'aspect esthétique; le patient portera l'orthèse au long de la journée, il doit pouvoir utiliser le membre supérieur le plus possible dans les activités quotidiennes;
- Simple et économique: aspect important pour sa réalisation par le thérapeute.

5.3. CLASSIFICATION DES ORTHESES DE MOBILISATION

Les orthèses de mobilisation peuvent être classés selon la force qu'ils exercent:

- ORTHESE STATIQUE: amovible, non réglable
  elle maintient le segment en fin de course sans risquer de provoquer de microlésions sur les tissus rétractés; en cas d'amélioration de l'amplitude, il est nécessaire de le remodeler.
- ORTHESE STATIQUE PROGRESSIVE: orthèse amovible et réglable.
  Elle est doté d'éléments non élastiques (ridoir, engrenages, etc.) qui règlent la géométrie du dispositif et par conséquent la tension appliquée aux tissus
  Le réglage de l'intensité des forces dévelopées par l'orthèse est confié au patient; plus ce réglage est précis, plus il sera facile de rejoindre la longueur maximale tolérable des tissus rétractés sans prendre le risque de la dépasser.
- ORTHESE DYNA-STATIQUE: amovible et réglable
  La force est dynamique jusqu'à un angle donné, au delà duquel la tension s'arrète.
  L'orthèse devient une orthèse de repos.
  Comparé au tuteur dynamique, le risque de dépasser la limite élastique des tissus est inférieure.
- ORTHESE DYNAMIQUE: amovible et réglable.
  A la différence de l'orthèse statique progressive, l'orthèse dynamique utilise des éléments élastiques ou des ressorts métalliques pour générer une force capable de porter les tissus à leur longueur maximale tolérable.
  En fonction des éléments de mobilisation utilisés le réglage des forces est souvent peu précis.
  Une fois la longueur maximale atteinte, les composantes dynamiques continuent à agir, occasionant de microlésions et la formation d'un nouveau tissue cicatriciel.
- PLÂTRE DE SERIE: non amovible et non réglable
  Le segment est immobilisé dans sa position de fin de course de 2 à 6 jours sans que le patient ne puisse le retirer ou varier la position.
  Peu utilisé pour le coude.



5.4. ALGORYTHME POUR LE CHOIX ET L'UTILISATION D'UNE ORTHESE

Certains algorythmes ont été développés pour choisir l'orthèse de mobilisation à adopter. Cette évaluation est fondée sur des évaluations subjectives et qualitatives du thérapeute et non sur une évaluation objective du patient effectuée grâce à des instruments et des mesures quantitatives reproductibles, ce qui en fait un biais important.

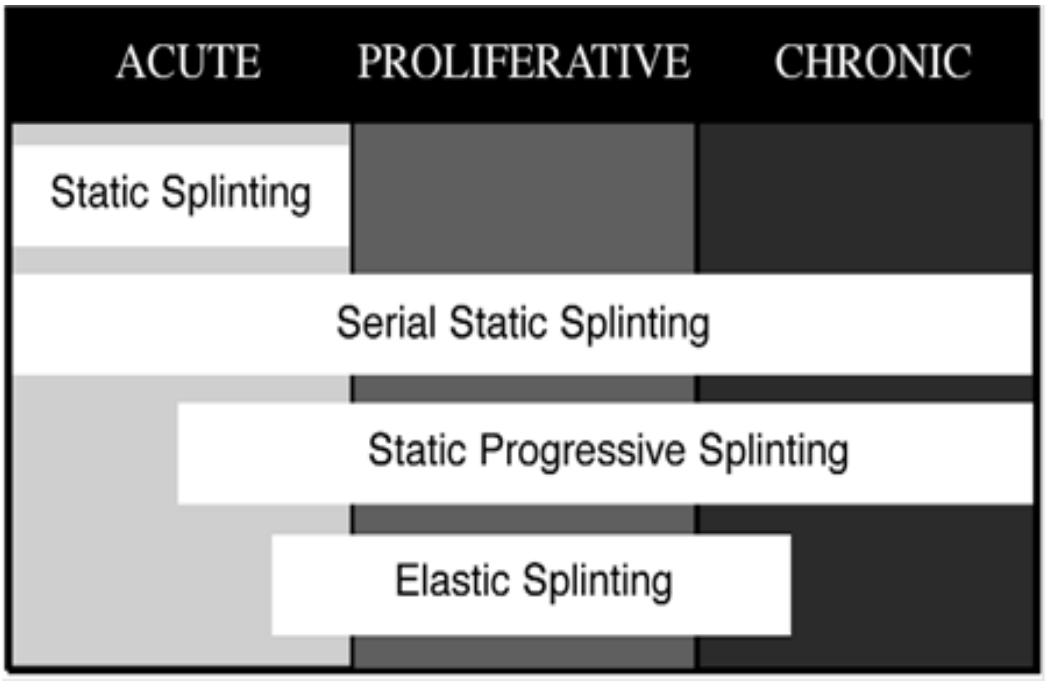
Les principaux critères de choix des orthèses de mobilisation décrits dans la litérature sont:

5.4.1.PHASE DE GUERISON DES TISSUS

Proposé par Schultz-Johnson[39], qui se base sur la phase de guérison des tissus.

- Phase INFLAMMATOIRE: présence d'oedème et de douleur, indication d'orthèses statiques, et éventuellement statiques progressives uniquement.
  En parallèle, la rééducation s'emploiera à limiter les signes inflammatoires.
- Phase PROLIFERATIVE: collagène produit par les fibroblastes, dont les liens intermoléculaires sont fragiles, la lésion est donc susceptible de se déchirer si elle est exposée à des tensions excessives. C'est pourquoi, il est plus indiqué une orthèse statique progressive ou statique de série.
- Phase de MATURATION : initialement l'articulation avec amplitude limité est sujette à un phénomène nommé “soft-end feel” la mobilisation passive en fin d'amplitude rencontre une butée "molle" Dans ce cas on peut préconiser une orthèse dynamique. lors de la progression de la maturation des tissus, les cicatrices deviennent plus denses. Pour pouvoir être remodellées elles devront rester plus de temps dans une position de fin d"amplitude avec des charges plus élevées. Pour obtenir ceci, on utilisera donc des orthèses statiques progressives et statiques en série.

[39] Schultz-Johnson, K. (2002). Static Progressive Splinting. Journal of Hand Therapy.



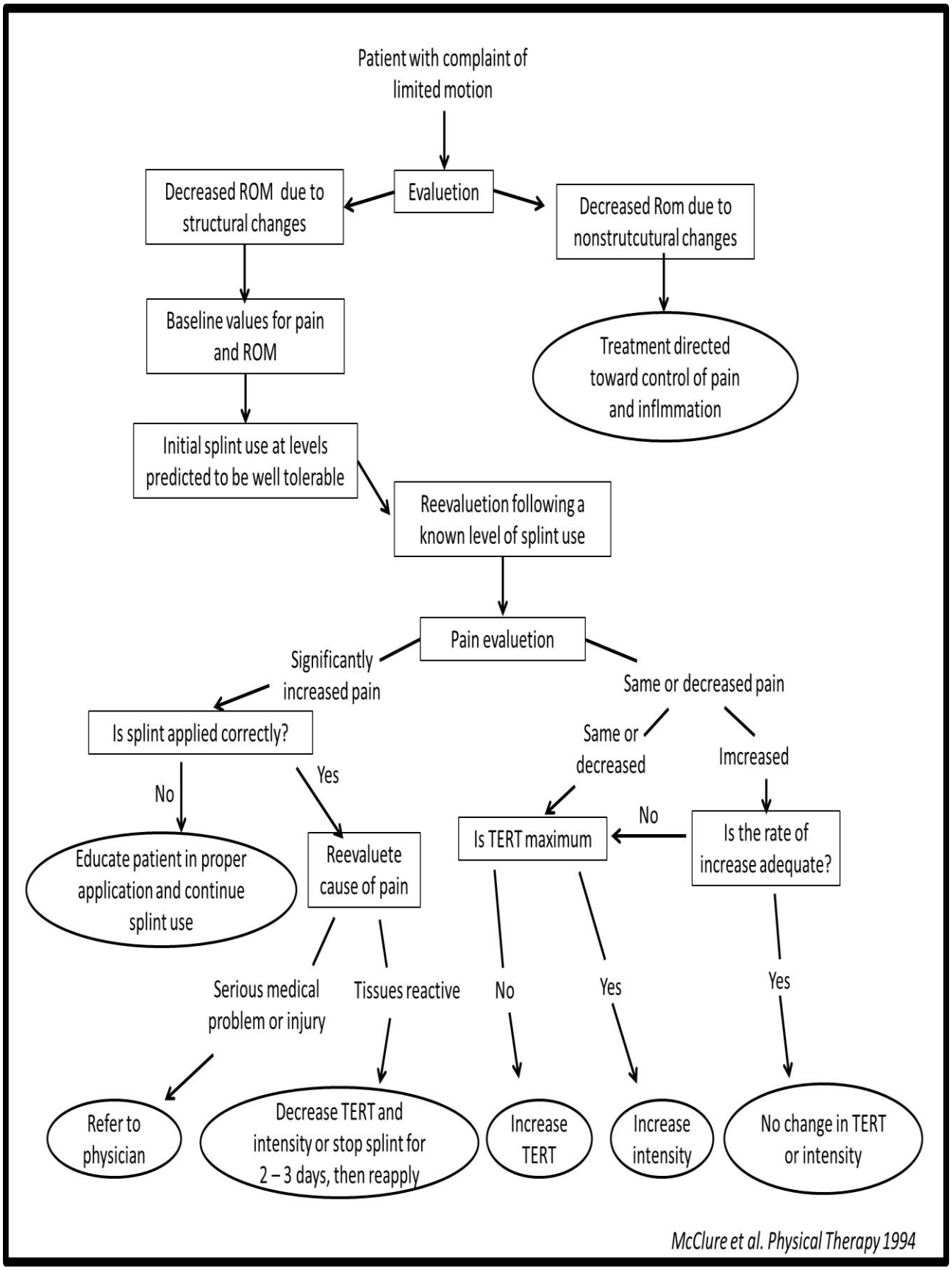
5.4.2.TEMPS TOTAL EN FIN DE COURSE (TERT : Total End-Range Time)

Une fois l'orthèse choisie, le thérapeute doit évaluer quelle force appliquer. Cette force ne peut être quantifiée au vue de l'absence d'instrument de mesure, elle est évaluée sur la base de l'expérience clinique en terme *d'intensité, de fréquence et de durée*[40].

L'intensité est limitée habituellement par la douleur du patient.

La fréquence et la durée, quant à elles, sont intégrées à une quatrème variable: le TERT (Total End-Range Time), produit de la fréquence et de la durée au cours de laquelle l'articulation se positionne quotidiennement en fin de ROM. La variable la plus importante pour rejoindre l'objectif, est celle-ci: le remodelage des tissus est un processus lent, et le TERT le sera d'autant plus si on n'augmente pas l'intensité, ce qui pourrait engendrer des dommages tissulaires. On débute donc la thérapie avec une intensité maximale qui ne provoque pas de douleurs, et n'atteint pas un certain TERT. On modifie ensuite le TERT en cherchant de rejoindre un maximum en accord avec les circonstances et les habitudes de la vie du patient. Si les résultats cliniques se révèlent en dessous des attentes, les variables seront modifiées, selon l'algorythme ci dessus, et selon l'expérience du thérapeute.

[40] McClure, B. D. (1994, December). The Use of plints in the Treatment of Joint Stiffness: Biologic Rationale and an Algorithm for Making Clinical Decision. Physical Therapy.


Patient with complaint of limited motion
Evaluetion
Decreased ROM due to structural changes
Decreased Rom due to nonstrutcutural changes
Baseline values for pain and ROM
Treatment directed toward control of pain and inflmmation
Initial splint use at levels predicted to be well tolerable
Reevaluetion following a known level of splint use
Pain evaluetion
Significantly increased pain
Same or decreased pain
Is splint applied correctly?
Same or decreased
Imcreased
No
Yes
No
Educate patient in proper application and continue splint use
Reevaluete cause of pain
Is TERT maximum
Is the rate of increase adequate?
Serious medical problem or injury
Tissues reactive
No
Yes
Yes
Refer to physician
Decrease TERT and intensity or stop splint for 2 – 3 days, then reapply
Increase TERT
Increase intensity
No change in TERT or intensity
McClure et al. Physical Therapy 1994

5.4.3. LE TEST DE WEEKS MODIFIE (MODIFIED WEEKS TEST: MWT)[41]

Le test prévoit les étapes suivantes:

- le patient ne doit porter aucune orthèse durant la journée, de façon à ce que l'articulation ne soit pas soumis à un stress;
- “mesure à froid”: l’opérateur effectue une première mesure des amplitudes du patient;
- le patient effectue des exercices pendant 20 minutes en associant la thermothérapie;
- le patient doit positionner l'articulation en position de fin de course et la maintenir dans cette même position 10 min;
- “mesure préconditionnée” l’opérateur effectue une seconde mesure des amplitudes.

Le préconditionnement d'une articulation consiste, au moyen de forces appliquées de façon croissante et continue, à une élongation maximum ne génèrant pas de lésions tissulaires[42].
La différence entre les deux mesures est l'index de la compliance de l'articulation.
Elle détermine le type d'orthèse à utiliser.

TABLE 1. Guidelines for Interpretation of the Modified Weeks Test

PROM Increase	*Splinting*
About 20°	No splint
About 15°	Static splint
About 10°	Dynamic splint
About 0°–5°	Static progressive splint

Flowers 2002

5.4.4. MESURE GONIOMETRIQUE DE L'AMPLITUDE ARTICULAIRE PASSIVES EN MESURANT LA FORCE APPLIQUEE (TORQUE – ANGLE RANGE OF MOTION (TAROM)

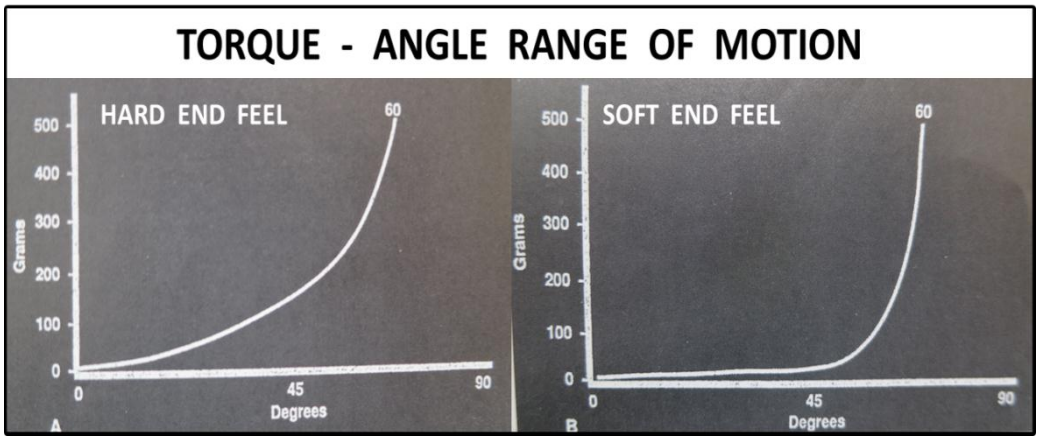
L'évaluation du TAROM, la mesure de la force appliquée sur le levier osseux nécessaire pour augmenter l'amplitude articulaire guide le thérapeute dans la décision du type d'orthèse à utiliser[43].
Ceci est une ***évaluation qualitative de la raideur***.

- ***BUTEE MOLLE (SOFT END FEE)L***: une quantité modérée de force pour atteindre l'amplitude passive (PROM) maximale est nécessaire.
  La courbe Force/amplitude en degrés présente une inclinaison avec augmentation lente.
  Ce type de raideur peut bénéficier de plâtres de série, d'orthèses statiques progressives ou dynamiques, même si l'expérience clinique nous a démontré que les

[41] Kenneth R. Flowers. (2002, April-June). A Proposed Decision Hierarchy for Splinting the Stiff Joint, with an Emphasis on Force Application Parameters. JOURNAL OF HAND THERAPY.
[42] Fung Y. Biomechanics, Mechanical Properties of Living Tissue. New York: Springer-Verlag, 1981:211.
[43] Roberson L., Giurintano D.; Objective Measures of Joint Stiffness; Journal of Hand Therapy, Volume 8, Issue 2, April–June 1995, Pages 163-166

orthèses dynamiques demandent plus de temps pour l'obtention des résultats escomptés.
Une butée molle "soft end feel" indique que le tissu cicatriciel n'est pas encore mûr et que les liens formés entre les fibres ne sont pas encore suffisamment solides (advanced cross – linking).

- ***BUTEE DURE (HARD END FEEL)*** : une quantité significative de force est nécessaire pour atteindre l'amplitude passive (PROM) maximale. La courbe Force / amplitude présente une inclinaison qui augmente rapidement.
  Une butée dure indique que le tissu cicatriciel est désormais mûre avec de forts liens entre les fibres (advanced cross – linking).
  Les orthèses statiques progressives et les plâtres de série sont probablement la seule approche efficace[44].



5.5. PRINCIPES MECANIQUES

Une orthèse produit une somme des forces de translation et de rotation appliquées aux structures anatomiques afin d'obtenir un résultat thérapeutique.
Comme cela a été démontré dans le chapitre précédent, pour agir de manière efficace en cas de raideur, il est très important de mettre en place une force d'intensité adéquate, et de l'appliquer pendant une période suffisante. l'orthèse doit être conçue pour exercer cette force et permettre au patient de la régler avec précision.

5.5.1. REGLAGE DE LA FORCE

L'orthèse doit exercer une force minimum pour obtenir l'amplitude désirée.
On utilise pour cela des composantes mécaniques capables de régler de manière précise la tension exercée par l'orthèse tuteur.
On distingue différents systèmes de réglage des forces[46] :

- ***Grossier*** : réglage grossier de la position (on parle de 10°- 30°) et du moment développé par le tuteur (es. Velcro);
- ***Réglage potentiellement infinitésimal*** : difficulté d'ajustement de la position et du moment de manière précise;

[44] Karen Schultz-Johnson; Static progressive splinting; Journal of Hand Therapy, Volume 15, Issue 2, April–June 2002, Pages 163-178

- ***Réglage infime*** : il est possible de modifier d'une fraction de degré la position et d'une fraction de gramme le moment:
    - Ridoir
    - Vis
    - Roue dentée

Plus le réglage est précis, plus le patient pourra contrôler les tensions exercées par le tuteur et maintenir l'orthèse plus longtemps; ce qui est fondamental pour un succès du traitement.

5.5.2. APPLICATIONS DES FORCES

Les mouvements effectués par les surfaces articulaires du coude sont des mouvements de glissement, mis à part sur des degrés de flexion- extension maximum, où l'on observe un mouvement de roulement; c'est pourquoi l'action de l'orthèse doit générer une possibilité de glissement maximum en réduisant les forces de compression sur l'articulation[45].

La perpendicularité des forces et la distance du point d'application de l'axe de mouvement sont des aspects fondamentaux pour limiter la composante de rotation et favoriser celle de glissement.

1. MOMENT DE ROTATION

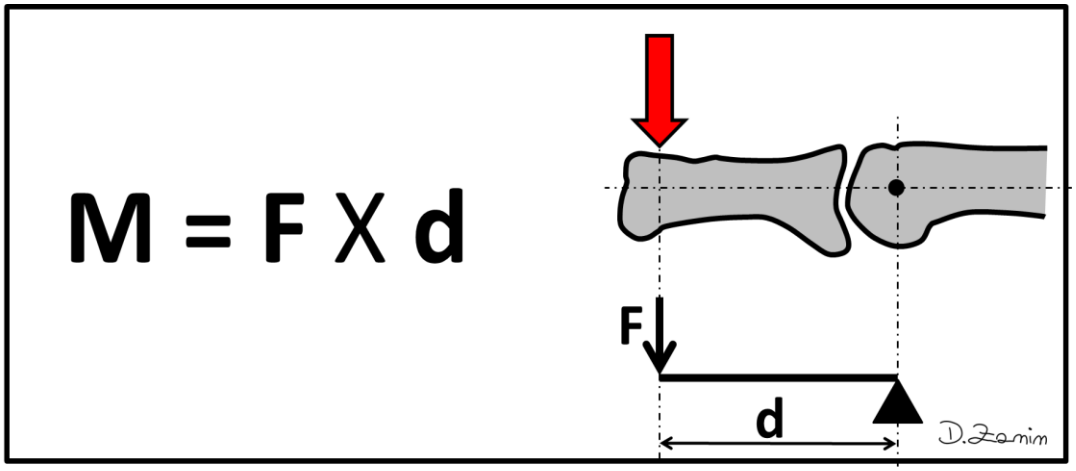
   Le moment de rotation est le potentiel d'une force à produire la rotation d'un levier autour d'un axe.

   L'intensité du moment de rotation dépend de deux facteurs:

   l'intensité de la force;

   la distance du point d'application de la force de l'axe de mouvement.

   L'intensité du moment de rotation est proportionnelle à la force et à la distance.



2. POINT D'APPLICATION / BRAS DE LEVIER

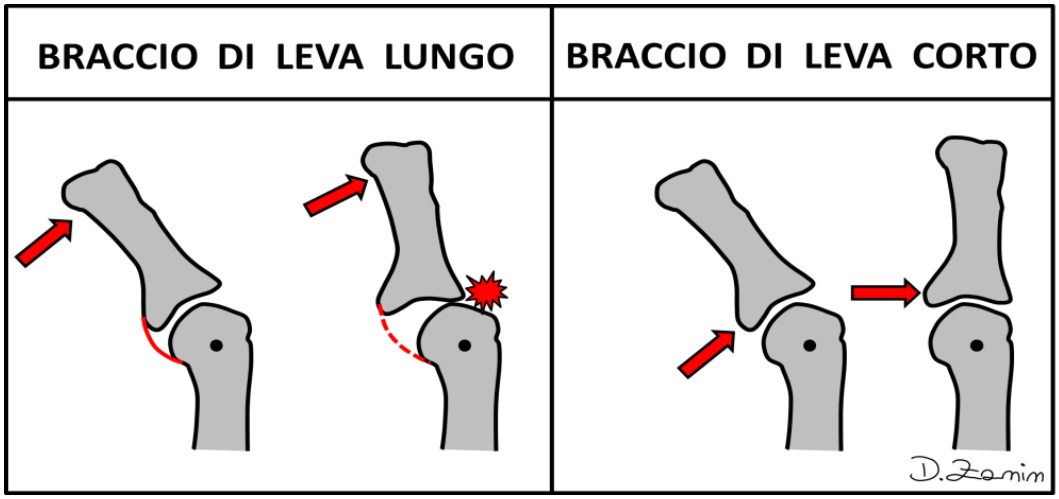
   On entend par bras de levier la distance entre le point d'application de la force et l'axe du mouvement.

   Un ***bras de levier long*** génère toujours une forte rotation des surfaces articulaires au détriment des composantes de glissement qui résultent modestes; de cette manière, on

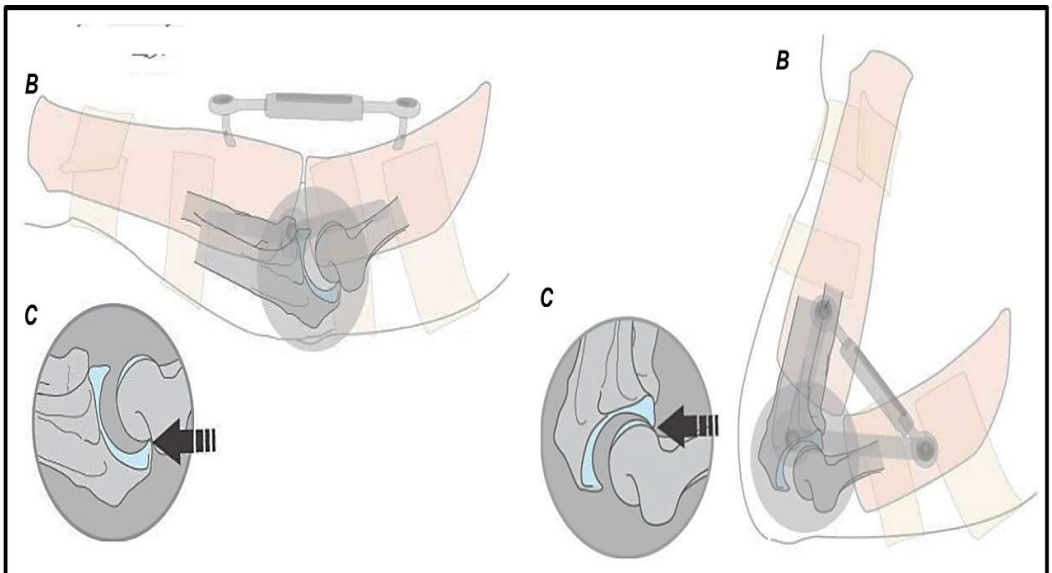
[45] Szekeres M. A biomechanical analysis of static progressive elbow flexion splinting. J Hand Ther. 2006;19(1):34–8.

obtient un conflit articulaire (impingement) et un étirement des structures péri-articulaires qui déclenchent un réflexe nociceptif et l'inhibition du mouvement volontaire.

Un ***bras de levier court*** génère un glissement des surfaces articulaires réduisant ainsi la composante de rotation. La cinétique articulaire physiologique du mouvement est ainsi respectée[46 47].



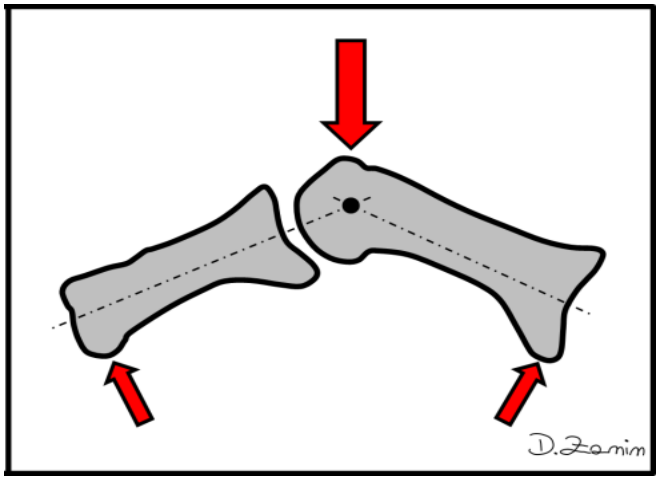
Une poussée avec un long bras de levier appliquée au niveau du coude provoque un conflit articulaire, postérieur ou antérieur selon la direction de la sollicitation, et engendre ainsi une douleur, une inflammation et une inhibition du mouvement volontaire.



Pipicelli et al.; Therapeutic Implications of the Radiographic "Drop Sign" Following Elbow Dislocation Journal of Hand Therapy, Volume 25, Issue 3, July–September 2012, Pages 346-354.

[46] Brand PW, Hollister AM. Clinical mechanics of the hand. 3rd edition. St Louis (MO): Mosby Inc.
[47] Thomas D., et al. Rééducation Du Poignet Et De La Main; 2013 Elsevier Masson

Les insertions tendineuses sont toutes localisées à la base de l'os (bras de levier court); le tendon "***tire***" et le mouvement obtenu est un mouvement de rotation et de glissement.
Une orthèse, au même titre qu'une mobilisation passive, "***pousse***" avec un long bras de levier, situation contraire au mouvement physiologique.
Dans sa conception, il est nécessaire que l'application des forces correctrices soit le plus proche possible de l'axe transversal de l'articulation et perpendiculaire à l'axe longitudinal du segment.
La majeure partie des tuteurs, qu'ils soient de mobilisation ou non, utilisent trois points d'appui et de pression. Les composantes proximale et distale ont une même direction, alors que l'intermédiaire, quant à elle localisée sur l'axe transversal de l'articulation, a une direction opposée et une intensité équivalente à la somme des deux autres.

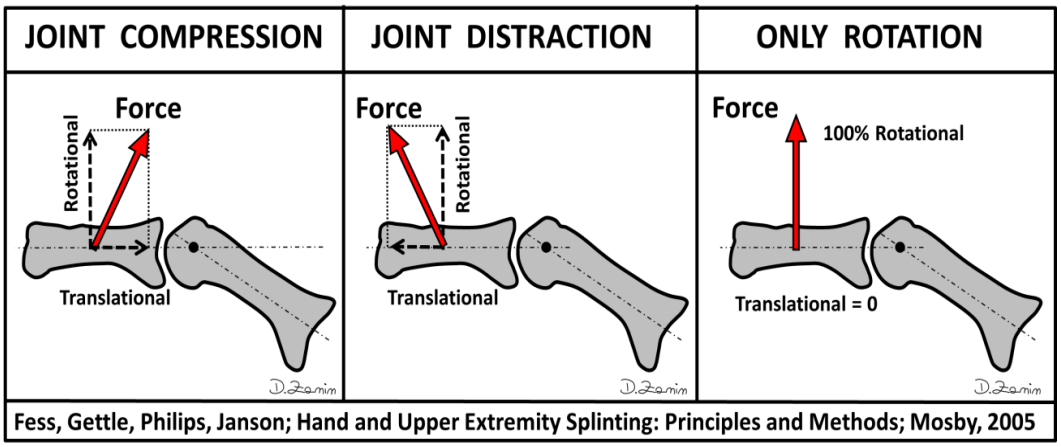


3. PERPENDICULARITE DES FORCES

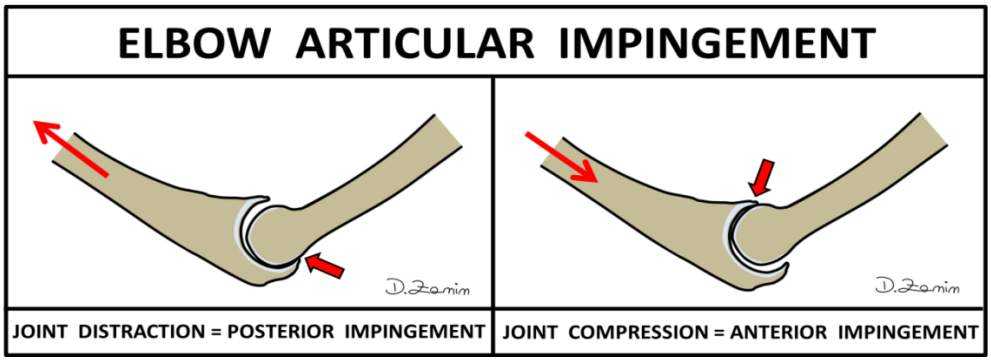
Chaque force appliquée à un segment corporel afin d'augmenter l'amplitude articulaire produit 2 composantes vectorielles:

- ***Composante de rotation***: composante efficace pour la mobilisation du segment;
- ***Composante de translation***: sur l'axe longitudinal du segment, elle peut être de compression ou de traction.

La force doit être appliquée perpendiculairement au segment de manière à annuler la composante de translation et à avoir une efficacité maximale en rotation.



Au niveau du coude, les composantes de translation, qu'elles soient de compression ou de traction, provoquent toujours un conflit articulaire non desiré et sollicitent directement les moyens de synthèse avec des charges pouvant rejoindre des chiffres potentiellement dommageables.



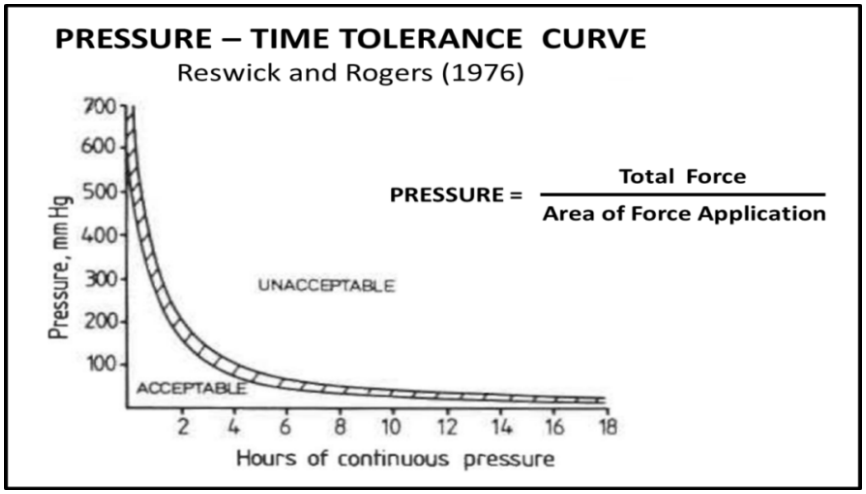
Pour limiter ces sollicitations non désirées, il est nécessaire que les forces appliquées sur le segment soient perpendiculaires, et si cela est possible, recourir à des orthèses avec une structure articulaire à axe fixe, capable d'amortir, au moins en partie, les forces longitudinales à l'axe longitudinal[48].

4. POINTS D'APPUI

5.5.2.4.1. SURFACES D'APPLICATION DES FORCES

Les matériaux employés sont habituellement rigides et une pression excessive au niveau des appuis peut provoquer des lésions de la surface cutanée et souscutanée, en particulier au niveau des reliefs osseux et des zones où se situent les structures nobles, nerfs et veines, qui sont plus superficiels.

Il est en outre essentiel de considérer que l'orthèse sera portée plusieurs heures par jour, ce qui réduit la tolérance de la peau aux pressions à long terme[49].

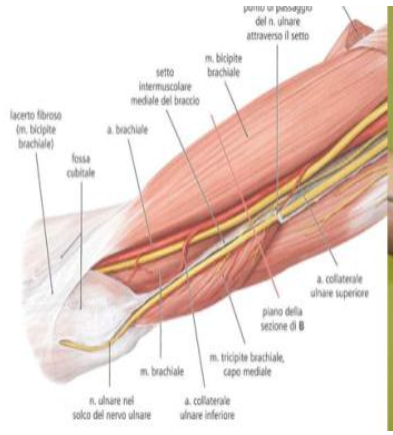


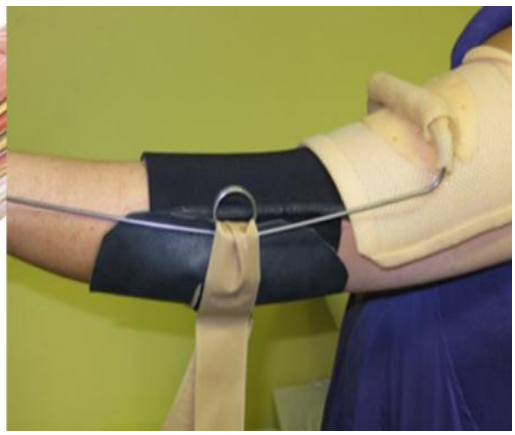
[48] Szekeres M.; A biomechanical analysis of static progressive elbow flexion splinting; JHT Volume 19, Issue 1, January–March 2006, Pages 34-38.

[49] ReswicK, J. B., ROGERS, J. E. (1976). Experience at Rancho Los Amigos Hospital with devices and techniques to prevent pressure sores. In: Bedsore biomechanics; proceedings of a seminar on tissue viability and clinical application. Eds. R. M. Kenedi. J. M. Cowden. J T. Scales. — London: Macmillan. p301-310

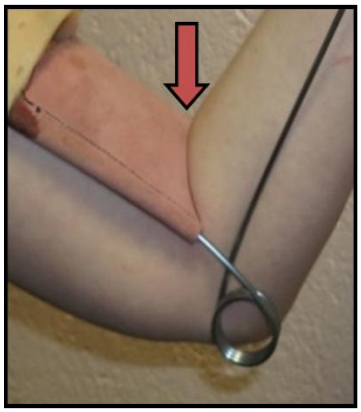
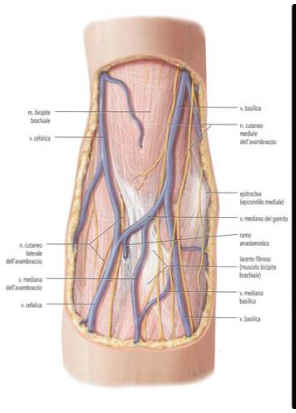
Plus les appuis seront répartis, plus l'orthèse sera confortable et tolérée.
On retient que la force appliquée par l'orthèse sur le segment corporel ne doit pas dépasser les 50 mm Hg[50].
Certaines zones sont particulièrement vulnérables, ce qui nous contraint à prendre en considération certains points au moment de la confection:
Au niveau du coude, les structures nobles superficielles sont nombreuses, et donc vulnérables aux pressions élevées.

- La présence du nerf ulnaire postérieurement au niveau de sa gouttière sur l'ulna nécessite l'utilisation de coussinets et d'appuis amples et souples pour éviter les compressions directes sur le nerf; dans certains cas, on pourra recourir à des tubes en néoprène.



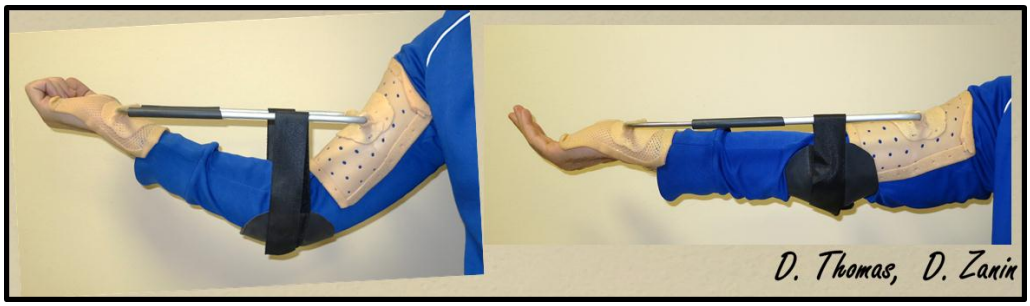


- Sur sa partie antérieure, le coude est riche en veines et nerfs superficiels, c'est pourquoi il est déconseillé d'utiliser des appuis directs sur cette zone.

Les points d'appuis de l'orthèse aux extrémités proximales et distales doivent garantir sur toute l'amplitude de flexion-extension du coude une distribution des forces optimales.
D'après l'expérience acquise avec les tuteurs dyna-statiques pour le traitement des raideurs en flexion de l'IPP et du coude, Thomas[51] décrit les avantages d'adopter des appuis à bascule, capables de s'adapter au segment et d'éviter des zones d'hyperpression.

[50] Brand PW, Hollister AM. Clinical mechanics of the hand. 3rd edition. St Louis (MO): Mosby Inc.
[51] Thomas, Borelli P.; La riabilitazione della mano traumatizzata con ortesi statico-dinamiche; 1992 Marrapese.

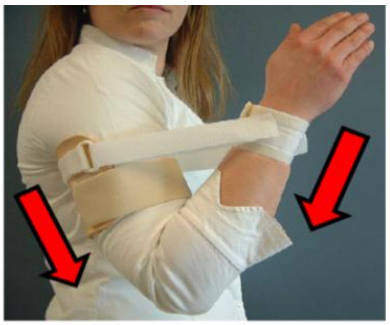


Les appuis à bascule permettent à l'orthèse de s'adapter au segment quelque soit le degré de flexion-extension sans qu'il soit nécessaire de le modifier chaque fois qu'il y a une amélioration de l'amplitude articulaire.

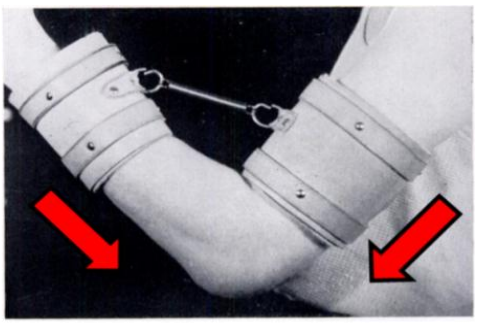
5.5.2.4.2. STABILITÉ DES POINTS D'APPUI

Les appuis de l'orthèse doivent adhérer au segment. L'orthèse et le segment sur lequel elle s'applique doivent constituer un système unique dont le seul mouvement prévu est celui allant vers le gain d'amplitude

Dans les orthèses de mobilisation pro-flexion qui n'utilisent pas une structures rigide à axes fixes, les appuis ont tendance à glisser ce qui rend l'orthèse peux efficace et incommode.

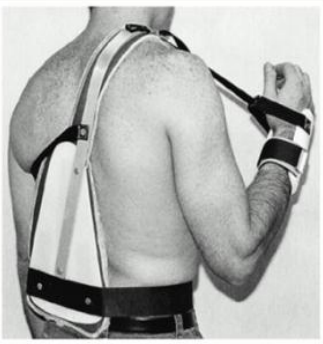


SZEKERES; Journal of Hand Therapy, 2006



WYNN PARRY; JBJS VOL. 37 B, NO. 4, NOVEMBER 1955

Pour assurer de façon efficace l'orthèse au membre, certains auteurs ont proposé des solutions ou l'appui proximal est fixé au thorax et l'appui distal est constitué d'un module anté-brachio métacarpien.



Morrey, B. F.: The use of splints for the stiff elbows. Perspect. Orthop. Surg., 1: 141-144, 1990.

5. SYSTEMES DE LEVIER ET AVANTAGE MECANIQUE

Dans les orthèse, le moment de rotation est habituellement appliqué à l'articulation au moyen d'un levier.

Les leviers sont des structures rigides au travers desquelles la force produit un mouvement de rotation autour d'un axe fixe.

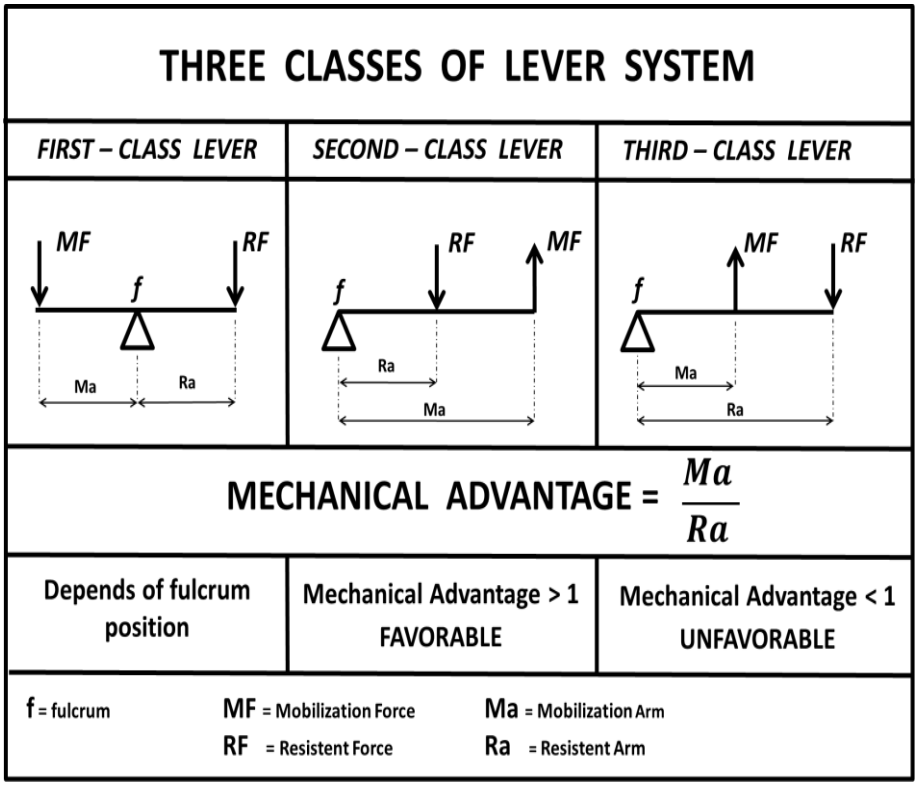
Un levier est composé de:

- ***Fulcrum (f)***: habituellement il correspond à l'axe de l'articulation
- ***Bras mobilisateur*** – ***Mobilization Arm (Ma)***: segment du splint sur lequel est appliqué la force mobilisatrice – Mobilization Force (Fm)
- ***Bras Résistant*** – ***Resistent Arm (RA)***: segment du membre sur lequel est appliquée la force résistante (Fr) qui résiste à la force mobilisatrice.

La ***Force Mobilisatrice*** et la ***Force Résistante***, agissant autour d'un même axe fixe, créent deux moments opposés autour d'un fulcrum.

Les composantes de ce système peuvent être localisées de manière à créer différents leviers, chacun avec une efficacité caractéristique.

L'avantage Mécanique – ***Mechanical Advantage (MA)*** d'un levier est défini par le rapport entre la longueur du bras mobilisateur et celle du bras résistant.

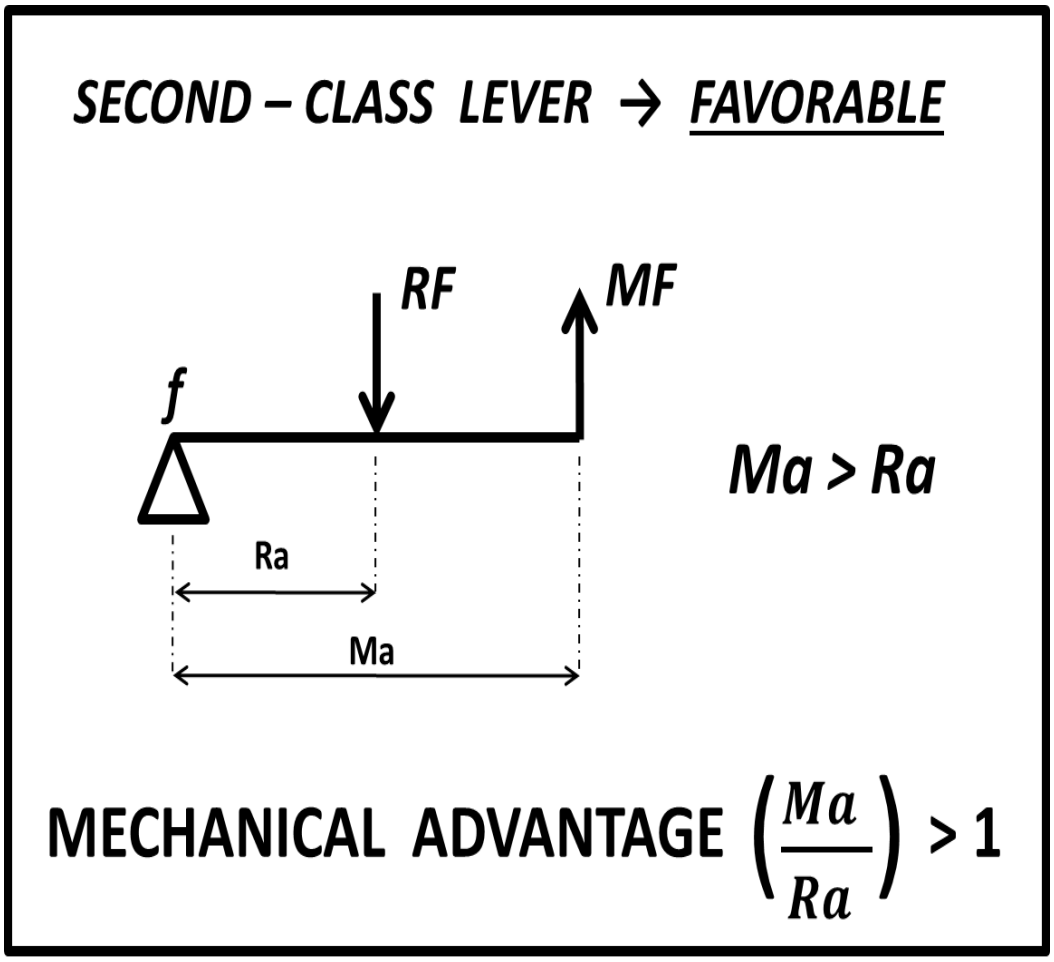


L'orthèse, système de levier, doit avoir le maximum d'efficacité possible.

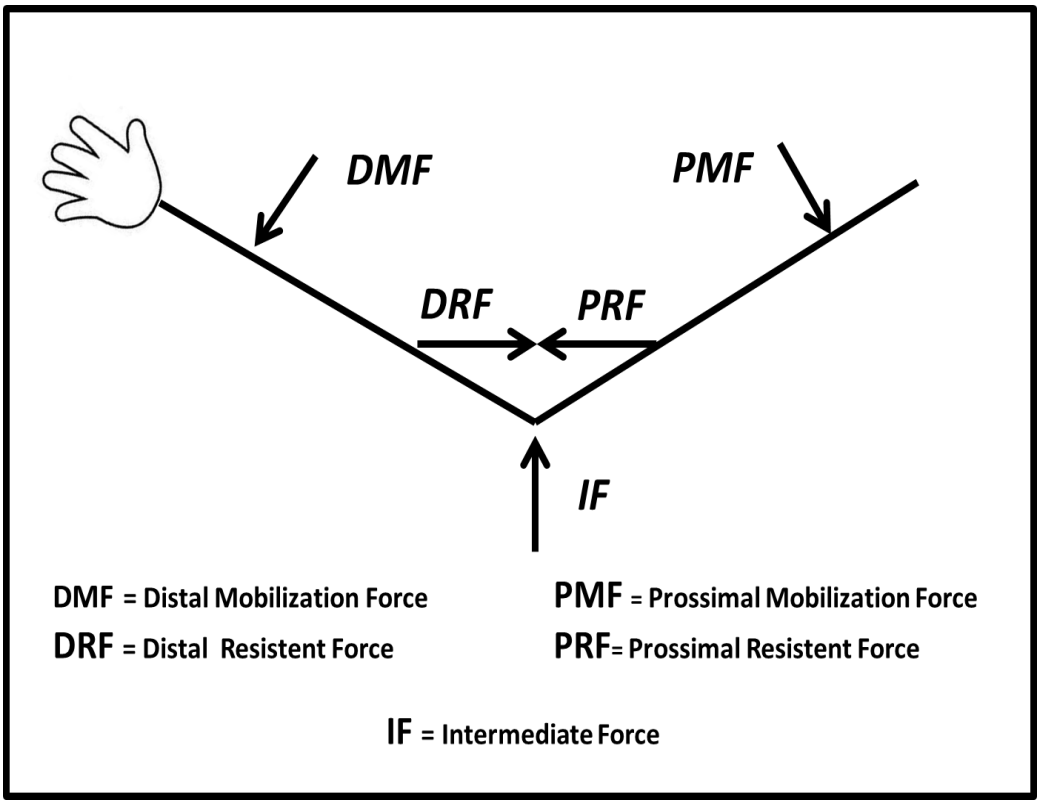
C'est pourquoi, dans sa fabrication, on aura de préférence recours à des leviers de classe 2, ou à des équivalents.

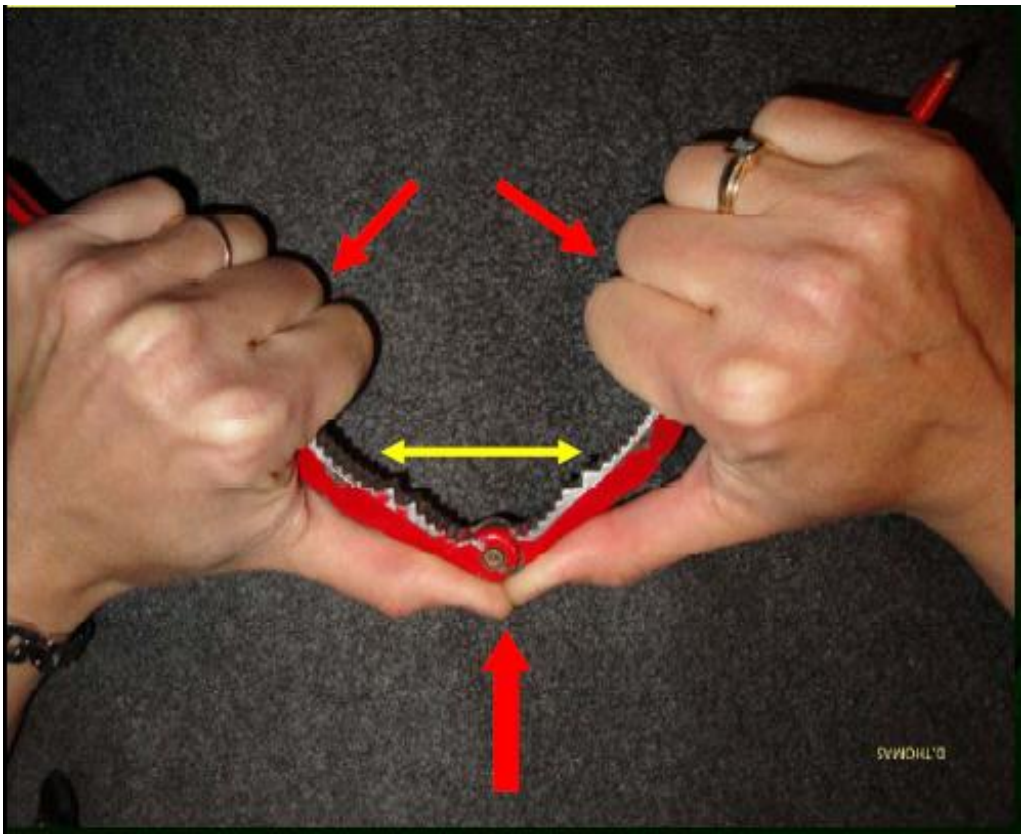
6. SYSTEMES DE LEVIER POUR LES ORTHESES DE MOBILISATION

Lors de la fabrication d'une orthèse, le thérapeute doit appliquer des concepts mécaniques de base pour obtenir un système de levier avantageux à but thérapeutique.
Comme énoncé précédemment, le type de levier le plus avantageux, et le plus utilisé, est celui de classe 2: le bras résistant est inférieur au bras mobilisateur.

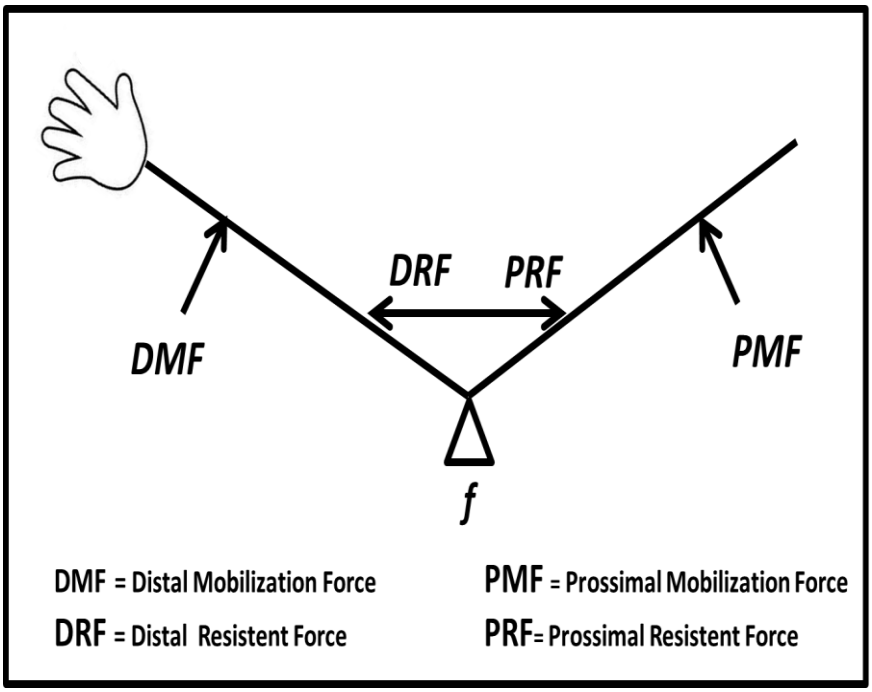


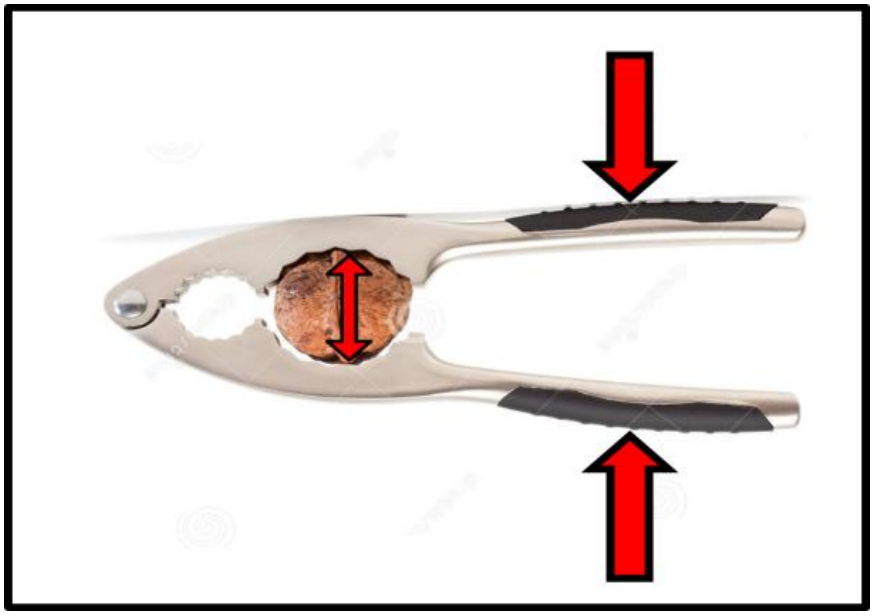
Prenons l'exemple d'un tuteur de mobilisation pro-extension du coude.
Si on considère le système membre/ orthèse, le fulcrum correspond à l'axe anatomique de l'articulation, le point d'application de la force résistante coincide avec l'insertion des tissus péri-articulaires rétractés (fibrose, adhérences, rétractions capsulo-ligamentaires), et celui de la force mobilisatrice correspond au point d'application du tuteur.
En théorie le système est comparable à un levier de type 2, mais en pratique, l'action mobilisatrice du tuteur n'est pas circonscrite au point d'appui distal uniquement, mais à l'ensemble des trois points d'appuis.
Le tuteur ne génère plus seulement un seul levier, mais bien deux, un proximal, et un distal au fulcrum, avec des directions opposées mais efficaces dans leur but thérapeutique.
Ce système se nomme ***DOUBLE LEVIER DE SECOND TYPE***.
La poussée de l'appui intermédiaire sur le coude annule les composantes de compression aux forces de résistance directes sur l'articulation.





Dans le cas d'un tuteur pro-flexion, le système mis en place est proche de celui à double levier de type 2, à l'exception qu'il n'y a pas d'appui intermédiaire; les composantes de compression ne sont donc pas annulées.





Dans les précédents exemples théoriques énoncés, nous avons émis l'hypothèse d'une action de l'orthèse perpendiculaire à l'axe longitudinal du segment, même si ce n'est pas toujours le cas dans la réalité.
Une force non perpendiculaire développe des composantes indésirables de compression et de traction au niveau de l'articulation.
C'est pourquoi, le thérapeute devra toujours préférer une orthèse capable de garantir une appilcation de la force perpendiculaire à l'axe longitudinal du membre.

5.5.3. ELEMENTS MOBILISATEURS

On définit comme éléments mobilisateurs, les composantes de l'orthèse qui génèrent la force nécessaire à l'amélioration de l'amplitude articulaire passive.

Le choix de ces derniers se fait en fonction du:

- type de l'orthèse choisi (statique progressive, dynamique, etc.);
- l'amplitude articulaire du segment;
- la dextérité du thérapeute;
- la coopération thérapeutique du patient.

Ils peuvent avoir une action:

- **LINEAIRE**

  la force développée par l'élément a une direction linéaire et est directement proportionnelle à la variation de sa longueur.

  Mis à part l'orthèse "Dynasplint", dont les ressorts de traction se situe à l'intérieur de la structure de l'orthèse , l'application de la force devra être le plus perpendiculaire possible, ce qui rend difficile l'accès à cette catégorie d l'orthèse.

  Exemples d'éléments mobilisateurs linéaires; ils peuvent être:

  - Élastiques
  - Ressorts de traction
  - Ridoir

- **DE TORSION**

  La force développée par l'élément prend une direction curviligne.

  Ces éléments peuvent être positionnés seulement en regard de l'axe anatomique du coude.

  Voici quelques exemples d'éléments mobilisateurs de torsion:

  - Ressort de torsion
  - Mécanisme à vis sans fin

  Ces systèmes sont souvent peu encombrants, on réussit ainsi à obtenir des orthèses de taille discrète.

Les éléments mobilisateurs peuvent être classés en tant que statiques progressifs et dynamiques.

Reprenons brièvement chacune des caractéristiques énoncés précédemment:

- **<u>ELEMENTS MOBILISATEURS STATIQUES-PROGRESSIFS</u>**

  Constitués de composants NON ELASTIQUES afin de générer un moment sur une articulation bloquée et provoquer un changement progressif du PROM.

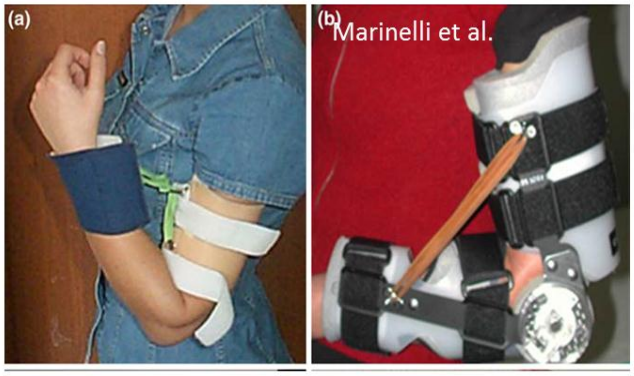
  Ces éléments permettent au patient de régler la force sur les tissus rétractés sans risque de dépasser la tension maximum pouvant être tolérée, occasionnant au delà des dommages tissulaires.

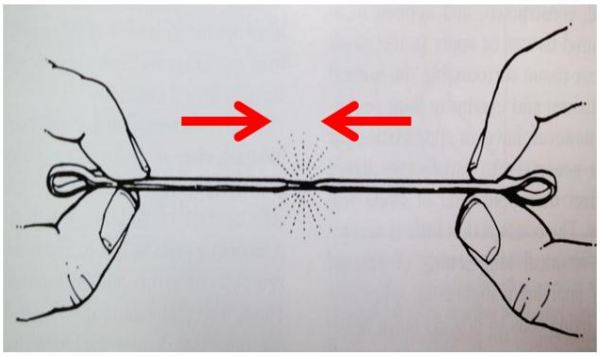
- **<u>ELEMENTS MOBILISATEURS DYNAMIQUES</u>**

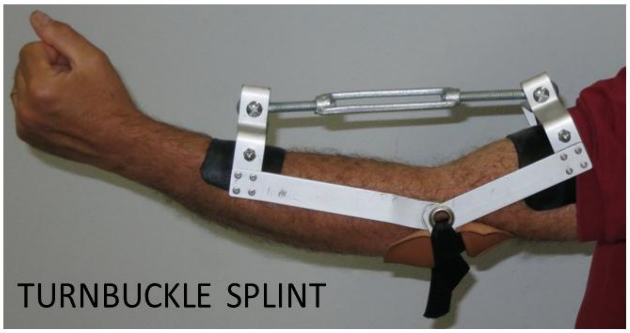
  constitués d'ELEMENTS ELASTIQUES (Ressorts, élastiques, etc.) capables de générer une force élastique qui tend à ramener l'élément dans sa position/longueur initiale.

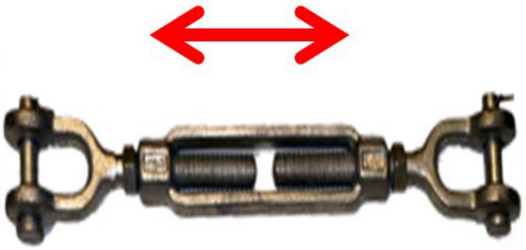
  Le réglage de ces tensions est souvent difficile à gérer par le patient, qui, si elles sont excessives, peuvent provoquer des microtraumatismes sur les tissus rétractés.

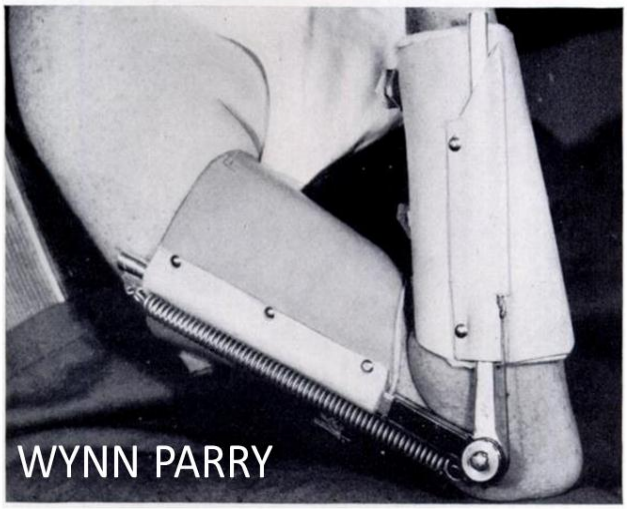
LINEAR TRACTION DEVICES

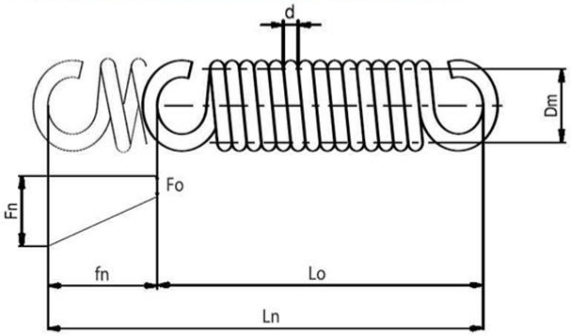


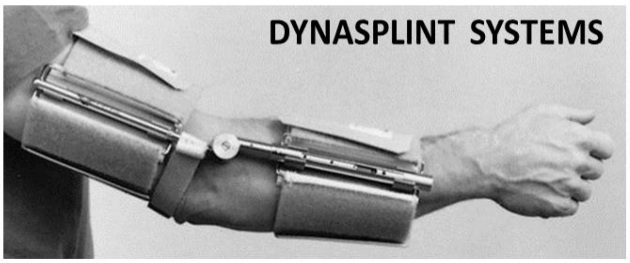


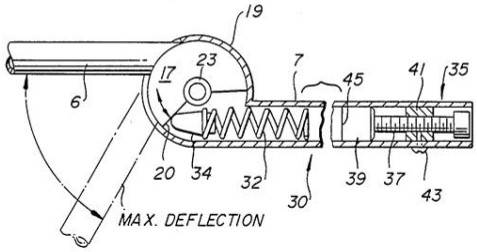




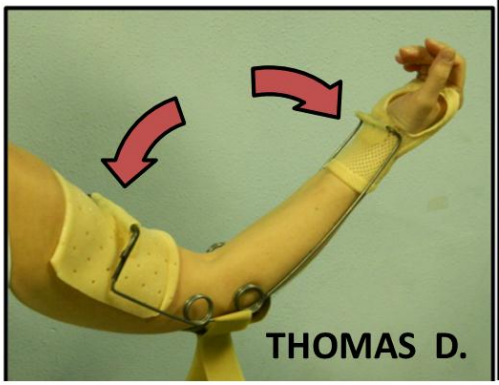


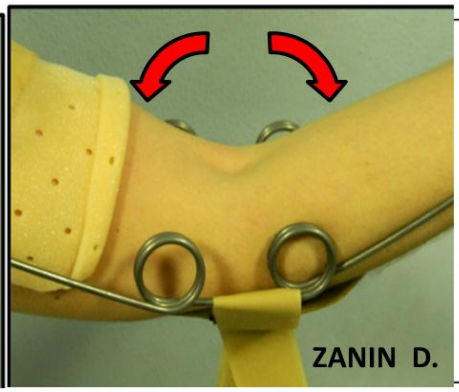


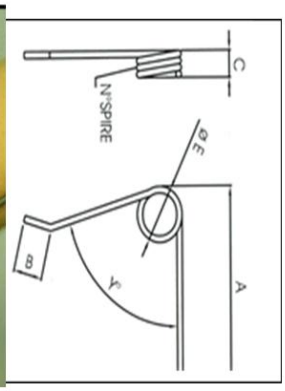


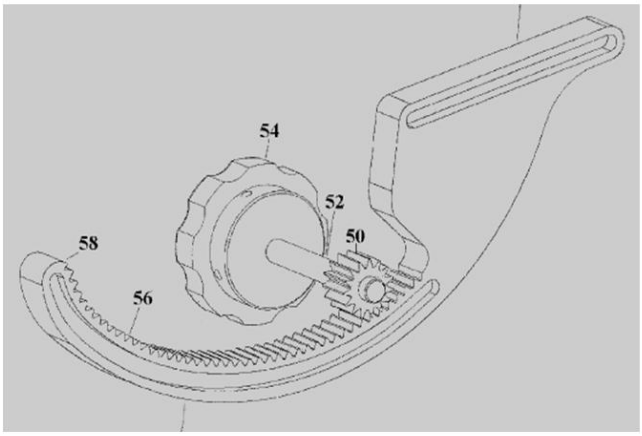


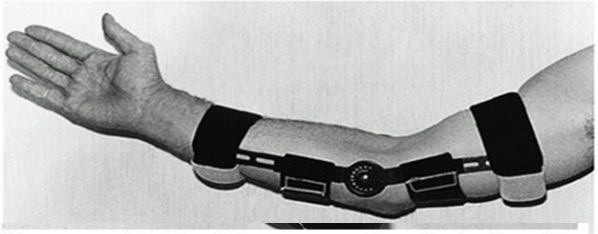
TORSIONAL TRACTION DEVICES



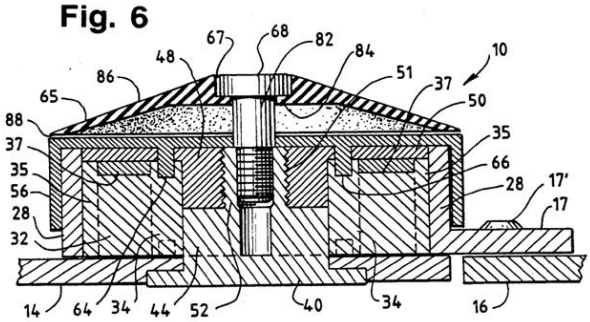


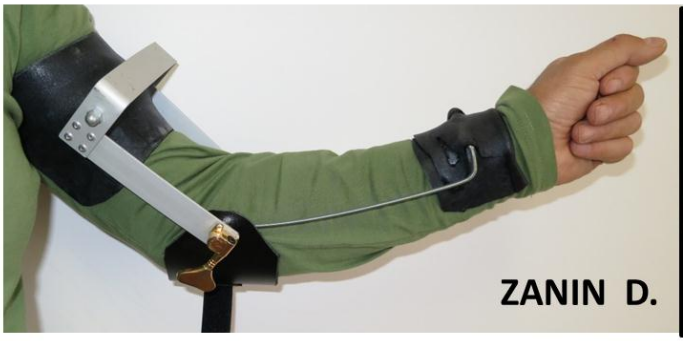


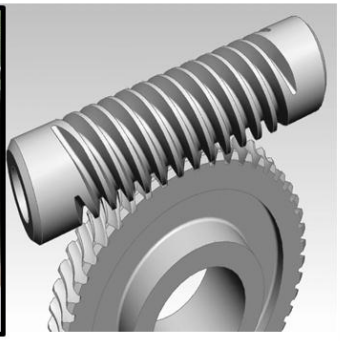




Morrey, B. F.: The use of splints for the stiff elbows. Perspect. Orthop. Surg., 1: 141-144, 1990.



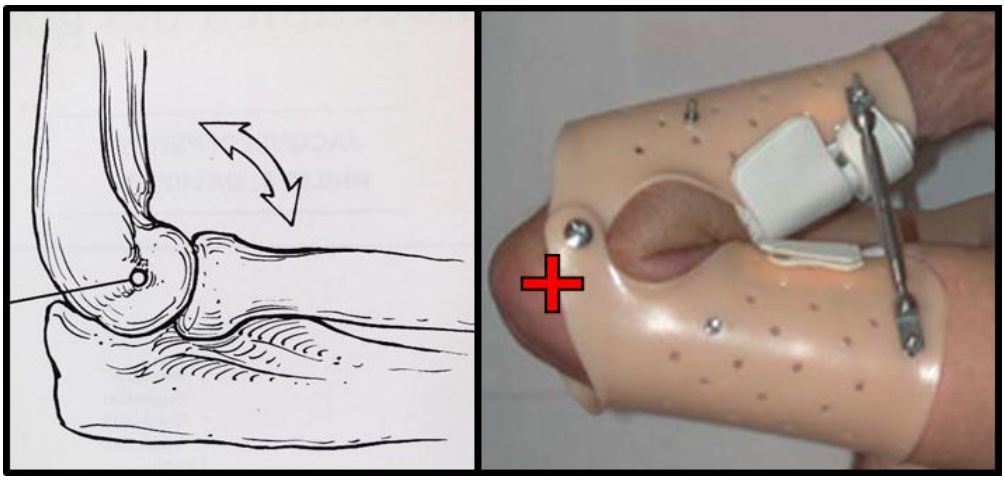




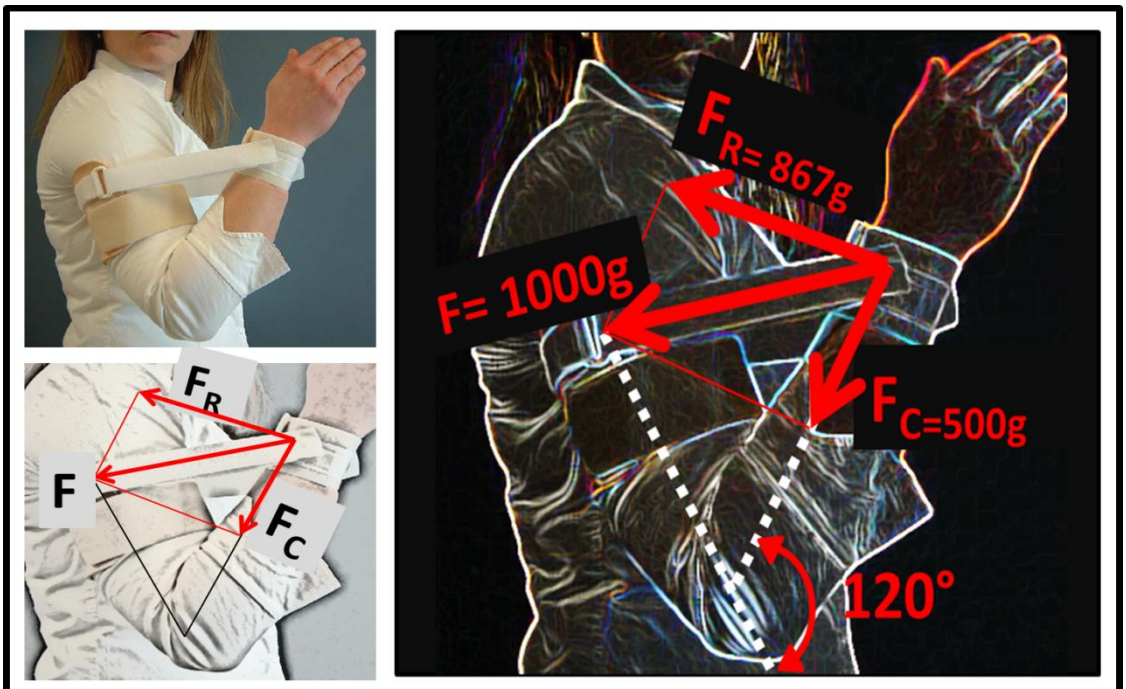
5.5.4.ORTHESES ARTICULES/ NON ARTICULES

Le mouvement de flexion – extension du coude se déroule au niveau de l'articulation huméro-ulnaire et huméro-radiale, et comme pour toutes les articulations, il est composé d'une composante de rotation et d'une composante de glissement.

Pour les orthèses articulées à axe fixe, il est impossible de reproduire correctement la combinaison de glissement des surfaces articulaires sur toute l'amplitude du mouvement; c'est pourquoi dans des degrés maximum de flexion – extension où l'axe de l'orthèse ne coincide pas avec l'axe articulaire, on aura des altérations de toutes les composantes vectorielles de la force, ou bien une limitation de l'amplitude du coude par l'orthèse , ce qui est un paradoxe pour une orthèse de mobilisation.



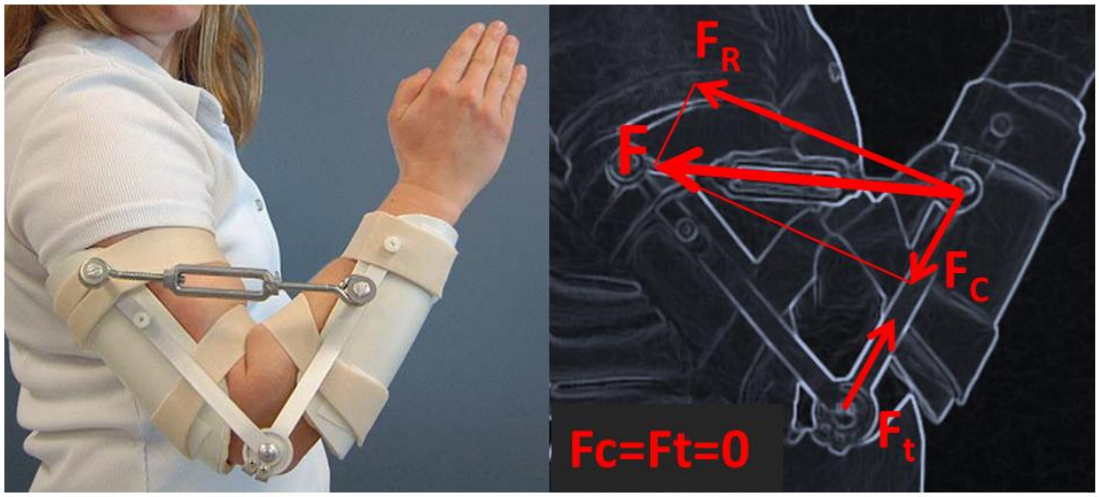
Cependant, une structure à axe rigide offre l'avantage d'équilibrer et d'amortir les forces longitudinales (compression et traction) qui se répercutent directement sur les surfaces articulaires.



Mike Szekeres; JHT *Volume 19, Issue 1, January–March 2006, Pages 34-38*

Il a été démontré que ces forces rejoignent des niveaux d'intensité importante; les seules solutions pour les neutraliser étant:

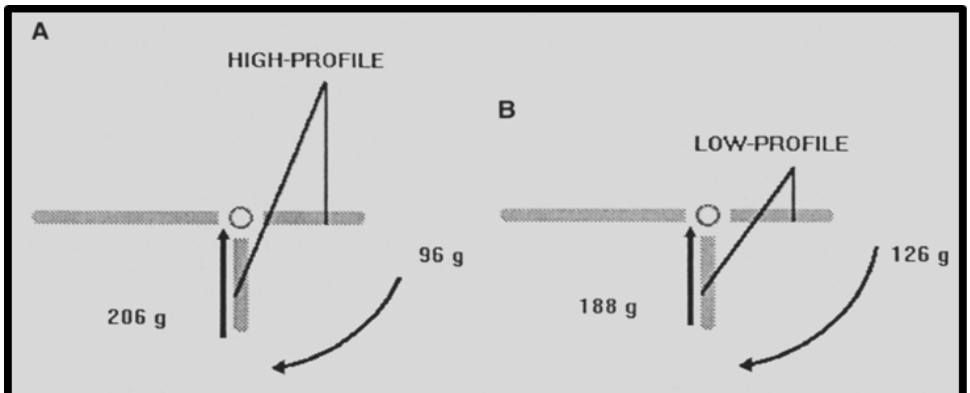
- Adopter une structure à axe fixe, en prenant en compte les éléments énoncés précédemment
- Perpendicularité de la poussée: un angle d'application de 90° réduit complétement les composantes longitudinales indésirables.



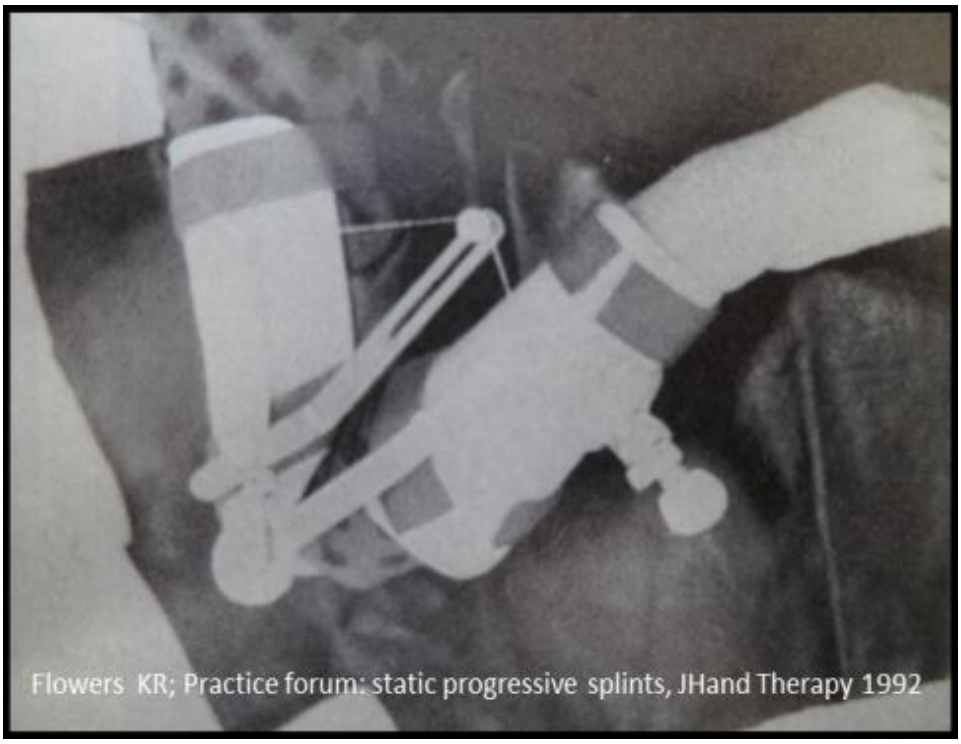
Mike Szekeres; JHT *Volume 19, Issue 1, January–March 2006, Pages 34-38*

5.5.5. PROFIL HAUT PROFIL BAS (HIGH – PROFILE / LOW – PROFILE)

L'expérience acquise dans le domaine de la rééducation de la main a permis de comprendre comment un "design high – profile" d'une orthèse de mobilisation garantit une meilleur perpendicularité des forces appliquées au segment intéressé et demande par la suite moins de modifications de l'orthèse par rapport à un "design low – profile"[52].



Elaine Ewing Fess; Splints: Mechanics versus Convention. Journal of Hand Therapy, Volume 8, Issue 2, April–June 1995, Pages 124-130



Flowers KR; Practice forum: static progressive splints, JHand Therapy 1992

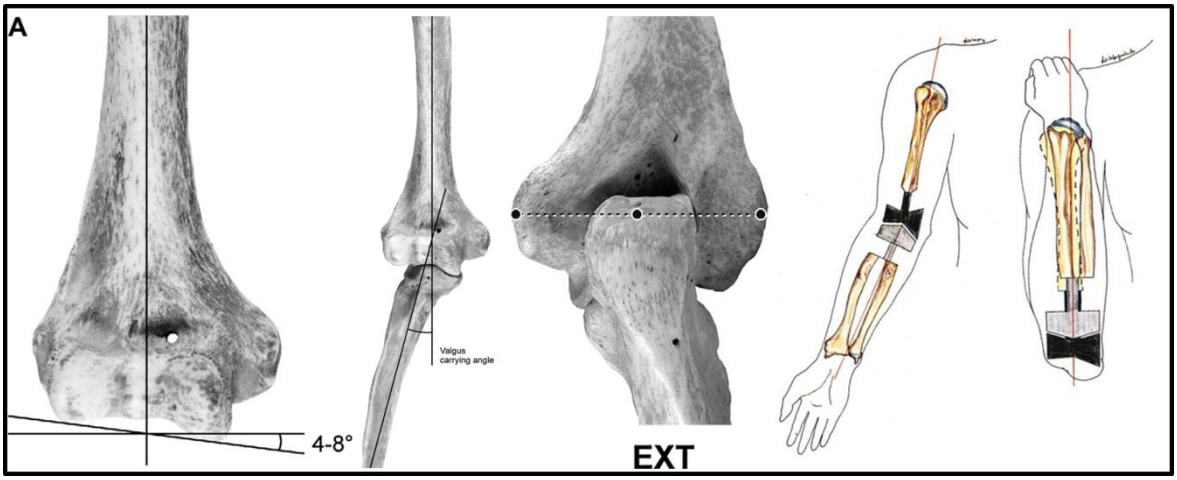
D'autre part le "design high – profile" se révèle encombrant et peu convivial, on préfèrera donc dans notre pratique quotidienne le "low – profile".

Cette problématique est d'actualité dans le domaine de la rééducation du coude; des orthèses trop volumineux, même si mécaniquement correctes, seraient un obstacle pour toute activité et ne seraient pas portés suffisamment par le patient.

[52] Elaine Ewing Fess; Splints: Mechanics versus Convention. Journal of Hand Therapy, Volume 8, Issue 2, April–June 1995, Pages 124-130

5.5.6. PRONATION / SUPINATION DE L ‘AVANT-BRAS

Les orthèses de mobilisation pro-extension doivent prendre en compte le valgus physiologique de l'avant-bras (4 – 8° coude en extension et avant-bras en supination).
Les orthèse à axe fixe n'étant pas capable d'accompagner ce movement automatique , il est préférable de positionner l'avant-bras en position neutre, de manière à solliciter un minimum les ligaments collatéraux du coude.



En cas de lésions des ligaments collatéraux, la position de l'avant-bras sera modifiée en fonction des structures à protéger:

- lésion des ligaments collatéraux latéraux: avant-bras en pronation, la tension des muscles extenseurs et supinateurs contribue à la stabilité du compartiment latéral;
- lésion des ligaments collatéraux latéraux: avant-bras en supination; , la tension des muscles fléchisseurs et pronateurs contribue à la stabilité du compartiment médial;
- lésion des ligaments collatéraux médiaux et latéraux: avant-bras en position neutre[53].

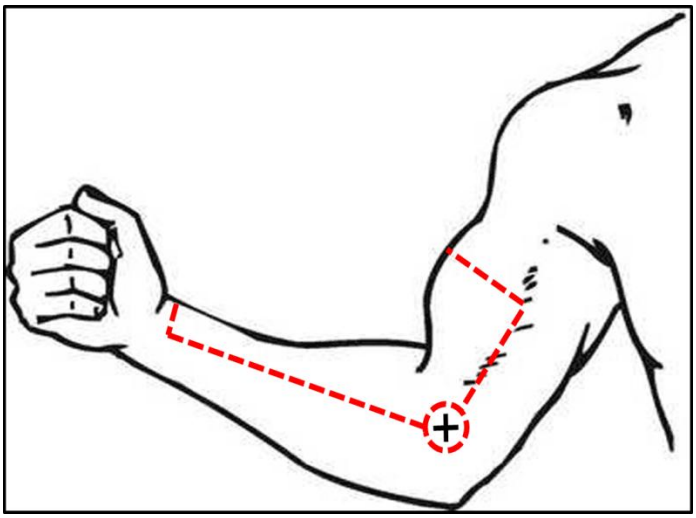
53 Pipicelli Joey G., Shrikant J. Chinchalkar, Ruby Grewal, Graham J.W. King; Therapeutic Implications of the Radiographic “Drop Sign” Following Elbow Dislocation Journal of Hand Therapy, Volume 25, Issue 3, July–September 2012, Pages 346-354.

6. ORTHESE DYNASTATIQUE PRO – EXTENSION type “CAPENER”

D'après les principes mécaniques démontrés dans les chapitres précédents, il est compréhensible que la plupart des orthèses décrites dans les livres et commercialisées actuellement présentent des défauts qui influent négativement sur leur efficacité et sur leur utilisation pendant les activités quotidiennes.
Dans notre pratique clinique, on préfèrera des orthèses fabriqués sur mesure et inspirées du concept “lively splint” [54] [55] , une structure métallique, des appuis à bascule aux extrémités alors que le contre appui intermédiaire est posé directement sur l'articulation à mobiliser.
C'est en pratique la transposition du tuteur dynastatique nommé “Capener”, qui est utilisé dans le traitement des raideurs en flexion de l'IPP des doigts longs et celui des déformations dites “à boutonnière”.
Cette approche présente de nombreux avantages en terme d'application des poussées, et de simplicité d'utilisation.

6.1. DESCRIPTION DE L'ORTHESE DYNASTATIQUE

Le "Capener du coude" est composé d'une structure métallique rectangulaire (corde à piano), dont la longueur s'étend de la moitié du bras à l'extrémité distale de l'avant bras, sans dépasser l'articulation radio-carpienne.



Des ressorts hélicoïdaux, dont l'axe correspond à l'axe transversal de l'articulation, sont présents de part et d'autre du coude.

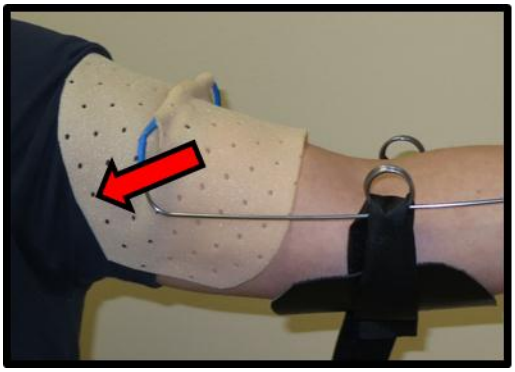
Cette orthèse est doté de trois appuis:

- Appuis aux extrémités en matériau thermoplastique
    - Appui proximal: au niveau du bras, ample et enveloppant afin de distribuer de manière appropriée les pressions sans compression excessive sur le biceps, dont il stimule la contraction. Une marge peut être adaptée au niveau de l'aisselle pour éviter tout point de contact.
    - Appui distal: au niveau de l'extrémité distale de l'avant-bras, poignet inclus pour éviter que l'orthèse glisse et tourne autour du segment.

[54] Capener N.; The hand in the surgery. J Bone Joint Surgery;1986.
[55] Whynn Parry CB.; Manufacture of lively splints in rehabilitation of the Hand; Butterworths 1986.

Si nécessaire, coussinets ou des épaisseurs de mousse (néoprène) peuvent se positionner pour optimiser le confort.

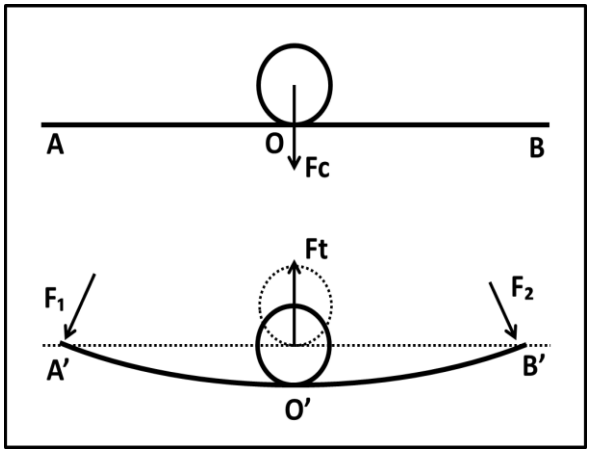
- Contre-appui intermédiaire: appliqué directement sur la face postérieure du coude.
  Ample, confectionné en cuir ou néoprène pour garantir un confort optimal.
  Cette étape nécessite une attention particulière car une pression excessive pourrait provoquer une compression directe sur le nerf ulnaire, engendrant douleurs et paresthésies, qui limiteraient le patient dans le suivi du port de l'orthèse.

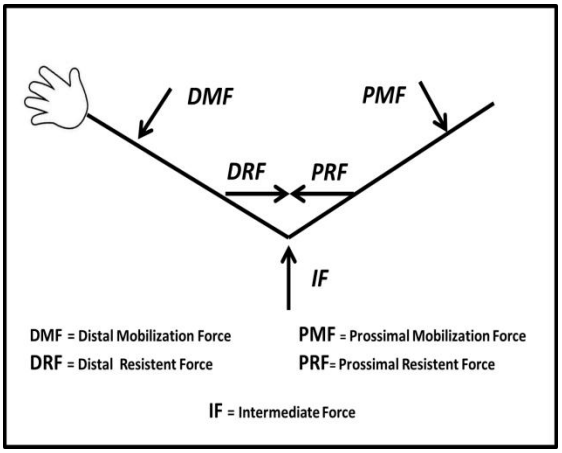


Les appuis à bascule aux extrémités permettent à l'orthèse de s'adapter de manière optimale au membre sans créer des points d'hyperpression.
Le contre-appui intermédiaire est fixé à la structure métallique par deux fermetures velcro passant à l'intérieur des pinces de manière à laisser, là encore, un point de bascule.

6.2. SYSTEME DE MOBILISATION

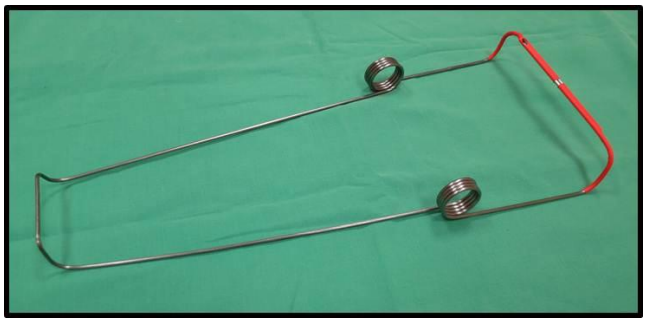
Le tuteur dynastatique est semblable à un système à double levier de type 2.
La particularité de ce tuteur réside dans le fait que, la force mobilisatrice n'est pas développée uniquement par les ressorts hélicoïdaux, mais par l'ensemble de la structure.

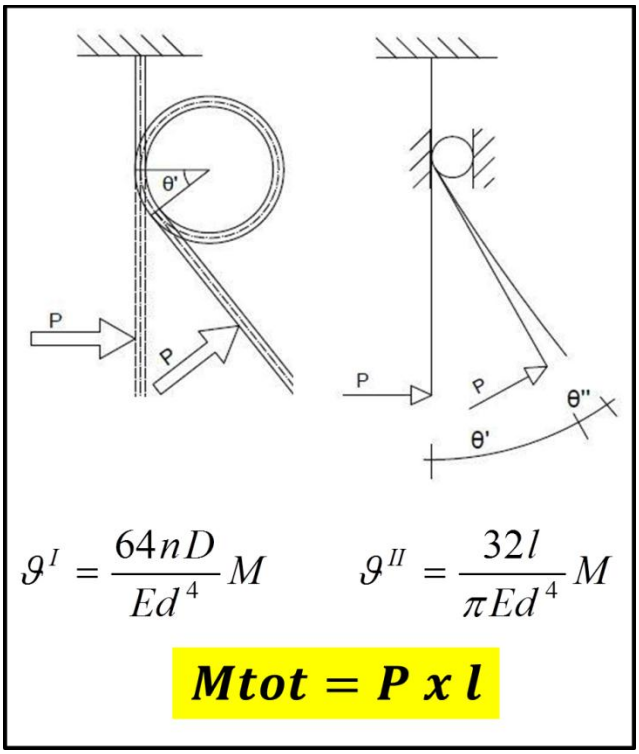




Chaque côté de l'orthèse dynamique utilisé peut être modelé comme un système *barre – ressort - barre*

- Les deux barres, rattachées au ressort en forme de O et sur laquelle s'applique la force Fc, se fléchissent;
- Le ressort à spires, sous l'action de la force Fc, s'enroule autour de ses anneaux.





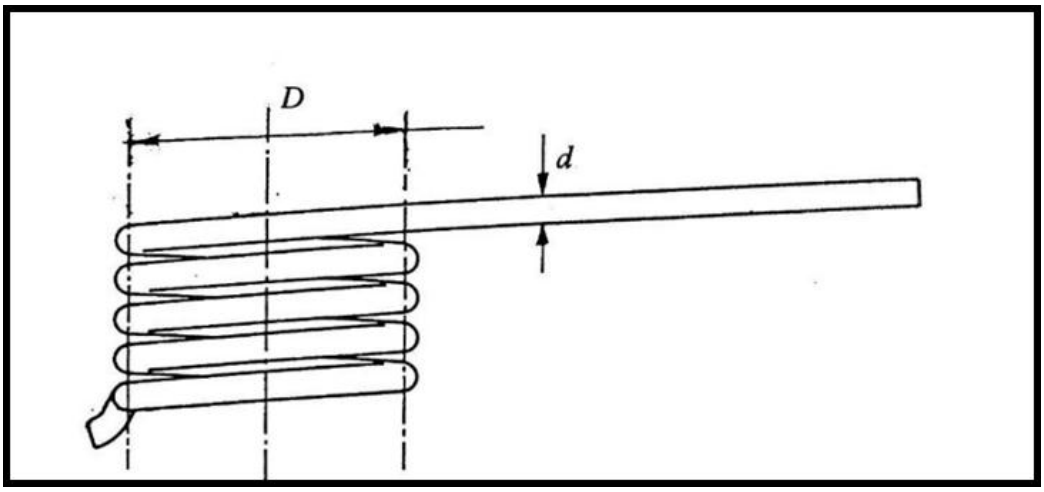
Le moment exercé sur l'articulation est donné par les caractéristiques des spires des ressorts et par la longueurs des barres.

- ϑ' = déflexion totale des spires
- ϑ'' = déflexion de la partie rectiligne
- M = moment élastique total (=Pxl)

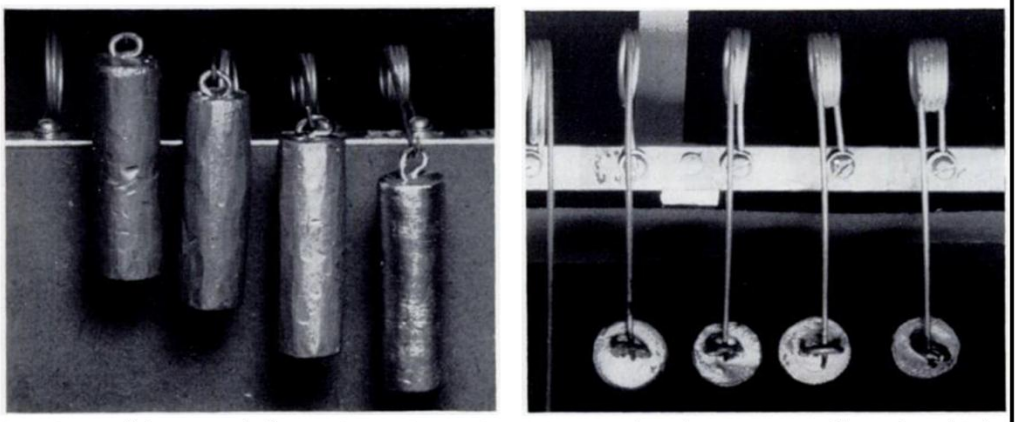
La longueur des barres est inversement proportionnelle au moment exercé, et dépend des dimensions anatomiques du sujet: elle varie donc pour chaque patient.

En revanche, les paramètres des spires des ressorts en détermine le comportement élastique, et la force qu'elle est capable de générer:

- d = diamètre du fil
- E = module d'élasticité de l'acier
- n = nombre de spires
- D = diamètre des spires
- l = longueur de la partie rectiligne



EXPERIMENTAL FRAMEWORK FOR TESTING SPRING ACTION

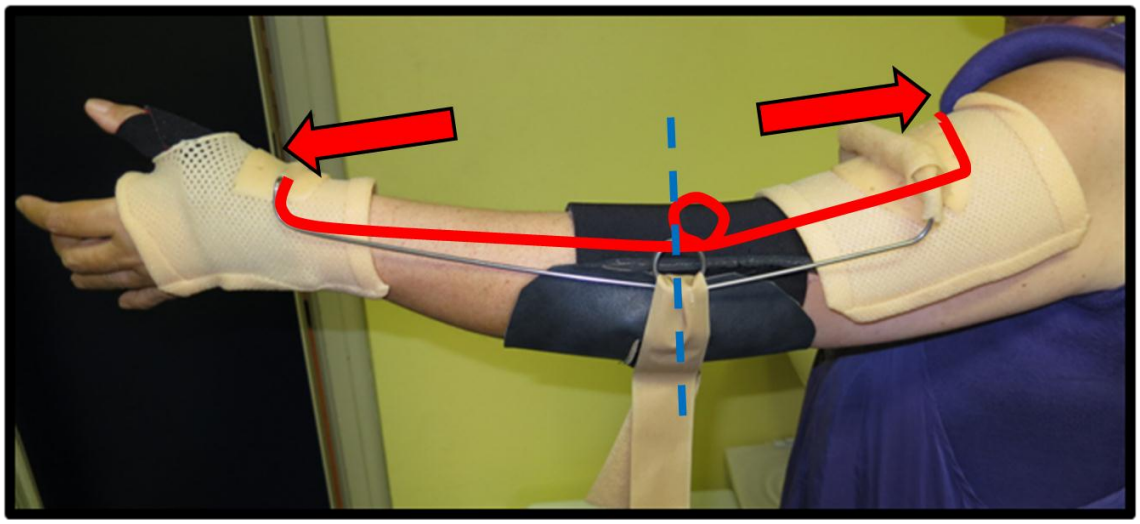


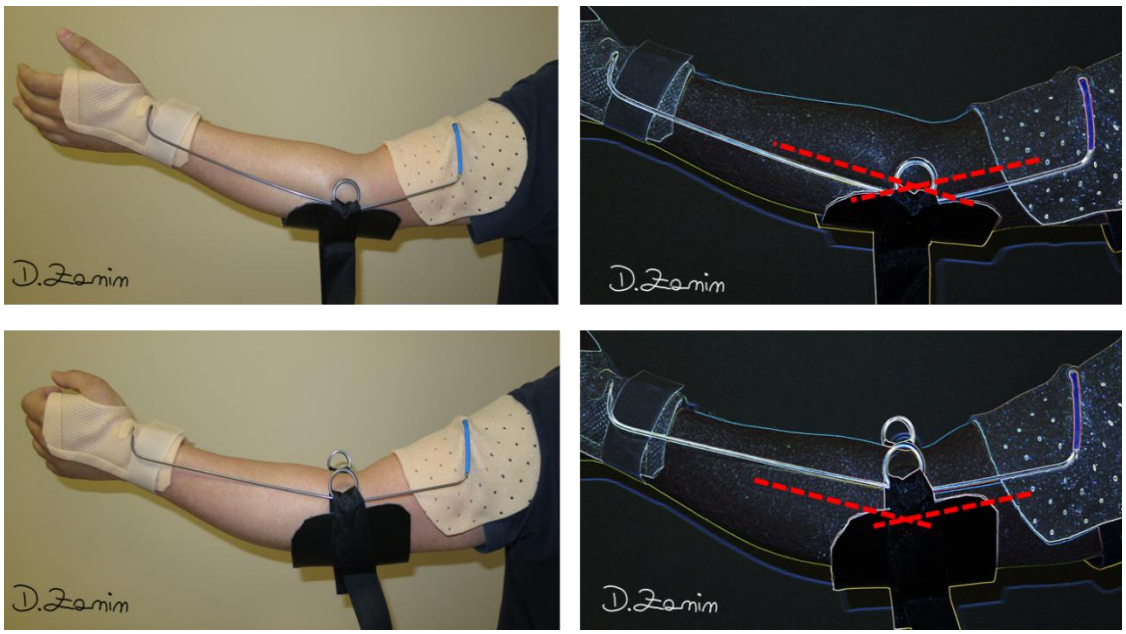
Experimental framework for testing spring action. Here used to demonstrate effect of multiple coils upon the power of the springs. The weights and lever lengths are exactly the same but the wire is coiled once, twice, three and four times.

CAPENER N.. THE HAND IN SURGERY; THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY; 1956

La dimension des ressorts et de l'orthèse ne se basent pas sur des données objectives et prédéfinies, mais sur l'expérience du thérapeute; si le comportement mécanique d'orthèse peut être programmé, l'évaluation et les choix restent toujours subjectifs et non quantitatifs.
Dans les manuels, il n'a, jusqu'à présent, pas été déterminé de tension efficace à appliquer sur un coude afin d'en augmenter l'amplitude articulaire passive.
Une fois atteinte l'extension maximale, l'orthèse perd sa fonction de poussée, et devient une orthèse statique de repos; cet aspect réduit au minimum le risque que présente les orthèses dynamiques, qui continuent d'exercer une poussée une fois la position visée atteinte, et provoquent ainsi des microlésions du tissu cicatriciel et une réaction nociceptive.

Au vu du manque de précision du réglage des forces exercées par l'orthèse, il est d'autant plus important de prévoir correctement la dimension des structures métalliques, et des moyens de fixation du contre-appui intermédiaire.
En desserant les fixations, les ressorts s'ouvrent, et la structure limitée par son appui distal glisse en direction disto-proximale: l'axe de l'orthèse s'éloigne de celui de l'articulation en altérant ainsi l'action.

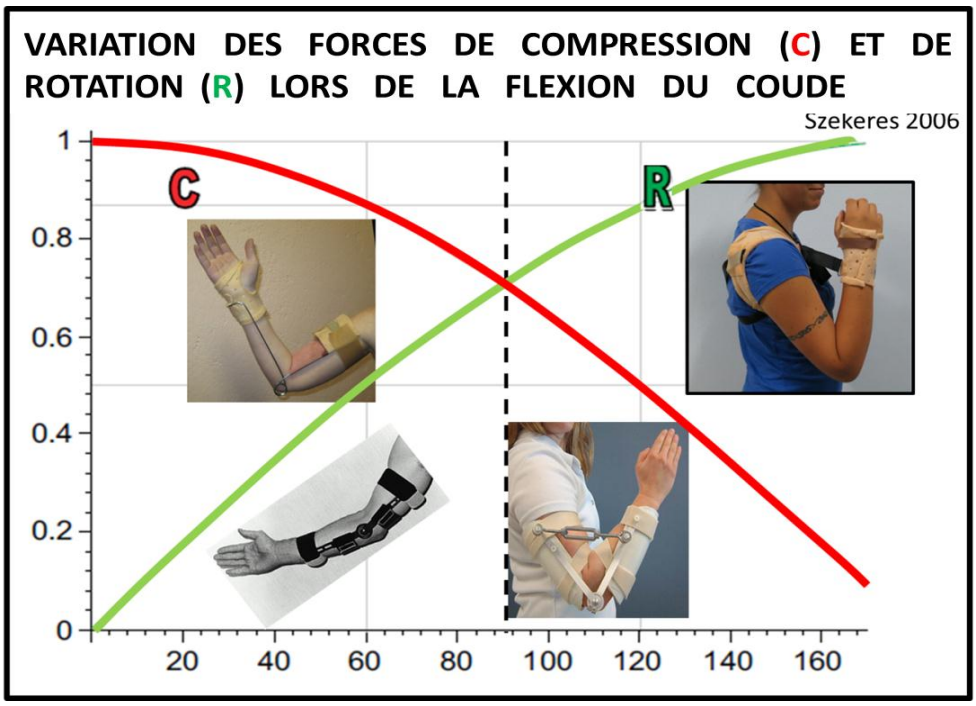



D.Zanim
D.Zanim
D.Zanim
D.Zanim

7. CONCLUSION

Les orthèses de mobilisations représentent un instrument indispensable dans la rééducation du coude.
Leur utilisation autant de jour que de nuit, permet d'améliorer les amplitudes articulaires et d'orienter la cicatrisation des parties molles dans le but de récupérer une amplitude fonctionnelle.
En plus des connaissances d'anatomie, des techniques chirurgicales et rééducatives le rééducateur doit connaitre les principes mécaniques régissant les orthèses afin de pouvoir choisir l'approche la plus adaptée à la pathologie et au patient; si un seul des principes exposés dans ce mémoire n'était pas respecté, il en résulterait une orthèse peu efficace et incomfortable, limitant la possibilté d'obtenir un résultat satisfaisant.
Il manque dans la littérature des lignes guides claires sur les indications de ces orthèses et sur les modèles à utiliser.
A la lumière de ce travail et de l'expérience murie à ce jour, il est possible de tirer les conclusions suivantes:

- ORTHESES DE MOBILISATION PROFLEXION DU COUDE
  l'utilisation de structures rigides à axes fixes permettent de neutraliser les forces de compression articulaires mais empêchent la flexion totale.
  Les orthèses traditionnelles sont peu efficace sur les raideurs en extension qui ne dépassent pas 90 degrés de flexion.
  Pour ces motifs notre approche personnelle peut se résumer ainsi:
  - FLEXUM DU COUDE < 90° : Capener inversé du coude (ZaninD. Thomas D.) ou tout autre orthèse capable d'appliquer une force perpendiculaire au segment (Morrey).
  - 90° < FLEXUM DU COUDE < 120° Orthèse à axes fixes et structure rigide pour neutraliser les composantes de compression directe sur l'articulation
  - 120° < FLEXUM DU COUDE : Orthèse satique progressive (static progressive flexion cuff) avec appui proximal au niveau du thorax et de l'épaule (Thomas / Morrey).
    Du fait qu'il n'y a pas de structures rigides, l'articulation est soumise à des forces de compression indésirées mais qui restent réduites en regard à la composante efficace de rotation



- ORTHESES DE MOBILISATION PRO EXTENSION DU COUDE

  Selon la littérature le modèle le plus diffusé et utilisé est l'orthése à réglage par ridoir, orthèse statique progressive permettant un réglage millimétrique.

  Malgré de nombreux aspects positifs, ce modéle d'orthèse se préte à de nombreuses critiques comme l'encombrement et l'application de la force sur le segment qui amènent à préférer d'autres solutions.

  Théoriquement, l'orthèse idéale doit appliquer une force toujours perpendiculaire au segment quelque soit le degré de flexion, avoir deux appuis à ses extrémités et un contre appui large et comfortable directement au niveau de l'articulation du coude.

  Les solutions que nous retenons comme les plus indiquées pour récupérer les amplitudes d'extension sont les suivantes :

  - ORTHESE STATIQUE PROGRESSIVE (MORREY)

    Orthèse peu encombrante à réglage micrométrique. Par rapport au modèle original, nous avons modifié les appuis, plus larges et pivotants, en ajoutant un contre appui central directement sur le coude et en ajoutant un système de réglage à vis sans fin.

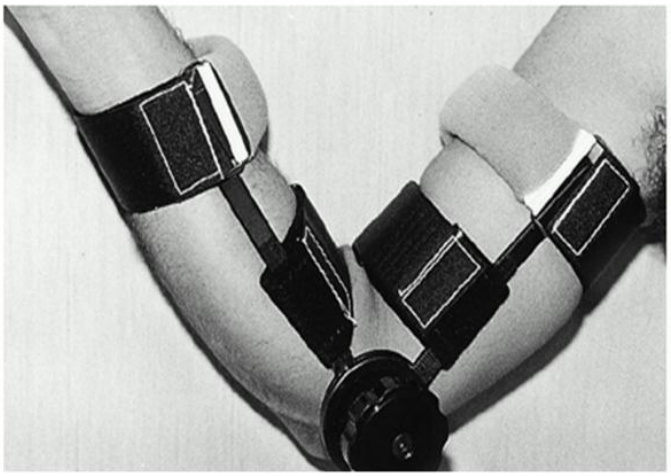
    Il faut noter que ce modèle présente les mêmes avantages que les systèmes statiques progressifs disponibles dans le commerce (Jay system) mais résout les problèmes d'encombrement qui rendent ces types d'orthèses peu conviviales pendant la journée pour le patient.

  - ORTHESES DYNASTATIQUES DE TYPE CAPENER (Thomas)

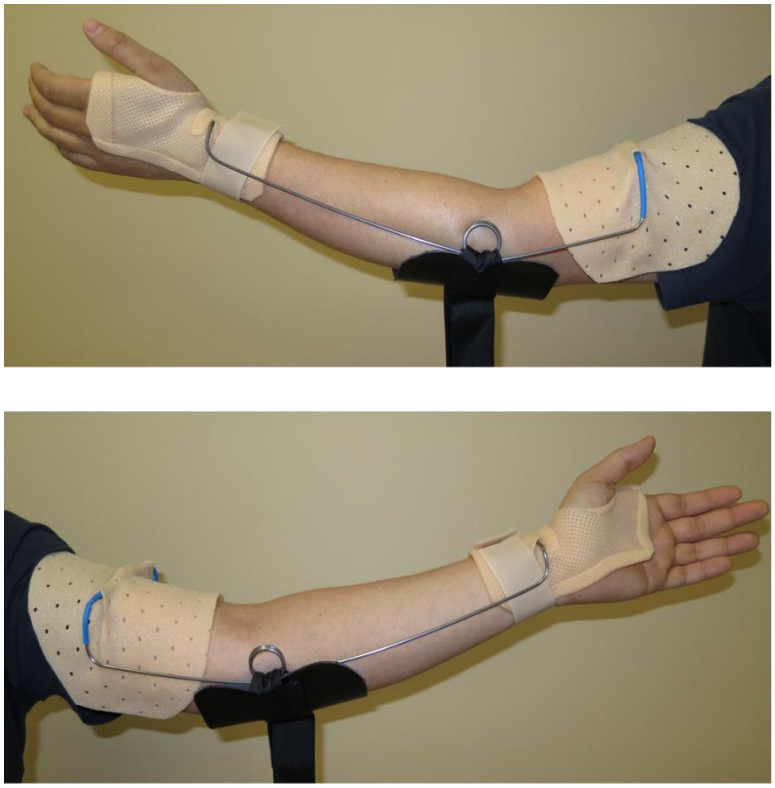
    Extrémement légère, peu encombrante et comfortable. L'efficacité mécanique est décrite dans le chapitre dédié.

    La critique de ce type d'orthèses est basée sur la dimension et la position correcte des spires de ressort et du cadre métallique qui conditionnent l'application d'une force adéquate sans dépasser la tension maximale tolérable des tissus rétractés.

    Pour cette raison, nous avons inclus dans ce mémoire un premièr travail d'expérimentation clinique afin de définir ce paramétre.



Morrey, B. F.: The use of splints for the stiff elbows. Perspect. Orthop. Surg., 1: 141-144, 1990.



CAPENER - THOMAS

8. EXPERIMENTATION CLINIQUE

Nous avons réalisé une expérimentation clinique en collaboration avec la Polyclinique de Modène et le Département d'ingéniérie biomédicale de l'école Polytechnique de Turin, afin de définir la tension maximale tollérable et pendant un laps de temps défini (40 min.)

Identifier ces paramètres permettrait de :

- Dimensionner les orthèses dynastatiques;
- Evaluer l'élasticité des tissus périarticulaires rétractés;
- Evaluer de façon objective les progrès du patient et l'efficacité du traitement proposé.

Nous avons conçu et fabriqué une orthèse munis de capteurs permettant d'enregistrer la force appliquée et l'amplitude articulaire. Nous avons défini un protocole d'évaluation pour réaliser les tests cliniques.

L'évaluation expérimentale de cette étude a été réalisée dans le service de chirurgie de la main de la Polyclinique de Modène en novembre 2014 sur une patiente.

Les critères retenus pour la selection des patients sont :

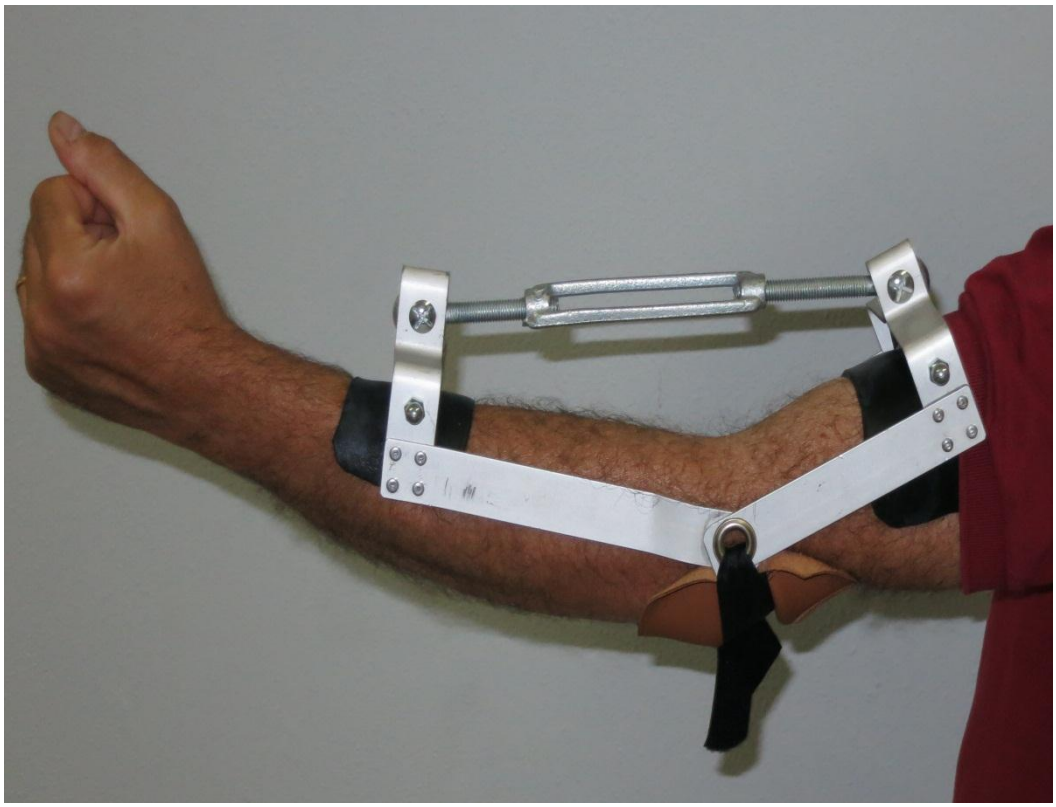
- Raideur stable (temps depuis l'intervention > 3 mois);
- Amplitude d'extension comprise entre 115° et 0° (chiffres impopsés par la structure de l'orthèse).

8.1. DESCRIPTION DE L'ORTHESE

Pour cette expérimentation nous avons utilisé une orthèse statique progressive à réglage par ridoir. Ce choix a été guidé par la facilité de placer des capteurs de pression et de position angulaire. A la lumière des principes mécaniques décrits dans le chapitre précédent, notre orthèse diffère du systéme à vis sans fin décrit dans la littérature56: par l'adoption d'appuis pivotants et du contre appui central placé directement sur l'articulation du coude.

L'orthèse que nous avons confectionné présente les caractéristiques suivantes :

- stucture en aluminium pour diminuer le poids et assurer une rigidité suffisante
- Ridoir en acier avec vis de 10mm.
- Les appuis proximal et distal sont en thermoplastiques d'épaisseur 2.4 mm.
- Le contre appui central est en cuir et réglable par velcro.



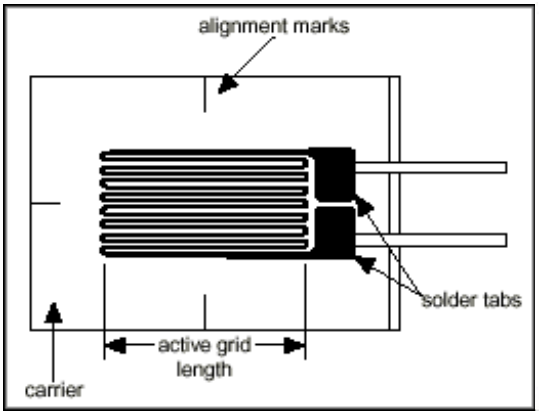
En collaboration avec le Département d'ingénièrie Biomédicale de l'Institut Polytechnique de Turin nous avons utilisé l'orthèse statique progressive à ridoir comme base pour appliquer les capteurs de force et de position angulaire. Un système d'acquisition et d'enregistrement des données relié aux capteurs a été concu.

[56] Chinchalkar, Pearce, Athwal; Static Progressive versus Three-point Elbow Extension Splinting: A Mathematical Analysis; Journal of Hand Therapy, Volume 22, Issue 1, January–March 2009, Pages 37-43

8.1.1.CAPTEUR DE CHARGE

Du fait de la structure de l'orthèse et du type de force à mesurer le choix s'est porté sur un capteur de type extensiomètre. Ce capteur permet de traduire une force mécanique en signal électrique qui peut être lu et enregistré.

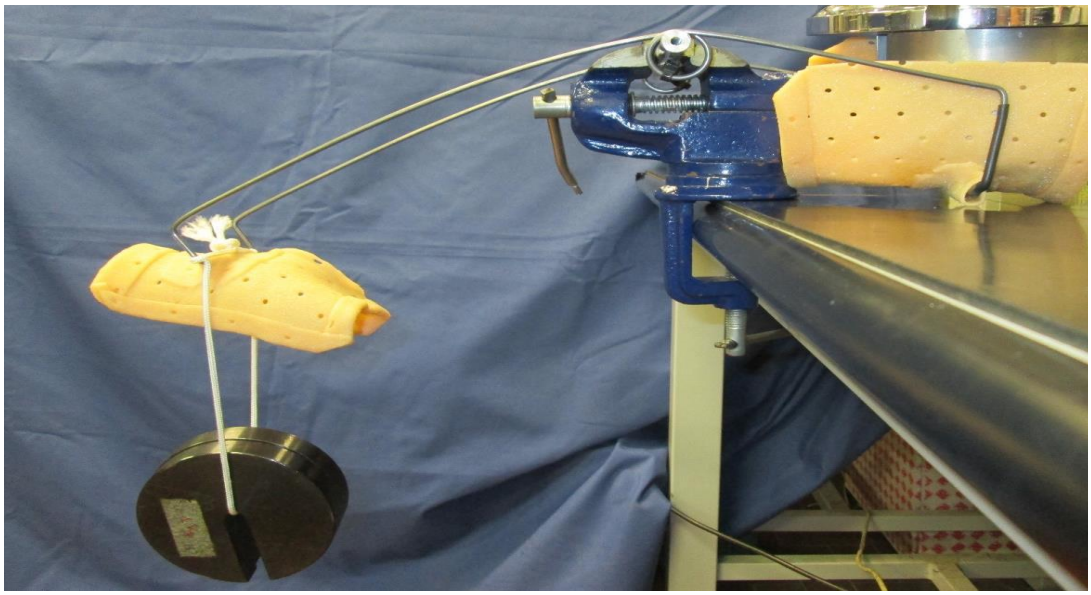
Le capteur de charge contient des fils conducteurs arrangés sous formes de grille possédant une valeur propre de résistance électrique, laquelle varie en fonction des sollicitations mécaniques.

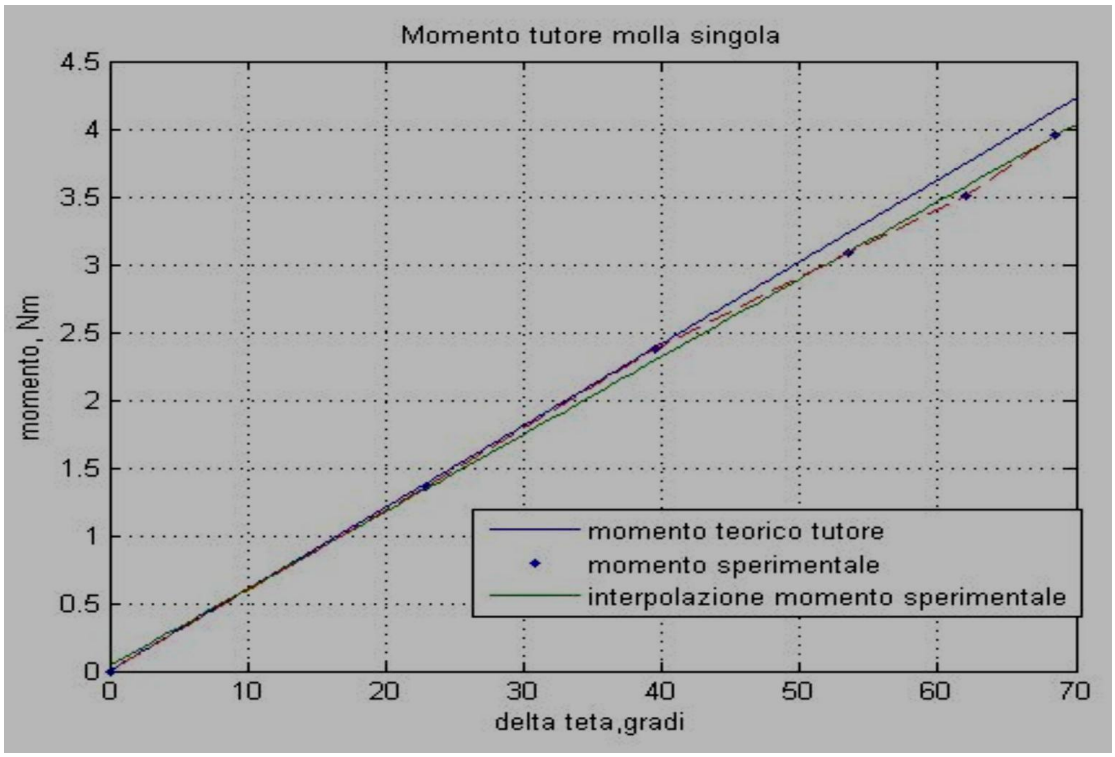


Les caractéristiques demandées au capteur de charge pour ce type d'évaluation sont :

- Force maximum mesurable : 10-20 Kgf;
- Type de force en traction-compression
- Poids et dimensions réduites
- Type de fixation avec axes filetés
- Linéarité et hystérèse inférieure ou égale à 0.5% du fond de l'échelle de sortie.
- Répétabilité inférieure à 0.2% du fond de l'échelle de sortie.

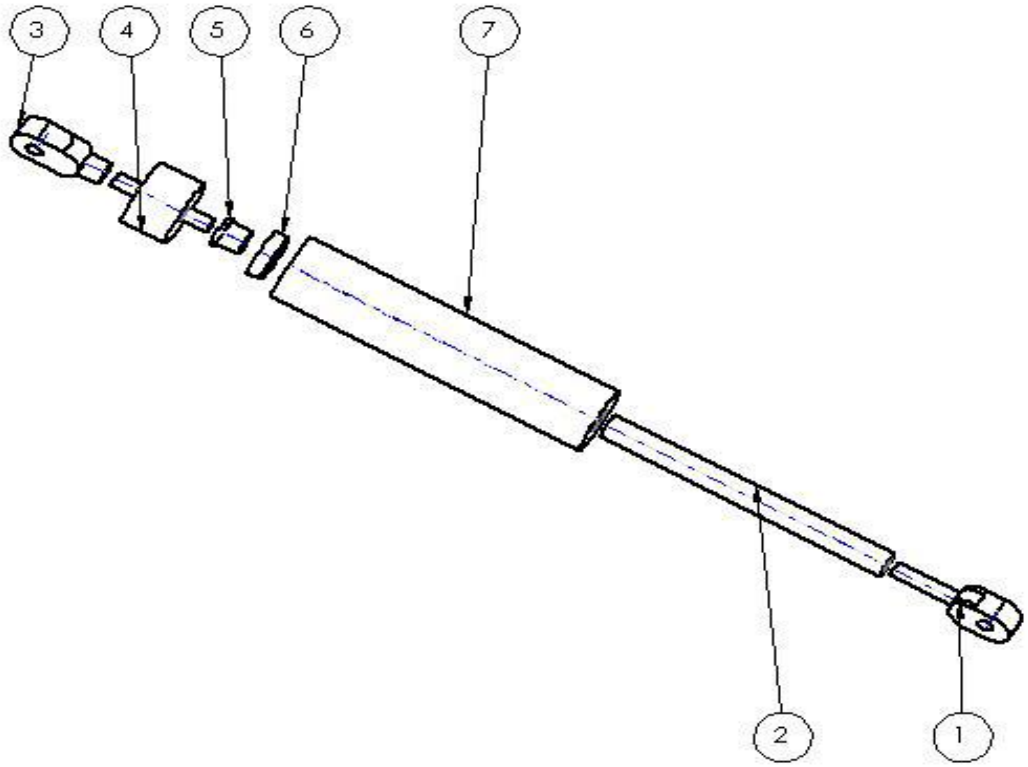
La nécessité d'avoir un maximum de forces mesurables égales à 10-10 Kgf a été déduite d'évaluations expérimentales sur des orthèses dynamiques de type Capener utilisées en pratique clinique ou l'on observe que le moment maximum exercé arrive à 4.5 Nm.





Considérant un déficit de 65° d'extension comme limite d'utilisation de l'orthèse due à l'encombrement du ridoir utilisé, à 4.5Nm. correspond une force de compression sur le capteur équivalent à 15 KGF.Un capteur UMM de Dacell a été utilisé. Un avec une capacité de 10 Kgf. un autre avec une capacité de 20 Kgf.

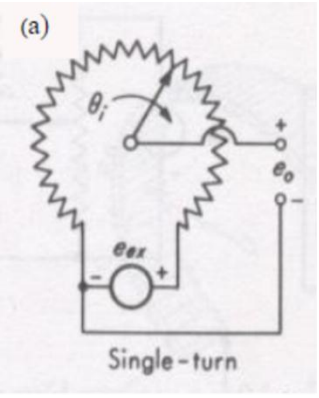
Le capteur de charge a été monté sur une structure métallique concue pour se substituer au ridoir.



8.1.2.POTENTIOMETRE

Pour mesurer la position angulaire un potentiomètre rotatif est utilisé, équivalent à un répartiteur de tension résistive variable; il possède une seule résistance électrique (un fil enroulé en solénoïde sur un support cylindrique ou une couche continue d'un matériau appellé "cermet"sur lequel glisse un curseur qui divise la résistance en deux portions variables selon la position du curseur.

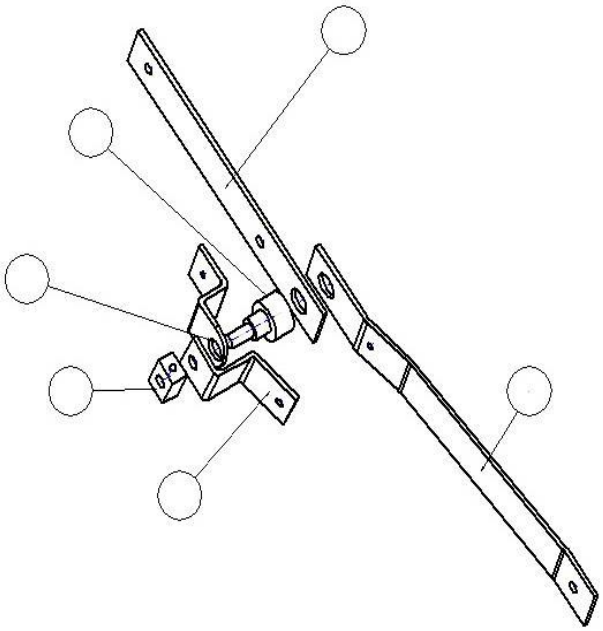
Le curseur est relié à l'objet en mouvement ainsi une variation de tension... correspond à une variation de position .



Les caractéristiques demandées au capteur sont :

- une bonne résolution (garantie par le type "cermet"
- dimension et poid réduit
- un éventail de mesure adéquat à l'évaluation à réaliser (les potentiomètres du commerce ont un éventali d'environ 270°

Pour ces raisons un potentiométre de type rotatif à 3/4 de tour a été choisi, c'est à dire dans lequel le matériau métallique est fixé sur un support circulaire et non elicoïdal et le curseur est fixé à un axe qui tourne autour de l'axe lui même. Comme pour le capteur de charge, une structure adaptée a du être réalisée sur l'orthèse pour installer le potentiomètre rotatif.



8.1.3. SYSTEME D'ACQUISITION DES DONNEES

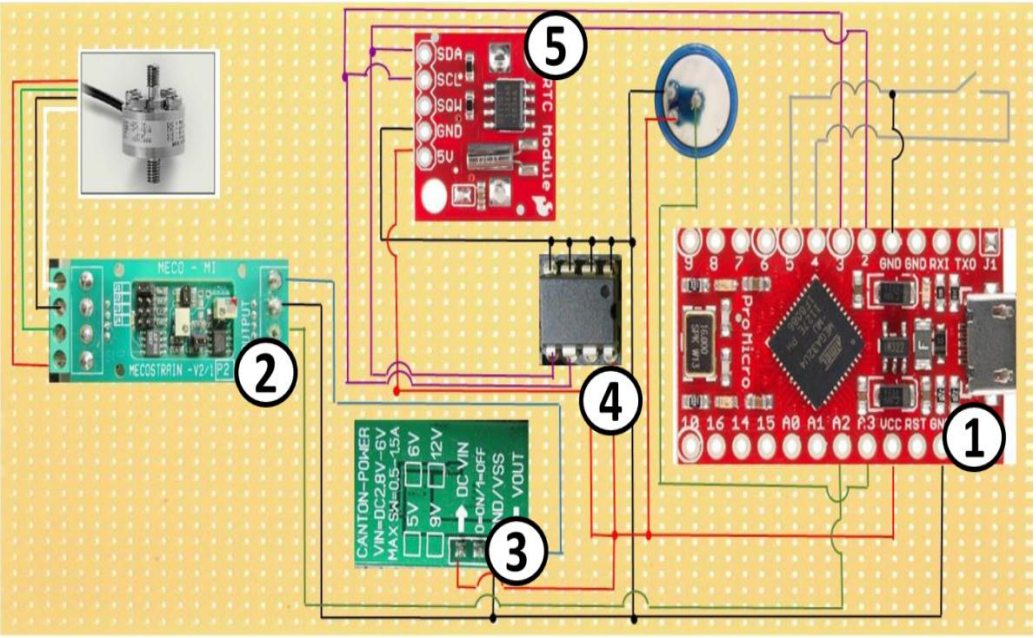
Les données relevées par les capteurs ci avant décrits doivent être élaborées,enregistrées, mémorisées par un "logger" miniaturisé.

Les fonctions requises par ce "logger" de données sont:

- Acquérir les signaux de sortie des capteurs et donc avoir deux entrées analogiques
- Amplifier les signaux de sortie des capteurs de charge
- Mémoriser les signaux dans une mémoire digitale
- Capacité minimum de mémoire de 24000 acquisitions, soit une acquisition pour deux signaux à une fréquence de 0.05 Hz , pendant 10 heures, en prévision d'un port nocturne de l'orthèse par le patient.
- Transmissions des données par disque externe ou cle USB.
- Permettre la mise en mémoire des données et l'heure de leur acquisition de façon à rendre plus précise l'élaboration des données et les corréler à d'éventuels évenements rapportés par le patient.

L'analyse des produits présents sur le marché a permit de retenir un "logger" de données répondant au cahier des charges fixé et composé des éléments suivants :

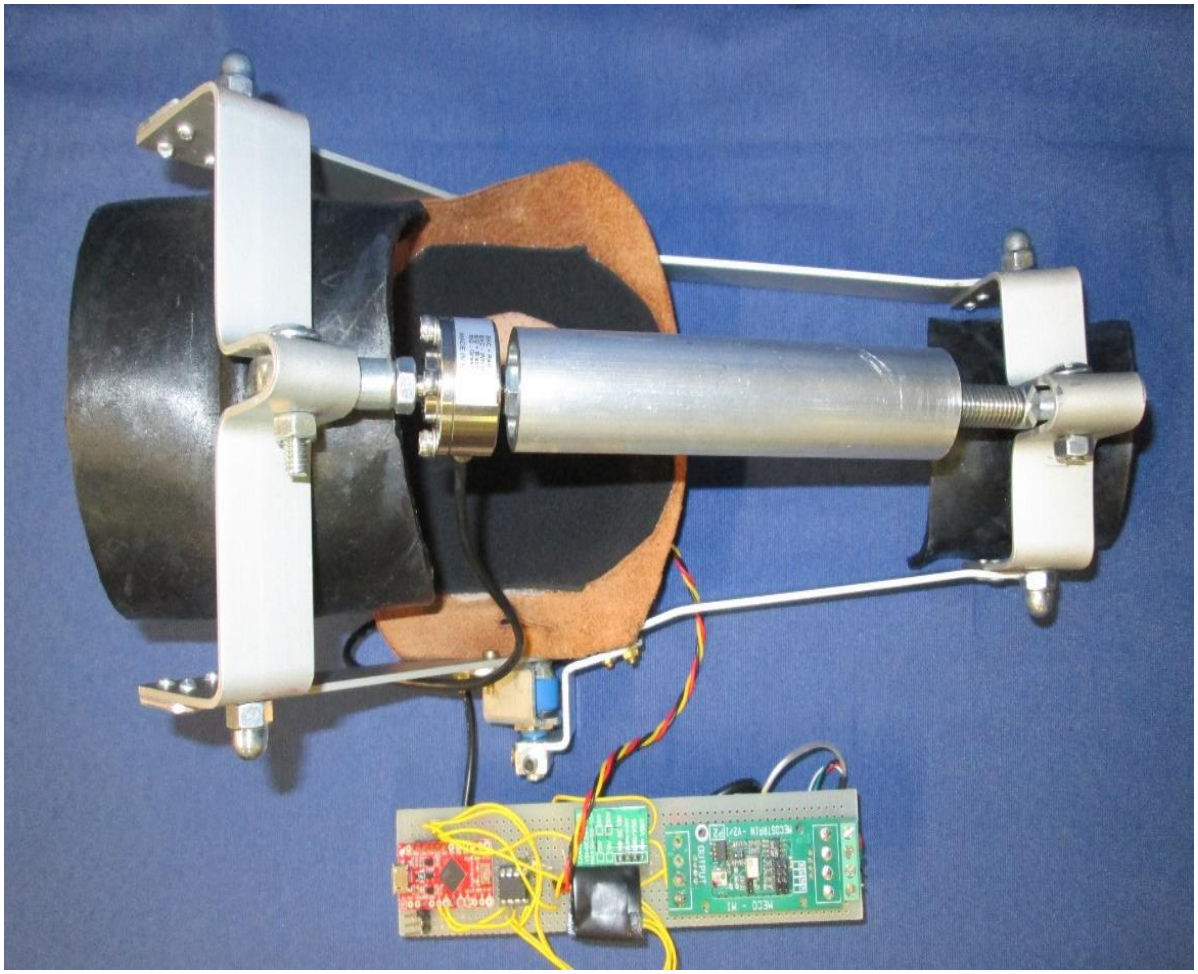
1. carte électronique Pro Micro, produite par Spark fun
2. Amplificateur Meco strain de DSPM Industrie
3. Convertisseur de tension DC DC
4. Mémoire modèle 24LC 256 de Microchip
5. Horloge module RTC DS 1307 de Spark Fun



La programation de la carte électronique se fait grace au software Arduino

Le programme doit effectuer trois actions principals:

- acquisition des données
- enregistree les données
- controller le fonctionnement du système.
- Toutes les composantes du dispositif étant en place il est possible d'effectuer les essais.



D'abord on a évalué la différence de poids entre le modèle de base et celui défini par notre projet, en se rappellant que l'une des spécificité du projet est d'obtenir un dispositif convivial, utilisable. Le tableau ci desous indique les poids des composants du prototype de l'orthèse qui pèe un total de 606 g. soit 105 g. de plus que le modèle de base dont le poids est de 501g.

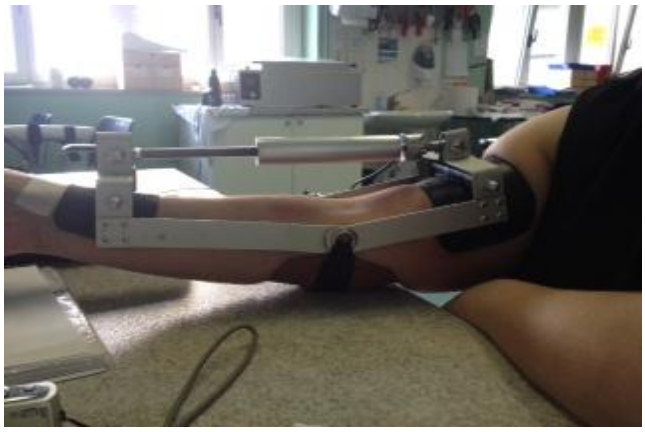
COMPOSANTS	**POIDS, g**
Tête à articulation mâle	18
Tête à articulation femelle	22
Cellule + tige + arbre + coussinet + seeger	165,2
Vis m10	49,3
Potentiomètre	10,7
Appuis thermoformés et vis	21,7
Structure	319,1
Total orthèse	606

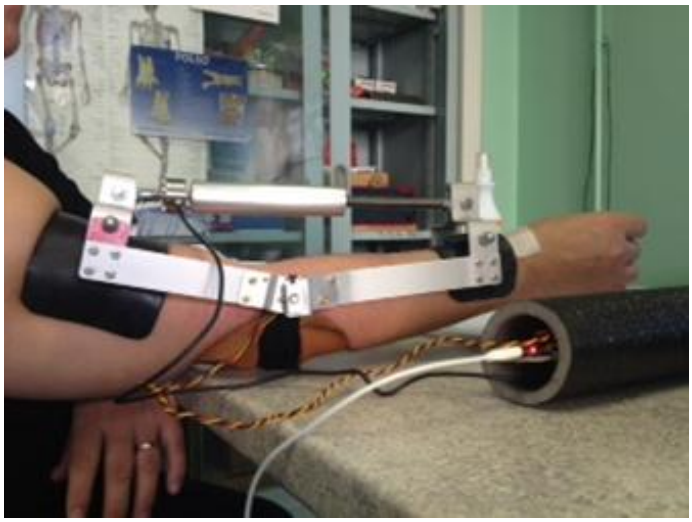
Dans un deuxième temps il a été réalisé des essais sur l'orthèse à vide et ensuite placée sur un sujet sain de façon à vérifier le fonctionnement du système de prises de données et de tester la stabilité de la structure. Après avoir vérifié le fonctionnement correct du système, on est passé au tests cliniques sur patients.

8.2. LE PROTOCOLE

Le protocole utilisé est basé sur le test de Weeks modifié (MWT) [57]et prévoit :

1. Mesure à frois de l'amplitude articulaire passive
   - Goniométrique;
   - Avec orthèse : on tourne la molette de" réglage jusqu'à ce que le patient ne percoive plus la tension maximum supportable et déclenche le chronomètre pour une minute;
2. Thermothérapie et mobilisation active : thermothérapie par "hot packs" pendant 20 minutes associée à des exercices actifs en flexion-extension du coude;
3. Mesure à chaud : on répète les mesures décrites en 1 (goniométrie et sous orthèse).
4. On applique une tension sur le segment jusqu'à ce que le patient ne percoive plus la sollicitation maximale supportable et l'on démarre le chronomètre pour 40 minutes pendant lesquels le patient règle lui même la molette de l'orthèse;
5. Au terme des 40 minutes on mesure l'amplitude articulaire passive;





[57] Kenneth R. Flowers. (2002, April-June). A Proposed Decision Hierarchy for Splinting the Stiff Joint, with an Emphasis on Force Application Parameters. JOURNAL OF HAND THERAPY.

8.3. RESULTATS

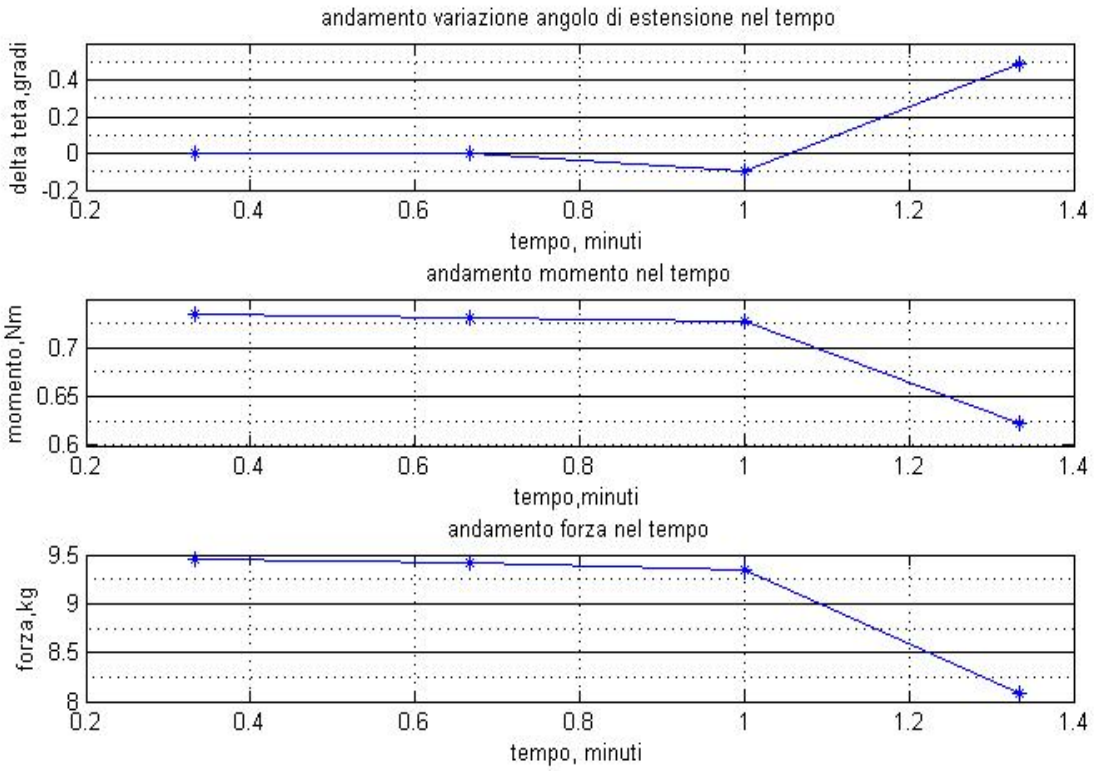
Patiente - MD
Femme de 38 ans
Coté lésé: D (dominant)
21/07/2014 fracture déplacée 1/3 moyen de la diaphyse radiale et lésion du LCL
23/07/2014 réduction et synthèse par plaques et vis du radius et reconstruction du LCL
Programme de rééducation actuel: Physiothérapie et orthèse proextension nocturne
4/11/2014 réalisation du test (14.85 semaines de l'intervention)

Amplitude passive initiale (Extension)	Amplitude passive (à chaud)	Gain (après 20min)	Amplitude passive finale	Gain final (par rapport à l'amplitude initiale)
158°	159°	1°	162°	4°

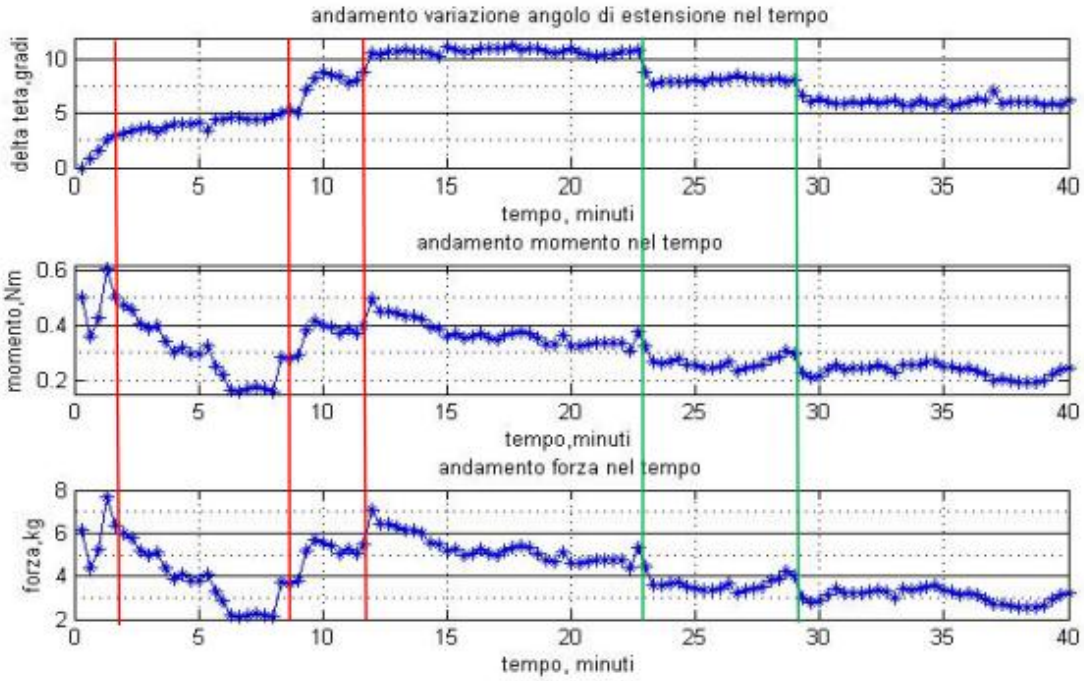
TENSION RELEVEE LORS DE LA SESSION DE 40 min SOUS ORTHESE		
Tension tolérable maximale	Tension minime tolérable (40 min)	Tension media tolérable (40 min)
7,30 kg	1,20 kg	4,25 Kg
Moment tolérable maximale	Moment minime tolérable (40 min)	Moment medium tolérable (40 min)
0,6 Nm	0.2 Nm	0,4 Nm

Données relevées:

EVALUATION A FROID (variation d'angle, de force et de moment

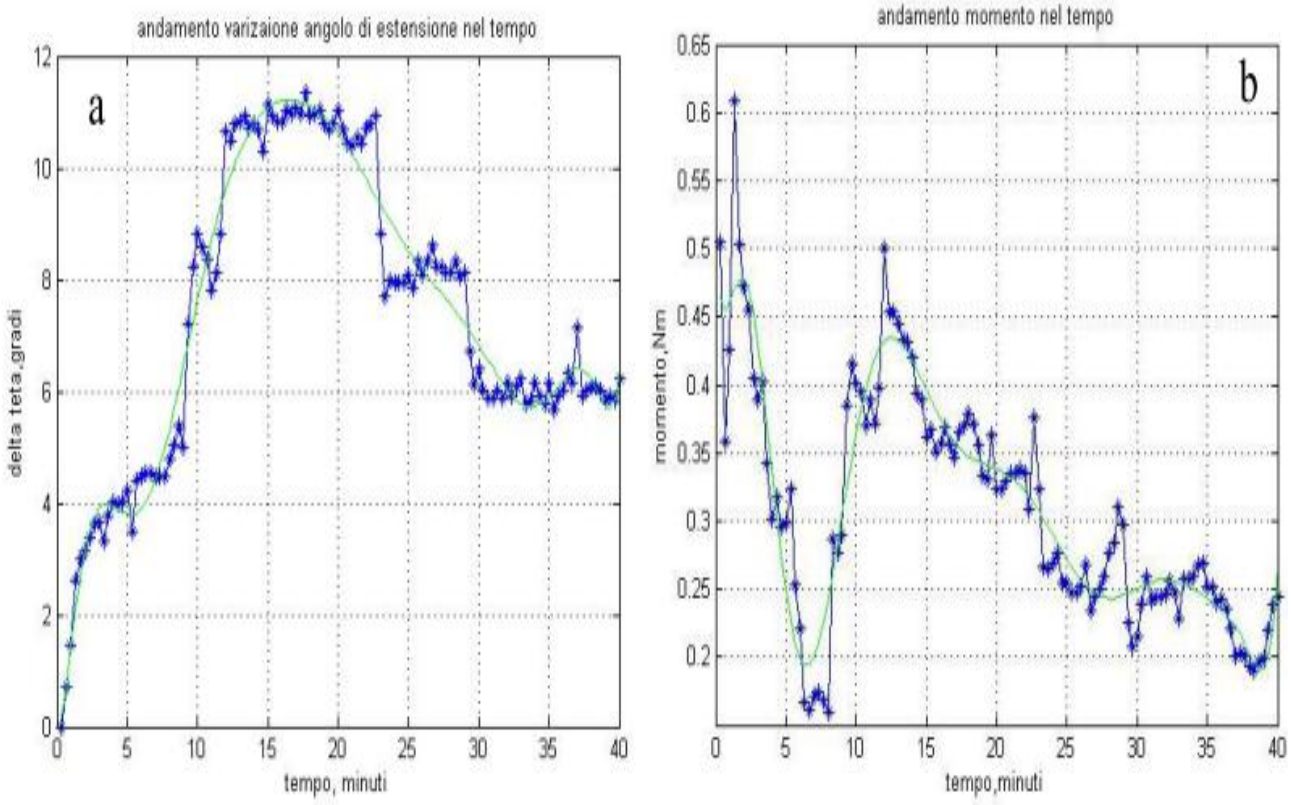


EVALUATION SOUS ORTHESE (variation d'angle, de force et de moment)

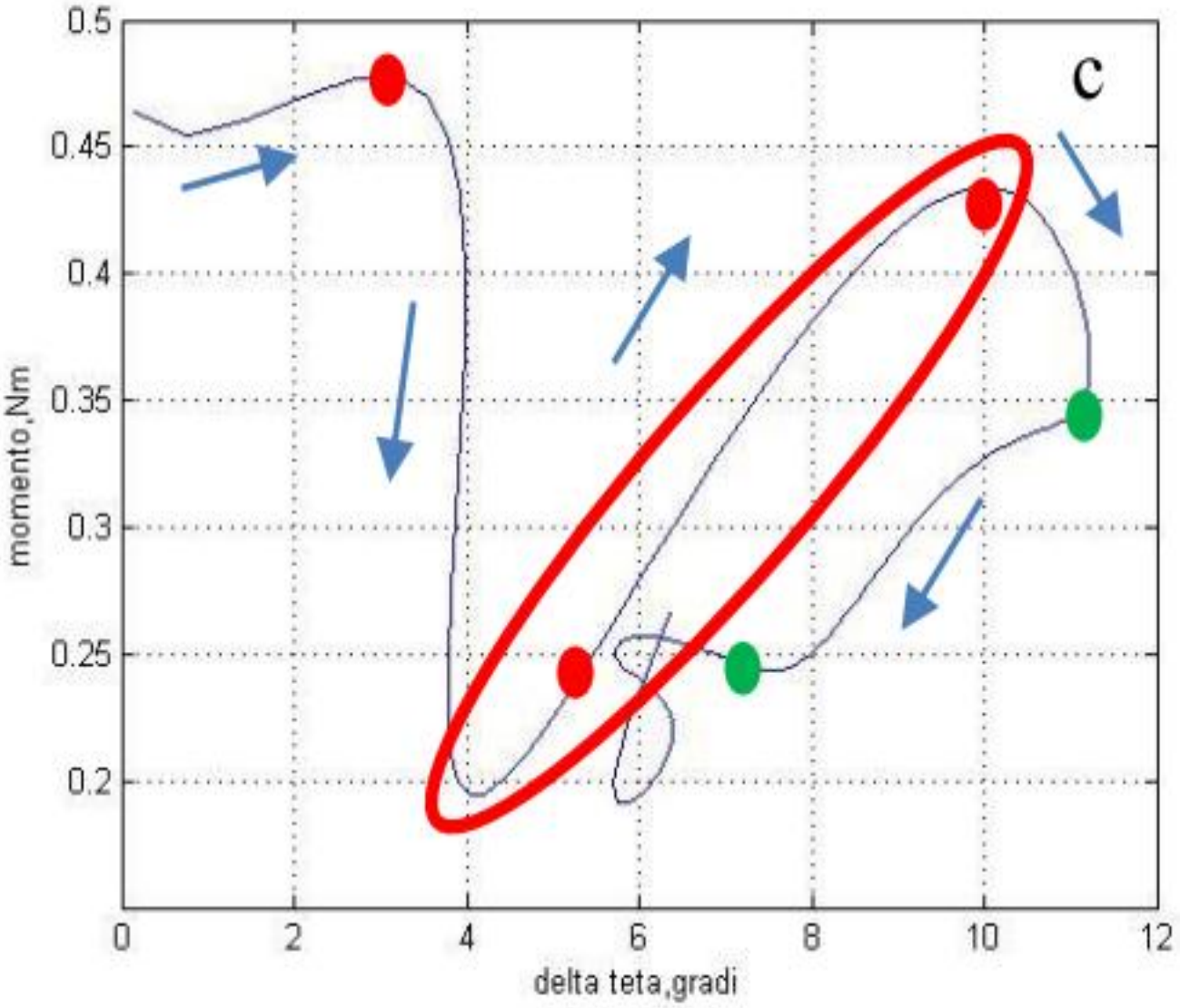


En rouge sont indiqués les intervalles ou la patiente augmente la traction, en vert ceux ou elle diminue la tension pour cause de douleur. Vers la 30ème minute on note une dernière réduction de la tension provoquée par la sensation d'engourdissement et de fourmillement ressentis par la patiente sur les 4ème et 5ème doigts.

VARIATION D'ANGLE (A) ET DE MOMENT EN FONCTION DU TEMPS



EVOLUTION DU MOMENT EN FONCTION DE LA VARIATION DE L'ANGLE



les flèches indiquent la direction de variation en fonction du temps, les points rouges indiquent l'instant ou la tension est augmentée, les points verts l'instant ou la tension est diminuée.
La zone cerclée peut être considérée comme l'indice de la raideur propre à la patiente.

8.4. COMMENTAIRE DES RESULTATS CLINIQUES

Le casclinique relevé permet de déterminer quelques données significatives pour la planification du traitement.

Après 30 min d'utilisation de l'orthèse, le moment et l'angle se stabilisent sur deux valeurs constantes qui laissent supposer qu'elles correspondent à la position d'allongement maximum tolérable des tissus rétractés sur une période de temps moyenne

Ces valeurs peuvent être utilisées pour réaliser et calibrer une orthèse dynamique capable d'appliquer un moment adéquat à l'articulation enraidie sans dépasser la tension maximale tolérable.

La réévaluation à distance et la comparaison des résultats donnent des données objectives sur le protocole adopté.

8.5. CONCLUSION

Ce mémoire présente l'expérimentation d'une orthèse statique progressive pour la raideur du coude. La finalité est de présenter un instrument permettant d'évaluer de façon objective dans le but de choisir la thérapie correcte en fonction du patient.

Les preuves expérimentales créditent l'efficacité de cet instrument pour les motifs suivants:

- Au travers de l'orthèse présentée il est possible de quantifier la douleur supportable par le patient corrélé au moment maximum calculé, propre au patient évalué. Cette valeur est extrèmement subjective et peut varier en fonction de divers facteurs, et surtout la raideur articulaire, si sur une période longue les valeurs restent identiques alors il n'y aucune amélioration, ou au contraire si les valeurs changent, l'articulation est en voie de récupérer sa fonction.
- Il est également possible d'évaluer la collaboration du patient à son programme de rééducation et au port de l'orthèse statique progressive (par exemple garder l'orthèse pendant plus de 40 minutes ou moins et plusieurs fois dans la journée.
- La valeur du moment maximum supportable par le patient peut améliorer la thérapie en personalisant l'adaptation de l'orthèse.

Ce travail est préliminaire à une étude clinique ultérieure qui devrait prévoir divers protocoles, comme par exemple l'application d'orthèses nocturnes ou un nombre de séances étalées dans le temps avec les mêmes patients sur une population plus large et homogène.

9. BIOGRAPHIE

1. Morrey BF, Askew LJ, Chao EY. A biomechanical study of normal functional elbow motion. J Bone Joint Surg Am 1981;63:872-7.
2. Mansat P, Morrey BF, Hotchkiss RN. Extrinsic contracture: ‘‘the column procedure,’’ lateral and medial capsular releases. In: Morrey BF (ed). The Elbow and Its Disorders. 3rd ed. Philadelphia, PA: Saunders, 2000, pp 447–56.
3. Fung, Y. C. 1990 Biomechanics: motion, ° of, stress, and growth. Springer.
4. Demling RH, Lalonde C (1989) Rehabilitation and wound remodelling. In: Burn trauma.Thieme,New York pp 209-213
5. Peterson SL, Mani MM, Crawford CM et al (1989) Post burn heterotopic ossification in sights for management decision making. J Trauma 29:365-369
6. Josefsson PO, Johnell O, Gentz CF (1984) Long-term sequalae of simple dislocation of the elbow. J Bone Joint Surg Am 66:927-930
7. Mehlhoff TL, Noble PL, Bennet JB et al (1988) Simple dislocation of the elbow in the adults. Results after closed treatment. J Bone Joint Surg Am 70:244-249
8. Buring K (1975) On the origin of cells in heterotopic bone formation.Clin Orthop 110:293-302
9. Urist MR, De Longo RJ, Finerman S (1989) Bone cells differentiation and growth factors. Science 220:680
10. Linscheid RL,Wheeler DK (1965) Elbow dislocation. JAMA 194:1171-1176
11. Garland DE, Dowling V (1983) Forearm fractures in the head-injured adult.Clin Orthop 176:190-196
12. Morrey BF (1990) Posttraumatic contracture of the elbow. J Bone Joint Surg Am 72:601-618
13. Hastings H II, Graham TJ (1994) The classification andtreatment of heterotopic ossification about the elbow and forearm.Hand Clin 10:417-437
14. Thomas D., et al. Rééducation Du Poignet Et De La Main; 2013 Elsevier Masson
15. Greenman PE. Muscle energy techniques. In: Principles of Manual Medicine. 2nd ed. Baltimore, MD:Williams &Wilkins, 1996, pp 93–8.
16. Rymaszewski L, Glass K, Parikh R. Post-traumatic elbow contracture treated by arthrolysis and continual passive motion under brachial plexus anaesthesia [Abstract]. J Bone Joint Surg 1996;76B:S30.
17. Gates HS; F L Sullivan ; J R Urbaniak Anterior capsulotomy and continuous passive motion in the treatment of post-traumatic flexion contracture of the elbow. A prospective study. J Bone Joint Surg Am, 1992 Sep; 74 (8): 1229 -1234
18. Hardy, Woodall..Therapeutic Effects of Heat, Cold, and Stretch on Connective Tissue; Journal of Hand Therapy, Volume 11, Issue 2, April–June 1998, Pages 148-156
19. Hardy, Woodall..Therapeutic Effects of Heat, Cold, and Stretch on Connective Tissue; Journal of Hand Therapy, Volume 11, Issue 2, April–June 1998, Pages 148-156
20. Woo, M. A. (1975). Connective tissue response to immobility: correlative study of biomedical and biochemical mesurements of normal and immobilized rabbit knees. Arthrits Rheum, 257-264.
21. Germscheid NM, Hildebrand KA. Regional variation is present in elbow capsules after injury. Clin Orthop Relat Res. 2006;450:219–24.
22. Shrikant J., s. P. (2009, January-March). Static Progressive versus Three-point Elbow. JOURNAL OF HAND THERAPY, p. 37-43.
23. Hepburn GR. Case studies: contracture and stiff joint management with dynasplint. J Orthop Sports Phys Ther. 1987;8: 498–504. 26.
24. Light KE, Nuzik S, Personius W, Barstrom A. Low-load prolonged stretch vs. high-load brief stretch in treating knee contractures. Phys Ther. 1984;64:330–3.

25. Hand and Upper Extremity Splinting: Principles and Methods; Fess, Gettle, Philips, Janson; 3rd Edition. Mosby, 2005
26. Levenson S. Practical applications of experimental studies in the care of primary closed wounds. Am J Surg. 1962;104: 273-82.
27. Warren C, Lehmann J, Koblanski J. Elongation of rat tail tendon: effect of load and temperature. Arch Phys Med Rehabi!. 1971;52:465-74.
28. LaBan M. Collagen tissue: implications of its response to stress in vitro. Am J Phys Med Rehabil. 1962;43:461-6.
29. Covey M, Dutcher K, Marvin J, Heimbach D. Efficacy of continuous passive motion (CPM) devices with hand burns. J Burn Care Rehabil. 1988;9(4):397-400.
30. McClure P, Blackburn L, Dusond e. The use of splints in the treatment of joint stiffness: biological rationale and an algorithm for making clinical decisions. Phys Ther. 1994; 74(12):1101-7.
31. Bell-Krotoske J, Figarola J. Biomechanics of soft-tissue growth and remodeling with plaster casting. J Hand Ther. 1995;8:131-7.
32. Flowers K, LaStayo P. Effect of total end range time on improving passive range of motion. J Hand Ther. 1994;7:150- 7.
33. Abramson D, Mitchell R, Tuck S, Bell Y, Zayas A. Changes. in blood flow, oxygen uptake and tissue temperatures produced by the topical application of wet heat. Arch Phys Med Rehabil. 1961;42:305-18.
34. Warren C, Lehmann J, Koblanski J. Heat and stretch procedures: an evaluation using rat tail tendon. Arch Phys Med Rehabil. 1976;57:122-6.
35. Lehmann], Masock A, Warren C, Koblanski J. Effect of therapeutic temperatures on tendon extensibility. Arch Phys Med Rehabil. 1970;51:481-7.
36. McClure, B. D. (1994, December). The Use of splints in the Treatment of Joint Stiffness: Biologic Rationale and an Algorithm for Making Clinical Decision. Physical Therapy.
37. Williams, G. (1978). Changes in sarcomer length and physiological properties in immobilized muscles. J Anat., p. 59-64.
38. Morrey BF (1993) Distraction arthroplasty. Clinical applications.Clin Orthop Relat Res 293:46-54
39. Schultz-Johnson, K. (2002). Static Progressive Splinting. Journal of Hand Therapy.
40. McClure, B. D. (1994, December). The Use of plints in the Treatment of Joint Stiffness: Biologic Rationale and an Algorithm for Making Clinical Decision. Physical Therapy.
41. Kenneth R. Flowers. (2002, April-June). A Proposed Decision Hierarchy for Splinting the Stiff Joint, with an Emphasis on Force Application Parameters. JOURNAL OF HAND THERAPY.
42. Fung Y. Biomechanics, Mechanical Properties of Living Tissue. New York: Springer-Verlag, 1981:211.
43. Roberson L., Giurintano D.; Objective Measures of Joint Stiffness; Journal of Hand Therapy, Volume 8, Issue 2, April–June 1995, Pages 163-166
44. Karen Schultz-Johnson; Static progressive splinting; Journal of Hand Therapy, Volume 15, Issue 2, April–June 2002, Pages 163-178
45. Szekeres M. A biomechanical analysis of static progressive elbow flexion splinting. J Hand Ther. 2006;19(1):34–8.
46. Brand PW, Hollister AM. Clinical mechanics of the hand. 3rd edition. St Louis (MO): Mosby Inc.
47. Thomas D., et al. Rééducation Du Poignet Et De La Main; 2013 Elsevier Masson
48. Szekeres M.; A biomechanical analysis of static progressive elbow flexion splinting; JHT Volume 19, Issue 1, January–March 2006, Pages 34-38.
49. ReswicK, J. B., ROGERS, J. E. (1976). Experience at Rancho Los Amigos Hospital with devices and techniques to prevent pressure sores. In: Bedsore biomechanics; proceedings of a seminar on tissue viability and clinical application. Eds. R. M. Kenedi. J. M. Cowden. J T. Scales. — London: Macmillan. p301-310

50. Brand PW, Hollister AM. Clinical mechanics of the hand. 3rd edition. St Louis (MO): Mosby Inc.
51. Thomas, Borelli P.; La riabilitazione della mano traumatizzata con ortesi statico-dinamiche; 1992 Marrapese.
52. Elaine Ewing Fess; Splints: Mechanics versus Convention. Journal of Hand Therapy, Volume 8, Issue 2, April–June 1995, Pages 124-130
53. Pipicelli Joey G., Shrikant J. Chinchalkar, Ruby Grewal, Graham J.W. King; Therapeutic Implications of the Radiographic "Drop Sign" Following Elbow Dislocation Journal of Hand Therapy, Volume 25, Issue 3, July–September 2012, Pages 346-354.
54. Capener N.; The hand in the surgery. J Bone Joint Surgery;1986.
55. Whynn Parry CB.; Manufacture of lively splints in rehabilitation of the Hand; Butterworths 1986.
56. Chinchalkar, Pearce, Athwal; Static Progressive versus Three-point Elbow Extension Splinting: A Mathematical Analysis; Journal of Hand Therapy, Volume 22, Issue 1, January–March 2009, Pages 37-43
57. Kenneth R. Flowers. (2002, April-June). A Proposed Decision Hierarchy for Splinting the Stiff Joint, with an Emphasis on Force Application Parameters. JOURNAL OF HAND THERAPY.