



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI
DI GENOVA



Università degli Studi di Genova

Scuola di Scienze Mediche e Farmaceutiche

Dipartimento di Neuroscienze, Riabilitazione, Oftalmologia, Genetica e Scienze Materno-Infantili

Master in Riabilitazione dei Disordini Muscoloscheletrici

A.A 2014/2015

Campus Universitario di Savona

La membrana interossea dell'avambraccio: Anatomia, Biomeccanica e considerazioni cliniche

Candidato:

Mattia Bonfatti

Relatore:

Diego Arceri

INDICE

INDICE.....	1
Abstract.....	2
Introduzione.....	4
Materiali e metodi.....	6
Strategia per l'identificazione degli studi.....	6
Risultati.....	7
Sommario	8
Anatomia	23
Struttura macroscopica	23
Fisiologia	35
Innervazione e vascolarizzazione della IOM	35
Proprietà meccaniche della IOM.....	35
Biomeccanica	38
Cambiamenti nella lunghezza e di tensione della IOM durante i movimenti dell' avambraccio.....	38
Ruolo delle diverse componenti nel trasferimento del carico dell'avambraccio.....	41
Ruolo delle diverse componenti della IOM nella stabilità articolare distale e prossimale dell'avambraccio.....	49
Discussione.....	53
Raccomandazioni cliniche.....	55
Limiti della Revisione	57
Conclusioni.....	58
Key Point	58
Bibliografia.....	59
Appendice Figure	63

Abstract

La membrana interossea (IOM) è un complesso anatomico situato nella profondità dell'avambraccio indispensabile per il trasferimento del carico , la stabilità dell'avambraccio , dell'articolazione radio-ulnare distale (DRUJ) , prossimale (PRUJ) e mediale (MRUJ), collocato tra radio e ulna. Ha una componente membranosa e una tendinosa, organizzate in una banda centrale (CB), una porzione prossimale e una porzione distale (DIOM). La IOM origina dal radio e si porta sull'ulna con un andamento obliquo e spesso con delle variabili anatomiche tra soggetto e soggetto . Spesso lesioni a carico di questa struttura sono all'interno di traumatismi complessi dell'avambraccio , misconosciute, poco rilevabili sia strumentalmente che clinicamente e danno ai pazienti un senso di instabilità, di discomfort e dolore al polso e gomito.

OBIETTIVI

Lo scopo di questa revisione della letteratura è quello di ricercare le peculiarità anatomiche e biomeccaniche della membrana interossea dell'avambraccio e delle sue implicazioni cliniche in caso di danno a carico della suddetta struttura.

RISORSE DATI

E' stato utilizzato per trovare le risorse la banche elettronica MEDLINE ed EMBASE . **LIMITI:** Sono stati esclusi tutti gli studi pubblicati prima del 1990. **CRITERI D'ESCLUSIONE:** elaborati non attinenti al tema, non in lingua inglese, studi su animali e con il full text non fruibile.

CRITERI D'INCLUSIONE: Articoli che rispondevano al quesito iniziale riguardante l'anatomia e la biomeccanica della membrana interossea. Sono state utilizzate le **PAROLE CHIAVE** :“Interosseous membrane”, “ ligament interosseous”, “ligament forearm”, “Elbow”, “ radius”, “ulna” , “ wrist “, “radioulnar”, “forearm” , “IOM”, “ IOL”, “DIOM” , “CB” , “central band” “,accessory band “, “ accessory central band” ,” oblique cord” , “ proximal oblique cord”. Sono state costruite molteplici stringhe utilizzando gli operatori booleani AND e OR

RISULTATI

Sono stati inclusi globalmente 47 articoli . La maggior parte di questi si è soffermata sulla complessità anatomica e biomeccanica IOM. Le ricerche effettuate su EMBASE e su MEDLINE sono paragonabili, il doppio motore di ricerca ha prodotto 13 articoli extra oltre a quelli sovrapponibili. (10 da MEDLINE e 3 da EMBASE). La ricerca è stata effettuata utilizzando numerose parole chiave in quanto è una struttura anatomica che interessa diverse articolazioni quindi omettendo qualche parola chiave si sarebbero persi studi importanti.

CONCLUSIONI

LA IOM riveste un ruolo di importanza principale specie quando strutture limitrofe risultano danneggiate da eventi patotraumatici ma che comunque si comporta anche da grande stabilizzatore secondario sia per quanto riguarda l'articolazione radio ulnare distale ma anche per quella prossimale in special modo sulla dinamica radiale durante la flessione. Ha inoltre una notevole importanza nella stabilizzazione dell'articolazione radio-ulnare nel trasferimento del carico assiale. In ogni caso una sua valutazione all'interno una patologia multi traumatica è necessaria per la ricaduta clinica che potrebbe avere una miss diagnosi sia per quanto riguarda le strategie di trattamento che per quanto riguarda la prognosi riabilitativa in ottica biopsicosociale.

Introduzione

L'avambraccio rappresenta la storia dell'evoluzione umana. Le sue tre funzioni principali sono quelle di produrre la prono-supinazione, utilizzare la mano nel modo corretto e ripartire i carichi tra il polso e il gomito oltre ad essere sede di inserzione di parecchi gruppi muscolari impiegati nell'utilizzo della mano. All'interno dell'avambraccio è presente la membrana interossea, la quale è una struttura che fornisce un linking funzionale tra il radio e l'ulna. L'anatomia di questa struttura è presente in diversi studi anche se esiste una certa discrepanza relativamente alla terminologia adoperata in tal senso. A volte diversi autori indicano la membrana interossea (IOM) come “*membrana antibrachiale*”, oppure la indicano solamente alludendo alla porzione centrale “*central band*” ma intendendo tutta la IOM, altrimenti si può trovare come “*legamento interosseo o IOL*” [1-3] quindi non esiste ad oggi una terminologia condivisa interamente da tutti gli autori. Uno dei primi studi riguardante questa struttura risale addirittura al 1900 ma se ne possono trovare anche del 1875 segno che comunque è una struttura che ha sempre destato interesse da parte degli anatomisti. Dal punto di vista filogenetico la membrana interossea è presente nei mammiferi che hanno 2 ossa all'interno dell'avambraccio. E' presente infatti nell'ordine dei *Carnivora* (inclusi cani e gatti) dove però rispetto ai *Primates* (tra cui l'uomo) occupa interamente lo spazio interosseo tra radio e ulna estendendosi interamente dalla DRUJ alla PRUJ mentre nei *Primates* e in special modo nell'uomo ha dei forami. Nei *Primates* tra l'altro la corda obliqua prossimale, struttura che costituisce la parte prossimale della IOM, come si vedrà in seguito, è una struttura discontinua e dalla funzione controversa mentre nelle altre specie come appunto cani e gatti si trova sempre ed è spessa e resistente, adattata al cammino a quattro zampe. In altri ordini come gli *Ungulata* (bovini, suini), *Proboscidea* (elefante) o *Cetacea* (delfini, balene) si può trovare una IOM corta e tozza con una consistenza ossea, una sorta di sindesmosi, utile per la resistenza ma non per il movimento. Nei *Primates* di alta statura (tra cui l'uomo) si può trovare tra radio e ulna invece una IOM con caratteristiche peculiari di cui andremo a parlare, diversa dalla membrana interossea della gamba tra tibia e perone, con proprietà diverse, la prima idonea a regolare dei movimenti di precisione e la seconda soprattutto importante per il carico e la stabilità. Il primo ominide nel quale l'arto superiore possa essersi così evoluto, sembra essere vissuto 56 milioni di anni fa, quando il raggiungimento della posizione bipede ha permesso di perfezionare l'uso dell'arto superiore per manipolare oggetti raggiungendo l'odierno traguardo evolutivo [2]. La IOM diviene così uno strumento biomeccanico complesso ed eccezionale che mette in comunicazione ben 3 articolazioni. La membrana interossea

(IOM) dunque consiste in una parte distale e prossimale membranosa e una porzione mediale legamentosa . Fondamentalmente quindi è composta da tre porzioni, una media, una distale e una prossimale. La parte più rappresentata della IOM è la porzione media composta dalla central band (CB) che in letteratura si può trovare anche come interosseous ligament (IOL) , è la più larga e più forte di tutte le fibre della IOM che corre obliquamente dalla parte prossimale della diafisi del radio alla parte più distale dell'ulna con proprietà simili al tendine patellare secondo certi autori o come per altri più simile al legamento collaterale del ginocchio. Esiste nella porzione centrale anche una o più bande accessorie , chiamata accessory band o AB, che sembra avere un preciso significato biomeccanico anche se rimane la porzione meno studiata della IOM. La banda prossimale (complesso prossimale) è composta da una corda prossimale obliqua e da una corda dorsale obliqua accessoria , variabili entrambi per presentazione anatomica ed entrano in gioco durante i movimenti di rotazione dell'avambraccio in special modo in pronazione. La porzione distale (DIOM) entra in gioco soprattutto nella stabilità del polso e può avere al suo interno una porzione più spessa, la DOB anch'essa non presente in tutti gli individui . Le fibre della IOM sono essenzialmente disposte in direzione obliqua medio-distale con bande isolate perpendicolari alle stesse fibre [4].

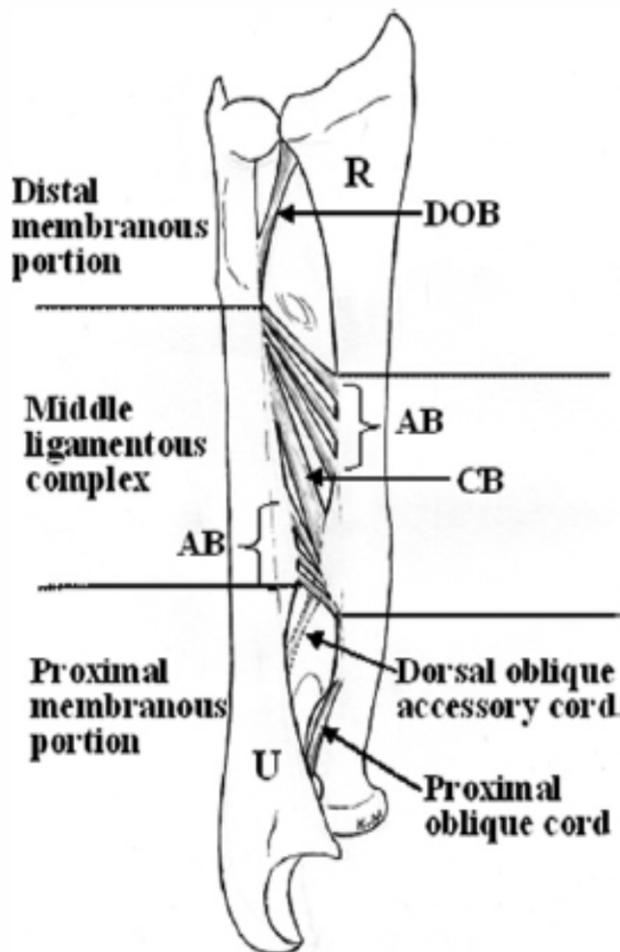


Figura N. 1[29] Anatomia macroscopica della IOM

Materiali e metodi

Strategia per l'identificazione degli studi

La tesi è stata sviluppata attraverso una ricerca secondaria. E' stata fatta una revisione della letteratura rispondente all'obiettivo proposto consultando i motori di ricerca Medline ed Embase.

LIMITI: Sono stati esclusi tutti gli studi pubblicati prima del 1990. **CRITERI D'ESCLUSIONE:** elaborati non in lingua inglese, elaborati non attinenti al tema, studi su animali e con il full text non fruibile. **CRITERI D'INCLUSIONE:** Articoli che rispondevano al quesito iniziale riguardante l'anatomia e la biomeccanica della membrana interossea. Sono state inserite i seguenti termini **MESH.**

Ulna"[Mesh] OR "Elbow"[Mesh] OR "Elbow Joint"[Mesh] OR "Radius"[Mesh] OR "Wrist Joint"[Mesh] OR "Wrist"[Mesh] OR "Forearm"[Mesh] OR "Forearm Injuries"[Mesh]

Sono state utilizzate le **PAROLE CHIAVE** :“Interosseous membrane”, “ ligament interosseous”, “ligament forearm”, “Elbow”, “ radius”, “ulna” , “ wrist “, “radioulnar”, “forearm” , “IOM”, “ IOL”, “DIOM” , “CB” , “central band” Sono state costruite molteplici stringhe utilizzando gli operatori booleani AND e OR

STRINGA	MOTORE DI RICERCA	PAROLE CHIAVE
1	MEDLINE	(((IOM OR DIOM OR CB OR IOL OR central band OR accessory band OR accessory central band OR oblique cord OR proximal oblique cord)) OR Interosseous membrane)) AND (((("Ulna"[Mesh] OR "Elbow"[Mesh] OR "Elbow Joint"[Mesh] OR "Radius"[Mesh] OR elbow OR radius OR ulna OR wrist OR "Wrist Joint"[Mesh] OR "Wrist"[Mesh] OR "Forearm"[Mesh] OR forearm))))
		#1: interosseous:ab,ti AND membrane:ab,ti OR ligament:ab,ti AND interosseous:ab,ti OR ligament:ab,ti AND forearm:ab,ti #2: 'elbow'/exp OR elbow:ab,ti OR 'radius'/exp OR radius:ab,ti OR

2	EMBASE	'ulna'/exp OR ulna:ab,ti OR 'wrist'/exp OR wrist:ab,ti OR 'radioulnar joint'/exp OR radioulnar:ab,ti OR forearm:ab,ti OR forearms:ab,ti OR iom:ab,ti OR diom:ab,ti OR cb:ab,ti OR (central:ab,ti AND band:ab,ti) OR 'radioulnar articulation'/exp #3: #1 AND #2 #4: #3 AND [embase]/lim
---	--------	---

Modalità di revisione

Sono stati letti soprattutto articoli su studi sperimentali in virtù dell'obiettivo di questa revisione, costituiti da ipotesi poi suffragate o meno con esperimenti quasi sempre su cadavere. Una prima selezione degli studi è stata eseguita in base al titolo e all'abstract e all'attinenza con il contenuto di questa revisione mentre una seconda selezione ha visto la lettura del full text. Sono stati inclusi 47 articoli.

Criteri di elegibilità

Selezione studi: sono stati inclusi gli studi che trattavano dell'anatomia, la biomeccanica e la fisiologia della membrana interossea e gli studi che riguardassero la sua funzione nella stabilità e nel trasferimento del carico. Sono stati esclusi da questa revisione tutti quegli studi inerenti alla parte chirurgica o relativi alla diagnostica per immagini in statica. Sono stati inclusi studi sia da cadavere che in vivo.

Risultati

La ricerca ha portato alla selezione di 43 articoli adatti alla revisione. Dopo una prima selezione fatta per abstract e titolo che ha portato all'esclusione di 358 (Medline) e 418 (Embase) oltre a rispettivamente 4 e 5 per lingua non inglese, è stata fatta una selezione secondaria prendendo in considerazione il full text (ove presente) dando come risultato i sopracitati 47 articoli.

Le ricerche effettuate su EMBASE e su MEDLINE sono paragonabili, il doppio motore di ricerca ha prodotto 13 articoli in più oltre a quelli presenti in entrambi. (10 da MEDLINE e 3 da EMBASE).

Flow diagramm

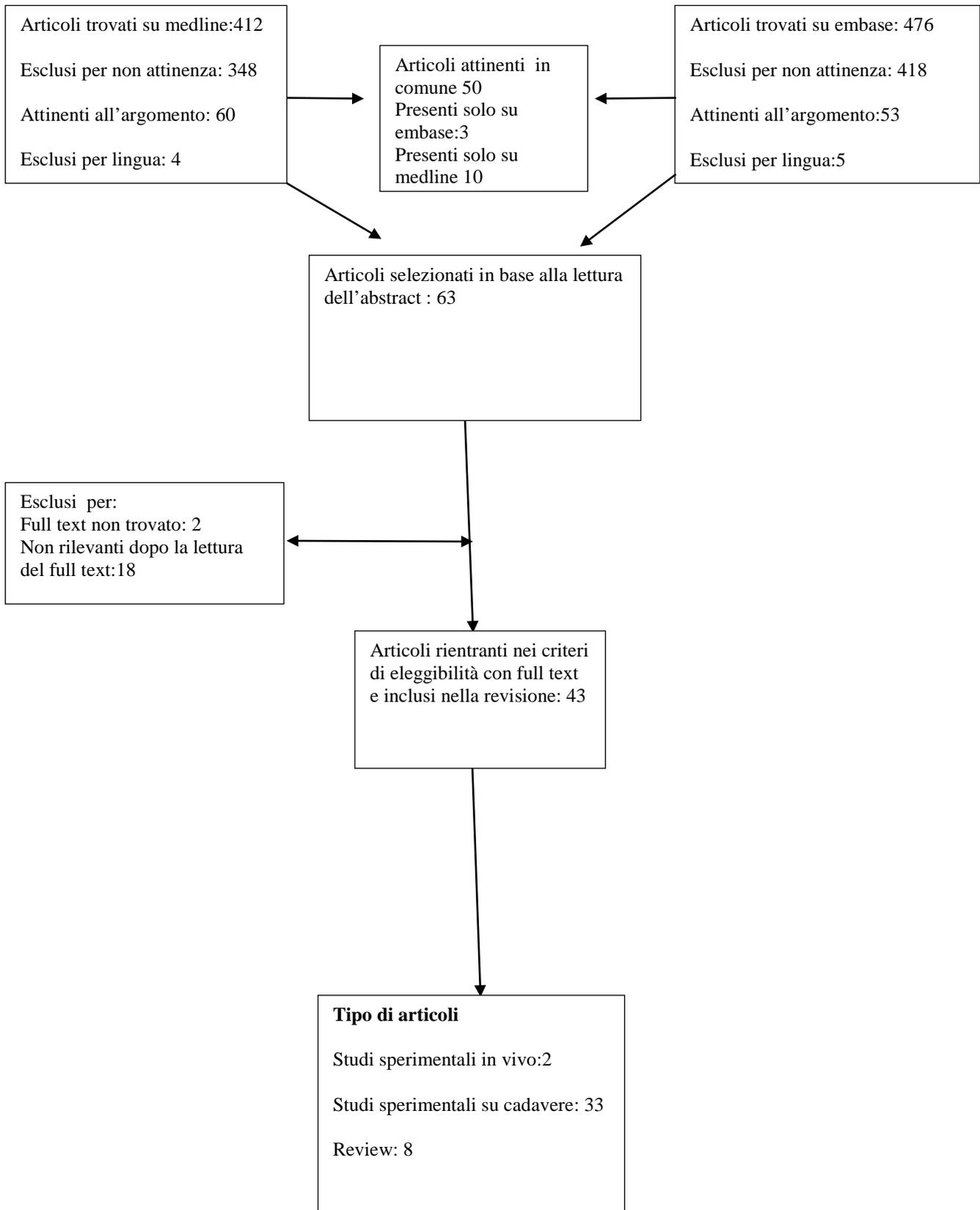


Tabella Sinottica degli articoli

Titolo	Autore e anno di pubblicazione	Tipo di articolo	Obiettivo dello studio	Soggetti/campione	Risultati	N°
The trasverse force experienced by radial head during axial loading of the forearm: a cadaveric study	2016 Orbay J. Mijares M.	Studio sperimentale	Stabilire una relazione tra il carico assiale distale e la forza trasversale che si sviluppa prossimalmente .	Studio su 5 cadaveri 3 maschi 2 femmine di età media 63 (range 55-70)	(1) La membrana interossea produce oltre ad una forza longitudinale anche una forza trasversale prossimale in seguito ad un carico assiale che corrisponde a circa il 18% della forza longitudinale e sembra avere un ruolo nella stabilità radio-ulnare prossimale anche in virtù di una sostituzione protesica della testa radiale.	1
Role of the interosseous membrane and annular ligament in stabilizing the proximal radial head	2015 Anderson A. Werner F.	Studio sperimentale	Valutare il contributo del legamento anulare (AL), la banda prossimale (PB), la banda centrale(CB) e la banda distale della membrana interossea nella prevenzione della dislocazione del radio prossimale.	Studio su 20 cadaveri	(1)La sezione progressiva delle strutture altera la stabilità radiale trasversale dell'avambraccio ma non c'è supremazia di una parte anatomica (CB,PB,AL,altre strutture) nel contributo alla suddetta stabilità che va dal 19% al 31% per componente sezionata. (2) Nelle rotazioni dell'avambraccio (in particolare in supinazione) il ruolo della CB è determinante rispetto al legamento anulare e alla PB nel mantenere la stabilità.	2
The effect of elbow extension on the biomechanics of the osseoligament us structures of the forearm	2015 Malone P.S.C. Cooley J.	Studio sperimentale	Indagare se l'estensione del gomito altera la biomeccanica delle rotazioni dell'avambraccio e la trasmissione delle forze tra DRUJ, PRUJ e IOL.	11 cadaveri, 22 avambracci di età massima 65 anni senza storia di traumi e controllati radiologicamente.	(1) A gomito esteso la tensione sulla IOL è minima in pronazione ,aumenta in neutro e diminuisce di nuovo in supinazione. (2) Il carico assiale aumenta sempre la tensione della IOL a qualunque grado di estensione del gomito (3) La tensione delle 3 componenti della IOL rimane abbastanza costante sia a gomito flesso che esteso. Il massimo della tensione complessiva di tutte le 3 componenti si ha con il gomito esteso e in massima pronazione.	3

The function of the distal interosseous membrane and its relevance to the stability on the distal radioulnar joint: An anatomical and biomechanical review	2015 Moritomo H.	Review	Valutare l'anatomia funzionale e la biomeccanica della DIOM nella stabilità della radioulnare distale.	Revisione di 20 articoli.	(1)La DIOM è uno stabilizzatore secondario della DRUJ che impedisce la dislocazione dorsale del radio e più raramente quella palmare. (2)Una frattura del radio che causi una deviazione ulnare della testa e una detensione della DIOM può causare un'instabilità della DRUJ così come un'osteotomia ulnare distale. (3)Inoltre la sua biomeccanica può spiegare come pazienti che hanno avuto la lesione del TFCC non abbiano instabilità con una DIOM intatta.	4
The biomechanical and functional relationships of the proximal radioulnar joint, distal radioulnar joint and interosseous ligaments	2015 P.S.C. Malone, J.Cooley	Studio sperimentale	Valutare la funzione integrata della PRUJ, IOL e DRUJ.	Studio eseguito su 15 avambracci intatti fino a metà omero di età variabile tra i 18 e 65 anni senza storia di traumi o altri tipi di disordine di età media 60,4 anni (range 53-65)	(1) Tutte le componenti della IOL si tendono durante la posizione neutra partendo dalla pronazione e raggiungendo il minimo in supinazione (2)La parte media della IOL ha il picco di tensione tra i 30° pronazione e il neutro. (3)La parte distale e prossimale della IOL sono quelle che mantengono più tensione nella supinazione. (4)C'è una correlazione diretta tra il carico applicato lungo l'articolazione radioulnare distale e la tensione sviluppata sulla IOL ma non proporzionale all'entità del carico.	5
Anatomy and Biomechanics of the forearm interosseous membrane	2015 Leela D. Farr, Frederick W. Werner	Studio sperimentale	Esaminare l'anatomia e la biomeccanica della membrana interossea esplorando le sue inserzioni da cadavere.	Studio eseguito su 8 cadaveri media 68 anni, 4 maschi	(1)La footprint più ampia di tutta la IOM è quella della CB sulla parte volare del radio 240mm volarmente e 115 mm (p<.007) dorsalmente e la sua lunghezza massima è in posizione neutra. La footprint sull'ulna dorsalmente è di 139 mm e 131 mm volarmente. Le fibre nella parte volare del radio sono le più spesse. (2)La lunghezza della CB non cambia in sostanzialmente in prono-supinazione ma varia di 0,8 mm e 0,5 mm dorsalmente e volarmente. (3)In una ipotetica	6

					ricostruzione la CB deve essere stretta in supinazione dove la distanza tra omero e ulna è minima e durante le fasi precoci della riabilitazione non devono essere fatte delle rotazioni attive.	
Influence of ulnar translation of the radial shaft in distal radius fracture on distal radioulnar joint instability	2014 Moritomo H. Omori S.	Studio sperimentale	Esaminare come un eventuale traslazione ulnare del radio possa influenzare la DIOM e la stabilità della radioulnare distale.	Studio su 3 cadaveri	(1) La traslazione ulnare del radio (5mm) nelle fratture causa un detensionamento della DIOM che ne causa una instabilità specie se associata ad una lesione del TFCC e provoca un'instabilità del radio sia dorsalmente che volarmente.	7
The impact of coronal alignment on distal radioulnar joint stability following distal radius fracture	2014 Dy C. Jang E.	Studio sperimentale	Valutare come un eventuale deviazione della testa radiale in esito di frattura possa variare l'effetto della DIOM e di conseguenza l'effetto stabilizzante da essa mantenuta.	Studio Eseguito su 10 cadaveri di età media 51 (range 24-65)	(1) 5 soggetti presentavano un DOB isolata dello spessore medio di 0,85mm ±0,28 (range 0,64-1,33). (2) Lo spostamento dorsale della DRUJ aumenta (12,2 mm vs 9,1) nei soggetti con la presenza di una DOB specie in rotazione neutra. (3) Quando il maleallineaamento della testa radiale va da 2mm a 4mm ci può essere la presenza di instabilità della DRUJ.	8
Coronal shift of distal Radius fractures: influence of the distal interosseous membrane on distal radioulnar joint instability	2014 Trehan S. Orbay L.	Review	Ruolo della DIOM nell'instabilità acquisita dell'articolazione radio ulnare distale	Studio su 13 articoli	(1) Un frattura della testa radiale con spostamento può causare una riduzione della tensione della DIOM che associata ad una lesione del TFCC e non trattata chirurgicamente può dare un'instabilità della DRUJ.	9
The distal oblique bundle of the distal interosseous membrane of the forearm	2013 Moritomo H.	Review	Esaminare il ruolo il ruolo e la struttura della DOB nella stabilità radioulnare distale	Studio su 6 articoli	(1) La DIOM può avere al suo interno una banda distale obliqua (DOB) nel 40% dei soggetti che origina in media a 54 mm dall'ulna distalmente (range 50-57 mm) e si porta sulla testa radiale ed ha uno spessore che va da 0,5 a 2,6 mm. (2) La DIOM in condizioni normale ha poca influenza sulla stabilità della DRUJ ma diventa importante nel caso di resezione del TFCC (3) I pazienti che hanno subito una resezione ulnare prossimale con una DOB robusta	10

					possono andare incontro ad una non unione, per i pazienti che non hanno instabilità ma un carico eccessivo sulla ulna carpica è più vantaggiosa una resezione distale che mantenga la tensione della DIOM	
Forearm instability	2013 Bryan J. Jennifer B. Green	Review	Fare il punto sull'anatomia e biomeccanica degli stabilizzatori dell'avambraccio e fare una review sugli eventuali trattamenti	Revisione di 60 articoli	(1)La stabilità assiale dell'avambraccio è data principalmente dal radio e poi successivamente dalla DIOM e il TFCC (2)La funzione della IOM è quella di dare una stabilità longitudinale e trasversale all'avambraccio. (5) Ci sono 5 diverse porzioni della IOM, la corda obliqua prossimale, la corda dorsale accessoria. La parte più resistente è la central band (CB). La parte distale della IOM può contenere una banda distale obliqua (DOB) presente nel 40% degli individui. (6)In caso di frattura del radio la stabilità longitudinale è data dalla IOM e TFCC. In caso di danni a queste 2 strutture si andrebbe incontro ad una instabilità dell'avambraccio.	11
A biomechanical study on the interosseous membrane and radial head in cadaveric forearms	2013 Yi-xing Huang, Yu-jing Teng	Studio Sperimentale	Valutare le proprietà della membrana interossea e della testa radiale e investigare sulla biomeccanica della lesione di Essex-Lopresti	Studio eseguito su 12 cadaveri con età tra i 20 e 54 anni. 7avambracci destri e 5 sinistri	(1) La IOM ha un piccolo effetto sulla stabilità longitudinale del radio e dell'avambraccio quando radio e ulna sono intatti. (2) La struttura principale nella stabilizzazione longitudinale dell'avambraccio è il radio. (3) La IOM diventa il principale stabilizzatore longitudinale dell'avambraccio dopo la resezione della testa radiale.	12
The distal interosseous membrane: current concepts in wrist anatomy and biomechanics	2012 Moritomo H.	Review	Determinare l'importanza della DIOM e della DOB nella stabilizzazione dell'avambraccio durante le rotazioni	Studio su 10 articoli	(1)La DOB è presente nel 40% delle DIOM e ha una continuità con i legamenti radioulnari e il TFCC e ha una importanza sulla stabilità della DRUJ (2)La DOB origina 54 mm(range 50-57) prossimalmente all'ulna (21% lunghezza totale	13

					ulna) e si porta nella parte dorsale del radio a 35mm (15% lunghezza totale radio) (3) I legamenti distali CB, AB e DOB sono stabilizzatori isometrici e si inseriscono lungo l'asse dell'avambraccio mentre quelli prossimali prossimali oblique cord e dorsal accessory oblique cord hanno inserzioni fuori dall'asse di rotazione.	
Structural properties of 6 forearms ligaments	2011 Frederick W. Werner Jennifer L. Taormina	Studio sperimentale	Determinare le proprietà dei legamenti dell'avambraccio e poi creare un lineare e non modello analitico che rappresenti le loro caratteristiche	Studio eseguito su 7 cadaveri con un'età media di 63 anni (range 53-73) 4 femmine e tre maschi. Non sono stati indagati tutti i legamenti di tutti gli avambracci.	(1) La tensione della distal band (DB) in posizione supinata ($p=.046$) è minore che in neutra o pronazione (2) La stiffness della CB (central band) è significativamente più grande che la DB ($p<.001$) e la PB (proximal band) ($p<.005$) e anche del AL (legamento anulare) ($p=.017$) in posizione neutra (3) La struttura stabilizzante più importante della IOM è la CB per via anche del suo maggior spessore.	14
The Biomechanical effect of the distal interosseous membrane on distal radioulnar joint stability: A preliminary anatomic study	2011 Kitamura T. Moritomo H.	Studio sperimentale	Investigare la stabilità dell'articolazione radioulnare distale e come le variazioni anatomiche della DIOM la possono influenzare.	Studio eseguito su Arti superiori amputati fino a metà omero di 10 cadaveri tra i 59 e 91 anni senza patologie pregresse traumatiche e tutti valutati radiologicamente	(1) In posizione neutra la presenza della DOB garantisce una migliore stabilità della DRUJ mentre non ci sono differenze in pronazione e supinazione. (2) Ci sono correlazioni significative tra lo spessore della DOB e la stabilità in posizione neutra. (3) Lo spessore della DIOM varia da 0,5mm a 1,3mm (media 0,7mm) con una media superiore nelle porzioni contenenti una DOB. (4) La presenza discontinua della DOB spiega perché solo in certi pazienti non si abbia instabilità della DRUJ nonostante la lesione del TFCC	15
The middle radioulnar joint and triangular forearm complex	2011 Soubeyrand M. Wassermann V.	Review	Indagare sul complesso biomeccanico dell'avambraccio con un focus sulle strutture stabilizzanti e la loro ricaduta in caso di patologia	Revisione di 57 articoli	(1) Radio e ulna sono collegate dalla IOM e da una corda obliqua. La IOM è formata da 2 gruppi di fibre, uno dei quali più spesso e biomeccanicamente più importante. (2) La parte più importante della IOM è la CB (central band),	16

			traumatica		<p>che è la parte più spessa e che sviluppa più tensione in posizione neutra.</p> <p>(3)Il carico assiale dell'avambraccio passa per il polso per poi trasmettersi dal radio all'ulna tramite l'azione della IOM</p> <p>(4)La IOM stabilizza l'articolazione radio-ulnare anche trasversalmente oltre che assorbire e non solo trasmettere parte del carico assiale tra radio e ulna.</p>	
Anatomical and biomechanical study on the interosseous membrane of the cadaveric forearm	2011 Yi X. Pan J.	Studio sperimentale	Studiare l'anatomia e la biomeccanica della membrana interossea.	Studio su dieci cadaveri	<p>(1)La IOM è costituita da 3 porzioni, una centrale tendinea (più spessa) che forma un angolo con il radio di 21° e di 28° con l'ulna e 2 porzioni alle estremità membranose con una corda obliqua prossimale presente solo in 3 dei soggetti esaminati.</p> <p>(2) IL massimo carico della IOM è di 1021,50 N±250,13 e la stiffness di 138,24±24,29</p> <p>(3)La IOM ha nella sua porzione tendinea caratteristiche simili al legamento crociato anteriore</p>	17
The stabilizing effect of the distal interosseous membrane on the distal radioulnar joint in an ulnar shortening procedure: A biomechanical study	2011 Arimitsu S. Moritomo H.	Studio sperimentale	Valutare la stabilità della radioulnare distale dopo un accorciamento dell'ulna e valutare la resistenza longitudinale della membrana interossea	Studio eseguito su 20 arti superiori di 10 cadaveri amputati a metà omero con un'età media di 79 (range 59-91)	<p>(1)La IOM è una struttura situata tra radio e ulna che ha caratteristiche legamentose ed è fondamentale per la stabilità longitudinale per il radio.</p> <p>(2) L'inserzione distale della IOM sull'ulna è a 59mm (range 53-63mm), il suo spessore è di 0,6mm(range di 0,3-1,3mm).</p> <p>(2) Una significativa maggior stabilità è stata vista nei preparati che avevano subito una resezione prossimale dell'ulna e in soggetti con la presenza della distal oblique band (DOB).</p> <p>(3)Anche la stiffness era maggiore nei soggetti che avevano subito una resezione prossimale rispetto a quella distale e inoltre non era dipendente dalla presenza della DOB.</p>	18

Interosseous membrane of the forearm: length change of ligaments during forearm rotation	2009 Moritomo H. Kazuo N.	Studio sperimentale	Investigare in vivo il cambiamento di lunghezza di 5 legamenti durante la rotazione dell'avambraccio	Studio su 7 volontari, 9 avambracci (3 donne e 4 uomini) di età media 18 anni (range 5-31)	(1)La CB cambia di poco durante le rotazioni, il più piccolo cambiamento significativo della lunghezza si ha dalla pronazione alla posizione neutra ($30,8 \pm 4,1$ e $31,4 \pm 3,8$ rispettivamente) e si comporta in modo simile nelle sue componenti distali e prossimali. (2) La porzione AB cambia di poco la lunghezza durante le rotazioni e la sua lunghezza massima viene raggiunta dalla pronazione alla posizione neutra (3) La DOB è quella che varia di meno di tutti i legamenti esaminati e cambia leggermente nel passare dalla posizione pronata a quella supinata (4)La corda dorsale obliqua accessoria diminuisce in lunghezza passando dalla pronazione alla supinazione	19
Interosseous membrane of forearm: An anatomical study of ligament attachment locations	2008 Noda K., Goto A.	Studio sperimentale	Definire tutti i legamenti della IOM e chiarire le loro inserzioni.	Studio su 30 avambracci da 15 cadaveri	(1)La CB è la parte più larga e spessa della IOM, è presente in tutti i preparati. Origina dalla cresta interossea del radio e si è porta sulla bordo interosseo dell'ulna. Ha una larghezza di $9,7 \pm 3\text{mm}$ e uno spessore di $1,3 \pm 0,2$ (2)L' AB (accessory band)è sullo stesso piano della CB è meno spessa (1mm) ed è presente nella metà dei preparati. (3) La DOB origina da 1/6 dalla testa ulnare e si porta sotto la testa del radio in continuità con il TFCC e risulta una stabilizzatrice e della DRUJ. Ha una larghezza di $4,4 \pm 1,1$ mm e uno spessore di $1,5 \pm 0,5\text{mm}$	20

					<p>(4) La corda obliqua prossimale è discontinua come presentazione e origina dalla parte antero-laterale del processo coronoideo dell'ulna e si porta sulla tuberosità radiale. La larghezza è di $3,7 \pm 1,6$ e lo spessore è $1,1 \pm 0,5$mm, sembra avere un ruolo nella stabilizzazione della supinazione.</p> <p>(5) La corda obliqua accessoria dorsale origina sotto l'abditore lungo del pollice, è presente nella metà dei preparati, ha una larghezza di $3,2 \pm 1$mm e uno spessore di $0,9 \pm 0,2$mm</p>	
The functional anatomy of forearm rotation	2009 Lees V.	Review	Comprendere l'anatomia e la biomeccanica dell'avambraccio in relazione alla chirurgia e alle implicazioni biomeccaniche rispetto alla rotazione e alla funzione di carico	36 articoli	<p>(1) La forza longitudinale passante per la testa radiale viene trasmessa all'ulna mediante la IOM</p> <p>(2)Le forze vengono trasmesse anche attraverso le componenti muscolari e dipendono dalla posizione in cui si trova l'avambraccio</p> <p>(3) Qualsiasi infortunio di una delle parti altera la biomeccanica in special modo la resezione della testa ulnare</p>	21
The quantification of the origin area of the deep forearm musculature on interosseous ligament	2008 Scwarzkopz R. Defrate L.	Studio sperimentale	Studiare e quantificare le inserzioni dei muscoli sul legamento interosseo	Studio eseguito su 11 cadaveri amputati a metà omero da 47 a 67 anni	<p>(1) Sono stati identificati 6 gruppi muscolari profondi originanti dalla IOM, (EI) estensore indice, (EPL) estensore lungo del pollice, (EPB) estensore breve del pollice, (APL) abditore lungo del pollice, (FPL) flessore lungo del pollice e (FDP) flessore profondo delle dita.</p> <p>(2) EPL e APL sono i muscoli che hanno l'origine più estesa sulla IOM rispettivamente 81% e 62% L'EPB origina per il 47% dalla IOM.</p> <p>(3) EI, FPL e FDP hanno un'origine più ossea rispettivamente di 33%, 31% e 33% sulla IOM</p> <p>(3) Le implicazioni che può dare questo studio sono che le conseguenze cliniche di una lesione</p>	22

					della IOM può dare una disfunzione dei muscoli profondi in special modo del EPL e APL	
The oblique cord in the forearm in man	2007 Tubbs R.S. O'Neil J.	Studio sperimentale	Studiare l'anatomia e la funzione della corda obliqua dell'avambraccio	Studio su 38 cadaveri età media 75 anni (range 55 a 84)	(1)La corda obliqua è stata ritrovata nel 52,6% dei cadaveri. Origina dall'aspetto distale della tuberosità ulnare all'inserzione del muscolo brachiale anteriore e si porta sulla tuberosità radiale. (2)In un quarto dei preparati risultava come inserzione condivisa con il muscolo di Gantzer. (3)La lunghezza varia da 2,4 a 4,2 cm (media 3,4 cm).La larghezza prossimale è di 9-10mm(media 9mm), in mezzo è di 5-9mm(media 7mm) e distalmente è di 2-6mm (media 4mm) (4)Si tende in supinazione e in neutro, anche se la sua funzione non è ben chiara anche se appare quasi insignificante per quanto riguarda la stabilità.	23
Contribution of the interosseous membrane to distal radioulnar joint constraint	2005 Watanabe H. Berger R.	Studio sperimentale	Valutare la lassità della radioulnare distale dopo resezione della IOM	Studio su 8 cadaveri 5 sinistri e 3 destri di età media 78 (range 72-79)	(1)La dislocazione dorsale del radio nella DRUJ può suggerire una lesione della IOM nella sua porzione distale. (2)La DIOM contrasta il dislocamento radiale nella DRUJ in tutte le posizioni della rotazione (3)La parte mediale della IOM contrasta la lassità del radio in tutte le posizioni eccetto che in pronazione	24
Bi-directional mechanical properties of the Human forearm interosseous ligament	2004 Stabile K. Pfaeffle J.	Studio sperimentale	Studiare le proprietà meccaniche delle fibre della IOL della IOM in senso longitudinale e trasversale .	Studio su 22 cadaveri di età tra i 48-88	(1) La resistenza longitudinale della IOL è maggiore di quella trasversale. (2)La IOL risulta quindi deputata al trasferimento del carico longitudinale rispetto alle forze di tipo trasversale.	25
Passive strain distribution in the interosseous ligament of forearm: implications for injury reconstruction	2004 Gabriel M. Pfaeffle J.	Studio sperimentale	Quantificare la tensione passiva della IOL durante le rotazioni attraverso il ROM	Studio su 10 cadaveri (range tra 36-75 anni)	(1)Le fibre distali della IOL sono molto più tese in pronazione rispetto alle prossimali. In rotazione neutra le fibre della IOL sono in tensione uniforme. In supinazione quelle distali sono più tese delle prossimali (2)In generale la tensione maggiore si è sviluppata in supinazione (3)In un'eventuale	26

					ricostruzione della IOL questa deve essere tensionata in supinazione dove la tensione è generalmente più alta.	
Does the orientation of the distal radioulnar joint influence the force in the joint in the tension of interosseous membrane	2004 Harrison J.W.K. Siddique I.	Studio sperimentale	Indagare l'effetto che possono avere le varie posizioni della radioulnare in termini sulla tensione della membrana interossea	Studio su 3 cadaveri	(1)La forza sulla IOM cresce con l'aumentare del carico sul polso, anche se aumenta di più con il polso in asse con l'avambraccio rispetto al polso in deviazione ulnare. (2)Inoltre la tensione della IOM è massima con l'avambraccio in rotazione neutra e diminuisce in pronazione e supinazione	27
Biochemical composition and histologic structure of the forearm interosseous membrane	2003 Mc Ginley J. Heller J.	Studio sperimentale	Determinare la struttura e la composizione della IOM	Studio su 12 avambracci di età media di 73,2 (range 60-86)	(1) Le fibre della IOM hanno un alto contenuto di collagene più marcatamente verso il centro e prossimalmente (90%) e ridotto di elastina (5-7%) disposte per la maggior parte lungo l'asse dell'avambraccio ma anche perpendicolarmente. Questa conformazione biochimica suggerisce una grossa resistenza di tensione al carico e deputata al trasferimento delle forze tra radio e ulna.	28
Change of strain distribution along the radius and ulna with loading and interosseous membrane section	2002 Kaufmann R. Kozin S.	Studio sperimentale	Identificare I cambiamenti di forza lungo l'ulna e il radio dopo la sezione della IOM	Studio su 4 cadaveri senza deformità anatomiche	(1)l'applicazione della forza assiale con IOM intatta produce un aumento di tensione nella faccia laterale del radio e della parte dorsale dell'ulna. Dopo la sezione della IOM aumenta la forza sull'aspetto laterale del radio e sul bordo ulnare dell' ulna (2) Quando una forza è applicata su un osso con una curvatura si crea una tensione nella parte convessa e una forza compressiva nella parte concava.	29
Interosseous membrane anatomy and functional mechanics	2001 Mc Ginley J. Kozin S.	Review Case Study	Identificare il ruolo della DIOM nelle situazioni patologiche con una review dell'anatomia funzionale e l'istologia	Revisione di 62 articoli	(1)La IOM è composta da una porzione centrale, una porzione membranosa distale e una prossimale (l'unica disposta trasversalmente e non obliquamente). La sua lunghezza media è di 10,5. Parte della componente distale e prossimale non è presente in tutti i soggetti	30

					<p>(2)La sua composizione è in collagene ed elastina a vantaggio percentuale della prima e nel neonato è più vascolarizzata rispetto all'adulto</p> <p>(3)Ha un ruolo nella stabilità longitudinale dell'avambraccio special modo la CB che assorbe il 71% del carico longitudinale dopo la resezione della testa radiale, inoltre il radio carica più distalmente e poi scarica sull'ulna, in caso di interruzione della IOM i valori distali e prossimali di carico di radio e ulna non variano.</p>	
The effects of partial and total interosseous membrane transaction on load sharing in the cadaver forearm	2001 Shepard M. Markolf K.	Studio sperimentale	Esaminare gli effetti della resezione della IOM sulla stabilità nel carico dell'avambraccio	Studio eseguito su 20 cadaveri di età compresa tra 56 e 81 anni senza artrosi o instabilità	<p>(1) Con il gomito in valgo l'ulna distale carica il 7% e la IOM il 4%, con il gomito varo l'ulna carica il 18% e la IOM il 51%</p> <p>(2)Con la IOM sezionata parzialmente i valori non cambiano significativamente</p> <p>(3)Con La IOM sezionata totalmente aumenta il carico sull'ulna distale e quella sul radio prossimale e può dare dolore ai pazienti nelle prese</p>	31
Mechanics of the antebrachial interosseous membrane: response to shearing forces	2001 Mc Ginley J. D'addressi L.	Studio sperimentale	Quantificare le proprietà meccaniche della IOM applicando una forza di taglio tra radio e ulna	Studio su 11 cadaveri di età media 74 anni (range 67-86)	<p>(1)Larghezza media IOM 46,5±5,1mm, spessore 1,82±0,42, lunghezza media 38,7±2,7 mm. La forza media prodotta dalle fibre è 1,101±191N. La forza massima pre-rottura era di 13,98±4,85 Mpa</p> <p>(2)La curva stress-strain ha 2 picchi di rottura: il primo è la banda accessoria, la seconda è la CB.</p> <p>(3)E' stato notato un incremento di spessore della IOM per ogni anno di età pari a 0,056 mm e un decremento della stiffness pari 4,78 MPa per anno di età.</p>	32
Anatomy and biomechanics of the interosseous membrane; its importance in the longitudinally stability of the forearm	2001 L.Poitevin	Studio sperimentale	Identificare l'anatomia della IOM, le strutture deputate alla stabilità e dare delle indicazioni cliniche su un'eventuale	Studio su 30 cadaveri	<p>(1) La IOM è una formazione quadrangolare estesa tra ulna e radio, ha 2 piani, uno anteriore e uno posteriore..le fibre del piano anteriore decorrono obliquamente dal bordo mediale del radio a quello mediale</p>	33

			riparazione chirurgica della membrana		dell'ulna. Le fibre del piano posteriore discendono obliquamente formando 2 corde distali e prossimale. (2) Con la sezione del radio la IOM riesce a mantenere la stabilità longitudinale. (3)La corda dorsale distale previene lo spostamento distale del radio mentre la corda obliqua prossimale non sembra indispensabile per questa funzione (4)Le fibre anteriori discendenti della IOM stabilizzano il radio nella sua migrazione prossimale.	
Mechanism of load in the cadaver forearm: Role of the interosseous membrane	2000 Markolf K. Dumbar A.	Studio sperimentale	Indagare sul ruolo della membrana interossea nel trasferimento del carico dal radio all'ulna in relazione alla posizione del gomito.	Studio su 19 cadaveri tra i 56 e 81 anni, 15 maschi e 5 femmine	(1)In un carico assiale a gomito valgo tutto il carico della DRUJ è distribuito sul radio e il ruolo della IOM è trascurabile e con la flessione o estensione del gomito non cambia (p<.05) (2)In un carico assiale con gomito varo e con polso esteso incrementa la forza sulla IOM del 11%(p<.05) mentre in varo e polso flesso diminuisce la forza sulla IOM del 17%(p<.05) . Con il gomito valgo non varia la forza della IOM	34
Forearm rotation alters interosseous ligament strain distribution	2000 Manson T. Pfaeffle J.	Studio sperimentale	Studiare il diverso comportamento delle componenti della IOL nelle rotazioni dell'avambraccio	Studio su 5 cadaveri di età compresa tra i 18 e i 65	(1) La rotazione influenza la tensione sulla IOL. (2)In neutro e in pronazione massima si ha la massima tensione nella parte prossimale della IOL. In supinazione si ha la massima tensione della parte distale della IOL.	35
Role of the interosseous forearm ligament:is it more than just longitudinal load transfer?	2000 Pfaeffle J. Fischer K.	Studio sperimentale	Misurare la forza vettoriale tridimensionale del carico sull'avambraccio e la sua rilevanza nei confronti della IOL	Studio eseguito su 14 cadaveri di età compresa tra i 45 e 70anni	(1) IL radio è il principale protagonista nello scaricare la forza dal polso al gomito e la IOL trasferisce il peso da radio all'ulna in direzione disto-prossimale (2) Il radio assorbe la forza di carico a livello distale mentre l'ulna lo fa a livello prossimale del gomito (3)La IOM esercita una forza longitudinale rispetto al radio e l'ulna ma anche trasversale per mantenerli uniti durante il carico	36
In vivo MR	1999	Studio	Studiare I	Studio sull'arto	(1)La parte tendinosa	37

studies of dynamic changes in the interosseous membrane of the forearm during rotation	Nakamura T. Yabe Y.	sperimentale in vivo	cambiamenti della IOM in vivo attraverso la risonanza magnetica	superiore destro di 20 volontari	della IOM rimane sostanzialmente stabile per quanto riguarda la lunghezza durante la prono-supinazione mentre la parte membranosa specie nella parte centrale della IOM si allunga. (2)La lunghezza della IOM appare massima in leggera supinazione in riferimento alla posizione neutra (3)Lo studio suggerisce che la parte tendinosa è necessaria per la stabilità mentre la componente membranosa assicura una minima stabilità durante le rotazioni e che processi patologici come delle contratture post-traumatiche possono dare dei limiti nelle rotazioni.	
Radioulnar load sharing in the forearm	1998 Markolf K. Lamey D.	Studio sperimentale	Determinare il carico sulle varie strutture dell'avambraccio e definire il ruolo della IOM in questo senso	Studio eseguito 10 cadaveri tra I 65 e 78 anni	(1) Con il gomito in valgo il carico sull'ulna distale non varia in qualsiasi grado di rotazione o di flessione del gomito. (2)Il carico sul radio prossimale è massimo con il gomito flesso a qualsiasi grado e il polso pronato (3)Con il gomito varo il carico distale ulnare diminuisce specie con il gomito in pronazione o supinazione per l'azione della IOM. (4)Se associata ad un accorciamento del radio, il carico, il carico distale dell'ulna cresce mentre diminuisce progressivamente quello prossimale per effetto della IOM	38
The interosseous membrane and its influence on the distal ulnar joint	1998 Gabl M. Zimmerman R.	Studio sperimentale	Definire l'anatomia e la biomeccanica della IOM nell'articolazione radioulnare distale	Studio su 45 cadaveri di età media 73 (range 69-82) amputati a livello del gomito	(1)La DIOM è stata ritrovata in tutti i preparati anatomici. Si inserisce a 34mm prossimalmente al radio e 22 mm distalmente. E' larga 8mm, lunga 31mm e spessa 0,6-1,3 mm. (2) Alcune fibre che originano a livello del radio si fondono con il periostio e a livello della DRUJ si fondono con la capsula articolare e il TFCC andando a confermare la teoria che la DIOM sia una stabilizzatrice accessoria della DRUJ.	39
The	1997	Studio	Dimostrare	Studio eseguito su 5	(1) Con la IOM intatta il	40

interosseous membrane affects load distribution in the forearm	Birkebeck D. Failla J.	sperimentale	come la IOM si comporta durante I carico nel trasferimento del peso dal radio all'ulna	cadaveri con proprietà scheletriche normali e con un fisiologico allineamento del tronco	carico prossimale sull'ulna è maggiore che su quello distale, mentre sul radio il carico distale è maggiore di quello prossimale (2) Con la IOM sezionata il carico si distribuisce unicamente lungo il radio e l'ulna mantenendo a livello prossimale gli stessi valori percentuali distali	
The interosseous membrane of forearms: Anatomy and function	1997 Skahen J. Palmer A.	Studio sperimentale	Lo scopo di questo studio è definire l'anatomia della IOM e il suo ruolo nella distribuzione del carico nell'avambraccio	Studio su 20 cadaveri , 10 arti superiori destri e 10 sinistri	(1)La lunghezza media della IOM nella sua inserzione radiale è di 10,6 cm (range 6-195) e quella ulnare è di 10,6 (range 8-13,5) (2)La CB è larga in media 1,1 cm (range 0,5-2,5) misurata perpendicolarmente e longitudinalmente è 2,7 cm(1,0-7,2). L'origine media è 7,7 cm dalla testa radiale (range 6,5-8,7) e 13,7 dall'olecrano(range 10,0-18,5). Le sue fibre origino dal radio con un angolo di 21°(range 11°-38°) (3)La banda accessoria non è sempre presente, quando c'è ha un orientamento simile alla CB (4)La banda prossimale accessoria non è sempre presente . La sua inserzione è 9,6 cm dall'olecrano (range 7,7-11,8) e a 7,7(range 6,7-8,7)dalla testa del radio. La sua larghezza è 0,4 cm (range 0,2-0,8) (5)In condizioni normali la tensione massima della IOM è in rotazione neutra, in caso di resezione della testa radiale cresce notevolmente specie in pronazione	41
Tensile properties of the interosseous membrane of human forearm	1996 Pfaeffle J.H. Tomaino M.	Studio sperimentale	Valutare le proprietà tensili della IOM	Studio di 18 cadaveri tra i 45 e 70 anni	(1)La CB ha una stiffness 13,1 ±3 N/mm per mm di spessore, un carico massimo di 56,6±15,1 N, energia assorbita prima della rottura 0,15±0,06 J per mm di spessore , massima forza in tensione 45.1±10,3 Mpa e può elongarsi prima della rottura del 9%±2% (2)La curva stress strain della CB indica un iniziale non lineare proporzionale per poi diventarlo al crescere	42

					delle forze per rompersi nella parte mediale della CB stessa con un comportamento simile ad un legamento	
The relationships of the interosseous membrane to the axis of the rotation of forearm	1994 Hollister A. Gellman H.	Studio Sperimentale	Lo scopo di questo studio è quello di localizzare l'asse dell'avambraccio e dimostrare la sua relazione con la IOM	Studio su 4 cadaveri	(1)L'asse dell'avambraccio decorre dal centro della testa radiale al centro della curvatura dell'ulna e terminando per lo stiloide ulnare (2)Le fibre distali della IOM si inseriscono sull'asse passante per l'ulna mentre prossimalmente si inseriscono dove l'asse va sul radio	43

Anatomia

Struttura macroscopica

La membrana interossea (IOM) è una struttura complessa formata da più elementi che si trova nella profondità dell'avambraccio collocata tra radio e ulna. Tutte le membrane interossee studiate hanno al loro interno una banda più larga e spessa denominata "central band" (CB) [1-10-18] al quale margine può estendersi una banda accessoria (AB), una porzione distale denominata in letteratura spesso come DIOM al cui interno può avere una componente più spessa [15], la banda distale obliqua (DOB) e una porzione prossimale che rispetto al resto della IOM può avere un decorso diverso, da laterale a mediale, costituita dalla corda obliqua prossimale e dalla corda obliqua dorsale accessoria [4]. Non tutti gli autori concordano tra l'altro che la corda obliqua dorsale possa far parte del sistema della IOM ma sia una struttura a se stante [5]. Esiste in letteratura una notevole variabilità riguardo alla denominazione di queste strutture che possono avere nomi diversi.

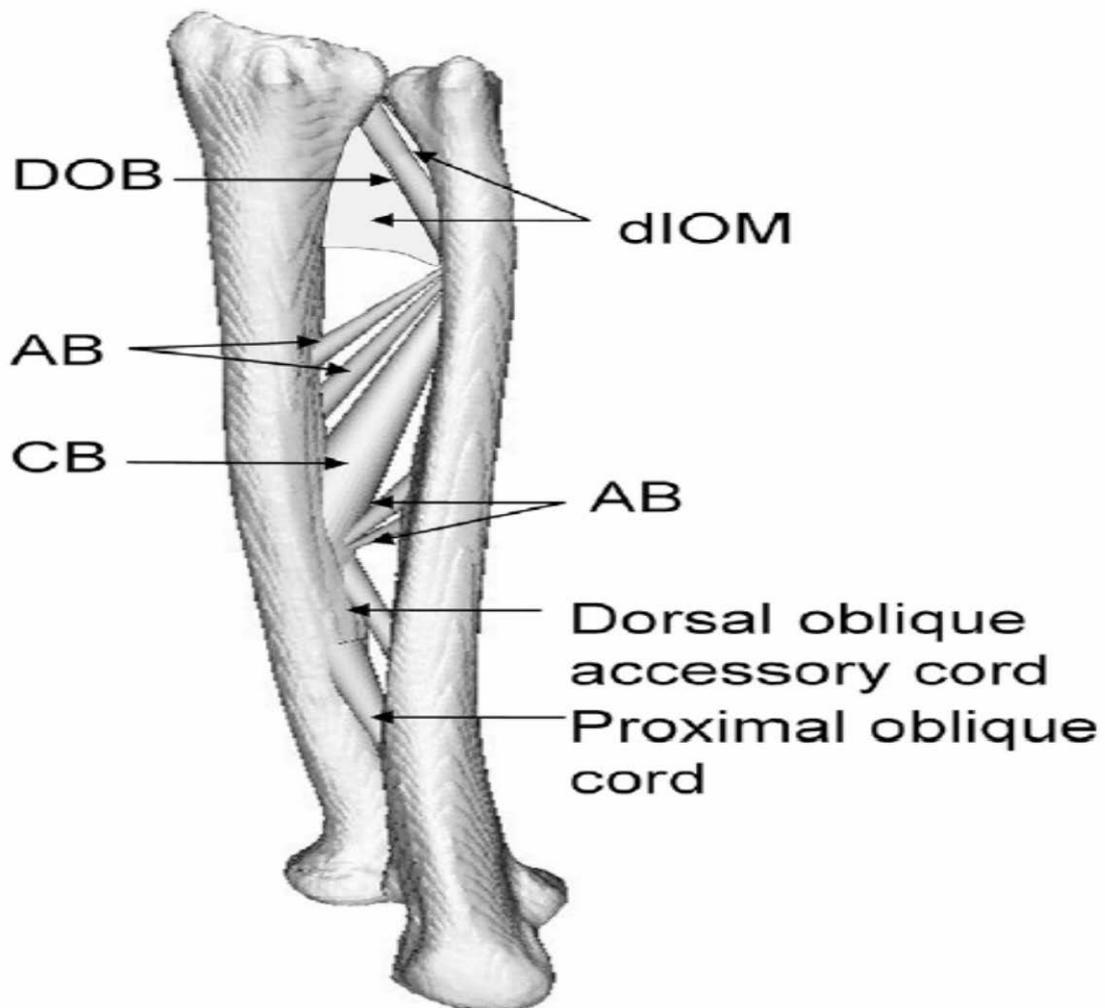


Fig 2 [*] Anatomia macroscopica della IOM

Rispetto all'asse dell'avambraccio (AOR) che passa per il centro della testa e collo radiale, spazio interosseo e poi per il centro della curva distale dell'ulna (quarto distale) per poi finire vicino allo stiloide ulnare (fovea ulnare), le fibre della IOM si inseriscono proprio sull'asse di rotazione prossimalmente a livello radiale e distalmente a livello ulnare in particolare modo a livello della DIOM e della CB e dei legamenti radio-ulnari.

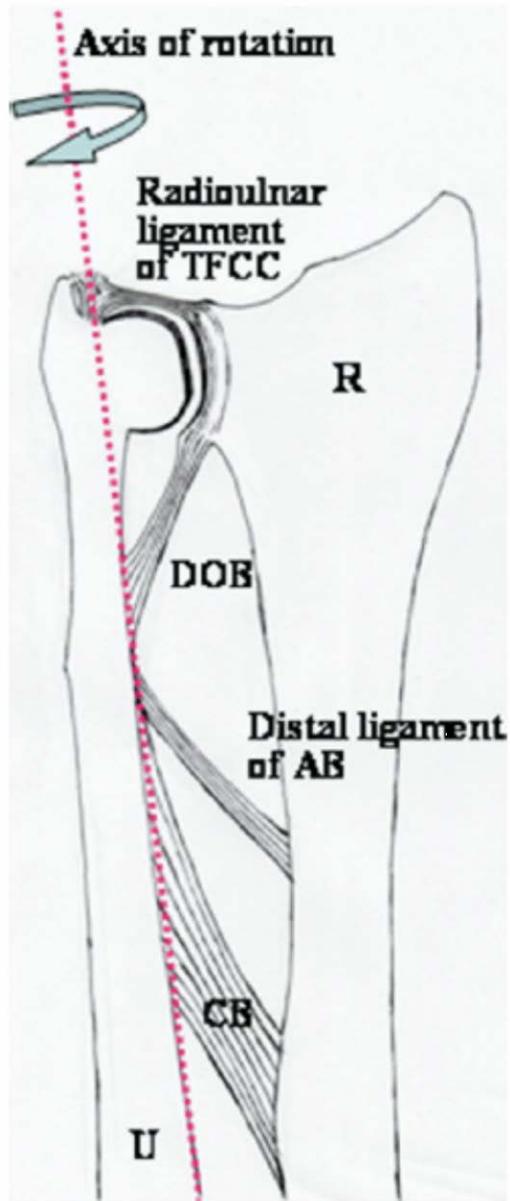


Fig.3 [29] Rapporti tra la IOM e l'asse della avambraccio (AOR) a livello distale.

Infatti CB, AB e DOB si inseriscono sul decorso dell'AOR mentre la corda obliqua prossimale e la corda dorsale obliqua accessoria sono fuori dal decorso dell'AOR. [7].

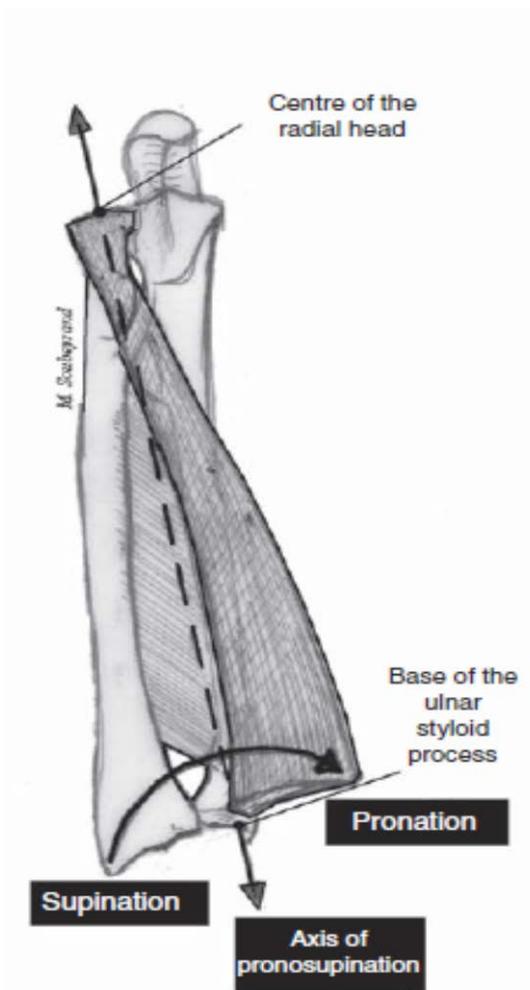


Fig. 4 [1] Rapporto tra le varie componenti della membrana interossea (IOM) e l'asse dell'avambraccio (AOR)

La central band (CB) è stata considerata spesso sinonimo della IOM in letteratura negli anni scorsi in quanto è considerata la componente funzionale e anatomica più importante di tutta la IOM sia in termine di spessore che di costanza di reperimento nei preparati anatomici [4]. Il nome “central band” o CB fu introdotto da Hotchkiss e colleghi ma si può trovare in letteratura come “*intermediate descending fiber*”; “*the cordlike portion*”; and” *the tendinous part*” oppure anche come legamento di Weitbrecht. [7]

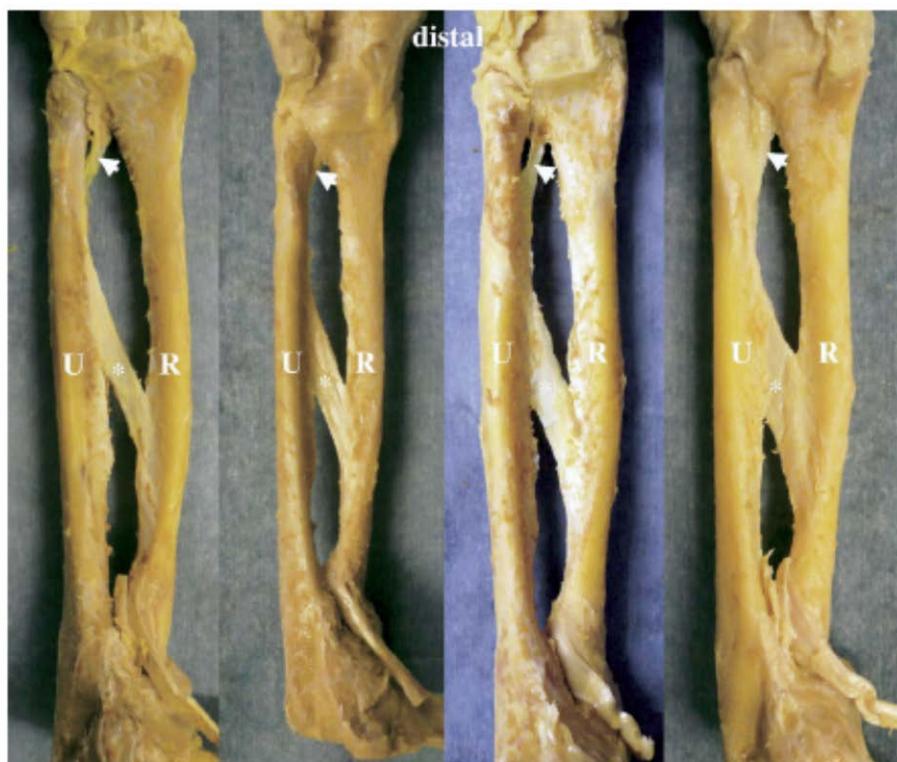


Fig. 5 [19] DOB e CB e relative variabili anatomiche nelle loro inserzioni; con l'asterisco è indicata la CB mentre con la freccia la DOB

E' presente in tutti gli studi esaminati [8] e si porta tra radio e ulna con un angolo di 21° (11° - 38°) rispetto all'asse longitudinale dell'ulna, angolo che come vedremo in seguito guida il vettore della biomeccanica delle sue funzioni [9]. Alcuni autori [10] secondo i loro studi anatomici ne indicano una variabilità meno ampia dell'angolo di inclinazione (21° - 28°). Si inserisce con un'area di impronta dorsale di 115 mm^2 e volare di 240 mm^2 a livello radiale [8]. A livello ulnare l'area di impronta è di rispettivamente 139 mm^2 dorsalmente e 131 mm^2 volarmente. [10]. Sempre secondo Leela [8] la CB ha un punto dove si inserisce solo volarmente che viene indicato nell'immagine come CBV.

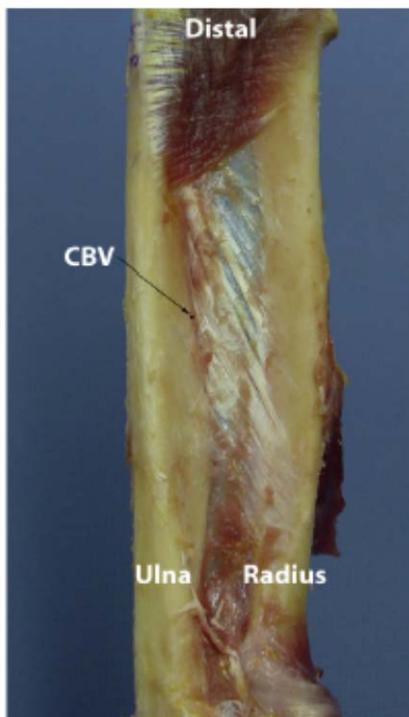


Fig. 6 [8] Rappresentazione della parte volare della CB in particolar modo della CBV

La porzione più ampia dell'impronta inserzionale in tutti gli studi esaminati è quella radiale rispetto a quella ulnare. Le fibre sulla parte volare del radio sono quelle più spesse. La CB origina quindi dalla cresta del radio e si porta sul bordo interosseo dell'ulna. La sua origine dista in media 7,7 cm (range 6,5-8,7 cm) distalmente dalla superficie articolare del radio prossimale. IL punto di inserzione ulnare è a 13,7 cm (range 10,0-18,5 cm)dall'apice dell'olecrano [8]. La sua larghezza media è di $9,7 \pm 3$ mm (range 4,4 – 16 mm) misurata perpendicolarmente alle sue fibre e uno spessore di $1,3 \pm 0,2$ mm (range, 1-1,6 mm). Altri studi [8] indicano la percentuale della lunghezza dell'osso considerato dove si inserisce la CB. La CB si inserisce al 42% rispetto alla parte distale dell'ulna e al 49% distale rispetto alla lunghezza del radio.

L'accessory band (AB) si trova distalmente alla CB ma corre nella stessa identica direzione. Sostanzialmente è una struttura discontinua e molto sottile (< 1 mm), separata anatomicamente dalla CB nella maggior parte dei casi, quando è presente è formata da due bande sottili più raramente da 2, 3 o 4 bande sottili. Secondo alcuni autori [8] L'AB si inserisce al 28% distale rispetto alla lunghezza dell'ulna e al 40% distale rispetto alla lunghezza del radio.

La parte più distale della IOM è **la DIOM** che si localizza distalmente tra ulna e radio sotto la regione del pronatore quadrato. A questo livello può esserci un piccolo foro dove scorre l'arteria interossea. A livello della parte distale della membrana interossea può essere presente una banda distale obliqua (DOB). La DIOM è presente in tutte le specie mentre la DOB è presente solo nel 40% degli individui [14-15].

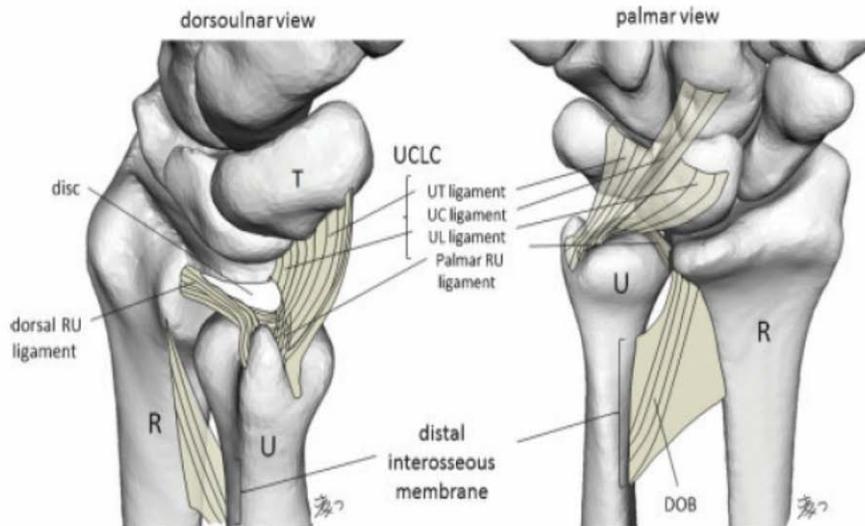


Fig. 7 [15] Anatomia della DIOM e della DOB

La **DIOM** si estende da 56 mm (range 43-70mm) dallo stiloide radiale a 59 mm (range 53-63 mm) dallo stiloide ulnare. A livello radiale origina dal 24% del radio rispetto alla sua lunghezza e al 23% della lunghezza dell'ulna partendo dallo stiloide ulnare. La sua lunghezza e larghezza possono variare negli individui e lo spessore va da 0,5mm a 0,3mm.[14-15] .

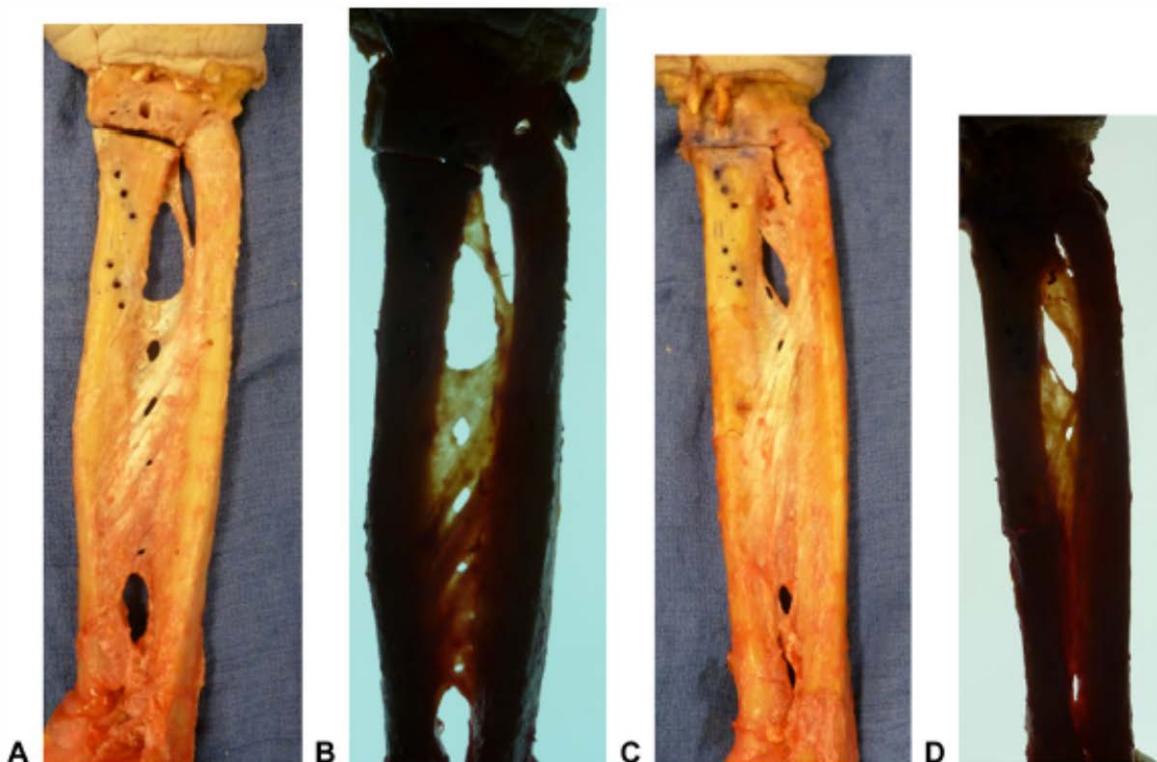


Fig. 8 [*] A,B;C;D: Variabili anatomiche e morfologiche della DOB/DIOM

Alcuni autori infatti danno valori diversi [16] indicano che la DIOM si inserisce a 34 mm prossimalmente rispetto allo stiloide ulnare e a 22 mm sempre prossimalmente al radio . **La DOB** origina approssimativamente ad un sesto distalmente dal collo dell'ulna (in prossimità dell'inserzione del pronatore quadrato) o a 54 mm in media (range 50-57 mm) per poi portarsi a

livello del radio sotto la testa in prossimità dell'articolazione radio-ulnare distale (DRUJ). In termini percentuali dista rispetto alle porzioni distali di ulna e radio rispettivamente al $15 \pm 2\%$ prossimalmente all'ulna e al $9,9 \pm 0,8\%$ prossimalmente al radio [15-17]. Anche in questo caso sono diverse le variabili anatomiche riscontrate dai vari autori.

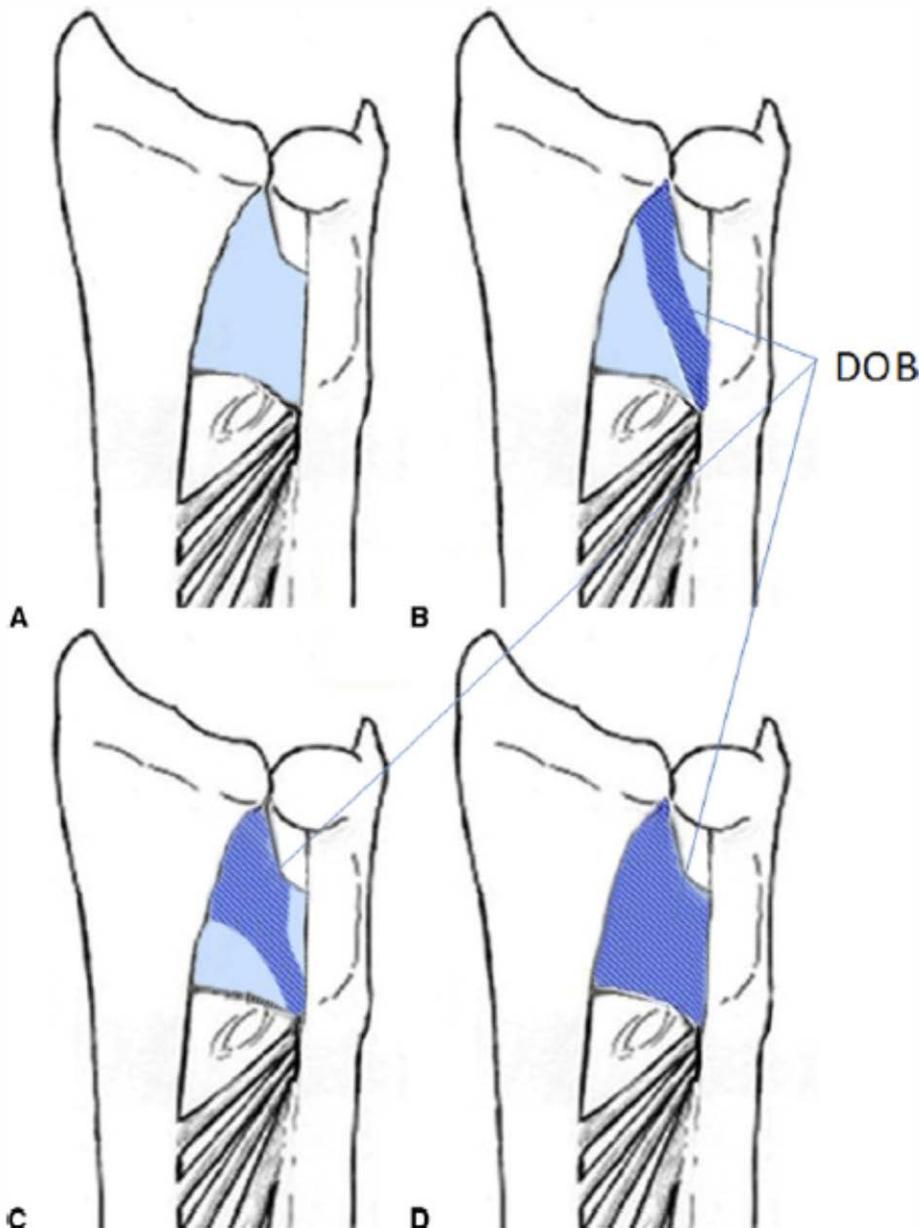


Fig. 9 [17] Variabili anatomiche della DIOM e della DOB.

Le fibre di questa formazione anatomica si portano in profondità nella DRUJ andando a formare un link con il TFCC e il legamenti radio-ulnari. La larghezza della DOB misura approssimativamente [18] $4,4, \text{ mm} \pm 1,1 \text{ mm}$ (range, 2-6 mm) e lo spessore va da $1,5 \pm 0,5 \text{ mm}$ (range 0,5-2,6). Numerosi studi indicano la discontinuità di questa formazione che in ogni caso può presentarsi anche come una corda separata all'interno della DIOM, un semplice ispessimento oppure visibile solo nella sua porzione prossimale, occupare tutta la sezione della DIOM o addirittura essere assente e non essere identificabile [19]. I soggetti in cui si registra la presenza di una DOB hanno una DIOM più spessa. [17]

La parte prossimale della IOM ha una struttura legamentosa e membranosa. La componente membranosa origina dal flessore profondo delle dita anteriormente mentre posteriormente dal supinatore. In questa porzione inoltre è presente uno spazio dove passa l'arteria interossea. La parte legamentosa della porzione prossimale della IOM è la corda obliqua prossimale ed è una formazione presente in tutti i preparati anatomici studiati [18]. **La corda obliqua prossimale** origina dall'aspetto antero-laterale del processo coronoideo e si porta distalmente sulla tuberosità radiale. La corda prossimale obliqua è adagiata sulla inserzione del tendine del bicipite a livello della tuberosità radiale. . La larghezza media di questa struttura è di $3,7 \text{ mm} \pm 1,6$ (range 1,5-8mm) e uno spessore che va da $1,1 \pm 0,5$ (range 0,4 – 2mm) secondo alcuni autori [18]. A livello percentuale la sua inserzione risulta del $80 \pm 2\%$ distalmente all'ulna e al $79\% \pm 2$ distalmente al radio. **La corda dorsale obliqua accessoria** è situata nella loggia posteriore dell'avambraccio , localizzata sotto l'inserzione del muscolo abduuttore lungo del pollice ed è presente in circa la metà (52,6 %) della popolazione esaminata [5]. Esistono in letteratura inoltre una miriade di termini per indicare questa formazione anatomica, la variabilità di questa situazione consta di questi termini: *“oblique radio-ulnar ligament, chorda obliquee antibrachii, proximal interosseous band, dorsal oblique accessory cord, proximal band of interosseous membrane, superior oblique ligament, oblique ligament proper, round ligament.”* Questo legamento origina dai 2/3 distali del collo ulnare prossimale e si porta sulla tuberosità radiale che corrisponde circa ad un quinto della sua lunghezza. La direzione delle fibre è opposta a quella della CB . Dista rispetto alla parte distale dell'ulna al $64 \pm 9\%$ e $62 \pm 3\%$ rispetto al radio [18] .Può essere presente e parzialmente inserito in prossimità del suo quinto distale il muscolo di Gantzer che rappresenta una porzione non sempre presente del flessore lungo del pollice [5]. La larghezza media è di $3,2 \pm 1 \text{ mm}$ (range 1,9-5mm) e uno spessore di $0,9 \pm 0,2 \text{ mm}$ (range 0,5-1mm) che non varia in maniera statisticamente significativa da distale a prossimale, mentre la lunghezza va dai 2,4 cm ai 4,2 con una media di 3,4 cm [18]. Non sono state trovate differenze significative sul lato o sul genere studiato per quanto riguarda tutte le caratteristiche di questa struttura. Per diversi autori questa struttura anatomica non fa parte della IOM ma viene considerata come a se stante (5)

TABLE 1. Attachment Locations of Interosseous Membrane Ligaments

CB	
Radial origin (distal end)	53 ± 4% (46–61%)
Ulnar insertion (distal end)	29 ± 4% (24–36%)
Radial origin (proximal end)	64 ± 5% (51–74%)
Ulnar insertion (proximal end)	44 ± 5% (34–52%)
Distal ligament of the accessory band	
Radial origin	37 ± 5% (32–46%)
Ulnar insertion	23 ± 3% (19–26%)
DOB	
Ulnar origin	15 ± 2% (13–21%)
Radial insertion	9.9 ± 0.8% (8.3–11%)
Proximal oblique cord	
Ulnar origin	80 ± 2% (76–83%)
Radial insertion	79 ± 2% (75–84%)
Dorsal oblique accessory cord	
Ulnar origin	64 ± 9% (52–83%)
Radial insertion	62 ± 3% (56–68%)

Tabella 1. [18] Inserzioni delle varie componenti della IOM su radio e ulna

Rapporti con le strutture ossee e muscolari

A livello della IOM e in special modo della CB sono numerosi i gruppi muscolari che ne prendono inserzione. L' EPL (estensore lungo del pollice) e l' APL (abductore lungo del pollice) sono quelli con la più larga inserzione a livello della IOM. L' EPL origina attraverso la CB per 81% (D.S. 12%), L' APL invece origina per il 62% dalla CB (D.S.18%).

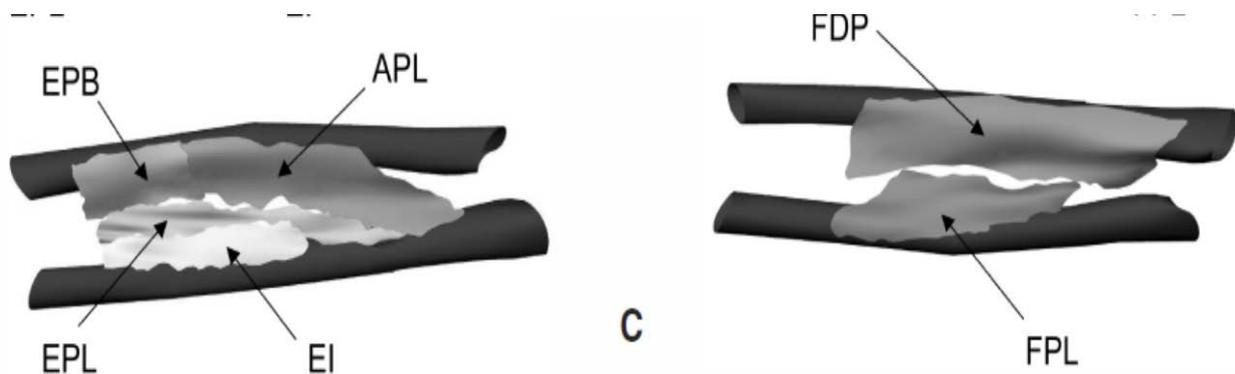


Fig. 10. [21] Inserzioni dei vari gruppi muscolari sulla IOM

I muscoli estensore dell'indice (EI), flessore profondo delle dita (FDP) e flessore lungo del pollice (FPL) originano in percentuale più dall'osso. L'EI origina per il 33% (D.S. 29%) dalla CB. L'FPL e

L'FDP originano rispettivamente 31%(D.S. 16%) e 33% (D.S. 18%) rispettivamente dalla CB [21].
L'estensore breve del pollice (EPB) ha un'inserzione a metà tra osso e CB circa di 47% (D.S. 18%).

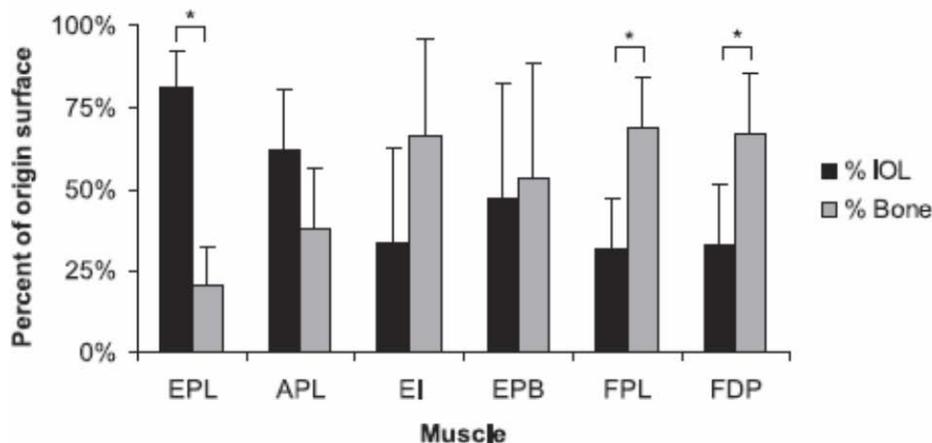


Tabella 2 [21] Percentuale rispetto all' osso e alla IOM dei principali muscoli presi in esame

A livello inserzionale tra tutti i gruppi muscolari e la IOM non sono state viste fibre di Sharpey ma solo una transizione di fibre muscolari striate per poi diventare tessuto connettivo denso a livello della IOM. Lo studio di Swarzkopz del 2008 è l'unico che mette in luce questi valori. [21]

Analisi istologica

Come visto in precedenza la IOM e in particolare la CB ha nella sua porzione mediale diverse fibre di diverso spessore che hanno una microstruttura diversa. L'analisi istologica fatta nello studio di McGinley de 2003 ha rivelato che all'interno dei cordoni fibrosi c'è una notevole componente di fibre collagene rispetto ad una ridotta componente di elastina disposte sempre in direzione della fibra stessa [22].

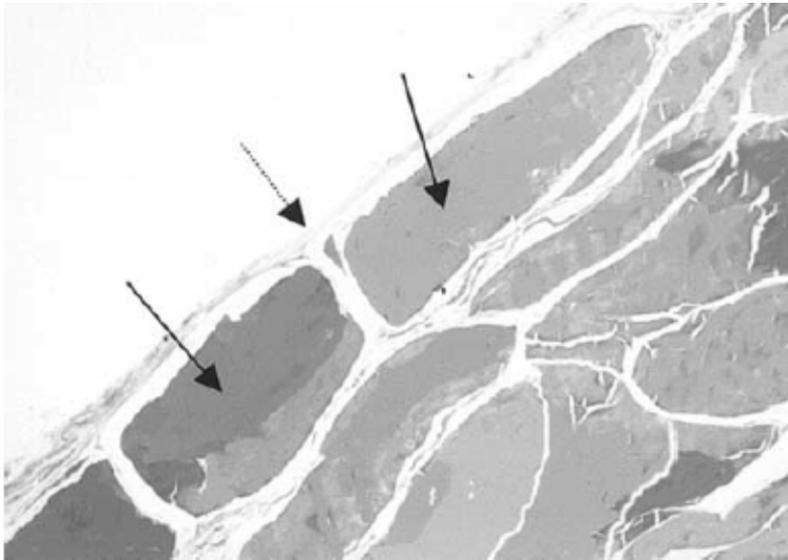


Fig. 11 [22] Disposizione delle fibre collagene (in grigio) rispetto all'elastina (bianca)

In questo studio sono state prese 5 componenti della IOM a diverse distanze da distale a prossimale che ha evidenziato una percentuale di collagene pari al $84,1\% \pm 7,8\%$ con un incremento dal distale verso il prossimale (vedi tabella allegata) (inserire tabella), mentre non ci sono differenze statisticamente significative (radiale $89,4\% \pm 14,5\%$, centrale $92,7\% \pm 12,0\%$ e ulnare $87,6\% \pm 11,8\%$) se si considera la porzione radiale o ulnare [22].

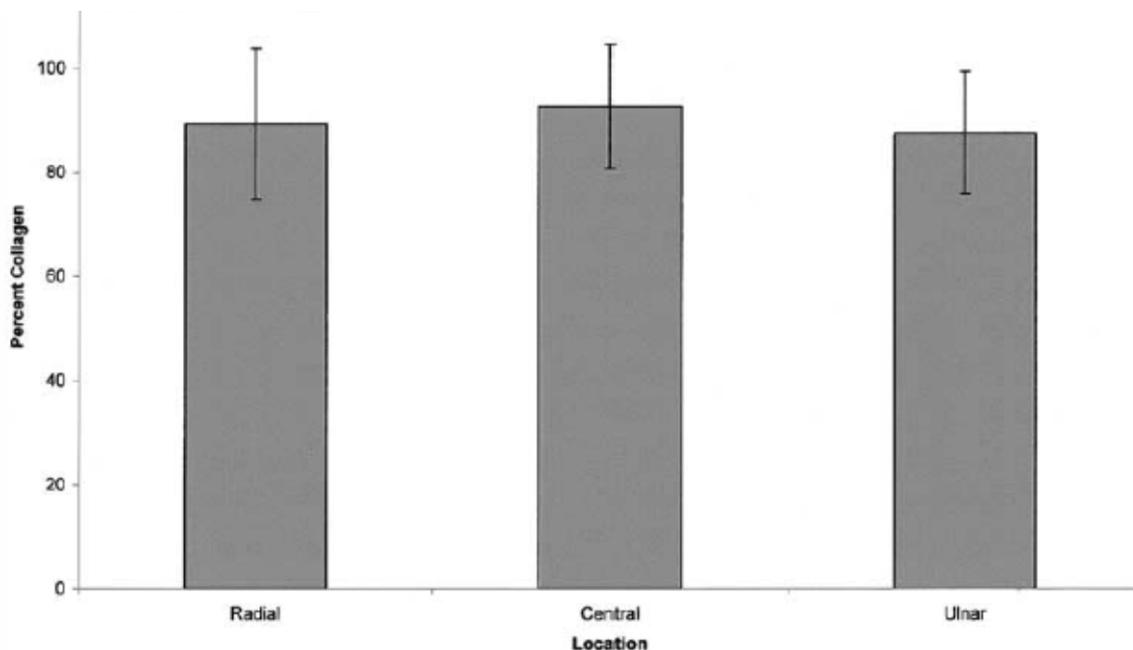


Tabella 3. [22] Variazione della percentuale di collagene rispetto alla componente ulnare o radiale

La quantità di elastina varia dal 5% al 7 % che la mette in comparazione con le strutture legamentose piuttosto che con quelle tendinee [22]

Fisiologia

Innervazione e vascolarizzazione della IOM

La scarsa vascolarizzazione della IOM è a carico della arteria interossea ricorrente e posteriore nella sua parte prossimale , mentre nella sua parte centrale è vascolarizzata da dei rami dell'arteria interossea anteriore. A livello distale prende vasi dall'arteria interossea anteriore (ramo posteriore) e qualche ramo è proveniente dall'arteria radiale. Il sangue refluo è raccolto dalle vene interossee e in parte dalle vene ulnari [23]. Per quanto riguarda l'innervazione, la IOM è scarsamente innervata tuttavia in prossimità dei muscoli profondi flessore lungo del pollice è innervata dal nervo interosseo anteriore che è una branca del nervo mediano per quanto riguarda la sua porzione volare mentre la porzione dorsale prende innervazione dal ramo interosseo posteriore.

Proprietà meccaniche della IOM

La parte più studiata da questo punto di vista è sicuramente la CB . Nello studio di Pfaffle [24] indica una stiffness di $13,1 \pm 3,0$ N/mm per mm di larghezza, un carico massimale di $56,6 \pm 15,1$ N per mm di larghezza, una capacità di assorbimento dell'energia di $0,15 \pm 0,06$ J per mm di larghezza e allungamento massimo di $5,4 \pm 1,5$ mm. Sempre la CB ha mostrato un modulo di forza di $608,1 \pm 160,2$ MPa e un allungamento pre- rottura del $9 \pm 2\%$. . Uno studio di Xian Y. [10] indica valori leggermente diversi con un carico pre-rottura di $1021,50 \pm 250,13$ N, una stiffness di $138,25$ N/m $\pm 24,29$ N/m, e una lunghezza massima di $9,77$ mm $\pm 1,77$ mm.

La curva stress-strain della CB indica chiaramente un comportamento simile a quello legamentoso con un andamento non lineare nelle prime fasi per poi diventarlo quando la tensione a cui è sottoposta aumenta. L'alta variabilità di questi dati rispetto alle capacità meccaniche della IOM e in particolare della CB è data dal fatto che esistono numerose variabili anatomiche sia per quanto riguarda lo spessore che la larghezza che ne modificano quindi le proprietà meccaniche.

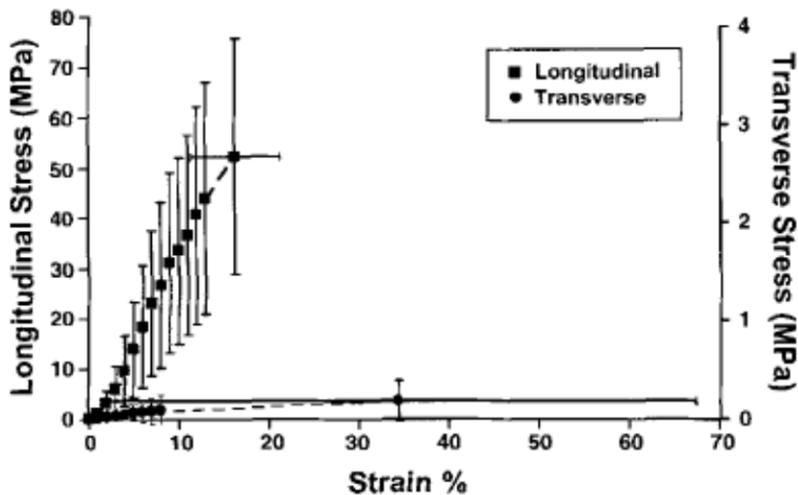


Tabella 4 [25] Curve stress-strain delle componenti longitudinali e trasversali

Uno studio di KJ Stabile ha confrontato la resistenza longitudinale della CB rispetto a quella trasversale mostrando che il carico alla rottura della CB in senso longitudinale era di $120,2 \pm 51,5$ N rispetto ai $0,82 \pm 0,68$ N ($p < 0,005$). Questo evidenzia la maggiore resistenza della CB in senso longitudinale e quindi allude al suo significato fisiologico. Anche la comparazione delle curve stress-strain mostrano differenze in quanto la componente trasversale si allunga di più ma cede a forze molto più basse. (25)

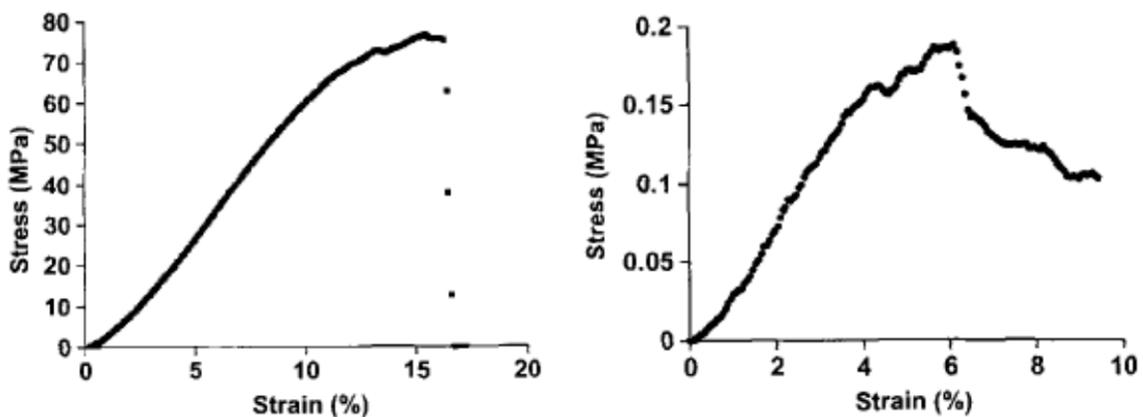


Tabella 5 [25] Curve stress-strain delle componenti longitudinali e trasversali

Uno studio di McGinley [26] indica che la curva stress-strain della porzione centrale della IOL o CB sia di tipo bifasico e starebbe ad indicare la rottura iniziale della AB al valore di $4,98 \pm 1,85$ Mpa con un modulo elastico pari a $93,67 \pm 26,54$ Mpa. Il secondo picco inoltre starebbe ad indicare la rottura completa della IOL con una forza pari a $13,98 \pm 4,85$ MPa e con un modulo elastico pari a $135,29 \pm 41,57$ MPa.

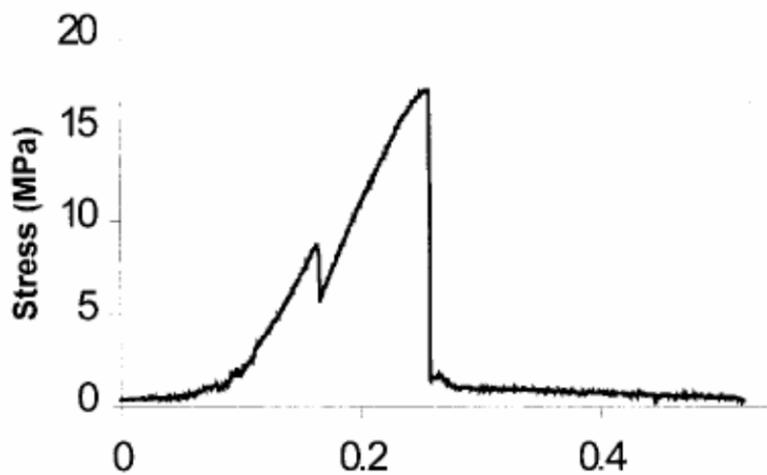


Tabella 6 [26] Curva stress-strain della central band e accessory band

Inoltre sempre McGinley dimostra come il modulo elastico della IOL si modifichi con l'età, con un decremento di 4,78 mPA per anno di età in questo studio a partire da 67 anni. Stessa cosa era già stata evidenziata per quanto riguarda lo spessore con una perdita di 0,056 mm per anno di età [26]

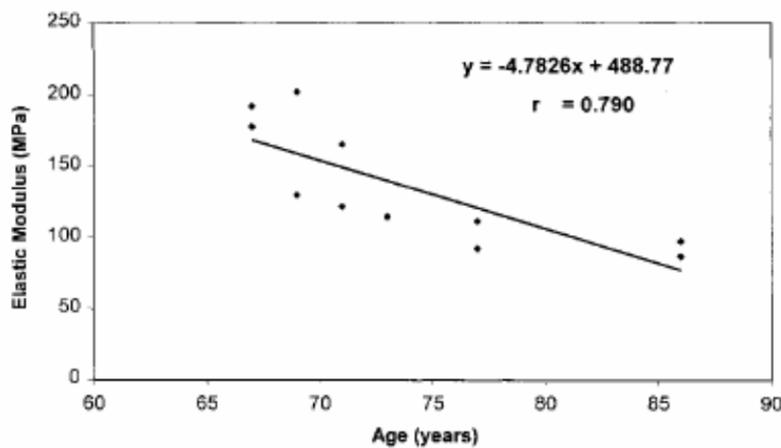


Tabella 7 [26] Rappresentazione grafica dell'andamento della perdita delle caratteristiche elastiche rispetto all'età

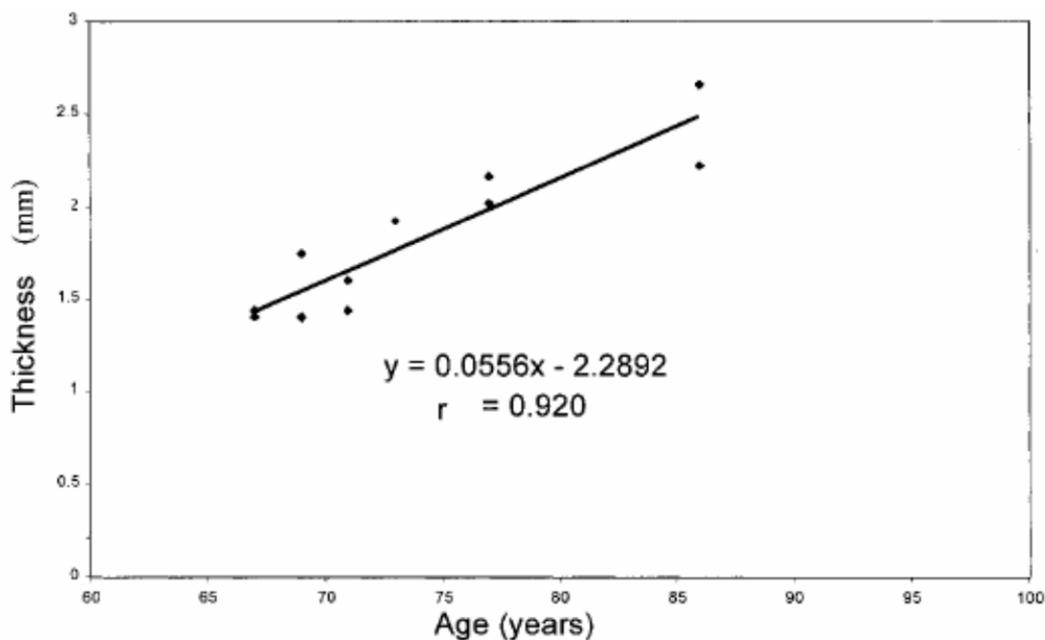


Tabella 8 [26] Rappresentazione grafica dell'andamento dello spessore della CB in relazione all'età

Biomeccanica

Cambiamenti nella lunghezza e di tensione della IOM durante i movimenti dell'avambraccio

Gli studi riguardo la misurazione del cambiamento di lunghezza delle varie componenti della IOM è sempre quasi stato condotto su preparati anatomici di cadaveri perché dal vivo non sono sempre stati ottenuti risultati attendibili, ma che tendevano a sottostimare suddetti cambiamenti.

La porzione mediale della CB durante la prono-supinazione ha mostrato piccoli cambiamenti, in pronazione, neutro e supinazione ha mostrato valori di lunghezza pari a $30,8 \pm 4,1$, $31,4 \pm 3,8$, $31,5 \pm 4,1$ mm [29]. Statisticamente significativo è solo il passaggio da posizione prona a neutra dove l'incremento della lunghezza ha un valore di 0,7 ($p < 0,01$), dato confermato anche dagli studi di Leela del 2015 [8]. La porzione distale e prossimale della CB hanno avuto la stessa tendenza della porzione media. Uno studio di Manson del 2000 [27] indica invece come la CB nella sua porzione prossimale sia più tesa in neutro ma che in supinazione si tenda di più la porzione distale mentre in pronazione le lunghezze possano essere comparabili.

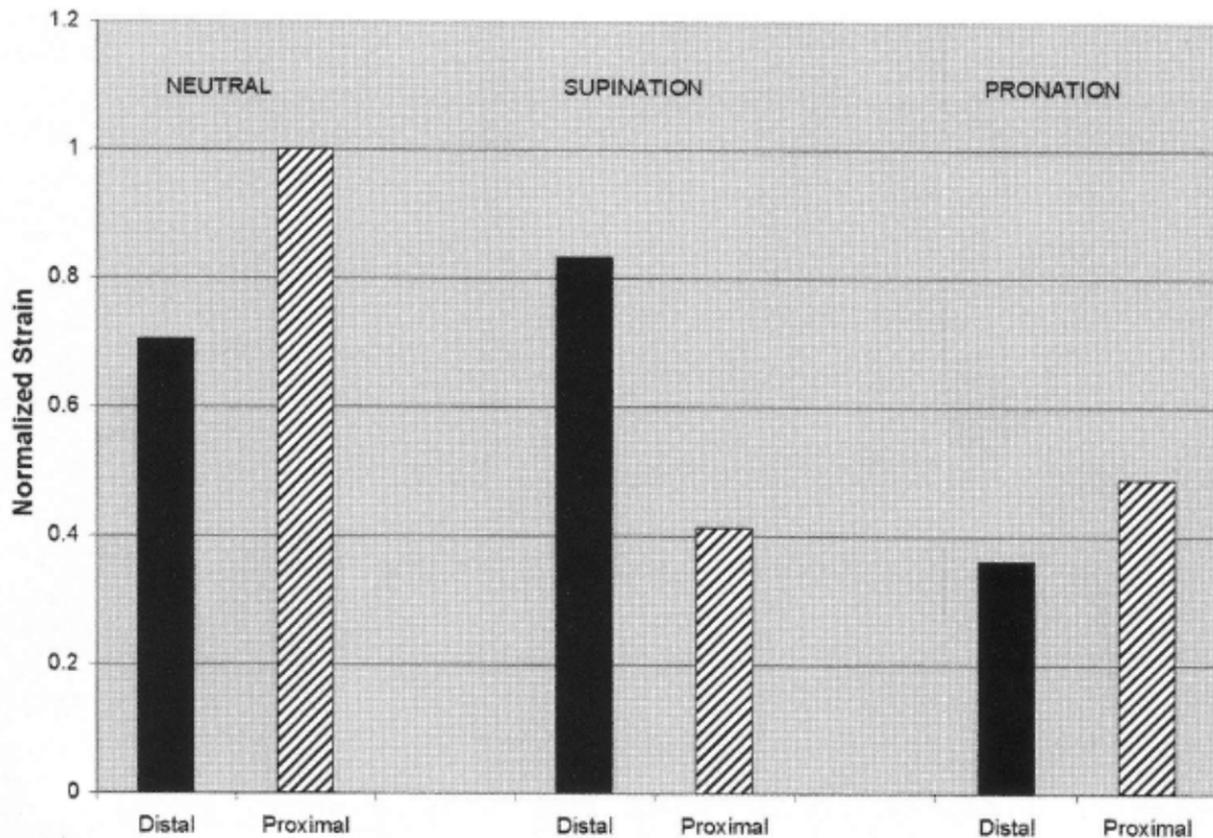


Tabella 9 . [27] Modificazioni della parte prossimale e distale della CB in relazione alle differenti posizioni dell'avambraccio

Leela (2015) indica come non ci siano variazioni di rilievo della CB rispetto alle posizioni di rotazione dell'avambraccio in presenza di movimento del polso mentre se il polso è fermo in posizione neutra conferma la lunghezza massima della CB appunto in rotazione neutra di avambraccio.

TABLE 2. Maximum CB Length (mm) Based on the Anatomically Digitized Points During the Experiment Immediately Adjacent to the Bone Apex Dorsally (Central Bone Dorsal) and Volarly (Central Band Volar)

Forearm Position	Dorsal Surface				Volar Surface			
	Neutral Wrist Position	Wrist Flexion-Extension Motion	Wrist Radioulnar Deviation Motion	Wrist Dart-Throwing Motion	Neutral Wrist Position	Wrist Flexion-Extension Motion	Wrist Radioulnar Deviation Motion	Wrist Dart-Throwing Motion
Neutral	33.3 (10.9)	33.6 (10.8)	33.4 (10.8)	33.6 (10.6)	34.4 (11.8)	34.7 (11.7)	34.5 (11.7)	34.8 (11.6)
Supination	32.5 (10.7)	32.8 (11.1)	32.7 (11.1)	32.8 (11.1)	33.9 (11.7)	34.3 (12.0)	34.2 (12.0)	34.3 (12.0)
Pronation	33.2 (11.2)	33.5 (11.1)	33.3 (11.2)	33.3 (11.1)	34.6 (11.6)	34.8 (11.5)	34.6 (11.5)	34.7 (11.4)

The maximum was found during the 3 wrist motions (flexion-extension, radioulnar deviation, and dart throwing) at the static neutral wrist position, and with the forearm in either neutral forearm rotation, in 60° of supination, or in 60° of pronation. Standard deviation shown in parentheses.

Tabella 10.[8] Modificazioni della lunghezza della CB rispetto alle rotazioni dell'avambraccio e della posizione del polso rispetto alla sua inserzione volare o dorsale.

Gabriel in un suo studio del 2003 indica come la deformazione della CB non sia omogenea indicando come in supinazione si maggiore che in pronazione e che in supinazione si tendano più le

fibre distali della IOM e lasse quelle prossimali, e che in posizione neutra le fibre abbiano una tensione omogenea [28]

Table 1. Average Strain in the IOL in the Distal, Central, and Proximal Fibers at Forearm Pronation, Neutral Rotation, and Supination (n = 9)

	Distal	Central	Proximal
Pronation	-4.4 (5.7)*	-3.5 (4.2)	-2.6 (3.6)*
Neutral	0.5 (2.3)	0.6 (1.7)	0.8 (1.4)
Supination	6.0 (1.4)†	4.5 (1.4)	3.1 (1.9)†

NOTE. Negative values indicate the amount of slackness in the IOL, not compressive strains. Forearm rotation position changes always resulted in significant differences ($p < .05$) in strain for all fiber groups. Values are given as mean (SD) of percent elongation.

*Significantly different strains in pronation ($p < .05$).
†Significantly different strains in supination ($p < .05$).

Tabella 11.[28] La deformazione della CB nelle sue porzioni sistali, centrali e prossimali in posizione neutra, supinazione e pronazione

Anche l'accessory band (AB) ha piccoli cambiamenti di lunghezza, infatti i valori rispettivamente in pronazione, neutro e supinazione sono di $20,5 \pm 2,8$, $22,5 \pm 3,0$ e $22,6 \pm 3,3$ con un cambiamento dalla pronazione al neutro pari a 2,1mm ($p < ,005$).

La DOB ha un cambiamento passando sempre dalla posizione di pronazione, neutro e supinazione con valori di $25,9 \pm 3,0$, $26,0 \pm 3,4$ e $25,4 \pm 3,1$, ($p < ,01$). La differenza tra pronazione e neutro era di 0,6m evidenziando che tra tutte le componenti la DOB è quella che varia di meno andando a suffragare l'ipotesi che sia uno stabilizzatore isometrico della DRUJ.

La corda obliqua prossimale è tra quelle che cambiano di più passando dalla posizione pronata, neutra e supinata con valori rispettivamente di $30,6 \pm 5,4$, $26,5 \pm 4,7$ e $26,4 \pm 4,2$ con una differenza massima di 4,2 ($p < ,0001$).

La corda obliqua dorsale accessoria ha una variazione massima di 4,7 mm passando dalla posizione prona a quella neutra. I suoi valore sono rispettivamente $29,2 \pm 4,7$, $28,2 \pm 4,6$ e $24,5 \pm 3,8$. La lunghezza varia significativamente dalla posizione prona a quella neutra ($p < ,05$) e dalla neutra a quella supinata ($p < ,0001$).

Sostanzialmente le porzioni distali della IOM che sono poste sull'asse di rotazione dell'avambraccio non hanno sostanziali cambiamenti di lunghezza mentre le porzioni prossimali che non hanno un impronta comune con l'asse di rotazione hanno cambiamenti significativi della lunghezza. Le porzioni distali sembrerebbero comportarsi da stabilizzatori isometrici dell'avambraccio mentre le corde prossimali hanno un ruolo nella limitazione della pronazione massima.(19)

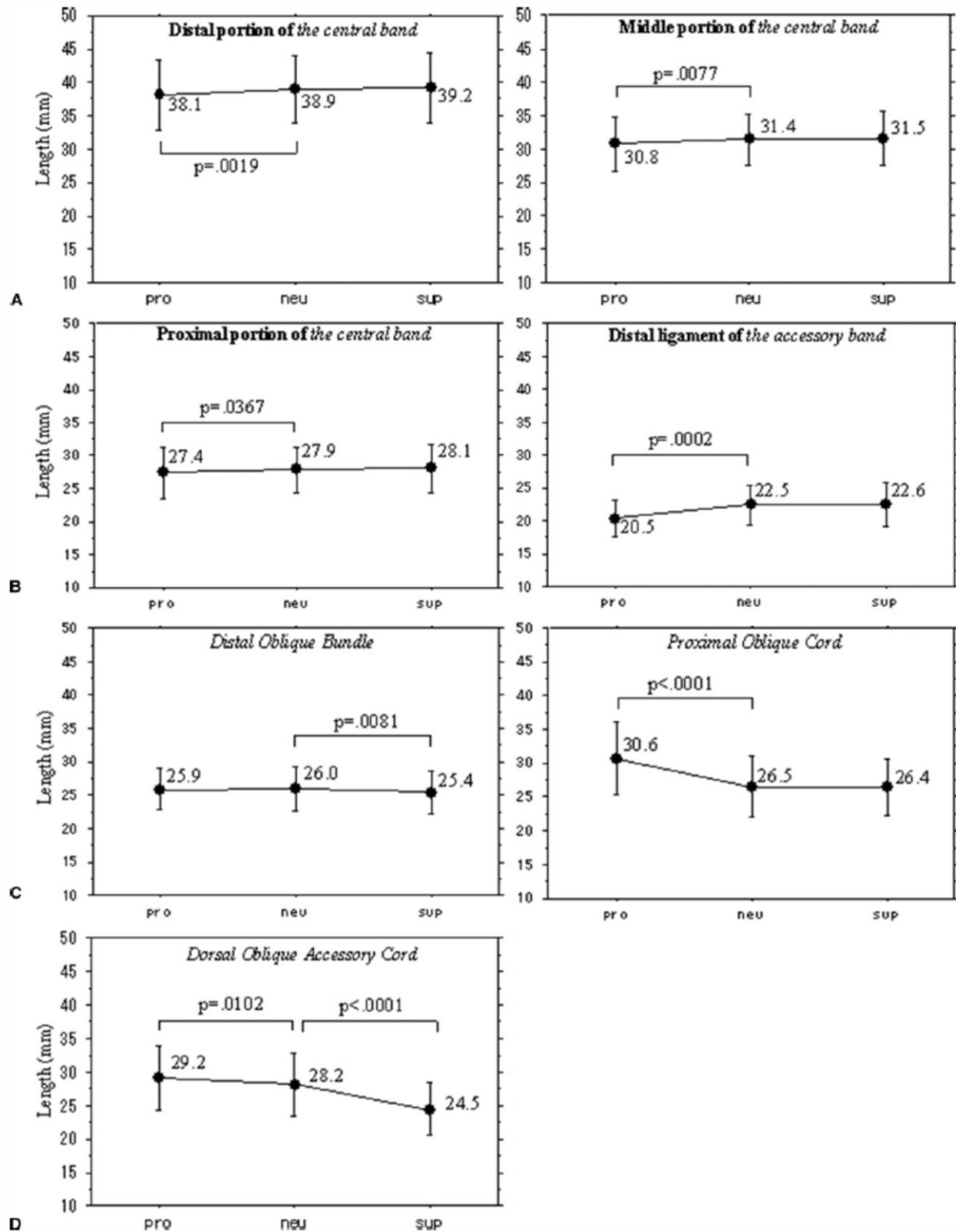


Tabella 12 [29] Rappresentazione grafica delle varie componenti della IOM in relazione con la lunghezza e la posizione

Ruolo delle diverse componenti nel trasferimento del carico dell'avambraccio

Il radio è il protagonista principale nel trasferimento del carico a livello dell'avambraccio ma la IOM partecipa al trasferimento del carico del radio sull'ulna [20]. A livello della DIOM si ha una trasmissione del carico che dipende dalla posizione in cui si trova il polso e il gomito. Con il gomito flesso a 45° e valgo e il polso in posizione neutra il carico va sull'ulna in maniera minore rispetto ad avere un polso atteggiato in pronazione o supinazione e il carico viene distribuito principalmente attraverso il radio. Sembrerebbe che la posizione del gomito in flesso-estensione non influenzi il carico sul radio [30].

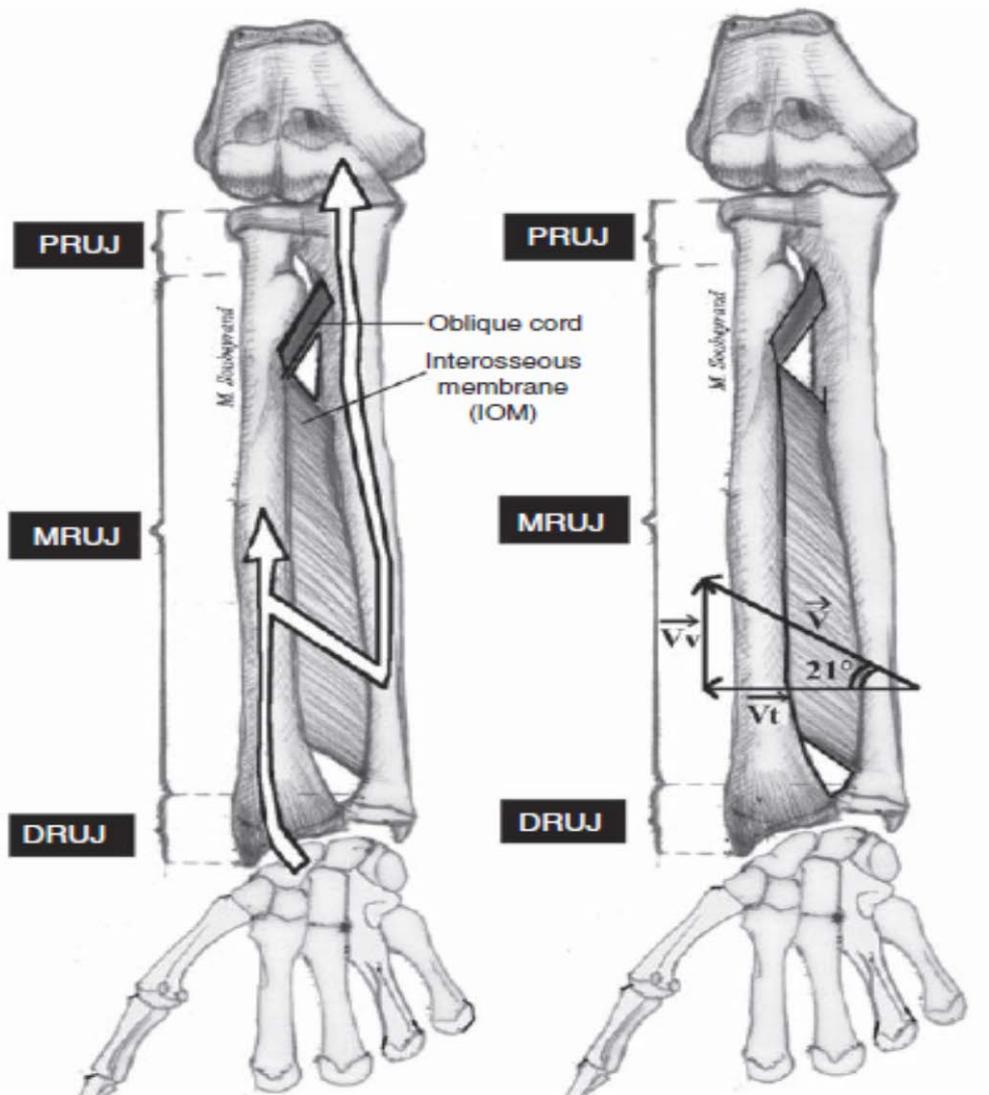


Fig. 12 [1] Rappresentazione schematica della funzione della IOM nel trasferimento del carico.

Uno studio di Malone [11-31] ha evidenziato come la posizione di flesso-estensione del gomito durante il carico non sia determinante nei confronti dello sviluppo di tensione della IOL a parte quando il gomito si trova in estensione e l'avambraccio completamente pronato. Con il gomito varo il peso viene distribuito maggiormente sull'ulna prossimale e distale indipendentemente dalla posizione del polso. Shephar et al. [32] in un suo studio ha confermato come l'allineamento del gomito in varo/valgo invece possa influenzare il carico su radio, ulna ma soprattutto sulla IOM. Infatti ha dimostrato che con il gomito valgo (contatto massimo capitello-radio) e il polso in

posizione neutra il carico distale sull'ulna era solo del 4% e quello della IOM del 4%. A gomito varo (distanza capitello-radio era di 1,97mm) la forza sull'ulna distale era del 28% e della IOM del 51%. Dopo una sezione parziale della IOM non si sono visti cambiamenti significativi se non nella percentuale di carico dell'ulna distale. Quando invece la IOM è stata sezionata interamente si è avuto un aumento del carico distale ulnare sia con il polso deviato ulnarmente a 20° (65%) che a 40° (73%) rispetto alla posizione neutra (47%).(31). In una condizione dove la IOM risulti intatta il radio tenderebbe tra l'altro secondo uno studio di Kaufmann del 2000 a creare un momento di forza di tipo tensivo nella sua parte convessa e compressivo nella sua parte concava, andando a generare un'ulteriore tensione a livello della IOM e in particolare della CB [33]. Sempre in questo studio è messo in evidenza il fatto che una IOM sezionata andrebbe a creare una flessione maggiore sia di radio che di ulna confermando indirettamente il suo ruolo nella scomposizione e ripartizione del carico. [33]

	Wrist position	Distal Ulna % Axial Load (S.D.)	IOM % Axial Load (S.D.)
Valgus IOM Intact	20° Radial Dev.	8 (9)	1.2 (16.1)
	Neutral	7 (26)	4 (11)
	20° Ulnar Dev.	10 (7)	4 (12)
	40° Ulnar Dev.	16+ (11)	0.3 (14)
Varus IOM Intact	20° Radial Dev.	24 (17)	42 (28)
	Neutral	28 (16)	51 (26)
	20° Ulnar Dev.	35 (20)	47 (26)
	40° Ulnar Dev.	48+ (19)	38+ (26)
Varus Total IOM Excision	20° Radial Dev.	44* (20)	
	Neutral	47* (20)	
	20° Ulnar Dev.	65*+ (28)	
	40° Ulnar Dev.	73*+ (30)	

Tabella 13. [33] Riassunto delle percentuali di carico in di ulna distale e IOM in base alla posizione di avambraccio e polso

Sono stati condotti numerosi studi su questo argomento tra i quali quello di Birkbeck (1997) che è andato a valutare il carico distale e prossimale di radio e ulna prima e dopo la sezione della IOM in supinazione, pronazione e neutro [34].

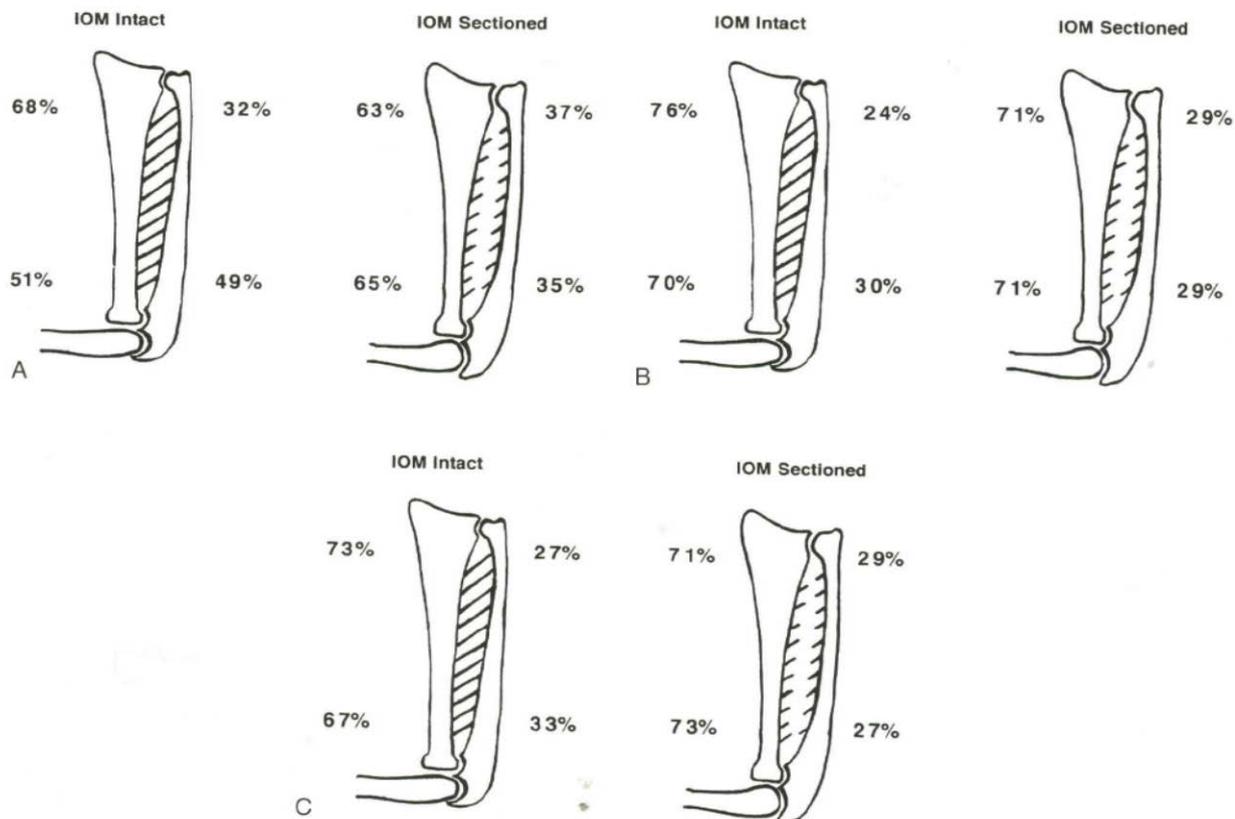


Fig. 13 [34] Il carico medio di radio ulna e IOM con l'avambraccio supinato (A) , l'avambraccio in neutro (B) e pronato (C).

I valori di questo studio sono stati i seguenti: con l'avambraccio supinato i valori in % del carico applicato distali di radio e ulna erano di 68% e 32% mentre quelli prossimali di 51% e 49% del carico totale. Nella stessa posizione con la IOM completamente sezionata i valori seguendo l'ordine precedente erano di 63% e 37% distalmente e 65% e 35% prossimalmente.

Con l'avambraccio in posizione neutra e IOM intatta i valori distali erano di 76% e 24% e prossimali di 70% e 30%, con la IOM sezionata invece i valori distali e prossimali erano entrambi di 71% e 29%.

Con l'avambraccio in posizione pronata e la IOM intatta i valori distali erano di 73% e 27% mentre quelli prossimali di 67% e 33%. Dopo la sezione della IOM i valori distali erano di 71% e 29% e prossimali di 73% e 27%. [34]. Da questo lavoro sembrerebbe chiaro che la funzione della IOM nel trasferimento del carico sia soprattutto con l'avambraccio in supinazione e che sia inferiore con l'avambraccio pronato.

A livello del polso, uno studio di Harrison [35] ha dimostrato che sotto carico la IOM risulta più tesa in deviazione ulnare e più ridotta in deviazione radiale o neutro. Conferma inoltre che la massima tensione della IOM si ha nella posizione neutra rispetto alla supinazione o pronazione. Marcolf K. ha ribadito in uno studio del 2000 le percentuali di carico della IOM con gomito varo/valgo e inoltre ha messo in correlazione il carico con la flessione/estensione e la deviazione radiale e ulnare di polso[30].

Table 1. Effects of Elbow Flexion on Radioulnar Load Sharing With Varus and Valgus Elbow Alignments

<i>Elbow Position</i>	<i>Distal Ulna (%)</i>	<i>IOM (%)</i>
90°		
Varus*	19.1 (10.5)	53.8 (17.6)
Valgus†	6.7 (6.3)	-2.5 (10.4)
45°		
Varus‡	20.8 (12.6)	52.3 (20.3)
Valgus§	3.6 (3.7)	-1.4 (11.3)
0°		
Varus¶	20.7 (11.7)	45.6 (24.9)
Valgus	5.6 (4.7)	-2.2 (17.8)

IOM, interosseous membrane.

* vs †, ‡ vs §, and ¶ vs || are significantly different ($p < .05$).

*, ‡, ¶ and †, §, || are not significantly different from one another.

Tabella 14.[30] Effetti prodotti dalla flessione-estensione di gomito sul carico nelle diverse strutture

Egli ha dimostrato che con il gomito varo e il polso a 25° di estensione si ha il massimo carico sulla IOM

Table 2. Effects of Wrist Flexion-Extension on Radioulnar Load Sharing With Varus and Valgus Elbow Alignments

<i>Wrist Position</i>	<i>Distal Ulna (%)</i>	<i>IOM (%)</i>
Varus		
25° extension	19.2 (14.7)	65.2 (19.0)*
Neutral	19.1 (10.7)	53.8 (17.6)
40° flexion	9.6 (8.8)*	36.9 (16.6)*
Valgus		
25° extension	6.0 (5.8)	3.8 (18.0)
Neutral	6.7 (6.3)	-2.5 (10.4)
40° flexion	-0.3 (2.8)*	-4.7 (9.5)

IOM, interosseous membrane.

* Significantly different from neutral ($p < .05$).

Tabella 15.[30] Effetti della flessione-estensione di polso sul carico nelle diverse strutture

Altra considerazione è stata fatta sul fatto che sempre in varo e in posizione neutra di polso o leggermente in deviazione ulnare si ha il massimo carico percentuale sulla IOM

Table 3. Effects of Wrist Radioulnar Deviation on Radioulnar Load Sharing With Varus and Valgus Elbow Alignments

<i>Wrist Position</i>	<i>Distal Ulna (%)</i>	<i>IOM (%)</i>
Varus		
20° radial deviation	15.5 (10.3)	46.8 (22.5)
Neutral	19.1 (10.5)	53.8 (17.6)
20° ulnar deviation	26.2 (13.5)	57.0 (17.8)
40° ulnar deviation	48.1 (18.8)*	44.7 (20.5)
Valgus		
20° radial deviation	3.8 (5.5)	-2.9 (9.9)
Neutral	6.7 (6.3)	-2.5 (10.4)
20° ulnar deviation	7.1 (5.1)	-2.6 (8.7)
40° ulnar deviation	17.8 (8.8)*	0.5 (9.3)

IOM, interosseous membrane.

* Significantly different from neutral ($p < .05$).

Tabella 16.[30] Effetti della deviazione ulnare e radiale di polso sul carico nelle diverse strutture

In uno studio del 2016 Orbay mette in evidenza come parallelamente al forza longitudinale prodotta durante il trasferimento del carico longitudinale ne sia presente un'altra di tipo trasversale trasmessa dalla IOM a livello del radio prossimale [11].

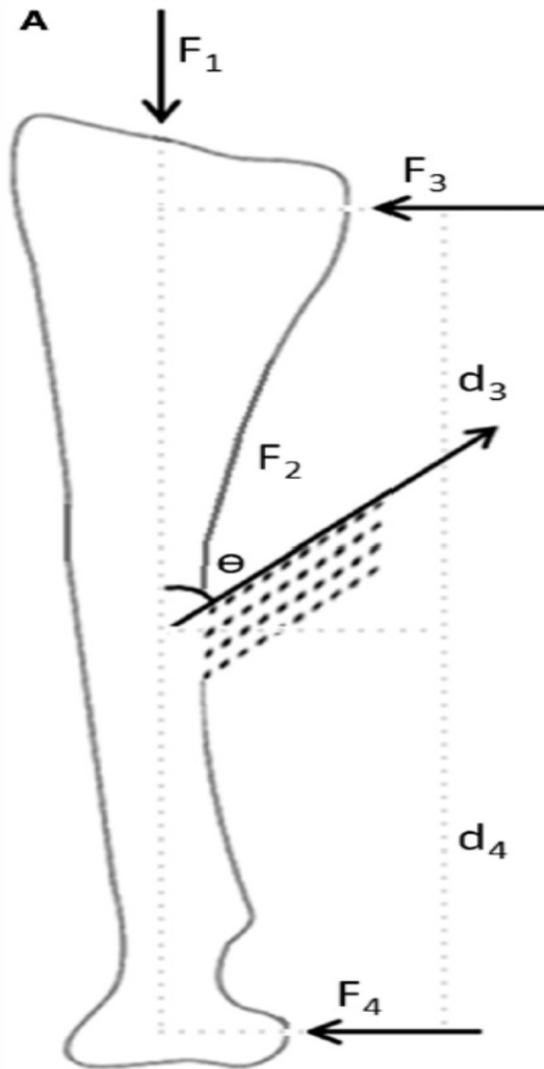


Fig. 14 [11] Rappresentazione vettoriale delle forze agenti sul radio. F_1 = forza assiale sul radio. F_2 =forza trasversa applicata dalla CB in relazione al centro di massa. F_3 = forza laterale applicata sulla DRUJ. F_4 =forza laterale applicata sulla PRUJ. D_3 = distanza tra F_2 e F_3 . D_4 = distanza tra F_2 e F_4

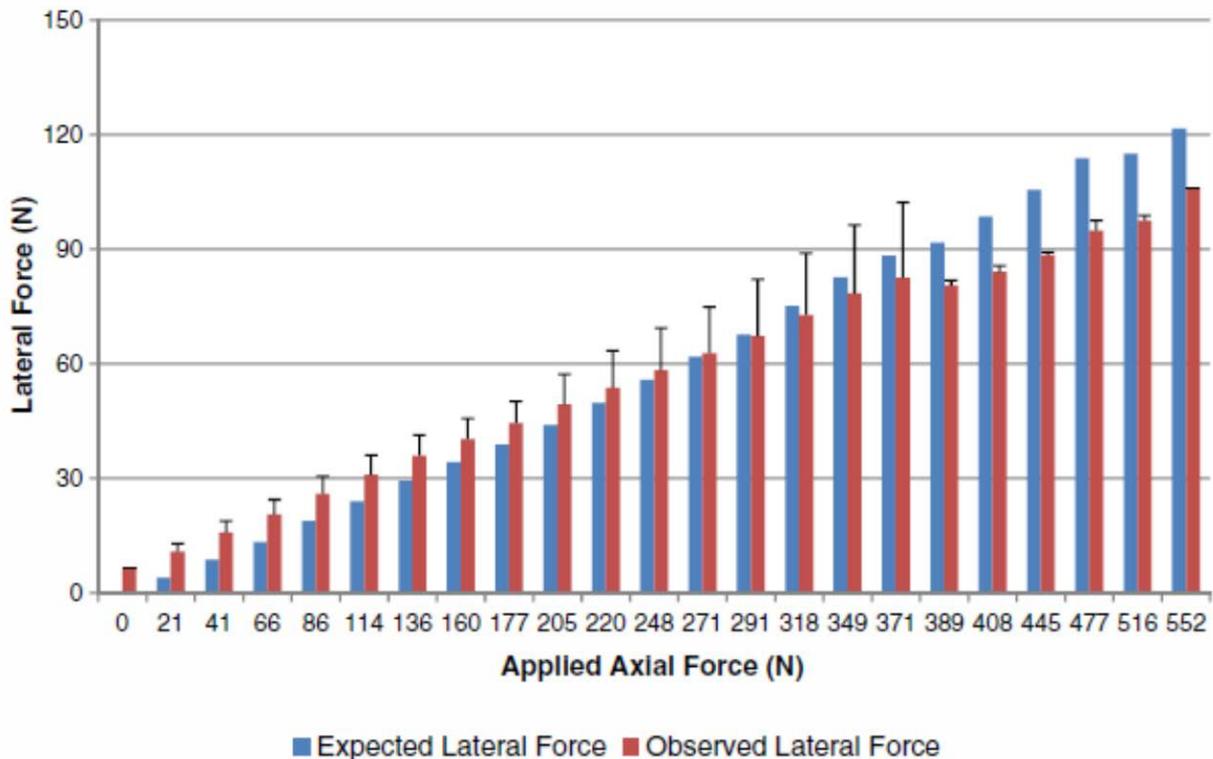


Tabella 17 [11]. Rapporto tra la forza assiale e quella trasversa in base al carico

La forza in questione secondo questo studio sembra sia uguale al 18% della forza totale trasmessa a livello longitudinale. Questa forza prodotta poi sarebbe neutralizzata dalla capacità di stabilizzazione trasversale della IOM di cui si parlerà di seguito. In uno studio di Malone [13] sembrerebbe che la maggior forza trasmessa sia a carico della PRUJ quando l'avambraccio si trovi tra la posizione neutra e i 30° di supinazione, mentre a livello della DRUJ è massima quando è tra i 30 e 60 di supinazione. Sempre in questo studio Malone ha suddiviso funzionalmente la CB in tre porzioni (mediale, distale e prossimale) nelle quali ha osservato che la componente mediale sotto carico sviluppa molta più tensione con l'avambraccio in posizione neutra, mentre le componenti distali e prossimali variano la tensione passando da neutro a supinato. Tutte e tre le porzioni aumentano la tensione all'aumentare del carico.

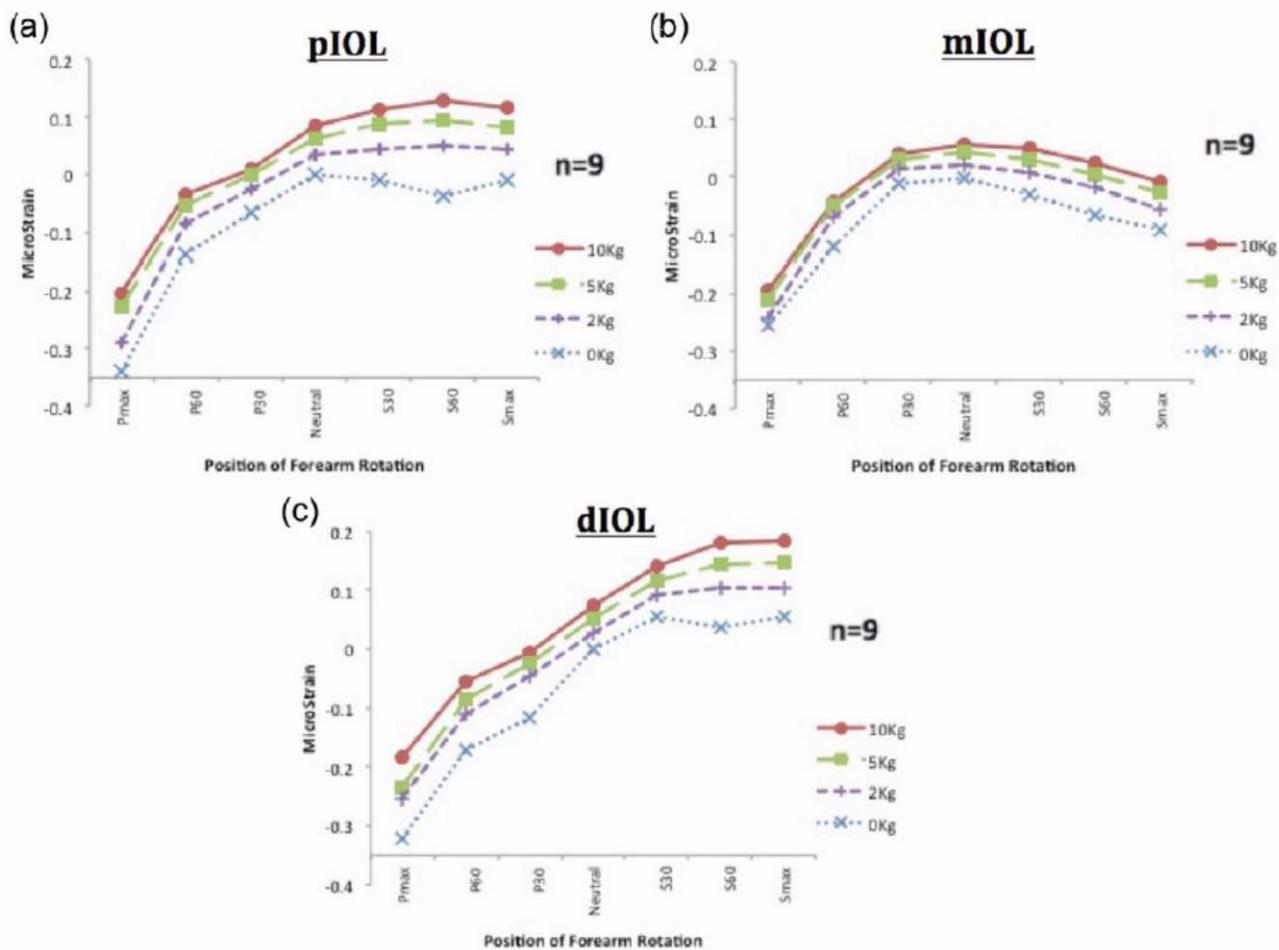


Tabella 18. [31] Rapporto tra tensione carico e rotazione dell'avambraccio tra (a) la porzione prossimale della IOL, la porzione media (b) e la porzione distale (d).

Ruolo delle diverse componenti della IOM nella stabilità articolare distale e prossimale dell'avambraccio

La IOM stabilizza l'avambraccio in special modo radio e ulna sia dal punto di vista longitudinale ma anche trasversale. Sono diverse le strutture che concorrono alla stabilità dell'avambraccio e tra queste ci sono il pronatore quadrato, i legamenti ulno-carpali, l'estensore ulnare del carpo, legamenti radio-ulnari dorsali e palmari, la IOM, la forma anatomica della testa radiale, la capsula articolare della DRUJ, . Sopra tutte queste strutture in relazione all'importanza riguardo la stabilità dell DRUJ c'è sicuramente il complesso fibrocartilagineo triangolare [35-36]. Mentre la IOM è la seconda in ordine di importanza. La DIOM stabilizza infatti la DRUJ specie nel dislocamento dorsale del radio rispetto a quello palmare. Uno studio di Kitamura [19] indica come la presenza della DOB può influenzare la stabilità della DRUJ o quantomeno limitarne la lassità. La lassità media infatti è stata nei soggetti con la DOB presente nelle posizioni di neutro, pronazione e supinazione rispettivamente di $14,8 \pm 4,4$ mm, $11,9 \pm 5,2$ mm e $13,3 \pm 4,5$ mm. . Nelle rispettive

posizioni i soggetti senza la presenza anatomica della DOB hanno mostrato i seguenti valori $18,8 \pm 5,4$ mm, $14,3 \pm 4,1$ mm e $16,0 \pm 4,1$ mm. La differenza di lassità risultava così significativa dal punto di vista statistico quando l'avambraccio si trova in posizione neutra. Morimoto in uno studio del 2012 [17] indica come la scarsa significatività statistica dei cambiamenti di tensione della DIOM e DOB a livello della DRUJ possa far pensare che questa sia uno stabilizzatore isometrico del polso.

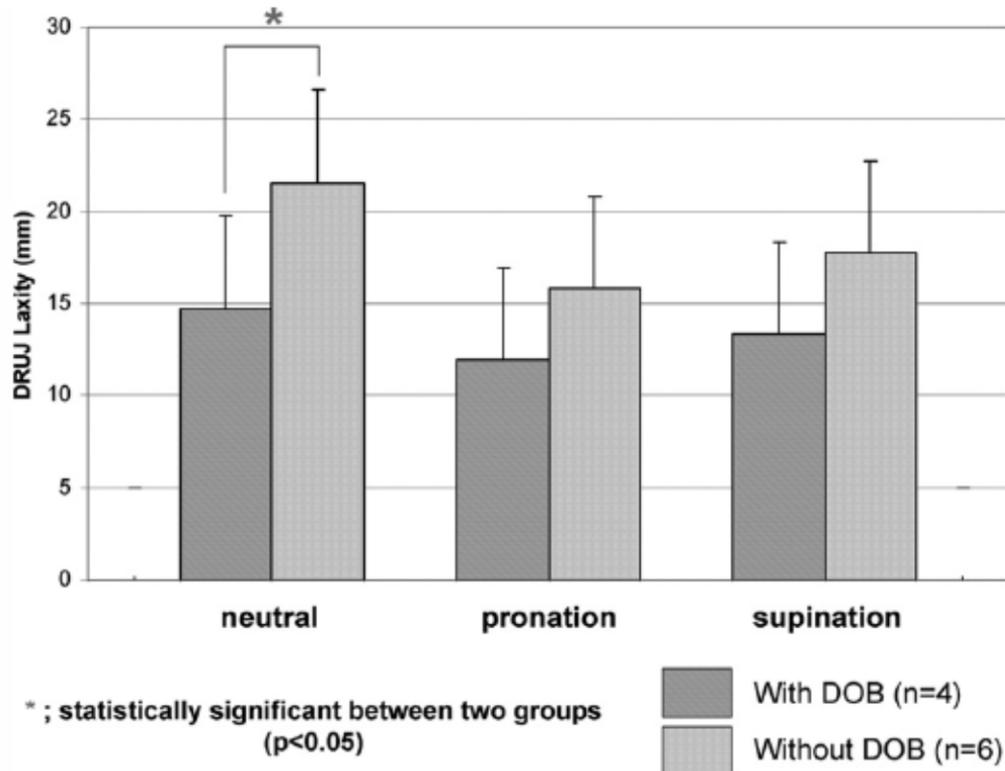


Tabella 19 [19]. Lassità della DRUJ in relazione alla rotazione dell'avambraccio e alla presenza della DIOM

Watanabe ha dimostrato nel suo studio inoltre che la sezione distale della IOM influisce molto di più della sezione prossimale sulla stabilità radiale sia volare che dorsale. La pronazione dell'avambraccio con la parte distale della IOM sezionata sembrerebbe favorire la dislocazione e instabilità volare del radio mentre la supinazione favorirebbe la dislocazione dorsale. [37]

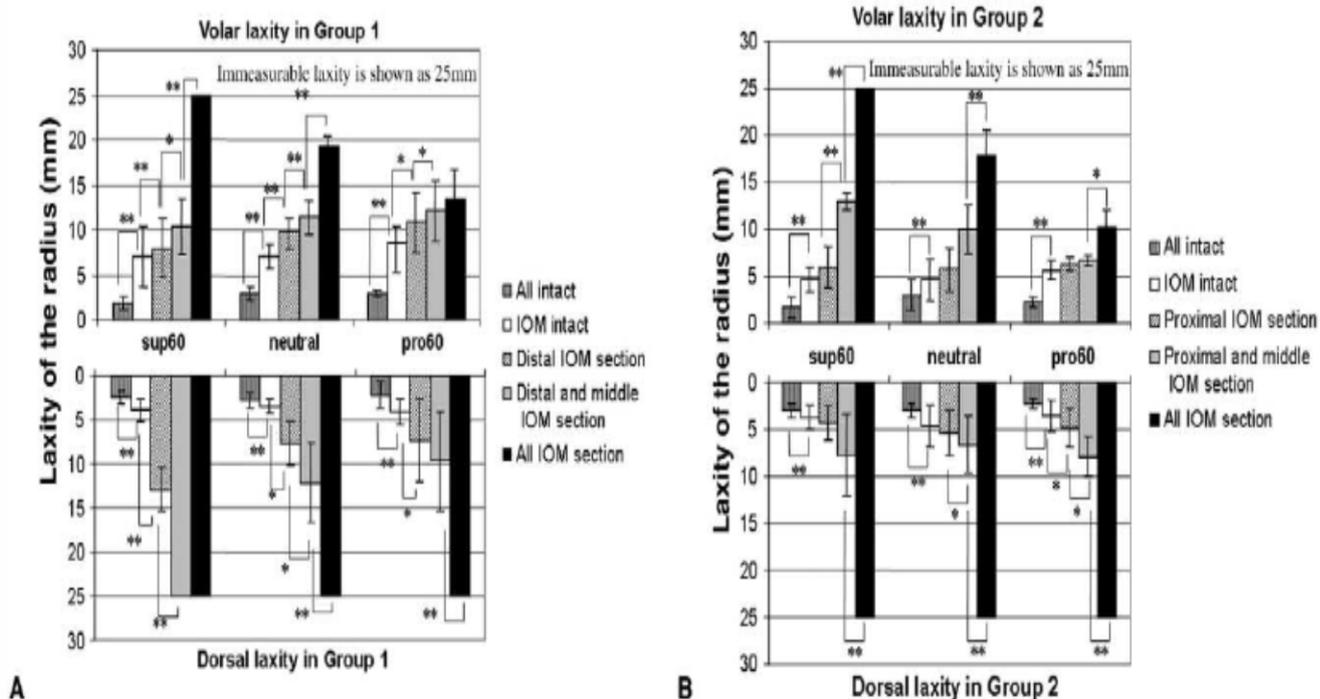


Tabella 20 [37]. Lassià volare e dorsale del radio dopo le sezioni anatomiche delle varie strutture testate manualmente e meccanicamente

Werner in un suo studio del 2011 [6] ha indicato come la CB sia la struttura piú importante nella stabilizzazione sia della DRUJ che della PRUJ rispetto a tutte le altre. La IOM nelle sue componenti prossimali ha un ruolo nella stabilizzazione delle strutture limitrofe che era stato ipotizzato nel decennio scorso ma che si è visto negli studi degli ultimi anni. Uno studio di Anderson del 2015 ha dimostrato come le componenti prossimali e la CB della IOM insieme ad altre strutture dell'avambraccio possano influire sulla stabilità del gomito e in particolare sulla possibile dislocazione del radio sia prossimale che trasversale, specie durante le contrazioni dei gruppi muscolari coinvolti nei movimenti di pronazione supinazione [12].

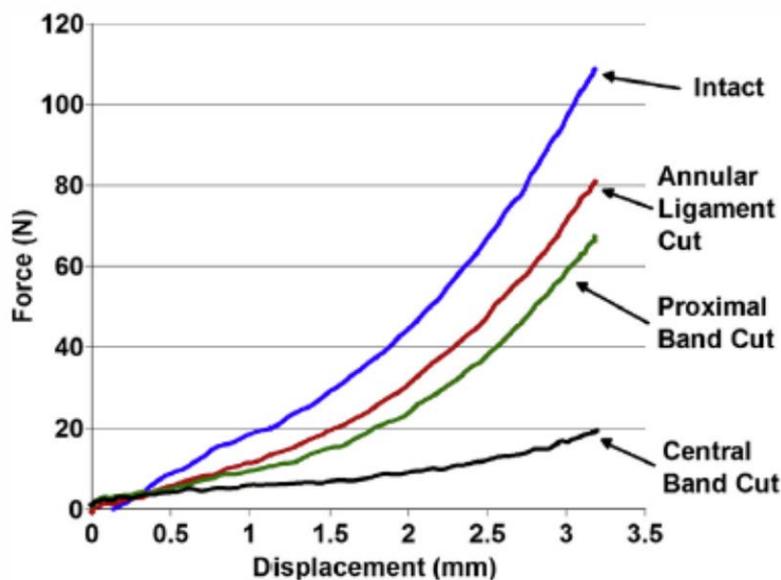


Tabella 21 [12]. La forza trasversa necessaria per spostare il radio dall'ulna sezionando progressivamente le strutture anatomiche

Lo studio qui detto afferma che in realtà non esiste una componente prevalente sulle altre per quanto riguarda la stabilità trasversale, e che la percentuale del peso delle diverse componenti varia dal 19% al 31%. Uno studio di Pfaeffle del 2000 ribadisce i dati che riassumono il fatto che il radio si il principale protagonista del carico dell'avambraccio e sulla distribuzione di quest'ultimo della DRUJ alla PRUJ ma che la IOM oltre a mantenere la stabilità longitudinale coadiuvi al mantenimento anche della stabilità trasversale, contribuendo a mantenere equidistanti radio e ulna specie nelle situazioni sottocarico [20].

% Contribution of each structure to transverse loading (std dev)	Central band	Proximal band	Annular ligament	Remaining structures
Average	24.8 (15.5)	18.8 (13.8)	25.3 (10.3)	31.1 (13.5)

The structures remaining after sectioning of the central band, proximal band, and annular ligament were the distal radioulnar ligaments, the wrist extrinsic structures, and the elbow capsule.

Tabella 16 [12] Il contributo percentuale delle strutture anatomiche nella stabilità trasversa del radio rispetto all'ulna

Tuttavia sempre Anderson A. suggerisce che sotto carico con il braccio supinato l'unica struttura che prevale sulle altre sia la CB per il mantenimento della stabilità prossimale in quanto la sua sezione influisce più di tutte le altre sulla dislocazione.

Table II Change in radial head proximal displacement during forearm rotation (mm)

Sectioning from proximal to distal	Intact	After proximal band and annular ligament sectioning	After also sectioning the central band	After also sectioning the distal band
As forearm moved from supination to pronation	0 (0)	0 (1)	3 (3)	3 (2)
As forearm moved from pronation to supination	0 (0)	0 (0)	2 (2)	3 (2)
Sectioning from distal to proximal	Intact	After sectioning the distal band	After also sectioning the central band	After also sectioning the proximal band and the annular ligament
As forearm moved from supination to pronation	0 (0)	0 (0)	2 (2)	3 (2)
As forearm moved from pronation to supination	0 (0)	0 (0)	2 (2)	3 (2)

Increase in maximal proximal displacement with soft tissue sectioning, relative to maximal displacement in the intact arm. Standard deviation in parentheses.

Tabella 22.[12] Spostamento prossimale della testa radiale durante le rotazioni

Table III Change in radial head proximal displacement at the end points of forearm rotation (mm)

Sectioning from proximal to distal	Intact	After proximal band and annular ligament sectioning	After also sectioning the central band	After also sectioning the distal band
Forearm in maximum supination	0 (0)	0 (1)	3 (2)	4 (1)
Forearm in maximum pronation	-2 (6)	-2 (6)	-2 (6)	-1 (6)
Sectioning from distal to proximal	Intact	After sectioning the distal band	After also sectioning the central band	After also sectioning the proximal band and the annular ligament
Forearm in maximum supination	0 (0)	0 (0)	2 (2)	3 (2)
Forearm in maximum pronation	-3 (2)	-3 (2)	-2 (2)	0 (3)

Change in radial head displacement with soft tissue sectioning, relative to maximal displacement in the intact arm with the forearm in supination. Positive values correspond to proximal displacement; negative values correspond to moving away from the shoulder. Standard deviation in parentheses.

Tabella 23. [12] Spostamento prossimale della testa radiale in concomitanza con l'end feel delle rotazioni

Discussione

Lo studio riguardante la IOM e le sue implicazioni cliniche sono tuttora un dibattito aperto. Chiuso il capitolo anatomico nella scorsa decade e con le seguenti variabili strutturali se ne è aperto uno di tipo funzionale sul che cosa fa esattamente questa struttura per poi capirne l'esatta funzione per estenderne il significato a funzionali ricostruzioni chirurgiche. La sua funzione non è quella di attore principale, sia per quanto riguarda la stabilità (soprattutto) che per quanto riguarda il trasferimento del carico, tuttavia si può dire che in condizioni di emergenza o di massimo utilizzo può divenire attore protagonista. Esistono infatti situazioni patologiche post degenerative come in certi casi di artrite reumatoide viene sezionata la testa radiale e la IOM diventa uno stabilizzatore longitudinale protagonista principale oppure dopo certi tipo di frattura come quella di Essex LoPresti dove in seguito al danneggiamento permanente degli altri stabilizzatori anatomici diviene

fondamentale il suo riprisitino chirurgico. Dagli studi emerge che questa struttura vista la sua grande componente di fibre collagene si comporta come un vero proprio legamento ma può cambiare volto come nel trasferimento del carico dove è in grado di stoccare energia proveniente dal radio e trasferirla sull'ulna comportandosi alla stregua di un tendine anche se con percentuali di elasticità nettamente minori. Questo fenomeno è giustificato dal fatto che all'interno della sua componente in special modo la CB ci siano fibre collagene (la maggior parte) ma anche elastina, disposte nello spazio in diverse modalità. Abbiamo poi visto che con l'avambraccio supinato la IOM ha un carico maggiore rispetto ad un avambraccio pronato perché con la traslazione volare e palmare di radio e ulna cambiano le percentuali di carico a livello distale. Si denota la sua funzione nel trasferimento del carico in maniera drammatica nelle fratture complesse di avambraccio quali Monteggia e Galeazzi dove la sua funzione all'interno di un trauma genera in condizioni particolari problematiche dal radio prossimale all'ulna distale andando a generare forze complesse all'interno delle due ossa dell'avambraccio.. Analizzando il suo ruolo nella stabilizzazione del avambraccio durante il carico si evince che la IOM si comporti quindi come una specie di ammortizzatore, stoccatore e trasmettitore di energia in particolare con la CB appunto come detto in precedenza è l'attore protagonista la quale ha adiacente la AB, accessory band, una formazione distribuita su diverse bande, con variabili anatomiche da soggetto a soggetto, che potrebbe fungere da sentinella in caso di trauma o carico eccessivo, infatti la sua capacità di carico è inferiore al resto della CB e quindi si romperebbe prima in caso di carico eccessivo, evitando così di danneggiare il resto della CB. La stessa funzione di trasferimento del carico è data dall'angolo di inserzione sul radio. Infatti gradazioni superiori o inferiori a 20° circa non avrebbero lo stesso significato a livello biomeccanico. Si può ipotizzare che a 50° di inserzione la CB risulterebbe più debole perché sottoposta a forze di taglio maggiori, mentre a 10° non avrebbe nessun significato a livello di trasferimento del carico. Inoltre immaginando un ipotetico avambraccio senza IOM o di istologia di tipo esclusivamente membranosa, qualsiasi impatto graverebbe sul radio distale che non riuscendo a trasferire il carico verso l'ulna andrebbe a degenerare precocemente la porzione prossimale oltre a presentare limiti nella stabilità durante rotazioni non solo estreme ma anche in posizione neutra. Una IOM completamente "ossea" andrebbe invece a mantenere sia la stabilità ma inesorabilmente verrebbe persa la maggior parte della rotazione dell'avambraccio, nella quale si fonda gran parte dell'evoluzione umana. Inoltre ritornando alla sua struttura istologica si denota come la sua resistenza biomeccanica alle varie sollecitazioni sia di molto superiore a quelle della vita quotidiana, quindi si potrebbe ipotizzare un suo significato in gesti sportivi o situazioni estreme di movimento comunque non trasferibili in laboratorio che potrebbero essere soggetto di futuri studi. Andando a valutare il ruolo della IOM rispetto alla PRUJ si può notare come la flessione estensione di gomito non alteri più di tanto la tensione della IOM. Si può dedurre che in pronazione dove le fibre della IOM e in particolare della CB si detendono, associata ad un'estensione dove il radio migra

distalmente e altre componenti dell' 'AB diminuiscono in lunghezza si mantenga sempre una tensione costante all'interno della IOM nei movimenti combinati di arto superiore.

Analizzando il suo ruolo nella stabilizzazione del avambraccio durante il carico si evince che la stabilità trasversale del radio rispetto all' ulna è condiviso tra le varie strutture della IOM mentre la sua dislocazione prossimale è limitata soprattutto della CB. La grande variabilità anatomica presente tra soggetto e soggetto di questa struttura potrebbe avere un significato importante in caso di trauma, questo spiegherebbe il diverso esito di cadute in soggetti sani. Una considerazione si potrebbe fare rispetto all'età, infatti si è visto come con l' invecchiamento si perdano capacità di stiffness e spessore della IOM e in particolar modo della CB , andando in tal modo ad aumentare il rischio in età avanzata di fratture di radio e ulna dia prossimalmente che distalmente, quindi rischio che non sarebbe solo ad appannaggio della perdita di massa ossea.

Abbiamo visto come durante le rotazioni dell' avambraccio le diverse componenti della IOM si comportino con modalità differenti, La DIOM è infatti è fondamentalmente uno stabilizzatore isometrico della DRUJ con Alcune fibre della DOB che si insinuano nella profondità dell' articolazione, mentre la CB cambia leggermente in lunghezza così come la corda obliqua prossimale. Questo implica che la CB faccia da linking tra la PRUJ e la DRUJ durante i movimenti di rotazione ,variando la sua tensione anche se di poco , come evidenziato da alcuni autori, non comportandosi meramente da stabilizzatore isometrico. La funzione della DIOM di tipo quasi isometrico andrebbe quindi a compensare nella stabilizzazione della DRUJ i legamenti radio- ulnari dorsali e palmari con piccoli aumenti e diminuzioni della tensione complementari ai radio- ulnari stessi.

Alcuni autori considerano la IOM come un' unica entità, mentre altri tendono a suddividerla , escludendo dalla IOM la porzione prossimale rappresentata dalle 2 corde in quanto ritengono che siano unità a se stante. Uno studio sui primati non umani [38] indica che la struttura delle corde specie di quella obliqua è necessaria per la stabilità nel cammino con gli arti superiori e stabilizza il carico in pronazione. Nell' uomo potrebbe aver perso questa funzione, tanto che la sua massima tensione si esplica in pronazione ma che comunque non sembra fondamentale in nessuna funzione se non come blando rinforzo o come in certi casi come variabile anatomica inserzionale per il muscolo flessore lungo del pollice.

Raccomandazioni cliniche

Attualmente non esistono test clinici che possano far ipotizzare una lesione della IOM, in nessuna delle sue componenti, neppure i test clinici manuali circa la lesione del comparto distale della

DRUJ che indagano prevalentemente sul TFCC. La si può solo ipotizzare essendo fondamentalmente uno stabilizzatore secondario in seguito da un traumatismo a cui magari è seguita una ricostruzione dove magari può residuare un'instabilità. La prima fase per individuare una problematica relativa alla IOM è indubbiamente caratterizzata da una buona anamnesi riguardante il meccanismo di lesione, abbiamo visto come la posizione del gomito (varo o valgo) possa incidere sul carico percentuale della IOM, questo potrebbe già farci luce sul fatto avvenuto e farci ipotizzare una situazione di lesione della IOM. In realtà si potrebbe ipotizzare una problematica della IOM nel trasferimento del carico in valgo solo in casi di lassità congenita o acquisita del gomito, in condizioni normali, con un sistema capsulo-legamentoso integro non dovrebbero sorgere problematiche. Probabilmente in una lesione acuta si avranno difficilmente dei parametri adeguati per una valutazione della IOM, mentre in una problematica cronica con storia di frattura della DRUJ o PRUJ si potranno avere sintomi sentinella che vedremo tra poco. AD esempio in una frattura di Monteggia dove il legamento anulare insieme alle fibre della proximal band sono andate distrutte ci si potrebbe aspettare una stabilità del radio se l'ulna è allineata. In caso contrario, anche dopo una riduzione anatomica ortopedica, se il radio non fosse stabile ci potrebbe essere quasi sicuramente una lesione della CB. Una considerazione importante legata al fatto che la IOM e in particolare la CB siano sede di inserzione muscolare potrebbe essere in fatto di riscontrare una ipovalidità di questi muscoli in seguito ad un trauma che potrebbe far ipotizzare una distruzione della IOM. IL limite di questa affermazione potrebbe tuttavia essere dato dal fatto che però nessun muscolo ha la sua inserzione completa nella IOM quindi una lesione dell'inserzione muscolare potrebbe essere data anche dalla frattura di una componente ossea. Dal punto di vista della ripresa funzionale tuttavia supponendo che tali muscoli in special modo l'estensore breve del pollice, l'estensore lungo del pollice e l'adduttore lungo del pollice insieme al pronatore quadrato siano stabilizzatori dinamici della IOM nel arco delle sue funzioni, si potrebbe migliorare con un training la loro funzionalità allo scopo di aumentare le performance della IOM stessa. In un paziente con una completa dislocazione del radio distale potremmo affermare con buona certezza che potremmo avere la lesione della DIOM, ma visti i risultati degli studi non potremmo dire altrettanto con una dislocazione palmare in quanto la DIOM in questo caso non risulta tesa. La sua rottura isolata è pressoché impossibile quindi si devono sempre valutare le due articolazioni contigue. Potremmo ipotizzare una lesione della IOM della sua parte distale in seguito ad una frattura multipla di avambraccio oppure della CB. Un'errata distribuzione del carico potrebbe dare problematiche al radio prossimale quindi, non adatto al carico e il paziente potrebbe riferire discomfort specie se attivo a livello manuale.

Soggetti che presentano invece una lassità costituzionale a livello della DRUJ potremmo valutarli come possessori di una DIOM ma assenza di una DOB senza però correlazioni cliniche evidenti su una stabilità dinamica durante le rotazioni dell'avambraccio. Una problematica post traumatica

complessa del polso legata ad una frattura della testa radiale scomposta con lesione del TFCC potrebbe dare instabilità anche con una DIOM e DOB intatte perché con lo spostamento della testa radiale appunto potrebbe crearsi un detensionamento che favorirebbe un'instabilità meccanica della DRUJ in particolare dorsale di radio.

Durante poi una riabilitazione post-chirurgica che abbia interessato le componenti prossimale dell'avambraccio, in virtù di quello che si è visto nella stabilizzazione prossimale del radio si può dedurre che sia meglio evitare delle supinazioni o delle flessioni del bicipite contro resistenza al fine di dare una stimolazione troppo forte a questi tessuti in fase di guarigione. Inoltre sempre rimanendo nell'ambito post-chirurgico o post traumatico anche a distanza di anni una riduzione di una frattura della estremità distale del radio e che ne abbia accorciato la lunghezza potrebbe ripercuotersi sulla capacità di trasferire il carico a parte di tutto l'avambraccio. Infatti in questo caso l'ulna distale potrebbe essere sovraccaricata e la IOM divenire inefficace nella sua funzione creando un sovraccarico a livello dell'ulna distale (e quindi prossimale), struttura non deputata a questo tipo di scopo e dunque che potrebbe avere una ricaduta clinica nel caso di un paziente con una notevole attività manuale o sportivo con problematiche in questo caso a livello del polso. Una ricostruzione della IOM e in particolare della CB (ci sono diverse tecniche a riguardo) porterebbe ad un tensionamento massimo chirurgico della CB appunto a qualche grado di supinazione (in particolare tra la posizione neutra e la supinazione), quindi anche in questo caso manovre di supinazione forzata o massimale nelle fasi precoci della riabilitazione sono da sconsigliare.

Limiti della Revisione

I limiti della revisione sono dati dal fatto che quasi tutti gli studi fossero studi sperimentali su cadaveri con età piuttosto avanzata tale forse da sottostimare le proprietà sia istologiche che tensili della IOM, inoltre non si è ci sono studi attualmente che indichino quanto la componente muscolare possa influenzare la tensione della IOM nelle sue diverse funzioni visto le diverse inserzioni che ospita all'interno del suo percorso. Nessun studio è stato fatto in condizione dinamiche particolari, per cui non si conosce il comportamento della IOM in circostanze di movimento estremo. La grande variabilità delle presentazioni anatomiche della DIOM potrebbe rappresentare un limite in quanto ridurrebbe in parte le qualità studiate a solo i soggetti esaminati. Un altro limite è stato dato dal fatto che ci fossero poche review e di discutibile qualità.

Conclusioni

La IOM fa parte di un complesso formato dalla DRUJ, PRUJ, radio e ulna e lavora come una unità funzionale tale da raggiungere i task motori di cui tutti siamo testimoni diretti. La lesione di solo uno di queste componenti può riflettersi sul funzionamento delle altre che non sempre sono in grado di vicariare la funzione persa. La ricaduta clinica di tutto ciò deve far riflettere il team riabilitativo sul recupero possibile. L'anamnesi legata al trauma o alla patologia, lo stile di vita del paziente, il tipo di trattamento a cui egli è stato sottoposto sono tutti fattori che vanno indagati approfonditamente per espletare al massimo il suo potenziale riabilitativo in special modo in una patologia dove sia coinvolta una struttura polifunzionale e non tanto conosciuta come può essere la IOM

Key Point

- 1) La membrana interossea (IOM) è una struttura complessa e con ampie variazioni anatomiche da individuo a individuo e complessi compiti funzionali ad oggi non ancora completamente conosciuti
- 2) Prende rapporti e da inserzioni a diversi muscoli indispensabili per la mobilità della mano.
- 3) La sua struttura è per la maggior parte composta da collagene e in piccola parte da elastina che la colloca più o meno a metà tra un tendine e un legamento.
- 4) Le sue componenti strutturali si modificano in lunghezza e tensione durante i movimenti e in particolar modo nelle rotazioni dell'avambraccio in particolar modo le componenti prossimali, la CB e la DIOM (soprattutto) si comportano principalmente come stabilizzatori isometrici.
- 5) Il suo ruolo nel trasferimento del carico è importante nel distribuire il peso dal radio distale all'ulna prossimale evitando che tutto il carico sia appunto sul radio.
- 6) Il suo contributo nella stabilità è importante nelle tre articolazioni DRUJ, PRUJ e MRUJ.
- 7) Attualmente non ci sono test clinici in grado di distinguere in maniera affidabile una lesione della IOM o di una delle sue componenti.

8) Una sua lesione in trauma complesso può dare problematiche di instabilità e problematiche a polso e gomito.

Bibliografia

1. M. Soubertrand, V. Wasserman, C. Hirsch. *The middle radioulnar joint and triangular forearm complex*. The journal of hand surgery. 36 E (6) 447-454. 2011.
2. Kapandji al. *Physiologie Articulaire T1*, 6h edition. 2005; 104-5.
3. Linnaeus C. *Systemae Naturae, sive regna tria naturae, systematic proposita per classes, ordines, genera e species*. 1735.
4. Poitevin Luciano A. *Anatomy and biomechanics of the interosseous membrane: its importance in the longitudinal stability of the forearm*. Advance in hand anatomy. Volume 17; numero1; Febbraio 2001
5. R. Shane Tubbs, James T. O'Neil JR, Cristopher D. Key, Jessica G. Zarzour, Sarah B. Fulghum, Eugenia J. Kim, Michael J. Lyerly, Mohammadali M. Shoja, E. George Salter, and W. Jerry Oakes. *The oblique cord of the forearm in man*. Clinical Anatomy 20:411-415 (2007).
6. Frederick W. Werner, MME, Jennifer L. Taormina, MS, Levi G. Sutton, MS, Brian J. Harley, MD. *Structural properties of 6 forearm ligaments*. Journal of hand Surgery. Volume 36 A, 2011.
7. Anne M. Hollister, MD, Harris Gellamn, MD, Robert L. Waters, MD. *The relationship of the interosseous membrane to the axis of rotation of the forearm*. Clinical Orthopaedics and related Research. Numero 298; 272-276; 1994.
8. Leela D. Farr, MD, Frederick W. Werner, MME, Michael L. McGrattan, MD, Sierra R. Zwerling, BS, Brian J. Harley, MD. *Anatomy and biomechanics of the forearm interosseous membrane*. Journal of Hand Surgery. Volume 40, 2015.

9. James R. Skahen, Andrew K. Palmer, MD, Frederick W. Werner MME, Maria D. Fortino, BS. *The interosseous membrane of the forearm: Anatomy and Function*. The journal of hand surgery, Volume 22a Numero 6, 1997.

10. Yim Xian-hong, PanJun, Guo Xiao-shan. *Anatomical and biomechanical study on the interosseous membrane of the cadaveric forearm*. Chinese journal of traumatology 2011; 14(3): 147-150.

11. Jorge L. Orbay, Michael R. Mijares, Cecilia G. Berriz. *The trasverse force experienced by radial head during axial loading of the forearm: a cadaveric study*. Clinical Biomechanics 31(2016) 117-122.

12. Ashley Anderson, MD, Frederik W. Werner, MME, Emily R. Tucci, BS, Brian J. Harley, MD. *Role of the interosseous membrane and annular ligament in stabilizing the proximal radial head*. Journal of shoulder and elbow surgery (2015) 24, 1926-1933.

13. Paul S. C. Malone, MBChB,Phd, Jhon Cooley, BS, MS, Giorgio Terenghi, PhD, Vivien C. Lees, MB Bchir, MD. *The effect of elbow extention on the biomechanics of the osseoligamentous structures of the forearm*. Journal of the hand surgery, 2015;40(9): 1776-1784.

14. H. Moritomo. *The function of the distal interosseous membrane and its relevance to the stability of the distal radioulnar joint: An anatomical and biomechanical review*. Hanchir Mikrochir Plast Chir 2015;47:277-280.

15. Hisao Moritomo, MD, PhD. *The distal oblique bundle of the distal interosseous membrane of the forearm*. Wrist and Carpal Anatomy. 2013;2:93-94.

16. M. Gabl, R. Zimmermann, P. Angermann, P. Sekora, H. Maurer, M. Steinlechner, S. Pechlaner. *The interosseous membrane and its influence on the distal radioulnar joint*. The journal of Hand Surgery. Volume 23 B Numero 2. 1997.

17. Hisao Moritomo. *The distal interosseous membrane: Current concepts in wrist anatomy and biomechanics*. Journal of Hand Surgery. Volume 37 A. 2012.

18. Kazuo Noda, MD, Akira Goto, MD, Tsuyoshi Murase, MD, PhD, Kazuomi Sugamoto, MD, PhD, Hideki Yoshikawa, MD, PhD, Hisao Morimoto, MD, PhD. *Interosseous membrane of forearm: An anatomical Study of ligaments attachment locations*. Journal of Hand Surgery. Volume 34 A, 2009.
19. Takashi Kitamura, MD, Hisao Moritomo, MD, Sayury Arimitsu, MD, Lawrence J. Berglund, BS, Kristin D. Zhao, MA, Kai-Nan An, PhD, Marco Rizzo, MD. *The biomechanical effect of the distal interosseous membrane on distal radioulnar joint stability: A preliminary anatomic study*. Journal of Hand Surgery. Volume 36 A. 2011.
20. H. James Pfaffle, PhD, Kenneth J. Fischer, PhD, Theodore T. Manson, MS, Matthew M. Tomaino, Savio L-Y Woo, PhD, James Herndon, MD. Role of the forearm interosseous ligament: Is it than just a longitudinal load transfer? The journal of Hand Surgery. Volume 25 A, Numero 4 2000.
21. Ran Schwarzkopf, MD, M.Sc, Louis E. DeFrate, Sc.D, Guoan LI, PH.D., James H. Herndon M.D., M.B.A. *The quantification of the origin area of the deep forearm musculature on the interosseous ligaments*. Bulletin of the NYU Hospital for joint disease 2008; 66(1):9-13.
22. Joseph C. McGinley, MS, Jousha E. Heller, BS, Andrzej Fertala, PhD, Jhon P. Gaughan, PhD, Scott H. Kozin, MD. *Biochemical composition and histologic structure of the forearm interosseous membrane*. The journal of Hand Surgery. Volume 28 A, Numero 3 2003.
23. R. O' Raihly; F. Muller; Basic Human Anatomy. 1983
24. H. James Pfaeffle, Matthew M. Tomaino, Rupinder Grewal, Jiangmin Xu, N. Douglas Boardman, Savio L-Y. Woo, James H. Herndon. *Tensile properties of the interosseous membrane of the Human forearm*. Journal of Orthopaedic Research. 14:842-845. 1996.

25. Kathryn J. Stabile, Jamie Pfaeffle, Jeffrey A. Weiss, Kenneth Fischer, Matthew M. Tomaino. *Bi-directional mechanical properties of the Human forearm interosseous ligament*. Journal of Orthopaedic Research. 22 (2004) 607-612.
26. Joseph C. McGinley, MSME, Leonard D'addessi, MS, Keyanoush Sadeghipour, PhD, Scott H. Kozin, MD. *Mechanics of the antibrachial interosseous membrane: Response to shearing forces*. The Journal of Hand Surgery. Volume 26 A. Numero 4 2001.
27. Theodore T. Manson, MS, H. James Pfaeffle, PhD, James H. Herndon, MD, Matthew M., MD, Kenneth J. Fischer PhD. *Forearm rotation alters interosseous ligament strain distribution*. The Journal of Hand Surgery. Volume 25 A. Numero 6. 2000.
28. Mary T. Gabriel, H. James Pfaeffle, MD, PhD, Kathryn J. Stabile, Matthew M. Tomaino MD, Kenneth J. Fischer. *Passive strain distribution in the interosseous ligament of the forearm: implication for injury reconstruction*. The journal of Hand Surgery. Volume 29 A . Numero 2. 2009.
29. H. Moritomo, MD, PhD, Kazuo Noda, MD, Akira Goto, MD PhD, Tsuyoshi Murase, MD, PhD, Hideky Yoshikawa, MD, PhD, Kazuomi Sugamoto, MD, PhD. *Interosseous membrane of forearm: Length change of ligaments during forearm rotation*. Journal of Hand Surgery. Volume 34 A, 2009.
30. Keith L. Markolf, PhD, Arati Mallik Dunbar, MD, Kambiz Hannani, MD. *Mechanism of load transfer in the cadaver forearm: Role of interosseous membrane*. The journal of Hand Surgery. Volume 25 A Numero 4. 2000.
31. P.S.C. Malone, J. Cooley, J. Morris, G. Terenghi, V.C. Lees. *The biomechanical and functional relationships of the proximal radioulnar joint, distal radioulnar joint and interosseous ligament*. The journal of Hand Surgery (40) 5 485-493 2015.
32. Michael F. Shepard, Keith L. Markolf, Arati M. Dunbar. *The effects of partial and total interosseous membrane transaction on load sharing in the cadaver forearm*. Journal of Orthopaedic Research. 19(2001) 587-592.

33. Robert A. Kaufmann, MD, Scott H. Kozin, MD, Arlian Barnes, MS, Prakash, MD. *Changes in strain distribution along the radius and ulna with loading and interosseous membrane section.* The Journal of Hand Surgery. Volume 27 A Numero 1 2002.
34. Daniel P. Birkbeck, MD, Joseph M. Failla, MD, Susan J. Hoshaw, PhD, David P. Fyhrie, PhD, Mitchell Schaffler, PhD. *The interosseous membrane affects load distribution in the forearm.* The Journal of Hand Surgery. Volume 22, Numero 6 1997.
35. J.W.K. Harison, I. Siddique, E.S. Powell, H. Shaaban, J.K.Stanley. *Does the radioulnar joint influence the force in the joint and the tension in the interosseous membrane?.* Clinical Biomechanics. 20 (2005) 57-62.
36. K. Markolf, Ph D, David Lamey, MD, Steven Yang MD, Roy Meals, MD, Robert Hotchkiss. *Radioulnar load-sharing in the forearm.* The Journal of Bone and Joint Surgery. Volume 80-A. Numero 6. 1998.
37. H.Wanatabe,MD, Richard A. Berger MD, Lawrence J. Berglund, BS, Mark E. Zobitz, MS, Kai-Nan An PhD. *Contribution of the interosseous membrane to distal radioulnar joint constraint.* The journal of Hand Surgery. Volume 30 A, Numero 6 2005
38. Biren A. Patel. *Form and function of the oblique cord (chorda obliqua) in anthropoid primates.* Primates (2005) 46:47-57.

Appendice Figure

Figura 2 ; Arimitsu S. , H. Moritomo MD, T. Kitamura, J. Lawrence Berglund, Kristin D. Zhao, Kai-Nan An, M. Rizzo. *The stabilizing effect of the distal interosseous membrane on the distal radioulnar in a ulnar shortening procedure: A biomechanical study.* The journal of bone and joint Surgery. 2011; 93:2022-30.

Figura 5; C. Dy, MD, MPH, Jang E., S. Taylor, K. Meyers, S. Wolfe. The impact of coronal alignment on radioulnar joint stability following distal radio fracture. Journal of Hand Surgery. Volume 39 2014.