



Possibile causa di riduzione del movimento in flessione della IFD, dopo il traumatismo recente della IFP

Possible mechanism underlying reduced distal interphalangeal joint flexion after recent proximal interphalangeal joint trauma

Paolo Boccolari

Azienda Ospedaliero Universitaria Policlinico di Modena

Riassunto

Introduzione e obiettivi. I traumi distorsivi o fratturativi dell'articolazione interfalangea prossimale (PIP) determinano quasi costantemente un edema locale di entità variabile. Nella pratica clinica si osserva frequentemente una conseguente riduzione indiretta della motilità in flessione dell'articolazione interfalangea distale (DIP), fenomeno scarsamente descritto in letteratura e i cui meccanismi biologici e biomeccanici non sono ancora completamente chiariti. Il presente lavoro si propone di indagare tale limitazione funzionale mediante la formulazione di un modello matematico teorico basato sulle variazioni geometriche dei tessuti indotte dall'edema.

Modello matematico. Riprendendo i concetti biomeccanici di Brand relativi all'escursione cutanea dorsale, la testa della falange prossimale è stata schematizzata come una sezione circolare di raggio R , sulla quale scorrono in direzione volare le bandellette laterali a e b , collegate tra loro dalla lamina triangolare, assimilata a un arco di circonferenza di lunghezza s . È stata quindi analizzata la variazione della lunghezza dell'arco (Δs) in funzione di un incremento del raggio (ΔR) determinato dall'aumento volumetrico dell'edema, mantenendo costante l'angolo al centro (θ).

Risultati. L'analisi geometrica dimostra che un incremento del raggio di 1 mm determina un allontanamento proporzionale delle bandellette laterali. Assumendo un angolo anatomico compreso tra 60° e 90° , l'allungamento richiesto alla lamina triangolare aumenta rispettivamente di circa 1,05 mm e 1,57 mm. Considerando una lunghezza iniziale della lamina stimata in 5-6 mm, tale incremento determina una trazione superiore al 15-20% della sua lunghezza a riposo.

Conclusioni. Il modello evidenzia come un modesto aumento del raggio dei tessuti sia sufficiente a superare i limiti di elasticità fisiologica della lamina triangolare, determinandone un pretensionamento immediato. Tale tensione agisce come un freno passivo precoce, ostacolando lo spostamento palmare delle bandellette laterali durante la flessione e fornendo una spiegazione teorica della riduzione della motilità dell'articolazione interfalangea distale. I risultati supportano l'importanza di un intervento riabilitativo precoce, finalizzato alla riduzione dell'edema e all'esecuzione di esercizi specifici di scorrimento delle bandellette laterali, per prevenire la perdita di movimento.

Parole chiave: articolazione interfalangea prossimale, edema, bandellette laterali, lamina triangolare, modello matematico, biomeccanica della mano.

Corrispondenza:

Paolo Boccolari

E-mail: boccolaripaolo@gmail.com

Conflitto di interessi

Gli Autori dichiarano di non avere alcun conflitto di interesse con l'argomento trattato nell'articolo.

Come citare questo articolo: Boccolari P. Possibile causa di riduzione del movimento in flessione della IFD, dopo il traumatismo recente della IFP. Rivista Italiana di Chirurgia della Mano 2026;63:32-35. <https://doi.org/10.53239/2784-9651-2026-2>

© Copyright by Pacini Editore Srl



OPEN ACCESS

L'articolo è OPEN ACCESS e divulgato sulla base della licenza CC BY-NC-ND (Creative Commons Attribuzione - Non commerciale - Non opere derivate 4.0 Internazionale). L'articolo può essere usato indicando la menzione di paternità adeguata e la licenza; solo a scopi non commerciali; solo in originale. Per ulteriori informazioni: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.it>

Summary

Introduction and objectives. Sprains and fractures involving the proximal interphalangeal (PIP) joint almost invariably result in local edema of varying severity. In clinical practice, this is frequently associated with a secondary reduction in distal interphalangeal (DIP) joint flexion, a phenomenon that has been poorly described in the literature and whose biological and mechanical mechanisms remain incompletely understood. The aim of this study was to investigate this functional limitation by developing a theoretical mathematical model based on edema-induced geometric changes in the surrounding soft tissues.

Mathematical model. Based on Brand's biomechanical concepts of dorsal skin excursion, the head of the proximal phalanx was modelled as a circular section of radius R , over which the lateral bands (a and b) glide in the volar direction, interconnected by the triangular ligament, represented as a circular arc (s). Changes in arc length (Δs) were then analysed as a function of an increase in radius (ΔR) caused by edema-related tissue swelling, while maintaining a constant central angle (θ).

Results. Geometric analysis demonstrated that a 1 mm increase in radius produces a proportional separation of the lateral bands. Assuming an anatomical central angle between 60° and 90° , the elongation required of the triangular ligament increases by approximately 1.05 mm and 1.57 mm, respectively. Considering an estimated resting ligament length of 5–6 mm, this corresponds to an increase exceeding 15–20% of its resting length.

Conclusions. The proposed model suggests that even a modest increase in tissue radius is sufficient to exceed the physiological elastic limits of the triangular ligament, generating immediate pretensioning. This passive tension may act as an early mechanical restraint to the volar displacement of the lateral bands during finger flexion, providing a theoretical explanation for the reduced mobility of the distal interphalangeal joint. These findings support the clinical value of early interventions aimed at edema reduction and targeted lateral band gliding exercises to prevent loss of motion.

Key words: proximal interphalangeal joint, edema, lateral bands, triangular ligament, mathematical model, hand biomechanics

Introduzione

Dopo un trauma distorsivo, e/o fratturativo, della IFP si manifesta quasi sempre un edema, che varia in quantità in base alla magnitudo del trauma stesso. La formazione del suddetto causa una riduzione dello scorrimento dei tessuti, sia a livello localizzato della IFP che indirettamente alla IFD. La riduzione indiretta di motilità della IFD è poco descritta in letteratura e ancora meno i meccanismi che la possono provocare.

Per questa ragione ci siamo posti la domanda e abbiamo cercato una risposta possibile, al momento non certa, generando in questo lavoro un modello matematico che potrebbe spiegare in modo teorico questo meccanismo di riduzione. Alla base del ragionamento che ha dato in seguito lo slancio alla creazione del modello, viene posto il concetto espresso molto chiaramente da Brand, il quale mostra come un aumento di edema nei tessuti molli alla IFP determina una riduzione di allungamento della cute dorsale durante il movimento di flessione. Un aumento di 5 mm del raggio tra il centro di rotazione della IFP e la superficie della cute determina la necessità di una escursione cutanea pari a 19 mm per raggiungere i 90° di flessione rispetto ai 12 mm necessari in condizioni normali (Fig 1).

Questo 7 mm non viene colmato dalla cute che per quanto sia elastica non riesce a raggiungere una tale elongazione. Un allungamento complessivo del 158% circa è possibile ma al limite della capacità non traumatica del tessuto cutaneo.

Se proiettiamo questa modificazione meccanica del raggio, causata dall'aumento dell'edema, sul movimento in antero posteriore delle bandellette laterali durante un movimento di flessione della IFP, si potrebbe raggiungere un risultato simile a quello descritto per la cute.

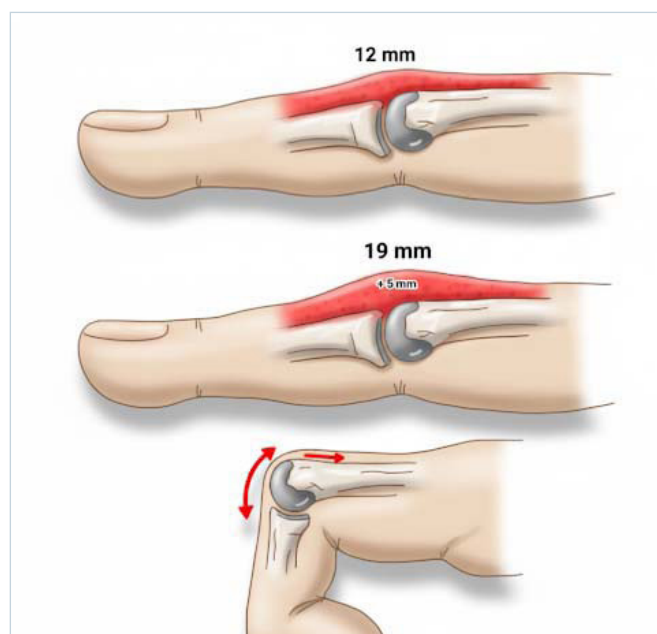


Figure 1. Aumento dello spessore dorsale con conseguente riduzione di movimento in flessione della IFP.

Modello matematico

Il modello creato e mostrato in Figura 2 rappresenta una sezione trasversale della testa della falange prossimale. Per semplificare il modello abbiamo scelto di disegnarlo come una ipotetica circonferenza anche se in realtà si tratterebbe di un trapezio con base maggiore volare. All'atto pratico però le bandellette scivolano in senso volare su un segmento di circonferenza.

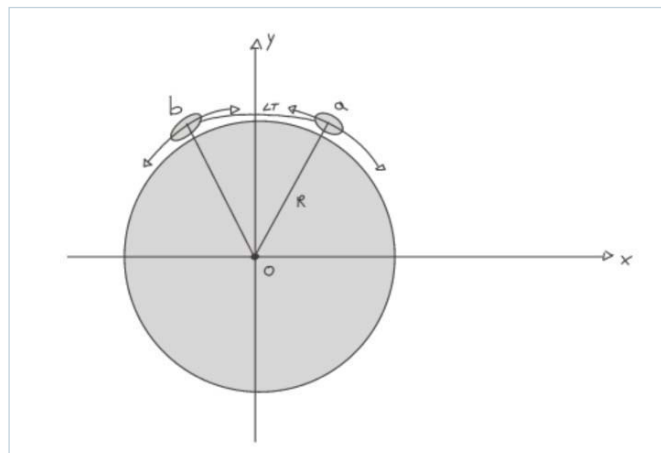


Figure 2. Modello matematico per la descrizione del sistema di movimento delle LT.

Legenda

- LT = Lamina Triangolare
- a, b = Bandellette laterali
- R = Distanza tra centro articolazione e a, b

Dal modello tratto ci siamo posti tre quesiti per tentare di rispondere alla domanda

principale: cosa determina la riduzione di flessione della IFD in presenza di trauma alla IFP?

Quesiti

1. Se **R** aumenta di lunghezza, **a** e **b** si allontanano reciprocamente?
2. Se si allontanano, tale spostamento determina un pre-tensionamento della **LT**?
3. L'aumento di tensione di **LT** determina una riduzione del movimento verso **y = 0** di **a** e **b**?

Possibile risposta

1) Effetto dell'aumento di R sulla distanza tra a e b

Se il raggio R aumenta di lunghezza a causa dell'edema, le

bandellette laterali a e b tendono ad allontanarsi reciprocamente. Matematicamente, se consideriamo l'arco di circonferenza che separa i due punti, la lunghezza dell'arco s è definita dalla relazione $s=R \cdot \theta$, dove θ è l'angolo al centro tra le bandellette. A parità di angolo, un raggio maggiore comporta una distanza lineare e curvilinea superiore tra i due elementi.

2) Relazione tra allontanamento e tensione della lamina triangolare

L'allontanamento reciproco determina un aumento della tensione della lamina triangolare. La lamina agisce come un ponte connettivale tra le due bandellette laterali. Quando queste si spostano verso il basso (verso $y=0$) durante la flessione o si allontanano a causa di un aumento del volume sottostante (rappresentato dall'incremento di R), la lamina viene messa in trazione. Questo meccanismo è fondamentale per mantenere l'integrità strutturale dell'apparato estensore.

3) Riduzione del movimento verso $y=0$

L'aumento di tensione della lamina triangolare agisce come un freno passivo. Quando la lamina raggiunge il suo limite di elasticità, la tensione generata contrasta l'ulteriore spostamento palmare (verso le coordinate negative di y) delle bandellette a e b. Pertanto, una lamina molto tesa limita la discesa laterale delle bandellette, impedendo che scivolino troppo oltre l'asse di rotazione, il che eviterebbe potenziali deformità meccaniche. Per contro tale limitazione potrebbe essere all'origine di una riduzione di flessione della IFD

Analisi Matematica dell'Allontanamento tra le Bandellette

Per rispondere ai quesiti, dobbiamo considerare le bandellette laterali **a** e **b** come punti situati sulla circonferenza di raggio **R**. La distanza tra di esse lungo la superficie articolare è rappresentata dalla lunghezza dell'arco s della Lamina Triangolare (LT).

Calcolo della Variazione della Distanza (Arco s)

La relazione che lega l'arco al raggio è $s = R \cdot \theta$, dove θ l'angolo espresso in radianti. Se il raggio subisce un incremento ΔR (ovvero il nuovo raggio diventa $R' = R + \Delta R$), a parità di angolo θ , la nuova lunghezza dell'arco s' sarà:

$$s' = (R + \Delta R) \theta$$

La variazione della distanza tra le bandellette (Δs) è quindi:

$$\Delta s = s' - s = \Delta R \theta$$

Esempio Pratico con dati Ipotizzati

Ipotizziamo un raggio iniziale R tra **5 e 6 mm** e un aumento

dovuto all'edema di **1 mm** ($\Delta R = 1 \text{ mm}$). Per calcolare lo spostamento effettivo, dobbiamo stimare l'angolo θ tra le bandellette nella posizione anatomica:

Se ipotizziamo un angolo di circa 60°

$$\Delta s = 1 \text{ mm} \cdot \frac{\pi}{3} \approx 1,05 \text{ mm}$$

Se l'angolo è più ampio, ad esempio 90°

$$\Delta s = 1 \text{ mm} \cdot \frac{\pi}{2} \approx 1,57 \text{ mm}$$

Impatto sulla Lamina Triangolare (LT)

L'aumento della lunghezza di LT dipende direttamente dall'allontanamento delle bandellette.

Se il raggio aumenta di 1 mm, la lunghezza della lamina deve necessariamente aumentare di una misura pari a Δs per permettere il movimento.

Di quanto aumenta la lunghezza di LT?

In base ai calcoli precedenti, per ogni millimetro di aumento del raggio:

1. L'allontanamento lineare e curvilineo tra a e b aumenta proporzionalmente all'angolo di apertura.

2. La lunghezza richiesta alla lamina aumenta di circa 1 mm (se l'angolo è di 60°) o fino a 1,5 mm (se l'angolo è di 90°).

Conseguenze Meccaniche

Dato che la Lamina Triangolare ha una capacità di allungamento limitata (limite di elasticità), questo aumento di lunghezza di oltre 1 mm provoca un pretensionamento immediato.

Poiché la lamina è già tesa a causa dell'aumento di R, essa agisce come un freno passivo precoce. Quando si tenta di flettere l'articolazione, le bandellette dovrebbero spostarsi ulteriormente, ma la tensione accumulata impedisce questo movimento verso $y=0$, risultando nella clinica riduzione della flessione della interfalangea distale.

Conclusione

In sintesi, un modesto aumento di 1 mm del raggio tissutale può richiedere un'estensione della lamina superiore al 15-20% della sua lunghezza a riposo (considerando un arco iniziale di circa 5-6 mm), superando facilmente le sue proprietà elastiche fisiologiche.

Alla luce di questi dati ipotetici si potrebbe affermare che una riduzione dell'edema digitale, pratica che dovrebbe essere seguita a prescindere, associata agli esercizi di scorrimento delle bandellette, potrebbe risolvere a monte il problema di questa riduzione e successiva perdita di movimento della IFD.