

Université Grenoble Alpes



**TRAITEMENT ORTHETIQUE DES RAIDEURS
POST-TRAUMATIQUES DES DOIGTS LONGS :
STRATEGIE DE PRISE EN CHARGE**

Mémoire réalisé en vue de l'obtention du
Diplôme Inter-Universitaire Européen de Rééducation et d'Appareillage en
Chirurgie de la Main
2021-2023

Florence RICHARD

Ergothérapeute D.E – Orthésiste

Marseille

Jury :

- Dr Alexandre PETIT
- Dr Alexandra FORLI
- M. Claude LE LARDIC
- M. Denis GERLAC

Remerciements

Je tenais tout particulièrement à remercier le Dr Forli et M. Gerlac pour leur disponibilité et leur implication dans l'organisation et l'enseignement du DIU européen de rééducation et d'appareillage en chirurgie de la main. Merci de faire perdurer cette formation, promouvant les échanges entre chirurgiens et rééducateurs, Ô combien importants dans notre pratique.

Je tiens également à remercier l'ensemble des enseignants de ce DIU pour la transmission de leurs connaissances.

Je remercie tous les tuteurs de stage et leur équipe qui m'ont accueilli aux quatre coins de la France lors de ces deux années dans leur structure. Merci pour leur disponibilité et pour les échanges constructifs.

A mes collègues de promotion, pour les bons moments passés pendant et en dehors des cours,

A *Manon*, qui pendant mes études initiales d'ergothérapie, m'a embarqué avec elle en stage dans un centre de rééducation de la main. Domaine que je n'ai plus jamais quitté,

A l'ensemble des chirurgiens de la main de Marseille, pour la chance qu'ils m'ont donné, pour leur confiance de tous les jours et sans qui je ne pourrais pas vivre de cette spécialité,

A mes 3 compères du cabinet qui rendent mes journées plus agréables :

› *Céline*, pour les moments partagés depuis le début de cette aventure qu'a été la création de notre cabinet de rééducation de la main en 2018 jusqu'à la réalisation de ce DIU ensemble,

› *Andréa*, pour les conseils pertinents dans la réalisation de ce mémoire et pour avoir « tenu la boutique » lorsque nous étions en cours et en stage,

› *Thomas*, mon binôme au cours de ce DIU, mais avant tout celui avec qui j'ai tout construit : ma vie professionnelle et personnelle ♥.

A ma *maman*, pour le temps passé à relire ce mémoire.

Merci à tous ☺.

Liste des abréviations

AROM : Active Range Of Motion
ASHT : American Society of Hand Therapists
AVQ : Activités de la Vie Quotidienne
CPM : Continuous Passive Motion
DASH : Disability of the Arm, Shoulder and Hand
ETDNO : Elastic Tension Digital Neoprene Orthosis
HAS : Haute Autorité de Santé
HLBS : High Load Brief Stress
FPD : Fléchisseur Commun Profond
IPD : InterPhalangiennne Distale
IPP : InterPhalangiennne Proximale
LLPS : Low Load Prolonged Stress
LRO : Ligament Rétinaculaire Oblique
LRT : Ligament Rétinaculaire Transverse
MCP : MétaCarpo-Phalangiennne
MWT : Modified Weeks Test
PROM : Passive Range Of Motion
PRWHE : Patient Rated Wrist/Hand Evaluation
TAC : Torque Angle Curve
TAM : Total Active Motion
TERT : Total of End Range Time
TROM : Torque Range Of Motion

Table des matières

Introduction	1
1 APPROCHE THEORIQUE.....	2
1.1 Rappels anatomo-physiologiques des articulations des doigts longs [1–5]	2
1.1.1 Articulation métacarpo-phalangienne (MCP)	2
1.1.2 Articulations interphalangienne proximale (IPP) et distale (IPD)	3
1.2 Raideur digitale.....	6
1.2.1 Définition	6
1.2.2 Mécanisme post-traumatique	6
1.2.3 Notion de remodelage tissulaire	6
1.2.4 Etiologie	9
1.2.4.1 En rapport avec le type de traumatisme.....	9
1.2.4.2 Etiologie tissulaire	9
1.2.5 Evaluation de la raideur.....	10
1.2.5.1 Evaluation qualitative	10
1.2.5.2 Evaluation quantitative	11
1.3 Traitement des raideurs digitales	13
1.3.1 Traitement préventif.....	13
1.3.2 Traitement conservateur	14
1.3.2.1 Mobilisation active, active aidée et passive manuelle	14
1.3.2.2 Mobilisation passive continue (CPM)	14
1.3.2.3 Traitement orthétique	15
1.3.3 Traitement chirurgical	15
1.4 Traitement orthétique des raideurs constituées des doigts longs.....	16
1.4.1 Classification	16
1.4.1.1 Orthèses actives	16
1.4.1.2 Orthèses passives	17
1.4.2 Stratégie de prise en charge orthétique	21
1.4.2.1 Principes de mobilisation.....	21
1.4.2.1.1 Cinématique ostéo-articulaire	21
1.4.2.1.2 Axe de traction	22
1.4.2.1.3 Positions articulaires	22
1.4.2.1.4 Mobilisation globale ou analytique.....	22
1.4.2.2 Paramètres variables d'application d'une orthèse	23

1.4.2.2.1	Choix du mode de traction	23
1.4.2.2.2	Le type d'orthèse.....	25
1.4.2.2.3	L'intensité / la force de traction	26
1.4.2.2.4	Durée de port.....	26
1.5	Recommandations de bonne pratique de la Haute Autorité de Santé (HAS)	28
2	METHODOLOGIE.....	30
2.1	Détermination de la problématique	30
2.2	Réponse à la problématique.....	30
2.2.1	Critères d'exclusion.....	30
2.2.2	Critères d'inclusion	31
3	RESULTATS	33
3.1	Description des articles.....	33
3.2	Classification	33
3.3	Population étudiée	34
3.4	Intervention.....	34
3.5	Analyse des résultats	37
3.5.1	Analyse de l'efficacité du traitement orthétique	37
3.5.2	Analyse des variables d'application de l'orthèse	38
3.5.2.1	Force	38
3.5.2.2	TERT	38
3.5.2.2.1	Par tranche de 24h.....	38
3.5.2.2.2	En semaines (durée du programme).....	39
3.5.2.3	Mode de traction.....	40
3.5.2.4	Type d'orthèse	42
3.5.3	Analyse des facteurs prédictifs de résultat	44
4	DISCUSSION	46
	Conclusion.....	52
	Bibliographie.....	54
	Annexe	58

Introduction

Les raideurs digitales post traumatiques sont fréquentes et lourdes de conséquences sur les plans économiques et humains. La prévention et la précocité de leur prise en charge sont primordiales. Les techniques de rééducation et d'orthèses sont connues et précisées depuis plus de trente ans. Malgré cela, nous rencontrons encore tous les jours dans nos structures de thérapie de la main des raideurs digitales déjà constituées, parfois très importantes.

Les orthèses de récupération d'amplitudes sont une modalité courante dans le traitement conservateur. Elles ont été décrites depuis de nombreuses décennies de façon détaillée dans leur confection et dans leurs principes de mobilisation. Depuis, elles n'ont que très peu évoluées.

Cependant, nous retrouvons des disparités concernant le type d'orthèses mis en place et les paramètres d'applications recommandés (durée de port, intensité...) pour traiter des raideurs similaires. Les préconisations varient en fonction de la structure et/ou du prescripteur et/ou de l'appareilleur. Le risque de suivre des procédures de routine est accru.

D'après notre expérience, les orthèses sont même dans certains cas peu mises en place. La thérapie manuelle constitue à elle seule le traitement de la raideur. Les orthèses de gain d'amplitudes sont aussi prescrites en seconde intention, comme une solution de secours, après un échec du traitement par thérapie manuelle. La raideur constituée est alors déjà importante et les résultats décevants.

A travers ce mémoire, l'objectif est d'évaluer l'efficacité du traitement orthétique et de promouvoir son intérêt dans la prise en charge des raideurs constituées post traumatiques des doigts longs. Mais également de trouver un consensus ou des précisions dans la stratégie de prise en charge afin de guider le thérapeute et le prescripteur.

Pour cela, nous nous aiderons d'une revue documentaire basée sur l'Evidence Base Medicine. A ce jour, il existe peu d'articles parus dans la littérature mais ils ont le mérite d'avoir un niveau de preuve satisfaisant.

1 APPROCHE THEORIQUE

1.1 Rappels anatomo-physiologiques des articulations des doigts longs [1–5]

1.1.1 Articulation métacarpo-phalangienne (MCP)

L'articulation MCP relie la tête du métacarpien, convexe, et la glène de la première phalange, concave. C'est une articulation condylienne qui possède deux degrés de liberté. Elle permet la flexion, l'extension et l'abduction/adduction en position d'extension uniquement (grâce à la détente des ligaments collatéraux). La flexion permise est de 90° au niveau de l'index, et augmente légèrement jusqu'au 5^{ème} rayon. L'extension est de 30° (jusqu'à 70° en extension passive).

Elle se compose de plusieurs éléments stabilisateurs :

- La capsule articulaire : sa partie dorsale est étroitement liée à l'appareil extenseur.
- La plaque palmaire, complexe fibrocartilagineux, s'insère sur la tête métacarpienne et se termine sur la base de la première phalange. Elle limite l'hyperextension.
- Les bandelettes sagittales partent de la plaque palmaire, s'enroulent autour de la capsule articulaire et s'insèrent sur l'appareil extenseur.
- Les ligaments collatéraux principaux naissent des bords radial et ulnaire du métacarpien et s'insèrent sur la base de la phalange proximale.
- Les ligaments collatéraux accessoires naissent un peu plus en palmaire que les ligaments collatéraux principaux et s'insèrent sur la plaque palmaire.

Les ligaments collatéraux s'insèrent au-dessus de l'axe de flexion/extension. Ils sont donc tendus en flexion et relâchés en extension.

Tous ces éléments d'union, associés aux tendons musculaires (interosseux, lombricaux, fléchisseurs, extenseurs) forment un ensemble fibreux complexe nommé « *Nœud de Zancolli* » [5].

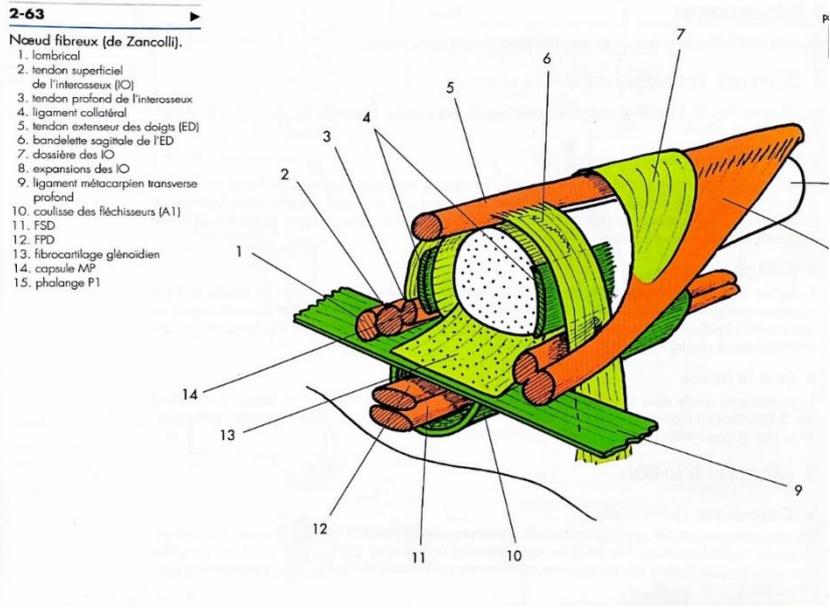


Figure 1. Nœud fibreux de Zancolli [5]

1.1.2 Articulations interphalangienne proximale (IPP) et distale (IPD)

Ces deux articulations sont assez semblables. L'IPP relie la tête de la première phalange, qui présentent deux joues convexes, à la base de la deuxième phalange formant deux joues concaves. L'IPD, selon la même conformation anatomique, relie la tête de la deuxième phalange à la base de la troisième phalange.

Elles sont de type ginglyme. Possédant un degré de liberté articulaire, elles permettent la flexion et l'extension. Pour l'IPP, la flexion peut aller jusqu'à 120° et l'extension 0°. Pour l'IPD, la flexion peut aller jusqu'à 80° et l'extension 0°.

Similairement à l'articulation MCP, elles se composent également d'une capsule articulaire, d'une plaque palmaire et deux ligaments collatéraux principaux et accessoires.

Concernant l'IPP, l'insertion proximale de la plaque palmaire se fait de façon arciforme, par l'intermédiaire des check reins, au col de P1. La partie dorsale de la capsule articulaire est en étroite relation avec la bandelette médiane et les bandelettes latérales de l'appareil extenseur.

Toutes ces structures sont reliées et stabilisées par le ligament rétinaculaire transverse (LRT), amarré sur la poulie A3 et sur la gaine des fléchisseurs pour sa partie proximale et inséré sur la

plaque palmaire et la capsule articulaire pour sa partie distale. Le LRT rejoint verticalement les bandelettes latérales de l'extenseur commun des doigts.

Eaton parle de cette articulation comme une « *boite articulaire* » formées des ligaments collatéraux latéralement, et en avant de la plaque palmaire et de la gaine des fléchisseurs.

Concernant l'IPD, le fléchisseur commun profond des doigts (FPD) s'insère en partie sur la plaque palmaire. La bandelette terminale du tendon extenseur relie les bords dorsaux des ligaments collatéraux.

Les ligaments collatéraux de ces deux articulations s'étendent en éventail mais sont tendus quelle que soit la position de l'articulation.

Ces deux articulations sont reliées indirectement par le ligament rétinaculaire oblique (LRO), qui naît de la gaine des fléchisseurs au niveau de la poulie A3, en avant de l'axe de flexion/extension de l'IPP, et se termine sur les bandelettes latérales de l'extenseur commun, au niveau de l'IPD, en arrière de l'axe de flexion/extension de cette articulation. Il joue un rôle d'effet ténodèse croisé.)

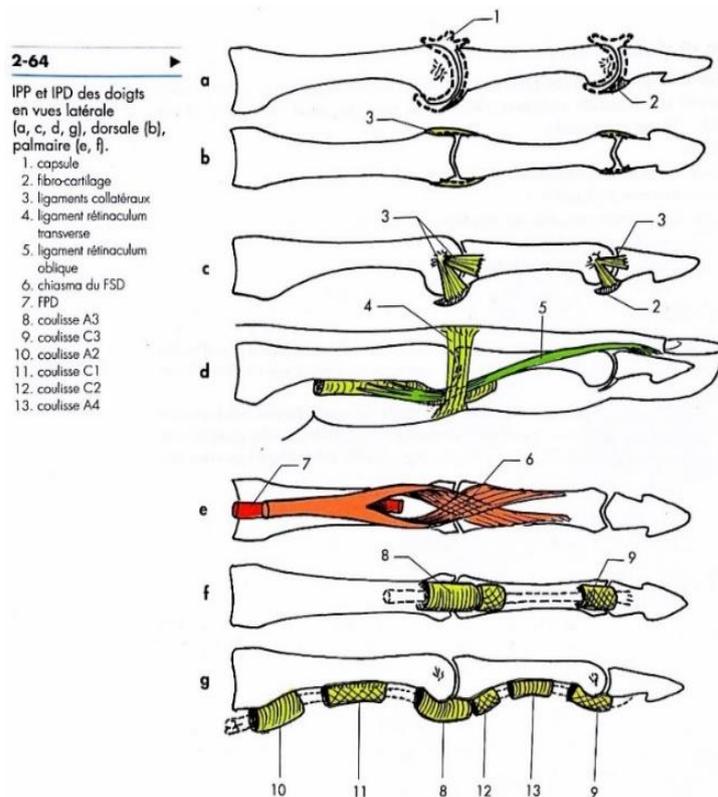


Figure 2. IPP et IPD des doigts en vues latérale, dorsale et palmaire (5)

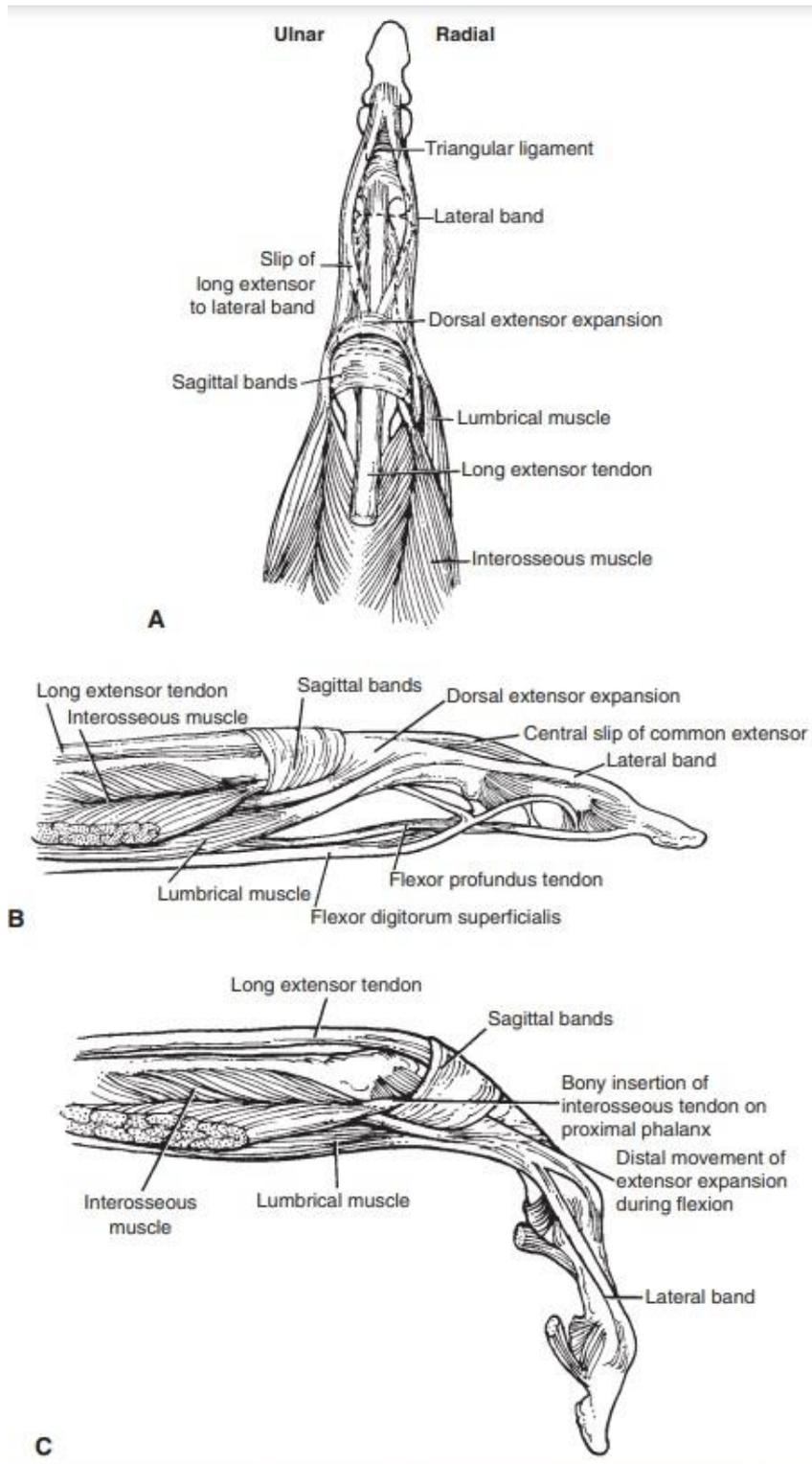


Figure 3. Chaîne digitale en vues latérale et dorsale (3)

1.2 Raideur digitale

1.2.1 Définition

Delprat et al. la définissent comme : « *la perte ou la limitation de la possibilité de mouvement y compris passif, entre deux segments anatomiques, possibilité obtenue grâce à un ensemble de structures qui constituent une articulation et son environnement, et qui ne doit qu'à son utilisation régulière de perdurer* » [6].

C'est la complication la plus fréquente après un traumatisme de la main.

1.2.2 Mécanisme post-traumatique

Après tout type de traumatisme, lors de la **phase aigüe**, l'œdème est le résultat de la réponse inflammatoire initiale. Le liquide lymphatique se répand dans toutes les structures tissulaires. Il y a une perte d'élasticité des tissus et des plans de glissement. La peau dorsale de la main se distend, la réserve cutanée nécessaire à la mobilisation en flexion des doigts diminue. Les MCP se mettent alors en extension (les ligaments collatéraux se détendent), et les IPP et IPD en flexion sous l'influence des tendons fléchisseurs [7]. A la fin de cette phase inflammatoire, les fibroblastes commencent à synthétiser du tissu cicatriciel, cette **phase de prolifération** est admise jusqu'à environ six semaines post-blessure [8].

1.2.3 Notion de remodelage tissulaire

Par la suite, les tissus conjonctifs périarticulaires vont se **remodeler** sur de longues périodes avec la quantité de stress physique qu'ils subissent. Ce phénomène est appelé : « *adaptation structurelle à l'utilisation mécanique* » [9].

De nature **visco-élastiques**, ces tissus vont répondre à une force de traction qui se caractérise en 4 phases : [10,11]

- *Dépliage ou fluage* : une tension légère appliquée permet à la matrice extracellulaire de se mettre en mouvement, libérant de la place pour le déploiement des fibres de collagène.

- *Alignement* : avec une augmentation de la tension appliquée, les fibres de collagène commencent à s'organiser entre elles, s'alignent, permettant un allongement et un glissement des tissus.
- *Rigidification* : les fibres de collagène se renforcent une fois que l'allongement et le glissement ne sont plus possibles
- *Rupture* : la rupture des fibres de collagène aura lieu si la contrainte est trop élevée, conduisant à un processus inflammatoire, un tissu cicatriciel et une augmentation de la raideur.

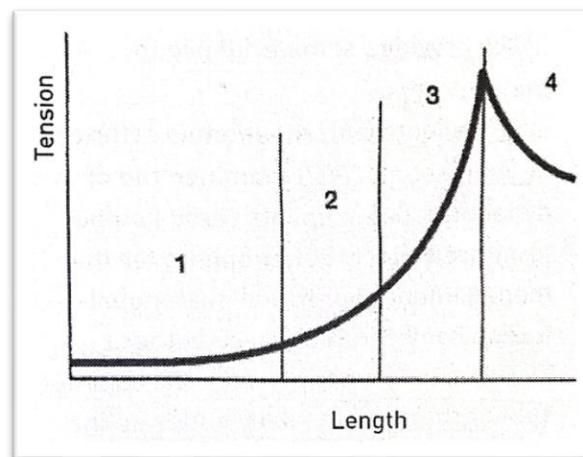


Figure 4. Les quatre phases de la réponse des tissus mous au stress [11]

Si au contraire, ces tissus sont privés de contraintes en étant immobilisés en position raccourcie plus de 6h, l'équilibre entre la dégradation et la synthèse de collagène (et autres composants de la matrice extracellulaire tels que l'eau et les glycosaminoglycanes) est rompu [12]. Or, c'est cet équilibre qui permet le maintien des caractéristiques structurelles et mécaniques du tissu. Sans lui, des **liaisons intra et intermoléculaires** anormales, appelées « *cross-links* », se forment, et le tissu périarticulaire perd de son extensibilité. Le tissu devient plus faible, moins rigide et plus court. D'autres théories suggèrent que la **protéine contractile** actine, contenue dans les fibroblastes, est impliquée dans la contraction ligamentaire [9].

Le muscle, quant à lui, positionné de manière raccourcie, voit son nombre de sarcomères diminuer : le muscle devient lui-même plus court. La mise en contrainte en position allongée de manière prolongée du muscle permettrait de lui redonner sa longueur par l'ajout de sarcomères.

La formation d'**adhérences** explique aussi la limitation du mouvement articulaire : elles correspondent à un tissu cicatriciel qui s'est formé et déposé anarchiquement entre les tissus lésés et les tissus sains adjacents. Elles forment une véritable « *colle biologique* ».

Pour résumer, la formation anormale de « *cross-links* », la contractibilité du tissu péri articulaire et la formation d'adhérences ont toutes un rôle dans la formation de la raideur.



☛ Remodelage versus changements physiques transitoires

Lors d'un étirement passif transitoire, un allongement des éléments élastiques du tissu est facilement observable. Brand, en faisant un parallèle avec un élastique, insiste sur le fait qu'en « *étirant* » le tissu, il se raccourcira à nouveau lorsque la force sera relâchée. Cet allongement élastique est la réponse initiale à tout étirement.[12]

Le véritable allongement de tout tissu vivant résulte non pas de l'étirement de ce tissu, mais bien de l'équilibre entre dégradation et synthèse de collagène, répondant aux besoins mécaniques. Les éléments visqueux du tissu réagissent en rapport inverse avec la vitesse d'étirement : plus l'étirement est lent, plus l'allongement est important.[12]

Il existe une différence d'élasticité entre les tissus. Weeks, par exemple, a constaté que les ligaments, à fibres majoritairement élastiques, présentaient un allongement beaucoup plus important avec une charge plus faible que les tendons fléchisseurs. Ils atteignent donc une longueur fonctionnelle plus rapidement que les tendons fléchisseurs.[8]

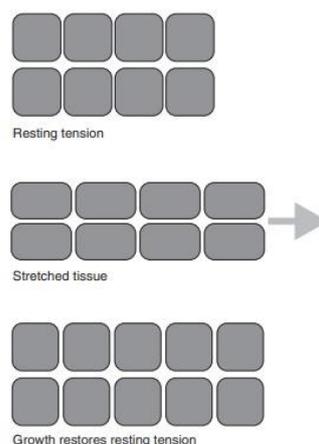


Figure 5. Représentation de la tension au repos / tissu étiré / croissance tissulaire [8]

« Notre responsabilité n'est pas d'essayer d'étirer les vieux tissus mais de stimuler les cellules vivantes à faire le travail ». [13]

Ce principe est également utilisé en orthodontie et en chirurgie plastique et reconstructrice par lespanseurs tissulaires.[14]

1.2.4 Etiologie

1.2.4.1 En rapport avec le type de traumatisme

Nous n'envisageons dans ce travail de recherche que les raideurs post-traumatiques, comprenant celles résultants d'un acte chirurgical.

La raideur est très (trop) souvent iatrogène : des immobilisations abusives et/ou en mauvaise position, une absence de mobilisation précoce sont relevées dans plus de 50% des cas [6].

Directement en rapport avec les articulations, les entorses, luxations, fractures articulaires et plaies articulaires peuvent être à l'origine de raideur digitale. Sans rapport direct avec les articulations, des lésions cutanées (plaies, brûlures, cicatrices), des fractures de métacarpiens ou de phalanges (ostéosynthésées ou non), des sutures tendineuses, une immobilisation prolongée, un traumatisme par écrasement, pour ne citer qu'eux, peuvent également engendrer un déficit d'amplitude.

1.2.4.2 Etiologie tissulaire

Le tableau ci-dessous résume les structures tissulaires responsables des raideurs digitales [3,7,15].

Articulation	Déficit d'extension	Déficit de flexion
MCP	Hypoextensibilité des muscles interosseux Rétraction des ligaments collatéraux accessoires et/ou de la plaque palmaire	Adhérence de tendons extenseurs Rétraction des ligaments collatéraux, de la capsule dorsale Cicatrice cutanée rétractile au dos de P1 <i>Fréquence ++</i>

IPP	Rétraction, adhérence, hypoextensibilité des fléchisseurs Rétraction de la plaque palmaire, de la capsule et des ligaments collatéraux Cicatrice cutanée palmaire rétractile <i>Fréquence ++</i>	Adhérence du tendon extenseur (bandelette médiane) Hypoextensibilité des interosseux et/ou des lombricaux Rétraction des ligaments collatéraux, de la capsule dorsale Cicatrice cutanée rétractile au dos de P1 <i>Fréquence +</i>
IPD	Rétraction ou adhérence du fléchisseur profond Rétraction plaque palmaire, des ligaments collatéraux accessoires Cicatrice cutanée palmaire au niveau de P2	Adhérence du tendon fléchisseur Rétraction du ligament rétinaculaire oblique Lésions ostéoarticulaires Adhérence, rétraction appareil extenseur zone 1 et 2 Cicatrice cutanée dorsale rétractile au dos de P2

Tableau 1. Etiologie des raideurs digitales

A noter que ces raideurs sont souvent le résultat de l'association de plusieurs de ces étiologies.

1.2.5 Evaluation de la raideur

L'évaluation de la raideur digitale va permettre dans un premier temps de décider du traitement à mettre en place et dans un second temps d'en mesurer l'efficacité.

1.2.5.1 Evaluation qualitative

Pour résoudre un problème de raideur digitale, il est nécessaire de connaître les facteurs responsables de sa présence. Mesplé précise : « *plus que la mesure angulaire de ce déficit, c'est son analyse qualitative qui nous permettra de [...] déduire les techniques les plus appropriées pour le traiter* » [15].

Si la mobilité passive est supérieure à la mobilité active, l'unité musculo-tendineuse est sans doute en cause. Par contre, si la mobilité passive et active sont similaires, nous pouvons faire face à un problème capsulo-ligamentaire ou osseux. La réalisation d'une simple radiographie est nécessaire afin d'exclure une origine osseuse : cal osseux, exostose, arthrose secondaire... Elle permettra d'éviter la mise en place d'un traitement rééducatif et/ou orthétique inutile voire délétère [7].

Nous devons également évaluer la dépendance, ou non, du déficit d'amplitude par rapport à la position des articulations sus et sous-jacentes pour savoir si la raideur sera d'origine musculocutanée ou capsulo-ligamentaire.

Plusieurs tests cliniques bien connus nous permettent de préciser les structures responsables de la raideur [2,7] :

- *Le test de Kilgore* : il est positif si la mise en flexion du poignet et des MCP limite la flexion de l'IPP. Cela indique qu'il existe des adhérences des tendons extenseurs au dos des métacarpiens. Inversement, la mise en extension du poignet et des MCP limitant l'extension des IPP indique la présence d'adhérences ou de rétractions de l'appareil fléchisseur.
- *Le test de Finochietto* : la flexion de l'IPP est limitée par la mise en extension de la MCP mais non par la mise en flexion de la MCP. Cela indique une rétraction ou des adhérences des muscles interosseux.
- *Le test de Colditz* : La mise en extension de la MCP limite en plus de la flexion de l'IPP, la flexion de l'IPD. Si le test est positif, les lombricaux sont rétractés.
- *Le test de Haines* : la mise en extension de l'IPP empêche la flexion de l'IPD. Cela révèle une rétraction du ligament rétinaculaire oblique (LRO)
- *Le test de rétraction des ligaments collatéraux* : quel que soit la position de la MCP, la flexion de l'IPP est limitée.

1.2.5.2 Evaluation quantitative

L'amplitude de mouvement passive (PROM pour passive range of motion) et l'amplitude de mouvement active (AROM pour active range of motion) sont mesurées classiquement à l'aide d'un goniomètre. Considérées comme objectives, les mesures goniométriques ont cependant une fiabilité inter-évaluateur limitée [16].

Brand et Hollister ont proposé une alternative au PROM nommée TROM (Torque Range Of Motion)[17] . Il s'agit de mesurer l'amplitude articulaire avec une force constante, appliquée par une jauge de pression. Elle permettrait une fiabilité plus élevée intra-évaluateur et inter-évaluateur [18] [19].

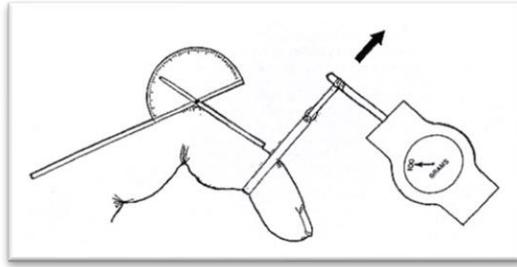


Figure 6. Mesure du TROM selon Brand associant goniomètre et jauge de pression [6]

La courbe force croissante-angle articulaire, (TAC – Torque Angle Curve) est une procédure pour évaluer la rigidité d’une articulation. Les mesures de TROM sont prises avec une série de différentes forces grâce à un dynamomètre (par exemple 100g, 200g, 300g etc.) et reportées sur une courbe [19] :

- En abscisse l’amplitude de mouvement (en degrés)
- En ordonnée la force (en grammes)

Cette courbe s’interprète ainsi : plus la pente est forte (se verticalise), plus la raideur est importante : le tissu est rigide. Inversement, plus la pente est faible, moins la raideur est importante : le tissu est compliant [18,20].

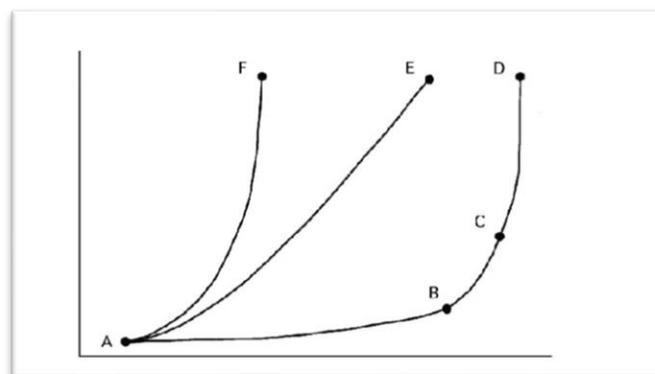


Figure 7. Courbe de tension allongement (Torque Angle Curve). La ligne ABCD est la courbe du tissu normal, la courbe AF celle d’un tissu raide non compliant et AE la courbe d’un tissu compliant.[20]

En pratique, l’utilisation du TROM et du TAC ne sont que très peu utilisés dans les structures de thérapie de la main. Elles sont pourtant plus objectives mais moins faciles et rapides à mettre en place que la méthode très subjective de Cyriax reposant sur le concept de sensation finale.

Dans cette méthode, le thérapeute applique une légère surpression sur l'articulation placée dans son amplitude finale de mouvement. La sensation obtenue : « *butée dure* » ou « *butée molle* » permet au thérapeute d'évaluer la rigidité de l'articulation [18,20].

1.3 Traitement des raideurs digitales

Pourquoi faut-il traiter une raideur digitale post-traumatique ?

La grande majorité des auteurs s'accordent à dire qu'un seul doigt enraidit peut compromettre la fonction de toute la main [1,7]. Les articulations MCP et IPP sont les plus étudiées dans la littérature car leurs raideurs ont un impact fonctionnel plus important que celle de l'IPD [8]. En 2017, il a été étudié chez 25 personnes l'impact d'un doigt isolé raide sur la fonction des doigts adjacents. La chaîne digitale était placée en extension complète à l'aide d'une gouttière palmaire. Le but étant de reproduire un effet quadrige post-traumatique, avec une limitation de l'excursion tendineuse du FDP. Le TAM (total active motion) était réduit de manière significative pour les doigts adjacents. L'enraidissement provoqué du quatrième doigt a produit le plus grand préjudice (26% à 47% de réduction du TAM) et l'index le moins de préjudice [21].

1.3.1 Traitement préventif

Le traitement est avant tout **PREVENTIF**. Il se conçoit dès la phase aiguë inflammatoire [7]. La surélévation de la main au-dessus du cœur, le massage drainant, la compression et la mobilisation active précoce peuvent réduire l'œdème aigu et prévenir la survenue d'une raideur digitale [22]. Une attelle statique de prévention a pour objectif de maintenir la longueur des tissus. Celle-ci est réalisée en positionnant les articulations MCP en flexion complète et les IP en extension complète. Le poignet sera positionné avec une légère extension par soucis d'effet ténodèse : c'est ce qu'on appelle la position « *intrinsèque plus* » [3].

Aujourd'hui encore, malgré les efforts déployés pour prévenir ces raideurs, nous rencontrons encore tous les jours en rééducation des patients présentant des raideurs déjà constituées. C'est dans ce cadre que ce sujet de recherche va s'appuyer sur le traitement conservateur.

1.3.2 Traitement conservateur

Il est habituellement constitué d'une part de mobilisation passive et active et de confection d'orthèses.

En 1978, Weeks et al. ont évalué un traitement combiné de rééducation et orthèses dynamiques chez 212 patients présentant un déficit d'amplitude post traumatique des MCP ou IPP des doigts longs. En tout, 789 articulations ont été traitées. Pour 87% des patients, le traitement conservateur a été suffisant. Les 13% restants ont bénéficié d'une intervention chirurgicale [23].

Dans une autre étude évaluant le rôle des orthèses dans le traitement de 97 raideurs de la main, réalisé au SOS main de Strasbourg, dans 63,9% des cas, le traitement conservateur a été suffisant [7].

1.3.2.1 Mobilisation active, active aidée et passive manuelle

Lors de la mobilisation active aidée, le patient déplace son articulation dans sa plage de mouvement disponible avec une contraction musculaire isotonique. Le mouvement est ensuite complété avec une force externe émise par le thérapeute ou le patient lui-même. La mobilisation active et active aidée fournissent une dose de traitement assez faible, elles peuvent être initiées dès la phase inflammatoire. Au contraire, la mobilisation passive peut fournir une dose de traitement plus élevée. Elle est à éviter dans cette phase de cicatrisation des tissus [24].

Ces différentes techniques vues ci-dessus répondent au principe de mobilisation HLBS (High Load Brief Stress) qui consiste en une durée d'application courte de stress. Elle va à l'encontre des recommandations de Brand dénonçant l'étirement transitoire des tissus.

En 2010, Glasgow a mis en évidence un manque de preuves à l'appui concernant l'utilisation de ces techniques dans la résolution d'une raideur digitale constituée [24].

1.3.2.2 Mobilisation passive continue (CPM)

Contrairement aux mobilisations passives manuelles intermittentes, la CPM, comme son nom l'indique se veut continue. Elle est réalisée par des machines type arthromoteur.

Mise au point dans les années 1970 par Salter, elle voulait prévenir d'une éventuelle dégénérescence cartilagineuse due à l'immobilisation. Elle a également trouvé sa place dans la

prévention des raideurs articulaires. A ce jour, peu de preuves pour soutenir l'utilisation de la CPM dans la gestion des raideurs digitales. En effet quatre études réalisées entre 1984 et 2008 n'ont pas trouvé de différences significatives entre les groupes utilisant la technique du CPM et les groupes suivant un programme classique de mobilisation manuelle [24].

1.3.2.3 Traitement orthétique

De nombreux auteurs s'accordent à dire que le traitement orthétique prend une place essentielle dans la prise en charge des raideurs digitales : « [il] *constitue un temps médical primordial* » [6].

Mc Clure estime que tous les patients présentant une modification structurelle des tissus périarticulaires générant un mouvement (raccourcissement de la capsule articulaire, des ligaments, du muscle, présence d'adhérences) peuvent bénéficier d'une orthèse de gain d'amplitude [9].

Les mobilisations de type LLPS (Low Load Prolonged Stress) sont préconisées, répondant aux principes de remodelage cellulaire expliquées un peu plus haut. Fess rajoutera qu' « *aucune autre modalité [que l'orthèse] n'est actuellement disponible pour maintenir une tension constante à faible charge pendant une durée suffisante pour provoquer la croissance tissulaire* » [25].

Le traitement orthétique paraît donc être un outil idéal pour traiter une raideur digitale constituée. C'est pour cela que le sujet de recherche va se concentrer désormais sur le traitement orthétique. Un chapitre entier lui est entièrement consacré ci-après.

1.3.3 Traitement chirurgical

Il ne se conçoit qu'après un traitement conservateur bien mené. Il doit prendre le relais du traitement conservateur au « *bon moment* », lorsque celui-ci devient inefficace. Jugé « *difficile à évaluer* », un seuil de 11 semaines est fixé au-delà duquel les perspectives d'amélioration sont réduites [2]. Certains auteurs préconisent un minimum de trois mois [7]. Avant d'entamer ce traitement, il faudra s'assurer qu'il n'y a pas de contre-indication (surfaces articulaires lésées, patient non motivé...).

Sans rentrer dans les détails car ce traitement ne fait pas l'objet du sujet de recherche, les différentes techniques chirurgicales proposées sont les suivantes :

- Arthrolyse
- Ténolyse
- Ténarthrolyse
- Ténarthrolyse antérieure totale (TATA) pour les IPP
- Distraction par fixateur externe (proposée seule ou comme premier temps avant arthrolyse). Cette méthode est peu utilisée [1,2,7].

Toutes ces interventions nécessiteront une rééducation intensive post-opératoire immédiate. Le patient doit en être averti.

1.4 Traitement orthétique des raideurs constituées des doigts longs

1.4.1 Classification

1.4.1.1 Orthèses actives

Retrouvées également sous le terme de « *orthèses articulaires de transmission de couple* », « *orthèses de redirection actives* », elles sont particulièrement intéressantes à mettre en place lorsque la présence d'une raideur digitale induit une perturbation du schéma moteur. Ce qui favorise la chronicisation de cette raideur.

Colditz émet l'hypothèse que si une raideur digitale est présente depuis longtemps, le patient ne sera plus capable de fléchir et d'étendre les doigts de manière physiologique. Ce qui va entraîner le recrutement d'autres muscles compensateurs et une perte du schéma moteur. Cette orthèse vise donc à reprogrammer corticalement le mouvement déficitaire en favorisant l'action du système musculo-tendineux sous-utilisé. Les patients sont invités à effectuer des exercices et des activités de la vie quotidienne avec l'orthèse.

Si la technique du HLBS est avérée, la réorientation des fibres de collagène par sollicitation répétée des tissus lésés pourrait être favorisée [18,26].

Pour exemples, la neutralisation de la MCP dans une orthèse reporte l'action des fléchisseurs sur les IP et inversement, la neutralisation des IP reporte cette action sur les MCP [27]. L'orthèse active la plus connue a été décrite par Colditz. Il s'agit de la Casting Motion to Mobilize Stiffness (CMMS). Elle inclut le poignet, les MCP voire les IP. Les preuves à l'appui de l'utilisation de cette dernière dans la pratique clinique sont actuellement faibles et reposent sur une opinion d'experts [24].

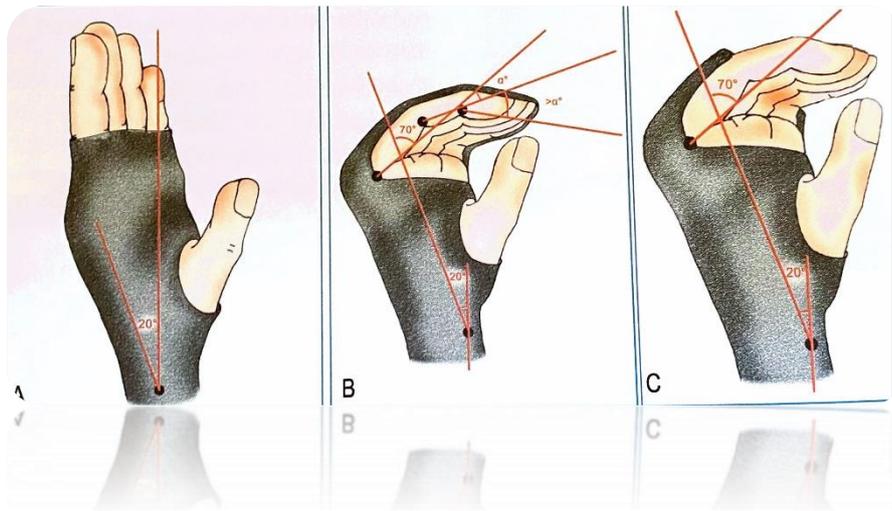


Figure 8 : A. CMMS favorisant l'action des fléchisseurs extrinsèques des doigts longs et l'étirement des muscles intrinsèques. B. CMMS favorisant l'action du fléchisseur profond. C. CMMS favorisant la flexion des MCP et l'extension des IPP [26]

L'orthèse Relative Motion Orthosis (RMO), initialement indiquée dans les lésions des tendons extenseurs, est utilisée de manière détournée par les appareilleurs pour traiter les raideurs en flexion des IPP en limitant l'hyperextension compensatrice des MCP [28].

1.4.1.2 Orthèses passives

Elles peuvent être classifiées selon leur mode de traction [18,27] :

- Dynamique

La traction est par définition continue. Les moteurs utilisés pour appliquer une force de traction peuvent être par exemples : des lames d'acier calibrées (lame de Levame), des élastiques, des ressorts à spirale (corde à piano).

Les orthèses dynamiques peuvent se décliner en deux sous-groupes : d'une part les orthèses high profile (HP), qui garantissent une meilleure perpendicularité des forces appliquées, mais plus encombrantes et peu conviviales ; d'autre part les orthèses low profile (LP), moins encombrantes mais qui nécessiteraient plus d'ajustements. Une étude biomécanique de 2004 [29] a voulu réexaminer cette dernière affirmation. Le résultat est qu'il n'apparaît pas de réelle perte de force correctrice et d'augmentation de force de cisaillements dans l'orthèse LP sur une plage de 30° comparé à l'orthèse HP.

La force de traction peut être appliquée sur une ou plusieurs articulations.



Figure 9. Orthèse dynamique type Capener. [18]

- Statique en série

Il s'agit de postures successives de l'articulation enraidie dans l'amplitude maximum obtenue. Ces postures sont réalisées à l'aide d'orthèses circulaires permettant une répartition idéale des pressions. Ces orthèses doivent être changées après chaque gain d'amplitude assez conséquent.



Figure 10. Tubes statiques en série. [30]

- Statique progressif

Elle repose sur le principe du mode statique en série mais à l'avantage d'être évolutive. En effet, une seule orthèse suffit contrairement au mode statique en série, et le patient peut lui-même régler la traction. Contrairement au mode dynamique, la traction est statique et réglable (velcros, fil en nylon).

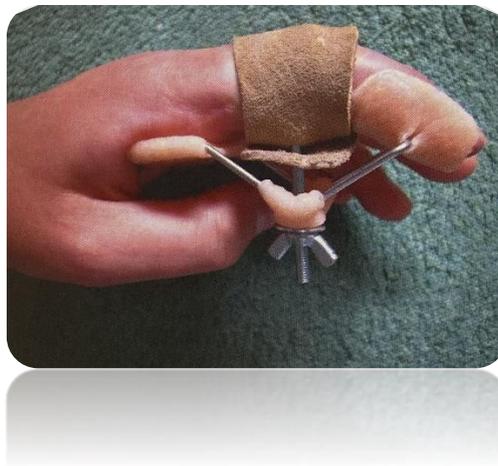


Figure 11. Crick articulaire « TOMS ». [18]

- Dynastatique

La traction dynamique amène le doigt contre une butée. La force est dynamique jusqu'au moment où le doigt vient en contact avec la butée.



Figure 12. Orthèse dynastatique d'enroulement. [31]

Le tableau 2, ci-dessous résume les avantages et inconvénients de ces différents mode de traction. Un élément vu comme un avantage peut se relever aussi être un inconvénient.

	Dynamique	Statique en série	Statique progressif	Dynastatique
Avantages	Facilités de retrait à des fins d'hygiène [1]	Bonne répartition des pressions Inamovible Force constante [32]	Réglable par le patient Une seule orthèse suffit (elle est évolutive) Permet une alternance entre posture et fonction de la main	Limite les réactions nociceptives [18]
Inconvénients	Difficultés à maintenir une force constante [32]	Nécessité de renouvellement de l'orthèse presque tous les jours Pas de possibilité de fonction (port continu)	Risque élevé de mauvais ajustement par le patient [11]	Nécessité de réglages fréquents

Tableau 2. Avantages et inconvénients des différentes modes de traction

1.4.2 Stratégie de prise en charge orthétique

Depuis les années 1980, quelques auteurs se sont penchés sur le sujet. Parmi ceux-ci, nous pouvons citer Brand, chirurgien orthopédique et Fess., ergothérapeute.

Leurs travaux ont permis de faire évoluer la pratique de manière significative. A ce jour, ils sont toujours grandement utilisés dans les centres d'appareillage de la main.

1.4.2.1 Principes de mobilisation

1.4.2.1.1 Cinématique ostéo-articulaire

Dans le cas d'une raideur digitale, les techniques de mobilisation sont basées sur la restauration d'une cinématique physiologique [24]. D'après les lois de Mc Connail, un mouvement de translation va toujours accompagner le déplacement angulaire lors de la mobilisation d'une articulation. Il faut ainsi respecter la règle de la convexité et de la concavité :

« La mobilisation d'un élément convexe par rapport à un élément concave répond à la règle de la convexité. Le glissement et le mouvement angulaire suivent des directions opposées.

La mobilisation d'un élément concave par rapport à un élément convexe répond à la règle de la concavité. Le glissement et le mouvement angulaire se font dans la même direction. » [10].

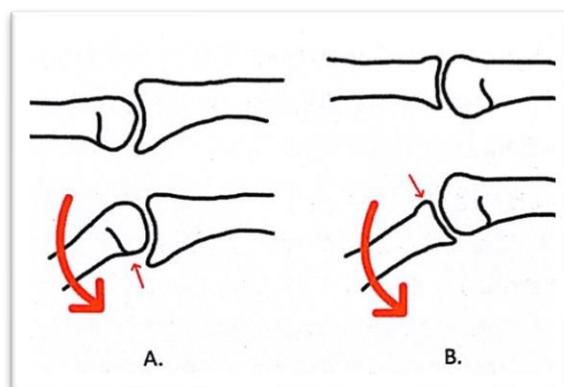


Figure 13. A : règle de la convexité / B ; règle de la concavité [10]

En partant du principe que le point fixe dans l'orthèse est proximal, les trois articulations de la chaîne digitale répondent de par leur configuration anatomique à la règle de la concavité et nécessiteront pour être traitées un appui dans l'orthèse proche du centre articulaire.

1.4.2.1.2 Axe de traction

L'axe de traction doit être perpendiculaire au segment à mobiliser [33]. En cas de non-respect de cette contrainte, l'orthèse peut entraîner une compression de l'articulation ou une traction et donc un manque d'efficacité [33,34].

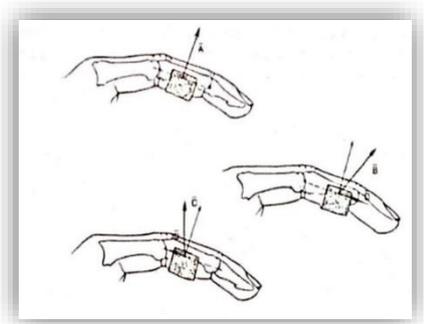


Figure 14. Force de traction d'après C. Gable [33]

1.4.2.1.3 Positions articulaires

Le positionnement dans l'orthèse des articulations adjacentes à celle qui est raide est primordial. Pour les raideurs d'origine capsulo-ligamentaires, il va falloir favoriser l'effet ténodèse. Pour les raideurs d'origine musculo-tendineuses, la mise en tension complète de la chaîne digitale est nécessaire [30].

1.4.2.1.4 Mobilisation globale ou analytique

Si plusieurs articulations sont enraidies, une traction appliquée globalement paraît être le plus pertinent. Si la raideur concerne plusieurs articulations du même rayon digital, il faudra surveiller l'inefficacité en devenant de la traction globale. En résolvant d'abord la ou les articulation(s) la/les moins raide(s), elle deviendra inefficace sur l'articulation la plus raide. Un traitement analytique secondaire sera nécessaire [18].

Si une seule articulation est enraidie, une traction analytique a toute sa place [6,18].

1.4.2.2 Paramètres variables d'application d'une orthèse

Nous avons pu identifier dans la littérature de nombreux paramètres variables dans l'application d'une orthèse de récupération d'amplitudes parmi lesquels se trouvent :

- Le mode de traction
- L'intensité (force)
- La durée de port par tranche de 24h
- La durée totale (en semaines ou mois) du traitement orthétique
- Le type d'orthèse

1.4.2.2.1 Choix du mode de traction

Il peut être déterminé en fonction de deux paramètres :

- Le stade de cicatrisation

L'ASHT (American Society of Hand Therapists) préconise d'ailleurs d'utiliser ce paramètre comme choix de mode de traction.

INFLAMMATOIRE	PROLIFÉRANTE	MATURATION
Articulaire statique série de mobilisation		
Articulaire statique progressive de mobilisation		
Articulaire dynamique de mobilisation		
Articulaire de transmission de couple		

Figure 15. Choix de l'orthèse de gain d'amplitude en fonction de la phase de cicatrisation d'après l'ASHT [26]

- Le degré de rigidité de l'articulation

Thomas D. préconise l'utilisation de modes de traction dynamique et statique progressif en cas de raideur de gravité « *moyenne* ». En cas de raideur « *importante* », il préconise d'avantage le mode d'action statique progressif et le mode statique en série [18]. De nombreux cliniciens vont dans ce sens.

En 2008, Glasgow révisé cette croyance. Il suggère que les orthèses dynamiques « *s'adaptent plus subtilement aux changements continus de la résistance visqueuse dans une articulation.* » [11]. D'après son expérience, le plupart des patients souhaitent améliorer le mouvement le plus rapidement possible. Pour cela, malgré une éducation adéquate, ils ont tendance à appliquer une tension dans leur orthèse statique progressive trop importante, génératrice de lésions tissulaires.

En 2002, Flowers propose le **Modified Weeks Test (MWT)**. Il permet dans un premier temps de déterminer si une orthèse est nécessaire à mettre en place ou non, et dans un second temps de déterminer le mode de traction le plus adapté. Une « *lecture à froid* » du PROM de l'articulation est réalisé tout d'abord. Ensuite le patient est invité à réaliser quelques mouvements pendant 20 min dans un bain d'eau chaude à remous. A la fin de ces 20 min, le patient retire sa main de l'eau, place lui-même son articulation dans la position dans sa plage d'extrémité maximale et la maintient 10 min. Une deuxième lecture de PROM est alors réalisée : appelée « *lecture préconditionnée* ». Les deux lectures de PROM sont comparées.

TABLE 1. Guidelines for Interpretation of the Modified Weeks Test

<i>PROM Increase</i>	<i>Splinting</i>
About 20°	No splint
About 15°	Static splint
About 10°	Dynamic splint
About 0°–5°	Static progressive splint

Figure 16. Ligne directrice pour l'interprétation du Modified Weeks Test [20]

Si le MWT entraîne un gain >20°, un programme d'exercice seul est proposé.

Si le MWT entraîne un gain de 15°, l'attelle statique n'apportera pas par définition de surpression.

Si le MWT entraîne un gain de 10°, l'articulation est considérée comme raide : elle aura besoin d'une surpression proposée par une orthèse dynamique.

Si le MWT entraîne un gain entre 0° et 5°, la surpression devra être plus agressive, proposée par une orthèse statique progressive qui permet une surpression constante [20].

1.4.2.2.2 Le type d'orthèse

Une grande variété d'orthèses de gain d'amplitude existe. Ce mémoire ne fait pas l'objet d'un inventaire de celles-ci. Nous vous invitons pour cela à consulter le mémoire réalisé par Tourniaire en 2001 dans le cadre du DIU de rééducation et d'appareillage de la main portant sur les orthèses des articulations IPP [31].

De nombreux facteurs doivent influencer le choix de l'orthèse en comprenant la pathologie initiale, le délai de prise en charge, les attentes du patient (confort, esthétique, discrétion...) et sa collaboration, son mode de vie, l'expérience du thérapeute et la proximité ou non d'un centre référent de thérapie de la main pour d'éventuels ajustements de l'orthèse [18,35].

Les orthèses peuvent être circulaires, ou présenter un système d'appui-2 contre appuis. Elles peuvent être profilées (lively splints) ou plus encombrantes (en stabilisant les articulations sus et sous-jacentes) ; et être composées d'une multitude de matériaux, bien que le plastique thermoformable à basse température soit devenu le matériau incontournable.

En 2016, un sondage a été réalisé auprès des membres de l'Australian Hand Therapy Association (AHTA). Il consistait à savoir quelle orthèse était préférée par les thérapeutes pour résoudre un flexum d'IPP de 30° et un de 55°, consécutif à une lésion de la plaque palmaire. Sur les 195 réponses, pour traiter la raideur de 30°, l'orthèse de Capener thermoformée (21,7%), ou de série (22,2%) et les orthèses statiques (21,1%) étaient préférées. Concernant la raideur de 55°, ils optaient en majorité pour une orthèse statique en série (60,9%) suivie d'une orthèse dynamique [35]. Les raisons de leur choix se portaient principalement sur leur efficacité perçue, suivie par la facilité d'application et de port pour le patient.

Concernant le mode dynamique, nous observons deux écoles : l'une prônant les orthèses avec lame de Levame et l'autre le low profile. D'après Thomas, l'attelle de Levame fixe est simple à confectionner donc accessible aux orthésistes débutants. Cependant, il existe une fatigabilité de la lame, qui perd au fil du temps en résistance. Elle paraît moins efficace pour traiter les derniers degrés de raideur. L'orthèse Low Profile paraît plus efficace pour résoudre ce problème, mais nécessite un plus grand suivi par le thérapeute [36].

1.4.2.2.3 L'intensité / la force de traction

La tension nécessaire pour étendre passivement un doigt sain a été mesurée à 100g [32].

Pour un doigt raide, la force optimale n'a pas encore été déterminée. Une force trop importante peut créer des micro-lésions du tissu en voie de remodelage, recréant une inflammation et donc l'apparition d'un nouveau tissu cicatriciel. Mais il peut créer également des dommages cutanés pouvant aller jusqu'à l'escarre. Au contraire une force trop faible est inefficace [13,27,33].

D'après Brand [13], l'application de la force n'est pas régie par ce que l'articulation peut accepter, mais surtout par ce que la peau peut tolérer. Toute force appliquée va créer une ischémie due à la pression. Si la force est appliquée pendant moins de deux heures, la pression dans l'orthèse peut être de 75g/cm²[8]. Si la force est appliquée en continue (>8h), Brand préconise de ne pas dépasser une pression de plus de **50g/cm²** qui correspond à environ 37mmHg (1mmHg = 1,36g/cm²). Cette mesure est légèrement supérieure à la pression capillaire réelle, mais les capillaires des tissus normaux peuvent supporter des pressions plus élevées [13].

De manière générale, les auteurs s'accordent à dire que la force doit être comprise **entre 100 et 400g** [18]. Elle dépend essentiellement de la surface d'appui, de la longueur du bras de levier, du temps prévu d'application de l'orthèse, et du type de déficit rencontré. La formule physique $Pression = Force/Surface$ est la clé d'une orthèse bien tolérée. Autre point, cette force se doit d'être constante tout au long du traitement. Une étude de 1988 a montré que la force générée par des orthèses type Capener de série n'était pas constante et augmentait au plus le flexum était important d'où l'importance d'un suivi et d'une adaptation par un thérapeute expérimenté [37]. Fess précise que les thérapeutes inexpérimentés ont tendance à appliquer une force supérieure à 300g [25] et que les thérapeutes expérimentés modifiaient la force en fonction du diagnostic [37].

Il est à noter qu'une rupture tissulaire générée par une force importante peut parfois être nécessaire dans le cadre d'adhérences, mais effectuée de manière « *aussi minimale et spécifique que possible.* » [32].

1.4.2.2.4 Durée de port

Dans la littérature, nous retrouvons dans l'ensemble une préconisation de port continu nocturne d'orthèses en extension et intermittent diurne d'orthèses de flexion. Les postures en extension

sont de manière générale mieux supportées que celles en flexion, pourvoyeuses de douleurs liées à une diminution de la vascularisation.

Il existe cependant de nombreuses variations concernant la durée (en heures/jour) et peu d'informations indiquant la durée du programme orthétique (en semaines ou mois) comme en témoignent les préconisations suivantes :

Brand préconise jusqu'à un port de 24h/24h [18], Braun un port de 4h à 6h/24h pendant « *plusieurs* » semaines [7]. Rongières, quant à lui, précise que l'orthèse doit être portée 10 à 60 min, 4 à 6 fois par jour [2]. Ces recommandations sont sans précision sur le type d'articulation et le déficit à traiter. Thomas préconise les postures en flexion « *pendant un laps de temps court, répétées dans la journée* ». Delprat, quant à lui, indique que les orthèses d'extension peuvent être portées de façon quasi *continue*, et celles de flexion entre 2 et 8h par 24h, par *séquence* de moins d'une heure [6].

D'après Bell-Krotoski, un délai optimal pour stimuler la croissance cellulaire a été convenu à 48h. Mais un glissement des surfaces articulaires est également nécessaire pour conserver un cartilage sain. Elle préconise ainsi de mobiliser l'articulation au moins une fois par semaine, voir tous les deux jours [32]. Il a été observé lors de l'interruption de la tension constante une perte d'amplitude en l'espace de 30 minutes, expliquée par des changements au niveau du liquide intra-articulaire. Plus l'interruption est importante, plus le processus de croissance cellulaire sera long [32]. Elle précise également que si l'amplitude du mouvement n'a pas changé sur une période de 2 semaines, la poursuite du traitement ne sera pas satisfaisante [32].



☛ Concept du TERT [10,18]

Flowers et La Stayo développent en 1994 le concept du Total of End Range Time (TERT). Il correspond au maintien d'une ou des articulation(s) en amplitude maximale tolérée par le patient pendant une durée prolongée. Pour eux, plus l'articulation est maintenue longtemps en fin d'amplitude maximale, plus le gain de mobilité sera important.

Ces différentes notions de prise en charge vues ci-dessus, que nous utilisons tous les jours dans notre pratique et qui sont enseignées, reposent en grande partie sur des avis d'experts. Elles n'ont que très peu évoluées depuis trente ans.

1.5 Recommandations de bonne pratique de la Haute Autorité de Santé (HAS)

En janvier 2010, l’HAS a publié un rapport d’évaluation des orthèses du membre supérieur inscrites sur la Liste des Produits et des Prestations Remboursables (LPPR) dont les objectifs principaux sont de réévaluer leur intérêt thérapeutique et de s’assurer du bienfondé de leur remboursement.

Les orthèses « *dynamiques de récupération de la mobilité d’un segment* » et « *statiques de récupération d’amplitudes* » y sont mentionnées. Cependant, elles ne font pas l’objet de leur revue de littérature basée sur les preuves scientifiques évaluant l’intérêt des orthèses du membre supérieur [38].

La Haute Autorité de Santé (HAS) a publié en 2013 un état des lieux sur le niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique [39].

Tableau 2. Grade des recommandations

Grade des recommandations	Niveau de preuve scientifique fourni par la littérature
A Preuve scientifique établie	Niveau 1 - essais comparatifs randomisés de forte puissance ; - méta-analyse d’essais comparatifs randomisés ; - analyse de décision fondée sur des études bien menées.
B Présomption scientifique	Niveau 2 - essais comparatifs randomisés de faible puissance ; - études comparatives non randomisées bien menées ; - études de cohortes.
C Faible niveau de preuve scientifique	Niveau 3 - études cas-témoins.
	Niveau 4 - études comparatives comportant des biais importants ; - études rétrospectives ; - séries de cas ; - études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale).

Figure 17. Grade des recommandations de l’HAS [39]

En l’absence de précision, les recommandations proposées ne correspondent qu’à un accord d’expert (niveau 5).

Nous avons, à travers ce mémoire de recherche, voulu savoir si les orthèses de récupération d’amplitudes avaient bénéficié d’études avec une preuve scientifique plus importante (niveau

≥4). L'objectif est de promouvoir leur intérêt thérapeutique et de préciser davantage, basé sur des preuves scientifiques, la stratégie orthétique à adopter face à une raideur digitale.

2 METHODOLOGIE

2.1 Détermination de la problématique

Une revue de littérature a été réalisée. Les bases de données Pub Med, Science Direct, ResearchGate et Journal of Hand Therapy ont été utilisées pour concevoir l'approche théorique de ce mémoire. Les mots clés suivants ont été sélectionnés : « *splint* », « *splinting* », « *orthoses* », « *stiff* » « *stiffness* », « *contracture* », « *hand* », « *metacarpophalangeal joint* » « *interphalangeal joint* », « *post-traumatic* ». Les articles ont été sélectionnés par le titre et/ou le résumé. Les recherches associées ont permis d'accéder à d'autres articles.

Des ouvrages d'anatomie, de rééducation et d'orthèses de la main, ainsi que divers sites internet ont également servi à écrire cette première partie.

2.2 Réponse à la problématique

Pour répondre à la problématique, une recherche documentaire a été réalisée à partir de la base de données Journal of Hand Therapy. Elle diffère de la recherche littéraire, visant principalement à acquérir des connaissances théoriques, quand la recherche documentaire recueille des données existantes pour répondre à la question de recherche [40]. Les mots clés suivants ont été utilisés : « *splint* » « *stiff* » « *hand* ». Au total, 447 documents ont été recensés.

2.2.1 Critères d'exclusion



Ont été exclus les articles de plus de 30 ans, rapportant le nombre de références à 388. Ont été exclues ensuite les publications d'experts (niveau 5) en cochant uniquement le filtre « *research article* ». Au total 241 références sont ressorties. Ont été exclus par le titre et/ou le résumé tous les articles traitant le segment anatomique du membre supérieur suivant : épaule, coude, poignet et pouce. A noter que de nombreuses publications portent sur le traitement de la raideur du coude. Exclues également les publications traitant ou incluant les pathologies suivantes : traumatisme en phase aigüe, arthrose, arthrite, maladie de Dupuytren non opérée, maladie d'origine neurologique, syndrome douloureux régional complexe (SDRC), infection.

2.2.2 Critères d'inclusion



Pour être sélectionnées, les études devaient répondre à différents critères.

Elles devaient présenter un niveau de preuve scientifique égal ou supérieur à 4. La population étudiée devait comprendre des patients présentant un déficit d'amplitude d'une ou plusieurs articulations des doigts longs (MCP, IPP, IPD) dans les suites d'une lésion traumatique avec une raideur constituée.

Elles devaient examiner au moins l'un des paramètres suivants :

-Efficacité du port d'une orthèse pour résoudre un déficit d'amplitude

-Une des quatre variables présentées ci-dessus (durée de port, intensité, choix du mode de traction, type d'orthèse)

Onze articles ont été retenus. A la lecture de ces articles, Celeste Glasgow, ergothérapeute australienne, s'est particulièrement impliquée sur ce sujet : elle a publié 4 des 11 articles. Une recherche par auteur sur internet a été réalisée en sélectionnant : « *Celeste Glasgow* » sur la base de données Sage Journals Pub. Un douzième article a été sélectionné sur cette dernière base de données. Malheureusement, deux des douze articles n'ont pas pu être analysés par manque d'accessibilité au texte intégral.

Finalement, dix articles ont été retenus dans cette recherche, publiés entre 1996 et 2023, faisant l'objet d'une analyse de texte intégrale. A noter que trois articles ont été publiés avant le rapport de l'HAS de 2010. Sept des dix articles sont intégrés dans différentes revues de littérature qui n'ont pas pu être exploitées dans leur totalité. En effet, une revue de 2018 [41] incluait un article sur la prévention d'une raideur, et une revue de 2012 [42] incluait toutes les articulations du membre supérieur. Leur conclusion générale ne pouvait donc pas être reprise dans cette étude.

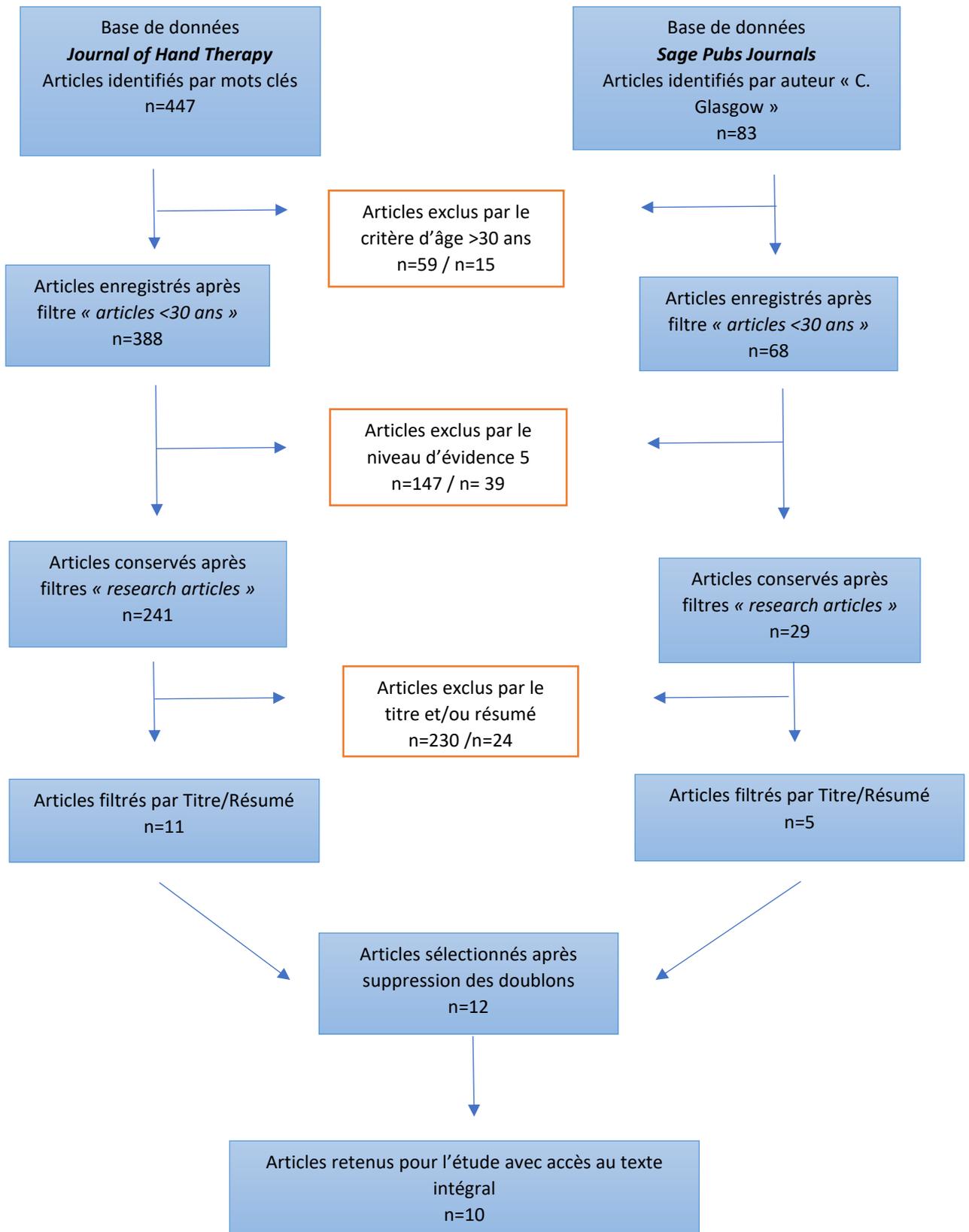


Figure 18. Diagramme de flux de la sélection des études.

3 RESULTATS

3.1 Description des articles

Dix articles ont été sélectionnés pour répondre à la problématique. Parmi eux, six traitent exclusivement de la résolution des flexum d'IPP ; un traite de la résolution de la raideur en extension des MCP. Les trois autres traitent des déficits en extension ou en flexion des IPP et/ou MCP. Six études portent sur un programme exclusif d'orthèse(s). Quatre étudient un programme d'orthèse(s) associé à un programme d'exercices (auto-rééducation ou séances de rééducation).

Dans les objectifs principaux :

- Tous les articles ont évalué l'efficacité de leur programme orthétique
- 5 articles ont étudié la variable « *TERT* »
- 1 article a étudié la variable « *mode de traction* »
- 1 article a étudié l'efficacité du mode statique progressif dans la résolution des raideurs en extension des MCP en phase proliférative
- 1 article a comparé l'efficacité d'un traitement orthétique exclusif à un traitement par thérapie manuelle (groupe témoin) dans les flexum d'IPP
- 1 article a évalué la relation entre la durée du programme orthétique en semaines et la résolution de la raideur
- 1 article s'est penché sur les facteurs prédictifs de résolution de raideur, facteurs également évalués comme objectifs secondaires dans plusieurs de ces articles.

3.2 Classification

Les articles répondent au niveau de preuve scientifique ≥ 4 . Cinq essais randomisés (niveau 2), deux études de cohortes (niveau 2), deux séries de cas (niveau 4) et une étude comparative comportant des biais importants (niveau 4) constituent l'étude.

3.3 Population étudiée

Elle respecte les critères d'inclusion et d'exclusion de la recherche. Trois cent vingt-huit patients ont été suivis dans un programme d'orthèse(s). Ils avaient entre 15 et 84 ans, présentant une raideur digitale dans les suites d'un traumatisme.

3.4 Intervention

Le tableau 1 montre les différentes interventions proposées, le régime orthétique et son association ou non à un programme d'exercices. Vous trouverez en annexe des photos des différentes orthèses utilisées.

	Flowers (1994) [43]	Prosser (1996) [44]	Glasgow (2003) [19]	Glasgow (2011) [45]	Glasgow (2012)[46]	Wang (2014)[47]	Cantéro (2015)[48]	Glasgow (2022) [49]	Punsola-Izard (2023) [50]	Punsola-Izard (2023) [51]
Niveau d'évidence	2	4	2	2	2	4	2	2	4	2
Nombre de patients	15	20	32	46	41	31	60	50	8	55
Nombre d'articulations traitées	20	22	32	56	48	116	60	50	10	57
Articulations traitées	IPP Flexum entre 15° et 60°	IPP Flexum entre 25° et 65°	MCP, IPP Déficit flexion ou extension	MCP n=8 Déficit flexion IPP n=48 Déficit extension	IPP Déficit flexion ou extension	MCP Déficit flexion	IPP Flexum moy 34°	IPP Flexum entre 14° et 65°	IPP Flexum entre 10° et 45°	IPP Flexum Moyen = 32°
Objectif principal	Comparaison d'un TERT de 24h/24h pendant 6 jours et 3 jours	Evaluation de l'efficacité d'une orthèse dynamique	Comparaison d'un TERT de <6h et d'un TERT compris entre 6 et 12h par jour	Identification de facteurs prédictifs de résolution d'une raideur	Détermination de la durée du programme orthétique dans la résolution de la raideur	Evaluation de l'efficacité d'une orthèse statique progressive	Comparaison traitement orthétique exclusif et traitement par thérapie manuelle	Comparaison de l'efficacité de différents modes de traction	Proposition et évaluation d'une orthèse permettant un TERT>12h/jour	Comparaison d'un TERT de 12h et d'un TERT >20h par jour
Programme d'exercices associés	NON	NON	NON	OUI	OUI	OUI	NON	NON	NON	OUI
Intervention orthétique										
Mode de traction	Statique en série	Dynamique	Dynamique et dynastatique	Dynamique	Dynamique	Statique progressive	Dynamique et statique en série	Gr A : statique en série Gr B : Dynamique Gr C : Statique progressif	Dynamique en série circulaire	Dynamique en série circulaire
Type d'orthèse	Tube plâtré IPP	Capener Ou Low profile (poignet libre)	Low profile pour flexion MCP (orthèse poignet + traction sur P1)	Capener pour extension Low profile pour flexion	Capener pour extension Low profile pour flexion	orthèse poignet + traction sur P1 en velcro)	Low profile en extension (poignet libre) tube IPP en orficast	Gr A : tube IPP en orficast Gr B : Capener Gr C : gouttière palmaire IPP avec velcros non élastique	ETDNO	ETDNO

			Gouttière palmaire avec élastique							
Force appliquée	800g	250g	200g	200 à 250g	200 à 250 g/cm ²	Non indiquée	250 à 300 g/cm ²	Non indiquée	Non indiquée	Non indiquée
TERT (h/24h)	24h	10h Capener 11h Low profile 8h	Gr 1 : 3,21h Gr 2 : 7,87h	7,96h	7,7h	4,98h	Port nocturne + 6h/jour	Gr A : 12,25h Gr B : 9,36h Gr C : 9,18h	20,96h	Gr A : 20,5h Gr B : 12h
Durée du programme (en semaines)	3 jours et 6 jours	4,3 mois =18,68 semaines	4 semaines	8 semaines	17 semaines	6,58 semaines	3 mois = 13 semaines	4 semaines	3 semaines	3 semaines
Début traitement depuis le traumatisme	Entre 21 jours et 6 mois	Non indiquée	Non indiquée	14 semaines	12,4 semaines	Moy = 36,94 jours	Entre 4 semaines et 6 mois	Non indiquée	Non indiquée	Non indiquée
Début traitement depuis la présence de la raideur	Non indiquée	Moy = 12,8 semaines	Entre 4 et 30 semaines	Non indiquée	Non indiquée	Non indiquée	Non indiquée	Non indiquée	3 à 21 semaines	Gr A : 9 mois Gr B : 4 mois
Résultats										
Evolution du PROM	3 j : 713° 6 j : 715,3° Moy cumulée 9 j : 718,6°	Non évaluée	Non évaluée	721,8° (IPP : 721,7°)	Non évaluée	735,54°	Non évaluée	Gr A : 79,2° Gr B : 719,8° Gr C : 717,5	723,2°	Gr A : 729° Gr B : 719°
Evolution de l'AROM	Non évaluée	Non évaluée	Non évaluée	720,0° (IPP : 719,8°)	729,4°	714,7°	721°	Gr A : 718,7° Gr B : 711,5° Gr C : 77,3°	Non évaluée	Non évaluée
Evolution du TROM (mesuré à 500g)	Non évaluée	721°	721,78° statique 722,38° dynamique	713,0° (IPP : 712,7°)	723,8°	Non évaluée	Non évaluée	Non évaluée	723,58°	Non évaluée
Evolution fonctionnelle	Non évaluée	Non évaluée	Non évaluée	Non évaluée	Non évaluée	DASH : 716,45	DASH : 74	PRWHE : Gr A : 78,1 Gr B : 77,2 Gr C : 711,4	Non évaluée	Non évaluée

Tableau 3. Interventions et résultats

3.5 Analyse des résultats

3.5.1 Analyse de l'efficacité du traitement orthétique

Vous les retrouvez également dans le [tableau 1](#).

Toutes les études ont montré une **amélioration du gain d'amplitude** (PROM et/ou AROM et/ou TROM), et ce, quel que soit le type de déficit (flexion/extension), le type d'articulation traitée (MCP/IPP), la durée du programme (compris entre 3 jours et 4,3 mois) et le délai de prise en charge (entre 3 semaines et >9 mois post-traumatisme).

Un biais existe concernant quatre des dix articles : le programme d'orthèse est associé à un programme de thérapie manuelle. La part de la thérapie manuelle et celle du traitement orthétique dans la résolution des raideurs n'est pas quantifiable.

Un seul article propose une étude comparative entre un traitement exclusif d'orthèses (groupe expérimental) dans la résolution des flexum d'IPP et un traitement de thérapie manuelle (groupe témoin) [48]. Le groupe expérimental bénéficie d'une orthèse statique progressive nocturne et d'une orthèse dynamique à porter 6h par jour. Le groupe témoin bénéficie d'un traitement à bases d'exercices actifs, d'étirements et de physiothérapie. Une amélioration de l'AROM a été mis en évidence dans les deux groupes. Cependant elle était significativement plus importante dans le groupe expérimental. Le flexum d'IPP diminue de 9° dans le groupe témoin, alors qu'il diminue de 21° dans le groupe expérimental à 3 mois.

Dans l'étude de Prosser [44] traitant les flexum d'IPP >25°, tous les patients ont présenté une amélioration mais aucune extension complète n'a été retrouvée à 8 semaines. Au contraire, 30% des patients de la seconde étude de Punsola-Izard [50] ont bénéficié d'une résolution complète de la raideur à 3 semaines. Néanmoins, d'après les écarts types, il est possible que certains patients de leur étude aient présenté un flexum pré-traitement <25°. Nous ne pouvons donc comparer objectivement les résultats.

Une amélioration fonctionnelle est également à noter, évaluée par le DASH ou PRWHE. Toutefois, l'étude de Cantéro-Tellez [48], n'a pas révélé de différence significative dans l'amélioration fonctionnelle entre le groupe traité par orthèse et le groupe traité par thérapie manuelle.

3.5.2 Analyse des variables d'application de l'orthèse

3.5.2.1 Force

Ce n'est pas une variable qui fait l'objet principal de la recherche dans ces articles. Cinq articles ont tenté de suivre les recommandations de la littérature pour l'application de la force dans l'orthèse. Certaines études précisent la force appliquée en grammes et d'autres la précisent en g/cm². Il existe des approximations concernant la méthodologie de certains auteurs concernant le stress appliqué. Ils ne précisent ni la surface d'application ni les bras de levier appliqués dans l'orthèse. Deux études ont des forces de 200 à 300g/cm² alors que la force recommandée pour un port prolongé (>8h) est de 50g/cm².

L'étude de Flowers [43] propose une force de 800g, bien au-delà des recommandations. Elle ne révélera cependant aucune complication en termes de tolérance cutanée de l'orthèse, ni de réaction inflammatoire, pourtant portée 24h/24h. Il en est de même dans une étude appliquant une force de 250 à 300g/cm² dans l'orthèse qui a pu être tolérée pendant 12h, durée de port préconisée par le thérapeute.

Dans deux études utilisant des orthèses dynamiques, la force a été ajustée à chaque session si nécessaire pour garder la force la plus constante possible [44,46].

Dans deux autres études [47,51], la force dans l'orthèse est augmentée au cours du traitement, sans mesure quantitative. La première laisse la possibilité au patient d'augmenter la force de traction dans l'orthèse statique progressive en fonction de sa tolérance. Dans la deuxième étude, une nouvelle orthèse est confectionnée après un gain de 10° d'amplitude, avec une force plus importante, non mesurée.

Quatre articles n'ont pas précisé la force appliquée, ce qui correspond à notre constat : le stress appliqué est souvent subjectif.

3.5.2.2 TERT

3.5.2.2.1 *Par tranche de 24h*

Le TERT par tranche de 24h est la variable la plus évaluée dans ces études. Elle fait l'objet de plusieurs recherches.

- L'étude de Flowers [43] valide l'hypothèse suivante : « *l'augmentation du PROM est proportionnelle à l'application du TERT* ». Il a obtenu via deux méthodes différentes un ratio moyen de 2/1. Cette étude se déroulait sur une durée limitée (6 jours).
- L'étude de 2003 de Glasgow [19] portant sur les IPP et MCP a prouvé qu'un port quotidien entre 6h et 12h d'orthèses était significativement plus efficace qu'une orthèse portée moins de 6h. (11 préférences pour le groupe A (entre 6h et 12h) et 1 préférence pour le groupe B (<6h).
- La deuxième étude de Punsola Izard [52] a montré qu'une haute dose de TERT(>20h) génère de meilleurs résultats (+29°) comparé à une dose moins importante de TERT (12h) (+19°) dans la résolution des flexum d'IPP.

Ces trois études montrent une **corrélacion significative entre le temps d'application de l'orthèse par tranche de 24h et la résolution de la raideur**. D'après les résultats elle parait même être la variable la plus importante. Cette affirmation est renforcée par l'étude de Prosser [44] dont l'analyse statistique a montré que le temps d'application d'orthèse était le seul facteur statistiquement significatif affectant les résultats.

3.5.2.2.2 *En semaines (durée du programme)*

Dans la résolution des raideurs en flexion et en extension des IPP, **la durée de port de l'orthèse sur le long terme est corrélée significativement au gain de mobilité**. L'amplitude augmente de façon linéaire au fur et à mesure des semaines [46].

Lors d'un déficit en flexion de l'IPP, le gain est maximisé à 12 semaines. Pour un déficit en extension, une amélioration lente et progressive se poursuit au-delà de 17 semaines [46]. Prosser [44] de son côté remarque que la progression la plus importante se fait dans les deux premières semaines (90% du résultat final par Capener, 65% par orthèse low profile).

Dans son étude, 60 % des patients ont nécessité d'une orthèse pendant plus de 3 mois. Tous les sujets ont gardé l'orthèse pendant plus de 8 semaines pour s'assurer que l'extension passive avait atteint un plateau. Plusieurs patients ont perdu l'extension après arrêt du traitement, mais l'ont regagné avec une nouvelle application de l'orthèse sur une plus longue durée. Cette durée n'est cependant pas précisée.

Sans un arrêt du programme orthétique prédéfini, les orthèses ont en moyenne été gardées 4,3 mois [44].

3.5.2.3 Mode de traction

Tous les modes de traction mis en place ont montré une amélioration du gain d'amplitude, quelque soit la rigidité de la raideur et le stade de cicatrisation (stade inflammatoire exclu). Le mode dynamique est le plus utilisé, il apparait dans 8 études sur 10.

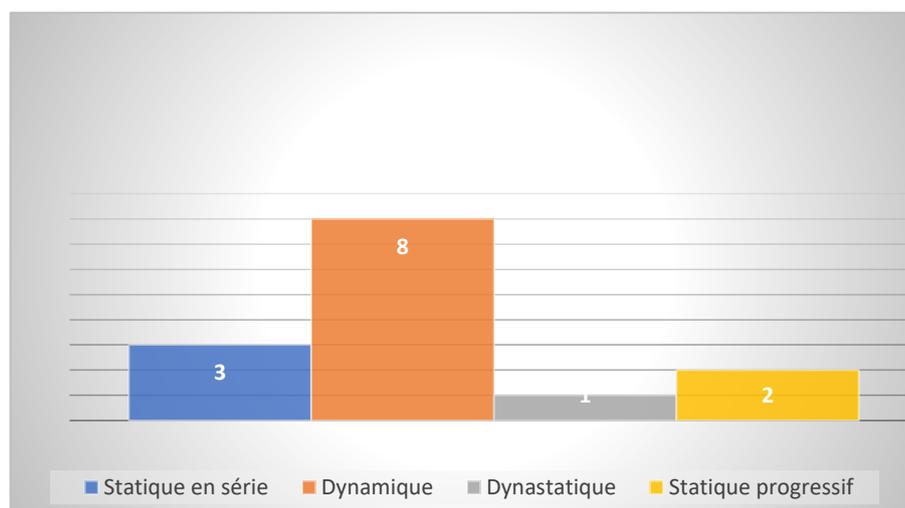


Figure 19. Nombre d'apparition du mode de traction dans les différentes études

Peu d'explications ont été indiquées concernant le choix du mode de traction dans les divers articles. Flowers [43] précise qu'en utilisant du statique en série par tubes plâtrés, ce mode de traction ne fait en aucun cas l'objet d'une recommandation. Il s'agit seulement de le choisir par soucis de praticité pour l'étude. Inamovible, les plâtres ont permis d'évaluer un TERT de 24h/24h, sans biais possible.

Les facteurs « *temps écoulé depuis la blessure* » ou « *temps de présence de la raideur* » pré-traitement ont été recueillis dans les différentes études, guidant peut-être le thérapeute dans son choix d'orthèse selon les recommandations d'experts. Le premier facteur permet de préciser le stade de cicatrisation et le deuxième facteur de prédire le degré de rigidité de l'articulation.

Un peu à contre-courant des avis d'experts, une étude a mis en place un mode statique progressif, réputé pour permettre une surpression importante, en phase proliférative [47]. Une autre étude a évalué l'efficacité d'une orthèse dynamique chez des patients en phase de remodelage 9 mois post-blessure, phase pour laquelle le mode statique progressif est plutôt recommandé [51].

Seule l'étude de C. Glasgow de 2022 [49] analyse le mode de traction de manière univariée. Elle **n'a pas montré de différences significatives entre les différents modes de traction** (statique en série, dynamique et statique progressif) dans la résolution d'un flexum d'IPP sur 4 semaines. Le délai de prise en charge post-traumatisme n'est cependant pas précisé. L'orthèse dynamique type Capener avait tout de même tendance à apporter une plus grande amélioration dans l'extension active avec un TERT plus faible. Cette étude a analysé la satisfaction des patients concernant la perception de leur progrès : l'orthèse statique progressive donnait le plus de satisfaction au patient (100%) comparé à l'orthèse de Capener (86,7%) et l'orthèse statique en série (72%). Cette perception d'efficacité n'est pas corrélée aux résultats angulaires car c'est l'orthèse statique progressive qui a eu le moins bon résultat.

Relations entre le mode de traction et le TERT

En considérant d'après les résultats précédents le TERT comme étant le facteur le plus important de résolution d'une raideur, nous avons voulu savoir quel mode de traction permettait d'obtenir de la part du patient le meilleur TERT.

Etude	Mode de traction	TERT recommandé	TERT moyen obtenu
Flowers (1994)	Statique en série	24h	24h
Prosser (1996)	Dynamique	8 à 12h	10h
Glasgow (2011)	Dynamique	6 à 12h	7,96h
Glasgow (2012)	Dynamique	6 à 12h	7,7h
Wang (2014)	Statique progressif	Port nocturne	4,98h (2h à 8h)
Glasgow (2018)	Gr A : statique en série Gr B : dynamique Gr C : statique progressif	12h	Gr A : 12,25h Gr B : 9,36h Gr C : 9,18h
Punsola Izard (2023)	Dynamique circulaire	23h	20,6h
Punsola Izard (2023)	Dynamique circulaire	Gr A : 12h Gr B : >20h	Gr A : 12h Gr B : 20,5h

Tableau 4. Différence entre TERT recommandé et TERT obtenu en fonction du mode de traction

D'après ce tableau, nous pouvons nous rendre compte que dans les études préconisant un port jusque 12h, peu de patients ont atteint cette durée.

Le mode dynamique (avec deux appuis-un contre appui) n'a pas permis un port de 12h. Punsola-Izard a voulu savoir si un mode dynamique circulaire en série (répartissant mieux les pressions qu'une orthèse dynamique avec un appui-2 contre appuis) permettait d'accéder au TERT recommandé, qui plus est supérieur ou égal à 12h. Les résultats sont satisfaisants.

Le mode statique progressif a obtenu les résultats les plus péjoratifs.

Relation entre le mode statique en série, la force et le TERT

Pour les deux études évaluant le mode statique en série, le TERT recommandé a été obtenu, avec en plus une force appliquée supérieure aux recommandations de la littérature (800g et 250 à 300g/cm²).

Relation entre le type de déficit et le TERT

En ce qui concerne le TERT selon le type de déficit, un port en extension a pu être maintenu jusqu'à 24h/24h. Un port en flexion de la MCP a pu être maintenu de manière continue jusqu'à 8,07h pour une recommandation de port nocturne [47]. Il est difficile d'en déduire une conclusion car la durée de port recommandée n'était pas la même. Par contre, à travers ce résultat, nous voyons qu'une orthèse en flexion peut être maintenue en flexion sur une période prolongée (8h) contrairement à ce qui est retrouvé dans la littérature avec des ports intermittents (par séquence de 20min maximum).

Dans l'étude de Glasgow de 2012, le TERT était en moyenne de 6,2h pour les déficits de flexion et de 10,8h pour les déficits d'extension. Ce résultat se corrèle avec la littérature : une orthèse de gain d'extension est mieux tolérée qu'une orthèse de gain de flexion.

3.5.2.4 Type d'orthèse

Pour un même mode de traction, il existe une grande variété d'orthèses, allant de la plus discrète à la plus encombrante. Cela peut engendrer une répercussion sur le moment de port, la compliance ou non du patient. Pour aller plus loin qu'une analyse qui se limite au mode de traction, une analyse du type d'orthèse mérite d'être entreprise.

Pour traiter les déficits de flexion de la MCP, deux orthèses ont été mise en place : une orthèse de poignet avec une traction élastique et une avec traction non élastique sur P1. Pour les déficits de flexion d'IPP, une seule orthèse a été mise en place : une orthèse dynamique low profile prenant le poignet, MCP en extension, et traction sur P2 par élastique. Concernant les flexum d'IPP, de nombreuses orthèses (7) ont été évalué (cf. figure 2).

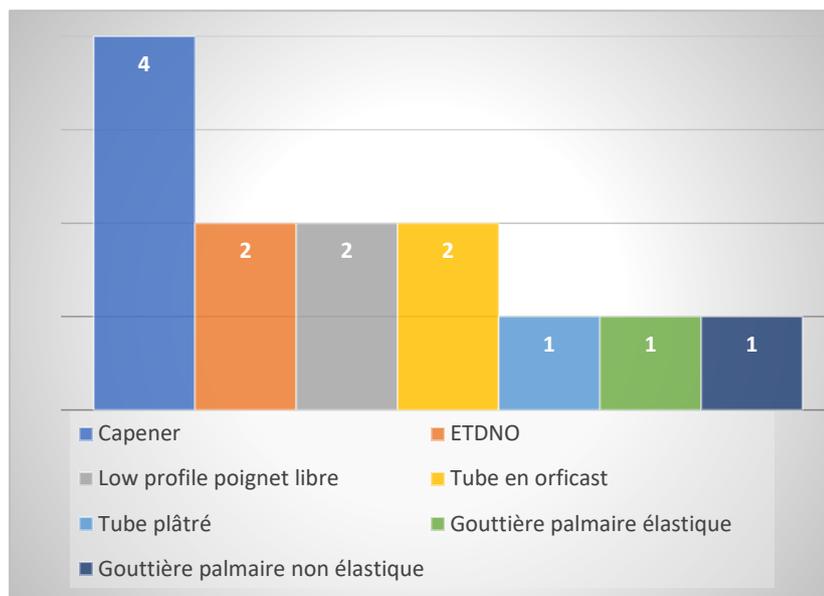


Figure 20. Nombre d'apparition des différentes orthèses utilisées pour traiter un flexum d'IPP

De manière générale, les résultats ne permettent pas de savoir quel type d'orthèse permet d'obtenir les meilleurs résultats en termes de mesures physiques. Une étude évaluait deux orthèses dynamiques : une orthèse de Capener et une orthèse low profile dans la résolution de flexum d'IPP. Aucune conclusion n'a pu être tirée des données concernant le gain d'amplitude car le degré de flexum initial était très différent entre les groupes. En effet, il existe un biais de recrutement : les patients présentant une raideur de plus de 45° ont été placés dans le groupe traité par l'orthèse low profile. Par contre, en termes de durée de port, l'orthèse type Capener a obtenu un TERT de 11h et l'orthèse low profile un TERT de 8h. L'orthèse de Capener a également pu être maintenue plus longtemps en termes de semaines de traitement.

Relation entre type d'orthèse et TERT

Nous avons tenté de classifier et de comparer le type d'orthèse par rapport au TERT recommandé et TERT obtenu, et avons pu faire les correspondances suivantes :

Type d'orthèse		Obtention du TERT recommandé
Système	Circulaire	5/5
	Appui 2 contres appuis	1/8
Encombrement	« Lively » (capener, ETDNO, tubes, gouttières)	5/8
	Articulations sus-sous jacentes stabilisées	1/2
Matériaux utilisés	Néoprène	2/3
	Thermoplastique	1/8
	Orficast	1/1
	Plâtre	1/1

Tableau 5. Relation entre type d'orthèse et TERT

D'après ce tableau, les orthèses circulaires et « *lively* », c'est-à-dire profilées et conviviales, semblent les plus compatibles pour obtenir le TERT recommandé. Les matériaux autres que le plastique thermoformable ont répondu favorablement à un port prolongé.

Notions d'avantages et de complications dans les orthèses

Quelques complications ont été rapportées concernant le port de l'ETDNO : un érythème et des douleurs sur la face dorsale de l'IPP sont apparus dans quelques cas (notamment chez les flexions $>30^\circ$), une macération, et un inconfort la nuit (18,56% des cas pour un TERT=20,5h et 56,6% des cas pour un TERT=12h). Une perte de flexion a été obtenue chez 9 patients sur 55 qui n'avaient pas réalisé leurs exercices en dehors de l'orthèse. Par contre, un gain de $5,5^\circ$ de flexion a été obtenu lorsque les exercices ont été réalisés correctement. De plus, aucun patient n'a rencontré de problème à travailler avec ce type d'orthèse (0%). Elle semble en plus offrir une composante compressive pouvant gérer l'œdème.

Les plâtres en série utilisés dans l'étude de Flowers n'ont pas engendré de complications.

Les complications ou difficultés à porter les orthèses n'ont pas été mentionnées dans les autres articles. Il aurait été intéressant de connaître ce paramètre. Toujours est-il qu'il n'y a eu que très peu d'abandons du programme, ce qui suggère dans l'ensemble une bonne tolérance des orthèses et du programme proposé.

3.5.3 Analyse des facteurs prédictifs de résultat

C. Glasgow pense que de nombreux facteurs influencent le succès de l'orthèse dans la résolution des raideurs. Dans ces différentes études, des analyses bivariées et multivariées ont été effectuées pour examiner la relation entre des variables prédictives et les mesures des résultats.

Le **délai de prise en charge depuis le traumatisme** est la variable qui explique le plus le changement d'amplitude active : plus le temps écoulé depuis la blessure est long, moins les gains réalisés en mobilité active sont bons [45]. Il existe une différence significative entre une raideur prise en charge par traitement orthétique dans les 8 semaines suivant la blessure et une prise en charge après 12 semaines.

Le **temps de présence de la raideur** est un facteur également important. L'étude de Prosser [44] a montré que plus la contracture est présente depuis longtemps moins les résultats sont satisfaisants.

L'**âge** des patients n'est pas pris en compte dans l'analyse des résultats. Seule une étude montre sans manière significative un abandon du programme thérapeutique chez des patients plus jeunes.

En ce qui concerne le **genre**, les femmes ont un résultat significativement meilleur que les hommes dans la résolution du flexum d'IPP (amélioration de 11,8° contre 7,3°) [49].

Le MWT, le TAC et le concept de sensation finale sont des outils pour mesurer le degré de rigidité de l'articulation. Il a été démontré qu'il existait une bonne fiabilité test-retest du MWT, mais qu'une association entre le MWT et le TAC, et entre le MWT et le concept de sensation finale de Cyriax est mauvaise [45]. Trois études ont corrélé le **degré de rigidité pré-traitement** avec la résolution de la raideur. Deux ont utilisés le MWT et une le TAC. Plus l'articulation est rigide et plus le résultat final est mauvais [44,45,49]. A contrario, deux études n'ont pas trouvé de corrélation significative entre la rigidité articulaire pré-traitement et le résultat final [19,51]. Une a utilisé le TAC et une le MWT. Certaines articulations très rigides se sont nettement améliorées tandis que des raideurs plus « *souples* » ont finalement eu un résultat inférieur [51].

Le **type d'articulation** n'a pas influencé significativement le résultat final [19].

Le **type de déficit** est la variable qui explique le mieux le changement d'amplitude passive dans les raideurs d'IPP [45]. Les études montrent un progrès plus rapide dans les déficits de flexion d'IPP que dans les déficits d'extension. Et ce, avec un TERT quotidien moins long (6,2h contre 10,8h) [46]. Le déficit de flexion est de meilleur pronostic [45,46].

Le **doigt concerné** par la raideur a été souvent recueilli dans les données. Cependant, soit il n'a pas fait l'objet d'une analyse de corrélation avec les résultats, soit il n'a pas été corrélé de manière significative.

L'étude de 2011[45] montre que le **diagnostic** explique significativement le changement d'amplitude active. Les fractures extra articulaires ont un meilleur pronostic de récupération qu'une lésion de plaque palmaire, suivi des fractures intra-articulaires et des lésions des tissus mous. Dans l'étude de 2022 [49], un meilleur résultat est obtenu dans les lésions de plaque palmaire, suivi des lésions des tissus mous et des fractures complexes.

4 DISCUSSION

L'analyse comparative de ces dix études est délicate compte-tenu des différentes méthodologies utilisées et différentes mesures de résultat. Nous avons dû malheureusement nous limiter à une étude descriptive, en tentant de corrélérer dans la mesure du possible certains paramètres. Le petit échantillonnage des différentes études est une limite de cette recherche.

Nous avons également analysé les différentes revues de littérature qui intégraient certains articles que nous avons sélectionnés mais nous n'avons pas toujours été en accord sur les biais méthodologiques de ces études.

En ce qui concerne les articulations traitées, la plus grande majorité des études s'attellent à la résolution des flexum d'IPP. Pourtant les déficits de flexion de celles-ci et les raideurs en extension des MCP ne sont pas à banaliser : la préhension permise par la fermeture des doigts longs étant l'objectif ultime de la main. La raideur de l'IPD n'était pas traitée dans ces articles. Cette abstention peut s'expliquer par son impact fonctionnel moins important que l'IPP et la MCP. Mais aussi par la difficulté à réaliser des orthèses sur ce segment (petitesse du segment, présence de l'ongle et de la pulpe). En 2018, une étude a mesuré l'effet d'une simulation d'une raideur des articulations IPD sur la force de préhension sur 50 personnes. La restriction de flexion de l'IPD entraînait une baisse de 20% de la force de préhension, que ce soit pour la main dominante ou non dominante. [53]. Cette raideur n'est donc pas à délaissier.

Les articles ne traitent pas des raideurs poly articulaires sur un même rayon digital, pourtant très fréquentes. Des recherches seraient nécessaires afin de préciser leur prise en charge.

Seules les orthèses passives sont étudiées dans ces articles, les orthèses actives de transmission de couple n'apparaissent pas.

La force de traction est un paramètre d'application délicat à manipuler, de par les calculs qu'elle nécessite. Nous ne pouvons affirmer qu'elle ait été appliquée de manière constante et avec la même intensité dans les études, ce qui présente un biais pour une éventuelle étude comparative.

Les différentes études ont présenté des groupes très hétérogènes de patients concernant le type de lésion initiale (une seule étude a sélectionné des raideurs liées uniquement à une lésion des tissus mous, toutes les autres ont inclus dans la sélection de patients des lésions de tout type de tissu). De plus, aucune distinction n'a été réalisée dans le programme orthétique (confection de l'orthèse), que la raideur soit d'origine capsulo-ligamentaire ou musculo-cutanée. Cette

évaluation qualitative n'a pas été mentionnée. Ceci est une limite importante de cette recherche. Il serait nécessaire dans des recherches futures de créer des groupes plus homogènes de patients. Autre point, la douleur nous semble être un paramètre important à prendre en compte dans la résolution de la raideur, mais elle n'a pas été abordée dans ces études.

Les résultats des différentes études permettent tout de même de **préciser certaines notions** :



☛ Le traitement orthétique est-il efficace dans la prise en charge des raideurs post-traumatiques des doigts longs ?

Le traitement orthétique semble apporter une solution dans la résolution des raideurs digitales avec un gain d'amplitude amélioré dans toutes les études. Elle semble plus efficace que le traitement par thérapie manuelle, ce qui est en corrélation avec la littérature préconisant la technique de mobilisation LLPS comparé au HLBS.

Le résultat fonctionnel n'est évalué que dans 3/10 des études. Il aurait été intéressant d'évaluer des mesures fonctionnelles de manière systématique, le traitement des raideurs ayant pour objectif final d'améliorer la fonction de la main. L'absence de différence significative entre le groupe témoin (thérapie manuelle) et groupe expérimental (programme orthétique exclusif) peut être expliqué par un bilan trop global du membre supérieur (DASH). Des outils d'évaluation, plus centrés sur la fonction de la main seraient intéressants à mettre en place (bilan 400 points...).

☛ A quel moment commencer le traitement orthétique ?

Une prise en charge **<8 semaines** paraît améliorer significativement le résultat. Après 12 semaines, les résultats semblent plus compromis. Cependant, une étude prenant en charge des raideurs post-traumatiques datant de 9 mois a montré des améliorations non négligeables.

☛ *Quelle force doit-être appliquée dans l'orthèse ?*

Concernant les variables que nous avons relevées, la force n'est pas étudiée. Les différentes études ne répondent pas à la question : *est-ce que la force influence le changement d'amplitude ?*

Deux études utilisant des forces plus importantes que celles recommandées dans la littérature n'ont pas montré de complication secondaire lié au port de l'orthèse. Brand, qui préconise une force $<50\text{g/cm}^2$ sur une longue période avait tout de même affirmé que les capillaires des tissus normaux pouvaient supporter des pressions plus élevées, sans pour autant donner de réelles valeurs quantitatives. D'autres recherches sont nécessaires pour évaluer la force comme variable principale. Elle devrait être ajustée au cas par cas, en fonction des comorbidités du patient (tabagisme, diabète, syndrome de Reynaud...).

Quatre des dix études ne l'ont pas évaluée quantitativement. Son application repose en grande partie sur le ressenti et l'expérience du thérapeute. C'est une variable facilement modulable mais difficilement évaluable objectivement lors de l'application et tout au long de la durée du traitement.

☛ *Quelle posologie de port ?*

Concernant la durée de port des orthèses par jour, une tendance se dégage largement. Le TERT est significativement corrélé à la résolution d'une raideur. Plus l'orthèse est maintenue longtemps dans sa position maximale de fin de mouvement, plus le gain d'amplitude est important.

Une question évidente apparaît : pour l'IPP qui a tendance à s'enraidir en flexion et en extension, une immobilisation prolongée $>20\text{h}/24\text{h}$ dans une position n'enraidirait-elle pas l'articulation dans le sens du mouvement opposé ? L'étude de Punsola-Izard, en proposant quelques exercices par jour a montré le contraire. Ils sont par contre indispensables à mettre en place. Nous pouvons donc prétendre essayer de **se rapprocher d'un TERT de 24h/24h** pour tenter de résoudre une raideur digitale.

Les orthèses de gain d'extension semblent mieux supportées que celles en flexion sur 24h. Mais ces dernières, qui faisaient jusqu'à présent la recommandation de port diurne par laps de temps court, ont pu être portées de manière nocturne jusqu'à 8h consécutives (moyenne 4,98h). Cela offre une perspective intéressante pour recommander un TERT plus long.

☛ Comment évolue la raideur au cours du traitement orthétique? Quand stopper le traitement ?

Pour l'évolution de la raideur au cours du traitement, en ce qui concerne l'IPP, la flexion est plus rapide à obtenir que l'extension, avec une durée de port de l'orthèse moins importante par 24h. Le gain de flexion semble atteindre un plateau à 3 mois, avec une amélioration surtout dans les deux premières semaines. Le gain d'extension, quant à lui, semble croître linéairement pendant 4 mois. Il est important de ne pas stopper précocement l'appareillage pour maximiser les chances d'avoir un résultat pérenne. A deux mois, plusieurs personnes ayant arrêté le traitement ont eu une perte de l'amplitude gagnée. Une nouvelle application de l'orthèse sur une plus longue durée (indéterminée) a permis de retrouver le résultat obtenu.

Pour les raideurs de la MCP, ces notions ne sont pas précisées.

La question reste entière concernant la durée d'application totale pour un résultat définitif et consolidé. Doit-on garder l'orthèse jusqu'à la fin du processus de remodelage ? La motivation du patient pour garder sur une aussi longue durée l'orthèse devenant alors un facteur important à prendre en compte dans la réussite du traitement. Dans la seule étude laissant la durée de programme libre au patient, la moyenne était de 4,3 mois. Un suivi s'impose sur du long terme pour contrôler la consolidation du résultat obtenu.

☛ Quel mode de traction est à privilégier ?

Tous les modes de traction proposés ont permis une amélioration d'amplitude, quelque soit le stade de cicatrisation des tissus (hors phase inflammatoire, non traitée dans ce sujet) et le degré de rigidité pré-traitement.

Il n'y pas eu de différence significative dans la résolution des raideurs en flexion d'IPP entre trois modes de traction évalués. Toutefois, ce résultat ne se fie que sur une étude et que sur un type d'orthèse par mode de traction. D'autres recherches sont nécessaires pour affirmer ou infirmer ce résultat, menées sur des périodes plus longues (>4 semaines).

La perception du patient quant à l'efficacité du mode de traction n'est pas corrélée aux résultats angulaires objectifs : le mode statique progressif leur a donné plus de satisfaction alors qu'il est celui qui a donné de moins bons résultats. La participation du patient dans le réglage de la force de traction, pourrait leur donner l'impression d'une plus grande efficacité en augmentant cette force. Par contre le risque de créer un étirement transitoire et des micro-lésions est élevé. Il

paraît indispensable lors de l'application de ce mode de traction d'insister sur l'éducation thérapeutique du patient, en expliquant l'intérêt d'appliquer un stress doux et prolongé.

Non traitée dans ces études, la nécessité de réglages plus ou moins fréquents des orthèses doit aussi être prise en compte dans la décision du mode de traction, liée entre autres l'éloignement géographique du patient.

☛ *Quels sont les facteurs prédictifs de résolution des raideurs ?*

Le degré de rigidité pré-traitement mesuré grâce au MWT ou au TAC n'a pas été corrélé dans toutes les études à la résolution de la raideur. Le temps de présence de la raideur et le délai de prise en charge, quant à eux sont corrélés de manière significative : plus ils sont longs, plus les résultats semblent péjoratifs.

Le type d'articulation ne semble pas avoir d'incidence sur le résultat. Il n'y a pas de différence significative dans la résolution des raideurs entre l'IPP et la MCP. Les déficits de flexion des IPP sont par contre plus facilement résolubles que ceux d'extension.

Concernant le diagnostic, il est corrélé aux résultats. Les lésions complexes et les lésions de tissus mous semblent offrir un moins bon résultat. Pour ces derniers, cela peut être en partie expliquée par une prise en charge plus tardive (en moyenne 18,7 semaines post-traumatisme) comparée aux autres lésions ostéo-articulaires (en moyenne <12 semaines post-traumatisme).

☛ *Quels types d'orthèses privilégier ?*

Sans faire l'objet d'une recommandation exhaustive, d'après ces différents résultats, une perspective se dessine.

Il conviendrait de trouver la ou les orthèse(s) la(les) plus appropriée(s) pour obtenir le TERT proche de 24h/24h. Plus qu'une décision basée sur le choix du mode de traction en fonction du degré de rigidité, qui n'a pas été corrélé dans toutes les études, c'est celle de la tolérance cutanée et de sa compatibilité avec un port à la fois nocturne et diurne qui entre en jeu.

Les orthèses circulaires semblent offrir un meilleur temps de port que les orthèses avec un système d'appui-2 contres appuis.

Les orthèses « *lively* » semblent les plus conciliables avec un port diurne. L'orthèse en néoprène ou « *orthèse banane* » s'avère répondre à ces critères dans la résolution des flexum d'IPP. Elles offrent une composante compressive intéressante. Cette dernière pourrait-elle par contre camoufler une réaction inflammatoire témoignant une force appliquée trop importante ? Le

mode statique en série par tubes et l'orthèse dynamique type Capener semblent elles aussi répondre favorablement à cette tendance dans la prise en charge des IPP raides.

Il paraît cependant indispensable de combiner le traitement orthétique avec un programme d'exercices pour ne pas perdre la mobilité du mouvement opposé. Cela nécessite de proposer une orthèse facile à enlever et à remettre en place, ou une orthèse permettant la réalisation d'exercices, sans provoquer de résistances internes trop importantes. Les études n'ont pas évalué cette composante.

Une multitude d'orthèses existent pour la résolution des flexum d'IPP. Une réflexion est nécessaire afin de proposer et d'étudier des orthèses compatibles avec un port diurne (permettant les AVQ) dans la résolution des raideurs en extension des MCP et des raideurs en flexion des IPP.

Conclusion

Ce travail a permis de mettre en avant l'efficacité du traitement orthétique dans la prise en charge des raideurs constituées des doigts longs ; efficacité renforcée s'il est initié dans les 8 semaines post-traumatisme.

Concernant l'application de ces orthèses, le mode de traction ne semble pas véritablement influencer sur le résultat mais d'autres recherches seront nécessaires pour affirmer ou non ce constat.

Nous comprenons petit à petit comment les variables de force et de temps peuvent être manipulées pour stimuler le remodelage tissulaire. Ces deux paramètres s'entremêlent largement. Mais nous avons conscience de leurs limites d'application. La force optimale n'a pas encore été complètement établie et n'est pas simple à analyser. Elle nécessite des calculs lors de son application et a tendance à varier au cours du traitement. Elle présente une marge de manœuvre réduite car elle s'applique sur des petites articulations et devrait être déterminée au cas par cas.

Le TERT, quant à lui, offre une perspective facile à mettre en œuvre. Il est facilement calculable et offre une large gamme de possibilités, permettant de multiplier le stress total. Il a été montré dans les études qu'il est la variable la plus influente : plus le TERT est important, plus la résolution de la raideur s'améliore. Cela répondrait au principe de mobilisation de type LLPS permettant une croissance tissulaire. L'approche à adopter serait de se diriger vers un TERT de 24h/24h par le programme orthétique.

Concernant le flexum d'IPP, les orthèses circulaires statiques en série répartissant au mieux les pressions, et les orthèses « *lively* » permettent d'obtenir un TERT important, car elles offrent une bonne tolérance et sont dans l'ensemble compatibles avec un port diurne corrélé aux AVQ. Leurs limites principales étant leur fréquence d'ajustement ou le changement d'orthèse, nécessitant un centre de thérapie de la main à proximité. Les autres types de raideurs nécessitent davantage de recherches pour en déduire des recommandations quant au type d'orthèse.

Des études rétrospectives sont nécessaires pour évaluer l'efficacité du traitement orthétique afin de connaître le maintien ou non des résultats obtenus dans le temps. Un algorithme entre force appliquée et TERT mériterait d'être déterminé. Les futures recherches devraient également proposer des groupes plus homogènes en différenciant les tissus lésés et/ou l'origine tissulaire de la raideur.

Bibliographie

1. Catalano LW, Barron OA, Glickel SZ, Minhas SV. Etiology, Evaluation, and Management Options for the Stiff Digit. *J Am Acad Orthop Surg.* 1 août 2019;27(15):e676-84.
2. Rongières M. Management of posttraumatic finger contractures in adults. *Hand Surg Rehabil.* oct 2018;37(5):275-80.
3. Wang ED, Rahgozar P. The Pathogenesis and Treatment of the Stiff Finger. *Clin Plast Surg.* juill 2019;46(3):339-45.
4. Kamina P. Anatomie Clinique. 4ème. Vol. 1. Maloine; 2009.
5. Dufour M. Anatomie de l'appareil locomoteur - Membre supérieur. 2^e éd. Vol. 2. Issy-Les-Moulineaux: Masson; 2007. 1-448 p.
6. Delprat J, Ehrler S, Romain M, Mansat M. Rééducation des raideurs post-traumatiques des doigts. *EMC - Kinésithérapie - Médecine Phys - Réadapt.* 1 janv 2006;1:1-16.
7. Marin-Braun F. Raideurs post-traumatiques des doigts [Internet]. *EM-Consulte.* 2014 [cité 17 févr 2023]. Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/article/663170/raideurs-post-traumatiques-des-doigts>
8. Fess EE. *Hand and upper extremity splinting: principles & methods.* 3rd ed. St. Louis, Mo.: Mosby; 2005.
9. McClure PW, Blackburn LG, Dusold C. The use of splints in the treatment of joint stiffness: biologic rationale and an algorithm for making clinical decisions. *Phys Ther.* déc 1994;74(12):1101-7.
10. Prolonge R. Mobilisations de la main et du poignet. In: *Thérapie de la main - Examen clinique et outils de prise en charge rééducative avancée du poignet et de la main.* Sauramps Medical; p. 133-59.
11. Glasgow C, Tooth L, Fleming J. Which Splint? Dynamic versus Static Progressive Splinting to Mobilise Stiff Joints in the Hand. *Br J Hand Ther.* 1 déc 2008;13(4):104-10.
12. Hardy M, Woodall W. Therapeutic effects of heat, cold, and stretch on connective tissue. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 1998;11(2):148-56.
13. Brand PW. The force of dynamic splinting. Ten questions before applying a dynamic splint to the hand. In: *Rehabilitation of the hand and upper extremity.* p. 1811-7.
14. De Filippo RE, Atala A. Stretch and growth: the molecular and physiologic influences of tissue expansion. *Plast Reconstr Surg.* juin 2002;109(7):2450-62.
15. Mesplié G. Raisonement clinique dans les pathologies traumatiques et micro-traumatiques de la main. In: *Thérapie de la main - Examen clinique et outils de prise en charge rééducative avancée du poignet et de la main.* Sauramps Medical; p. 79-87.

16. Roberson L, Giurintano DJ. Objective measures of joint stiffness. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 1995;8(2):163-6.
17. Brand PW. Mechanical factors in joint stiffness and tissue growth. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 1995;8(2):91-6.
18. Thomas D. Les orthèses dans la rééducation de la main. In: *Rééducation de la main et du poignet - Anatomie fonctionnelle et techniques.* Elsevier Masson. 2013. p. 205-18.
19. Glasgow C, Wilton J, Tooth L. Optimal daily total end range time for contracture: resolution in hand splinting. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 2003;16(3):207-18.
20. Flowers KR. A proposed decision hierarchy for splinting the stiff joint, with an emphasis on force application parameters. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 2002;15(2):158-62.
21. Baaqeel R, Wu K, Chinchalkar SJ, Ross DC. The Effect of Isolated Finger Stiffness on Adjacent Digit Function. *Hand N Y N.* 1 mars 2017;13(3):1558944717697430.
22. Wong JMW. Management of stiff hand: an occupational therapy perspective. *Hand Surg Int J Devoted Hand Up Limb Surg Relat Res J Asia-Pac Fed Soc Surg Hand.* déc 2002;7(2):261-9.
23. Weeks PM, Wray RC, Kuxhaus M. The results of non-operative management of stiff joints in the hand. *Plast Reconstr Surg.* janv 1978;61(1):58-63.
24. Glasgow C, Tooth LR, Fleming J. Mobilizing the stiff hand: combining theory and evidence to improve clinical outcomes. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 2010;23(4):392-400; quiz 401.
25. Fess EE, McCollum M. The influence of splinting on healing tissues. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 1998;11(2):157-61.
26. Arrate B, Donapetry C, Mesplié G. Orthèses courantes de la main et du poignet. In: *Thérapie de la main - examen clinique et outils de prise en charge rééducative avancée du poignet et de la main.* Sauramps Medical; 2021. p. 261-306.
27. Thomas D. Les attelles de récupération des amplitudes articulaires. *Journal d'Ergothérapie.* Masson. 1994;6-10.
28. Yates SE, Glinsky JV, Hirth MJ, Fuller JT. The use of exercise relative motion orthoses to improve proximal interphalangeal joint motion: A survey of Australian hand therapy practice. *J Hand Ther [Internet].* 6 avr 2023 [cité 20 avr 2023];0(0). Disponible sur: [https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130\(22\)00117-X/fulltext](https://www.jhandtherapy.org/article/S0894-1130(22)00117-X/fulltext)
29. Austin GP, Slamet M, Cameron D, Austin NM. A comparison of high-profile and low-profile dynamic mobilization splint designs. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 2004;17(3):335-43.
30. Vaissier M, Boutan M. TRAITEMENT DES RAIDEURS POST- TRAUMATIQUES DES DOIGTS LONGS.

31. Tourniaire H. LES ORTHESES DYNAMIQUES DES INTERPHALANGIENNES PROXIMALES.
32. Bell-Krotoski JA, Figarola JH. Biomechanics of Soft-tissue Growth and Remodeling with Plaster Casting. *J Hand Ther.* 1 avr 1995;8(2):131-7.
33. André JM. Atlas pratique des orthèses de la main. Springer; 1994. 260 p.
34. Marrel M, Jörn Good U, Marks M, Herren DB, Goldhahn J. Isoforce: A new outrigger system for static progressive orthotic interventions of the proximal interphalangeal joint with constant force transmission-Results of a biomechanical study. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 2016;29(4):451-8.
35. Glasgow C, Peters S. Extension orthoses and the stiff proximal interphalangeal joint following hand trauma: A review of current clinical practice in the Australian context. *Hand Ther.* 1 sept 2016;21(3):77-84.
36. Thomas D, Lance X, Moutet F, Guinard D. Etude comparative de l'attelle d'extension de type « Levame » et de celle de type « Low profile » : incidence sur les indications thérapeutiques. *Annales de Chirurgie de la Main. Association d'Enseignement Médical des Hôpitaux de Paris.* 1994;308-16.
37. Fess EE. Force magnitude of commercial spring-coil and spring-wire splints designed to extend the proximal interphalangeal joint. *J Hand Ther.* 1 janv 1988;1(2):86-90.
38. Évaluation des orthèses de membre supérieur [Internet]. Haute Autorité de Santé. [cité 21 févr 2023]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/jcms/c_999528/fr/evaluation-des-ortheses-de-membre-superieur
39. Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique - État des lieux [Internet]. Haute Autorité de Santé. [cité 23 févr 2023]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/jcms/c_1600564/fr/niveau-de-preuve-et-gradation-des-recommandations-de-bonne-pratique-etat-des-lieux
40. Méthodologie [Internet]. Scribbr. [cité 27 févr 2023]. Disponible sur: <https://www.scribbr.fr/category/methodologie/>
41. Michlovitz SL, Harris BA, Watkins MP. Therapy interventions for improving joint range of motion: A systematic review. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 2004;17(2):118-31.
42. Valdes K, Boyd JD, Powlak SB, Szelwach MA. Efficacy of orthotic devices for increased active proximal interphalangeal extension joint range of motion: A systematic review. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 2019;32(2):184-93.
43. Flowers KR, LaStayo P. Effect of total end range time on improving passive range of motion. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 1994;7(3):150-7.
44. Prosser R. Splinting in the management of proximal interphalangeal joint flexion contracture. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 1996;9(4):378-86.

45. Glasgow C, Tooth LR, Fleming J, Peters S. Dynamic splinting for the stiff hand after trauma: predictors of contracture resolution. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 2011;24(3):195-205; quiz 206.
46. Glasgow C, Fleming J, Tooth LR, Hockey RL. The Long-term relationship between duration of treatment and contracture resolution using dynamic orthotic devices for the stiff proximal interphalangeal joint: a prospective cohort study. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther.* 2012;25(1):38-46; quiz 47.
47. Wang J, Erlandsson G, Rui YJ, Li-Tsang C. Efficacy of Static Progressive Splinting in the Management of Metacarpophalangeal Joint Stiffness: A Pilot Clinical Trial. *Hong Kong J Occup Ther.* 1 déc 2014;24(2):45-50.
48. Cantero-Téllez R, Cuesta-Vargas AI, Cuadros-Romero M. Treatment of proximal interphalangeal joint flexion contracture: combined static and dynamic orthotic intervention compared with other therapy intervention: a randomized controlled trial. *J Hand Surg.* mai 2015;40(5):951-5.
49. Glasgow C, Ballard E. A prospective randomised comparative study of dynamic, static progressive and serial static proximal interphalangeal joint extension orthoses. *Hand Ther.* 1 mars 2022;27(1):22-31.
50. Punsola-Izard V, Schultz KS, Ozaes-Lara E, Mendieta-Zamora J, Romera-Orfila G, Carnicero N, et al. Preliminary study of elastic-tension digital neoprene orthoses for proximal interphalangeal joint flexion contracture. *Hand Surg Rehabil.* févr 2023;42(1):69-74.
51. Punsola Izard V, Casado A, Carnicero N, Ozaes-Lara E, Mendieta-Zamora J. A Comparison between Two Intervals of Daily Total End Range Time for Treatment of Proximal Interphalangeal Joint Flexion Contracture Using an Elastic Tension Digital Neoprene Orthosis. 2 mars 2023;
52. Punsola Izard V, Casado A, Carnicero N, Ozaes-Lara E, Mendieta-Zamora J. A Comparison between Two Intervals of Daily Total End Range Time for Treatment of Proximal Interphalangeal Joint Flexion Contracture Using an Elastic Tension Digital Neoprene Orthosis. 2 mars 2023;
53. Wu K, Ahluwalia R, Chinchalkar SJ, Vincent JI, Richards RS, Suh N. The Effect of Simulated Total Distal Interphalangeal Joint Stiffness on Grip Strength. *Plast Surg Oakv Ont.* août 2018;26(3):160-4.

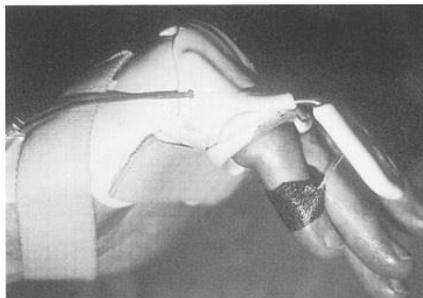
Annexe

(Flowers)
1994

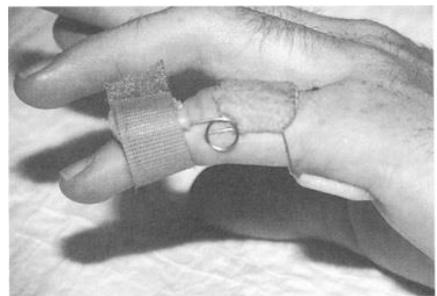


Tube plâtré

(Prosser)
1996



Orthèse low profile d'extension de l'IPP



Orthèse type Capener

(Glasgow)
2003

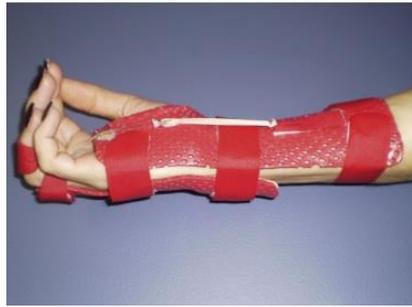


Orthèse low profile de flexion d'IPP



Orthèse type gouttière palmaire

(Glasgow)
2011 & 2012



Orthèse low profile de flexion d'IPP

Orthèse type Capener avec mesure de la force appliquée avec la jauge Haldex®

(Wang)
2014



Orthèse de flexion des MCP

(Cantéro-Tellez)
2015



Orthèse low profile d'extension d'IPP



Tube en Orficast®

(Glasgow)
2022



A. Tube en orficast / B. Orthèse Capener / C. Gouttière palmaire

(Punsola-Izard)
2023

(2 études)



Orthèse ETDNO ou orthèse banane en néoprène