

**Corso teorico- pratico**

**IL LEGAMENTO CROCIATO ANTERIORE**

LO STATO DELL'ARTE CIRCA IL TRATTAMENTO, LA RIABILITAZIONE E LA VALUTAZIONE DEL RECUPERO FUNZIONALE



# La biomeccanica del legamento crociato anteriore

Relatore Ing. Andrea Cereatti

# Sommario

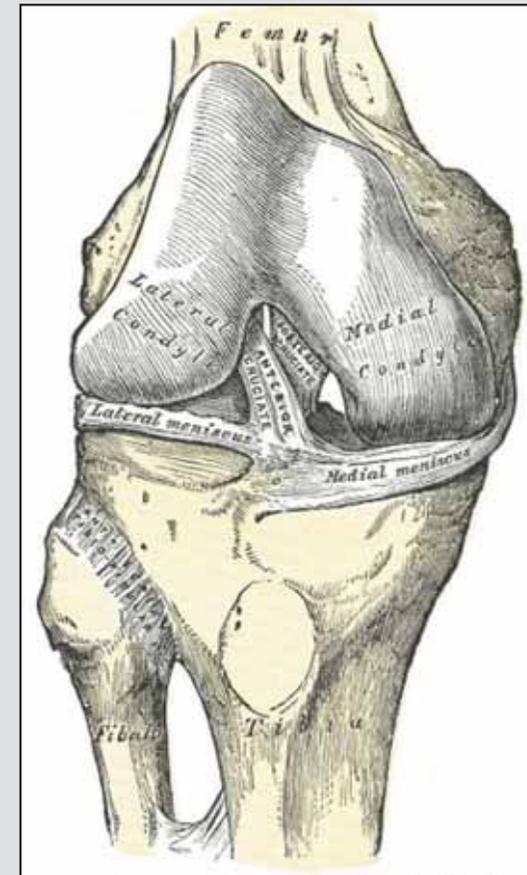
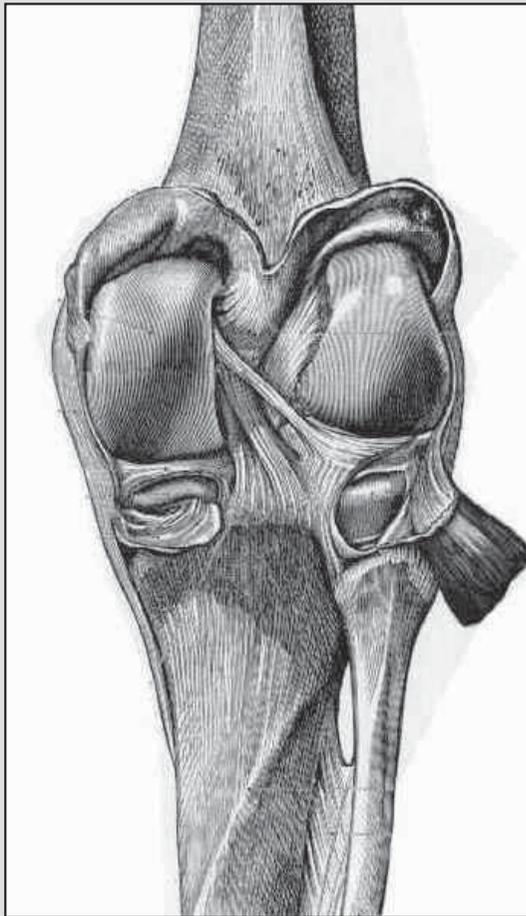
1. Caratteristiche dell'articolazione tibio-femorale
2. Come si muove il ginocchio
3. Biomeccanica del LCA
4. Ricostruzione a singolo e doppio fascio

# Sommario

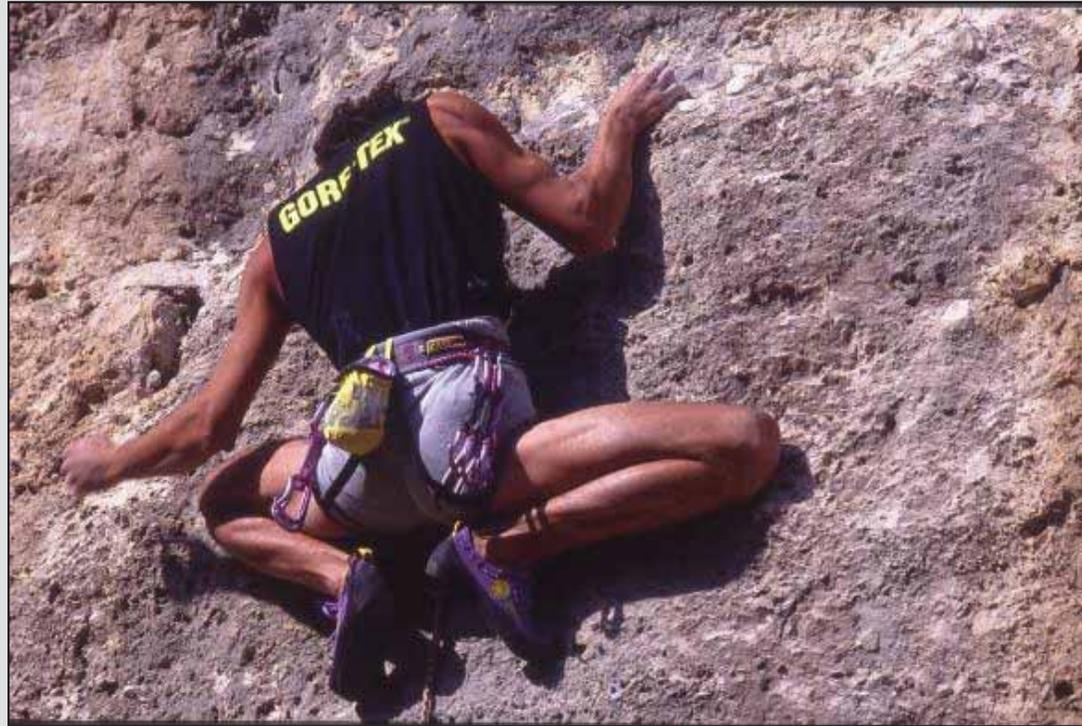
- 1. Caratteristiche dell'articolazione tibio-femorale**
2. Come si muove il ginocchio
3. Biomeccanica del LCA
4. Ricostruzione a singolo e doppio fascio

# L'articolazione tibio-femorale

L'articolazione del ginocchio e in particolare la tibio-femorale è costituita dai segmenti ossei di femore e tibia vincolati tra loro da una struttura complessa di elementi l'interazione tra i quali ne definisce la cinematica e cioè il movimento



# Requisiti funzionali: Mobilità vs Stabilità



1) devono essere **mobili** per raggiungere un'ampia e regolare escursione

La mobilità è associata all'abilità di alcuni legamenti di lavorare isometricamente durante l'escursione articolare e dalla abilità delle superfici articolari di scivolare l'una sull'altra senza né compenetrazione né separazione.

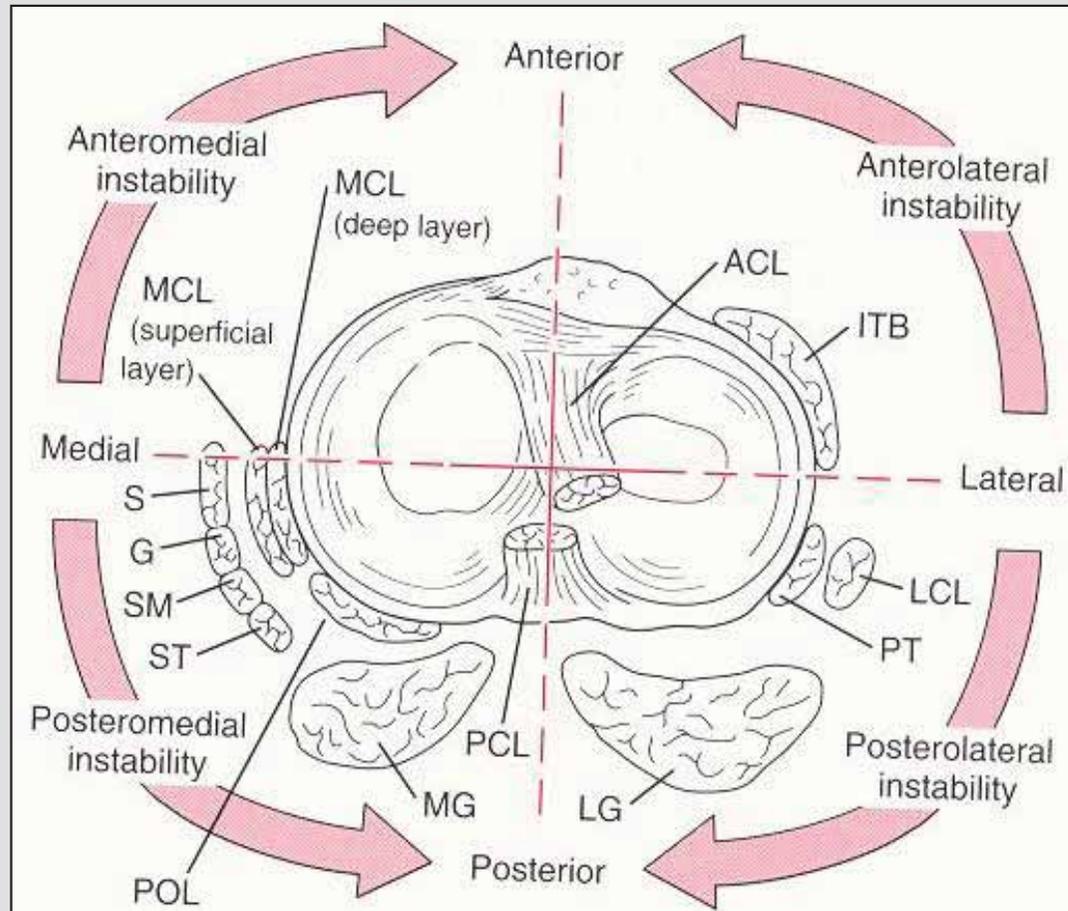
# Requisiti funzionali: Mobilità vs Stabilità



2) devono essere **stabili** per garantire un saldo supporto durante le attività motorie.

La stabilità articolare è invece la capacità di resistere al movimento provocato da sollecitazioni di carico esterne (stabilità passiva - e stabilità attiva)

# Strutture di vincolo e di stabilizzazione



## Elementi passivi

- Superfici articolari: superfici ossee, cartilagine e menischi
- Legamenti e capsula articolare

## Elementi attivi

- Muscoli

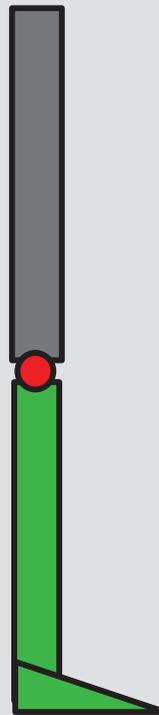
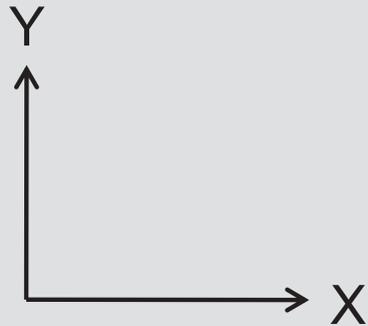
# Sommario

1. Caratteristiche dell'articolazione tibio-femorale
- 2. Come si muove il ginocchio**
3. Biomeccanica del LCA
4. Ricostruzione a singolo e doppio fascio

# Caso ideale: vincolo perfetto

Nel caso in cui femore e tibia fossero collegati tramite una **cerniera cilindrica**

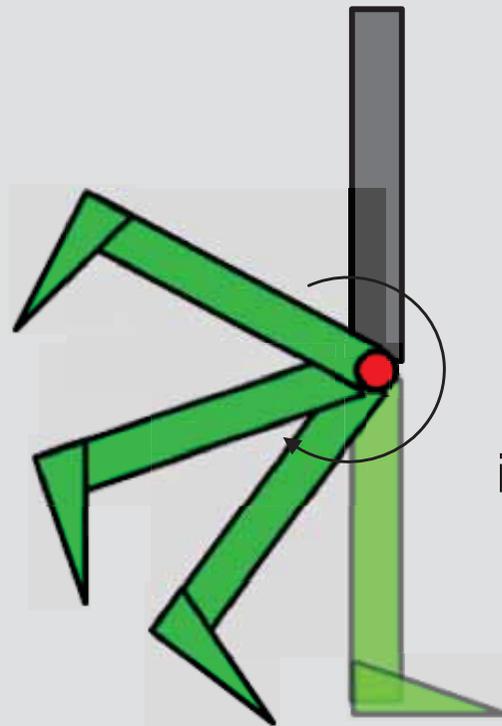
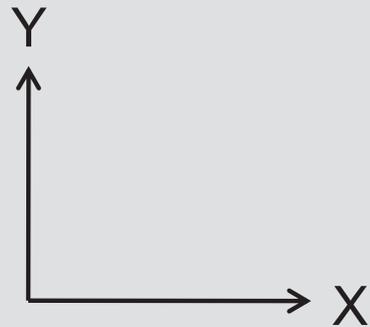
CASO PIANO



# Caso ideale: vincolo perfetto

Nel caso in cui femore e tibia fossero collegati tramite una **cerniera cilindrica**

CASO PIANO

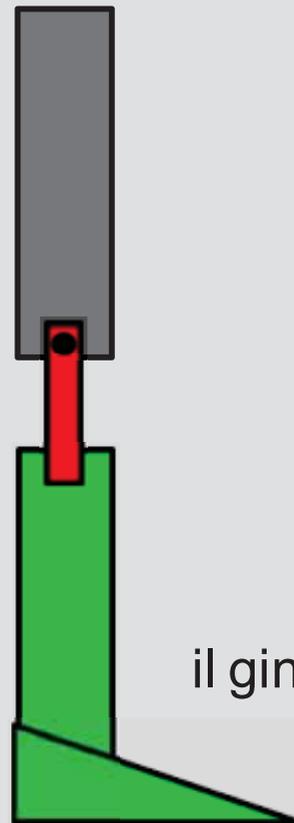
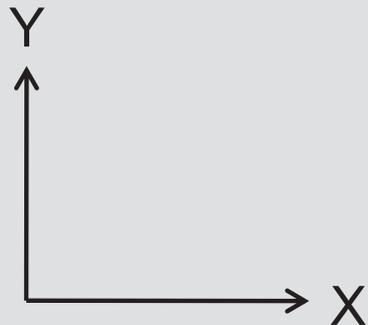


il ginocchio presenta **1 grado di libertà**  
• 1 angolo (flesso-estensione)

# Caso più reale: vincolo cedevole

Nel caso in cui femore e tibia fossero collegati tramite un **elemento elastico**

CASO PIANO



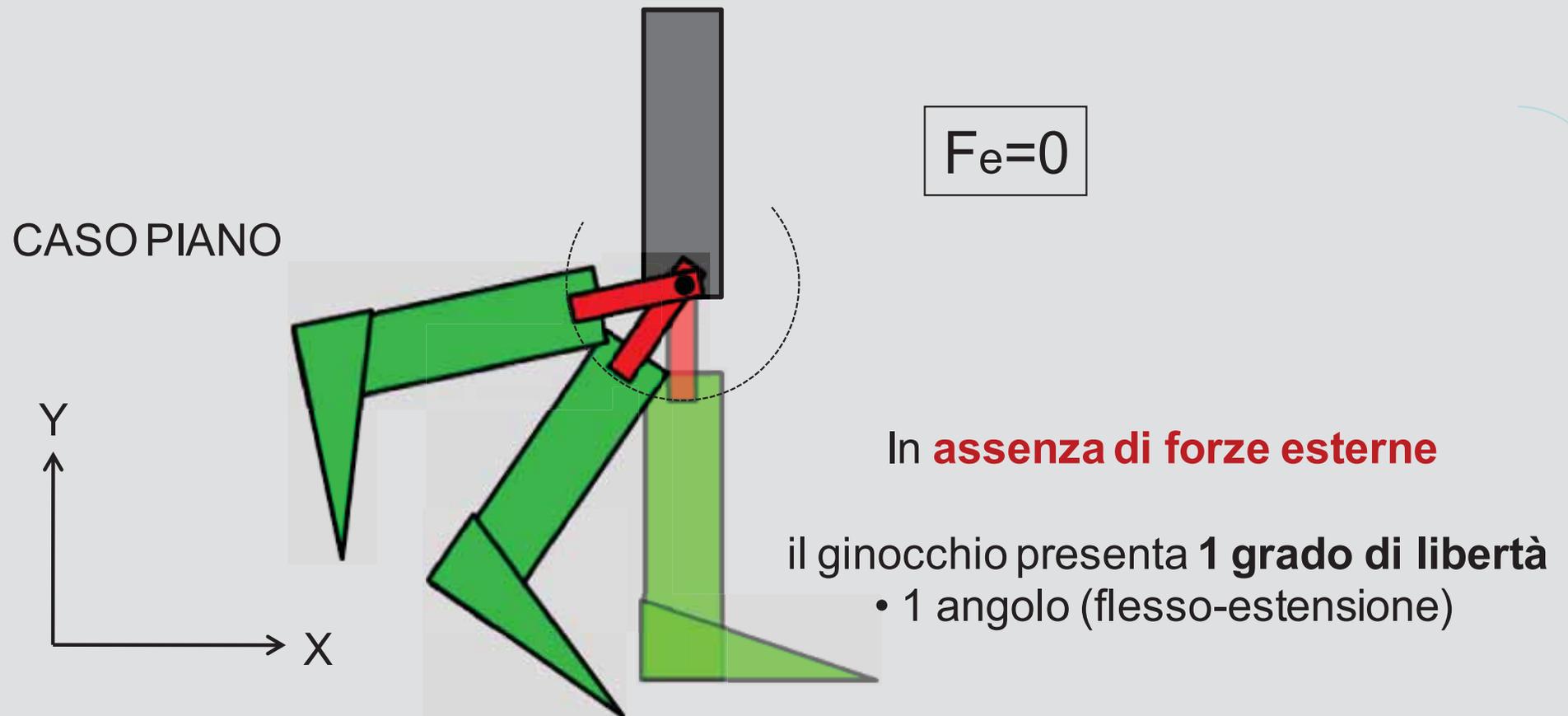
$$F_e = 0$$

In **assenza di forze esterne**

il ginocchio presenta **1 grado di libertà**  
• 1 angolo (flesso-estensione)

# Caso più reale: vincolo cedevole

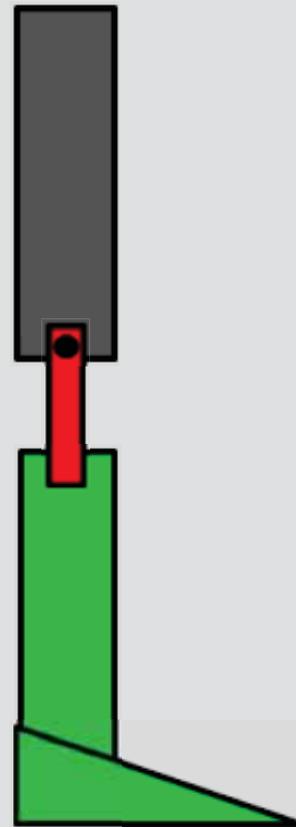
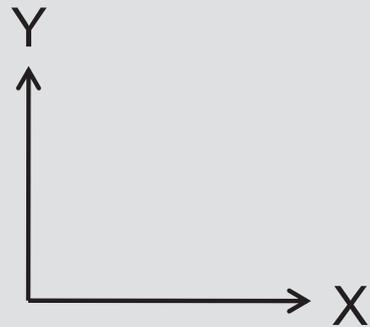
Nel caso in cui femore e tibia fossero collegati tramite un **elemento elastico**



# Caso più reale: vincolo cedevole

Nel caso in cui femore e tibia fossero collegati tramite un **elemento elastico**

CASO PIANO

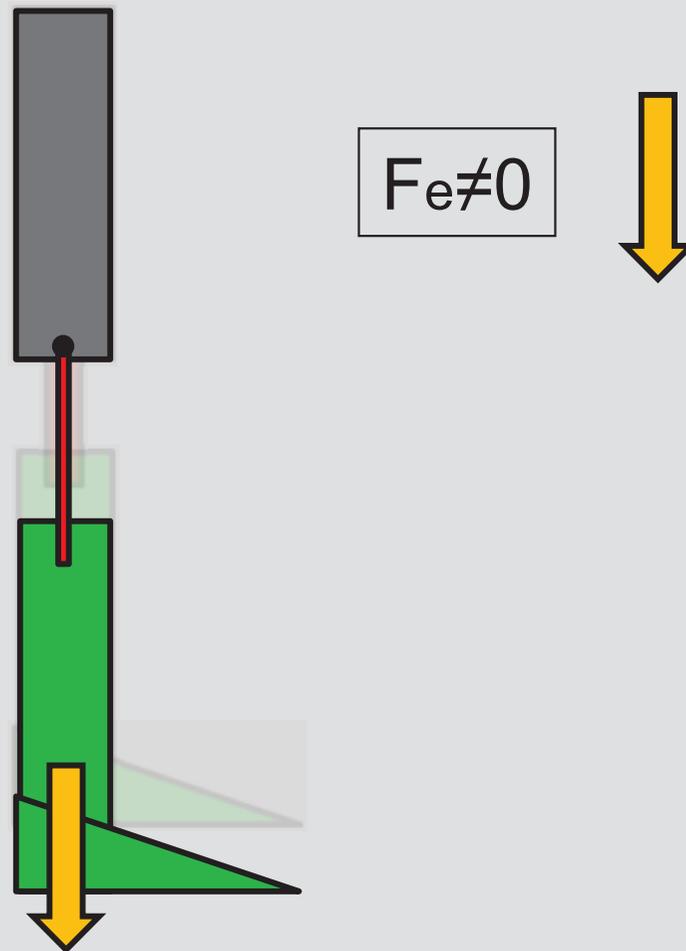
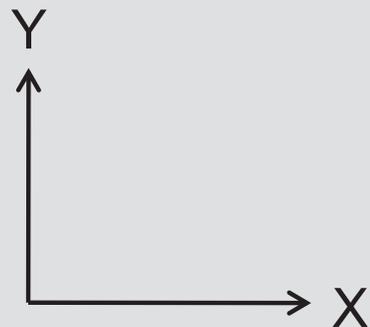


$F_e \neq 0$

# Caso più reale: vincolo cedevole

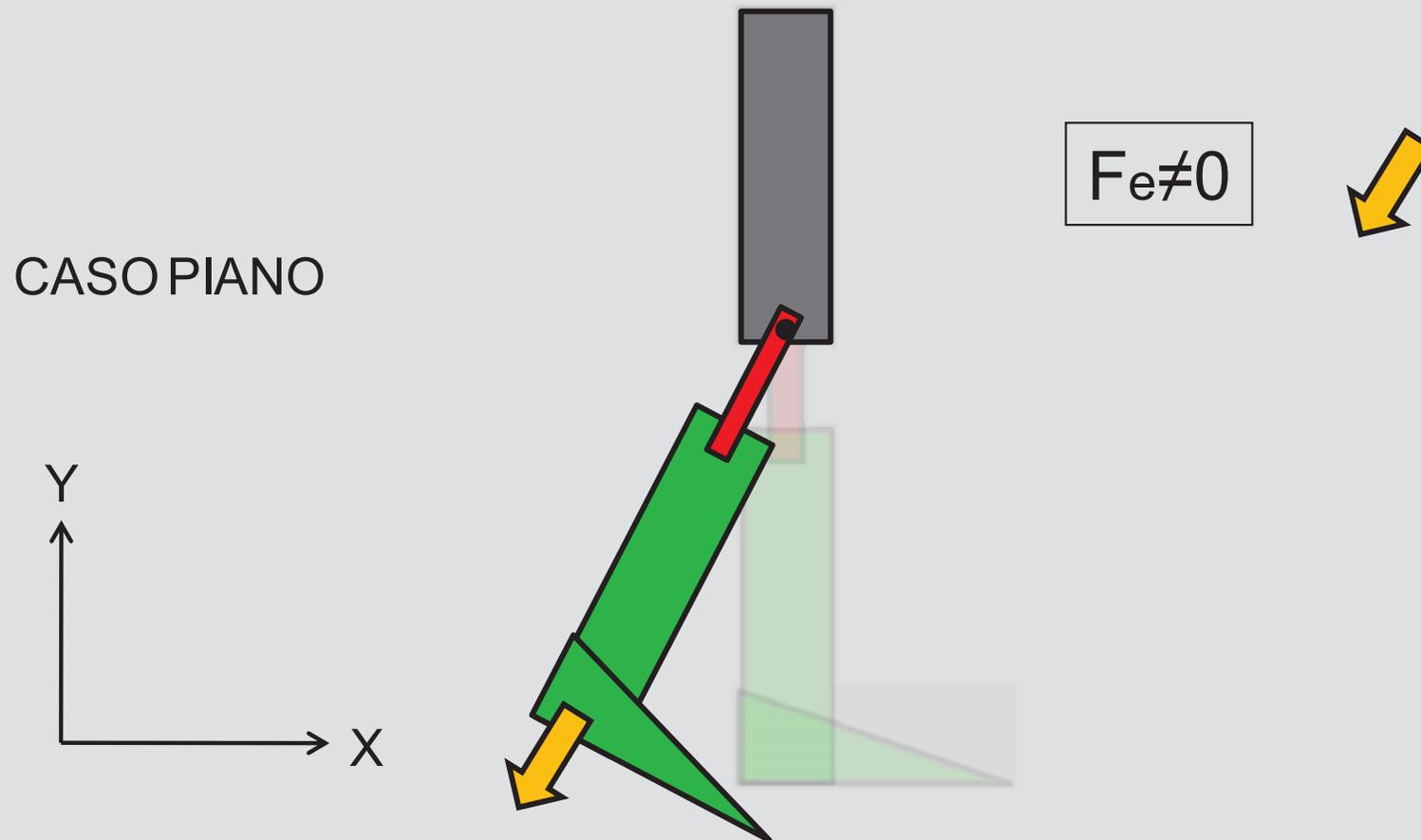
Nel caso in cui femore e tibia fossero collegati tramite un **elemento elastico**

CASO PIANO



# Caso più reale: vincolo cedevole

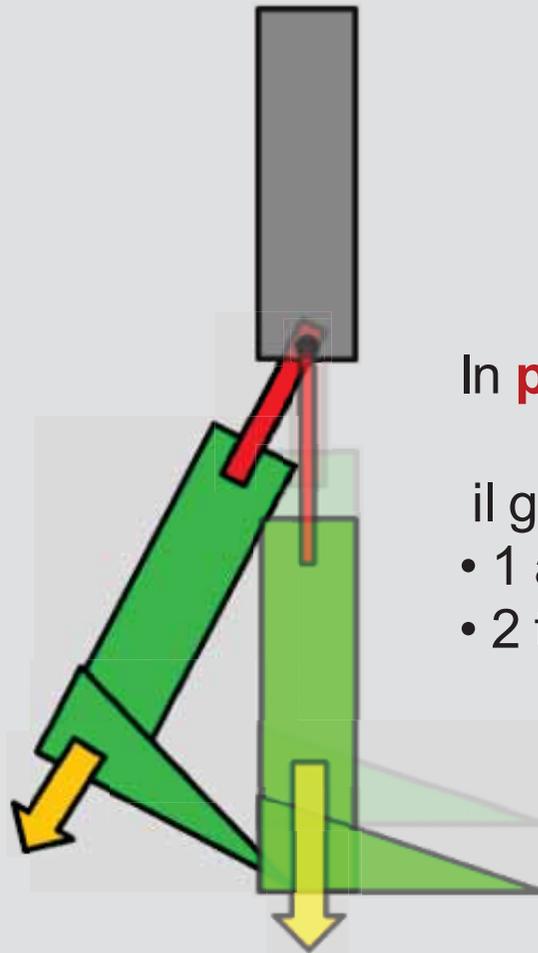
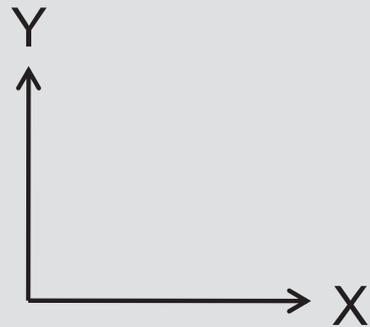
Nel caso in cui femore e tibia fossero collegati tramite un **elemento elastico**



# Caso più reale: vincolo cedevole

Nel caso in cui femore e tibia fossero collegati tramite un **elemento elastico**

CASO PIANO



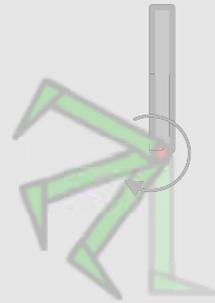
$F_e \neq 0$

In **presenza di forze esterne**

- il ginocchio presenta **3 gradi di libertà**:
- 1 angolo (flesso-estensione)
  - 2 traslazioni (lungo X e Y)

# Range di movimento

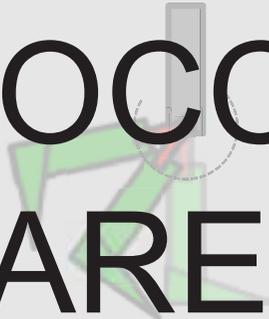
cerniera cilindrica



# IL MOVIMENTO DEL GINOCCHIO VARIA AL VARIARE DELLE FORZE

$$F_e = 0$$

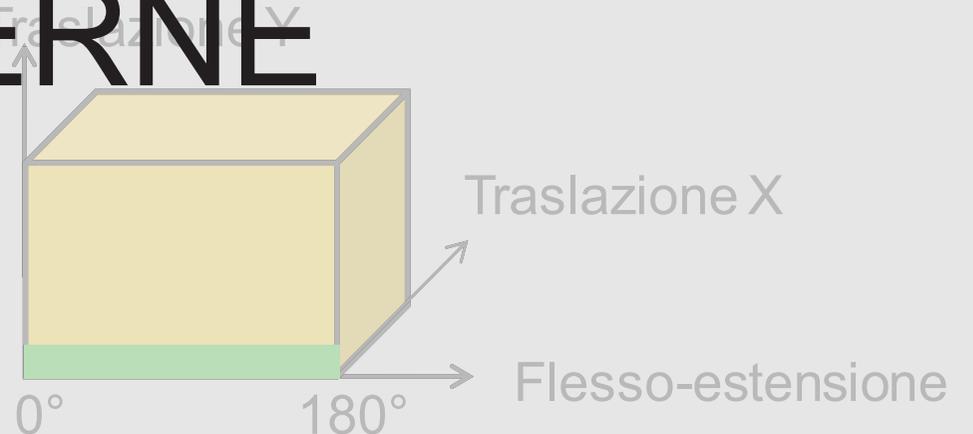
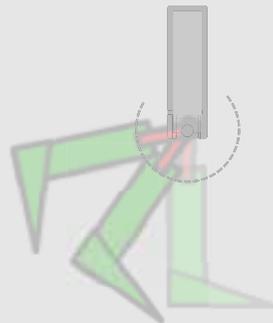
Vincolo cedevole



# ESTERNE

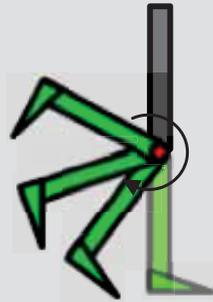
$$F_e \neq 0$$

Vincolo cedevole



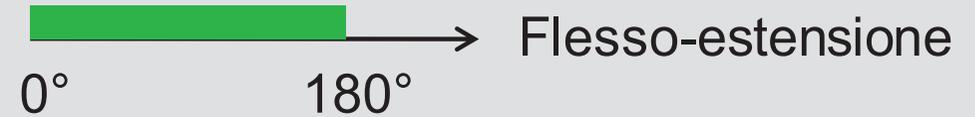
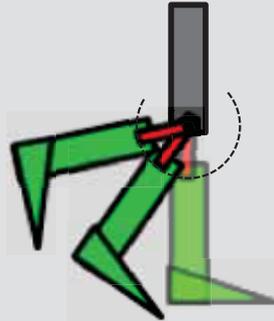
# Range di movimento

cerniera cilindrica



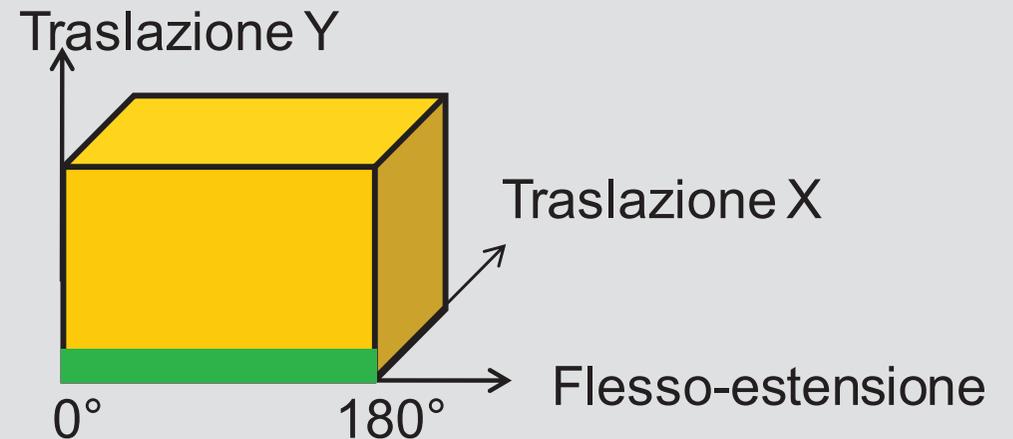
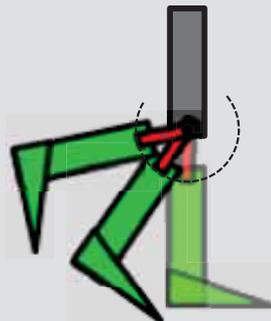
$$F_e=0$$

vincolo cedevole

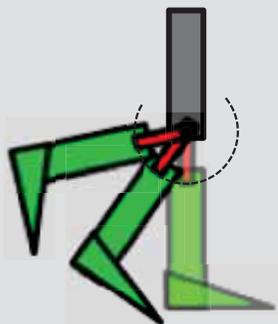


$$F_e \neq 0$$

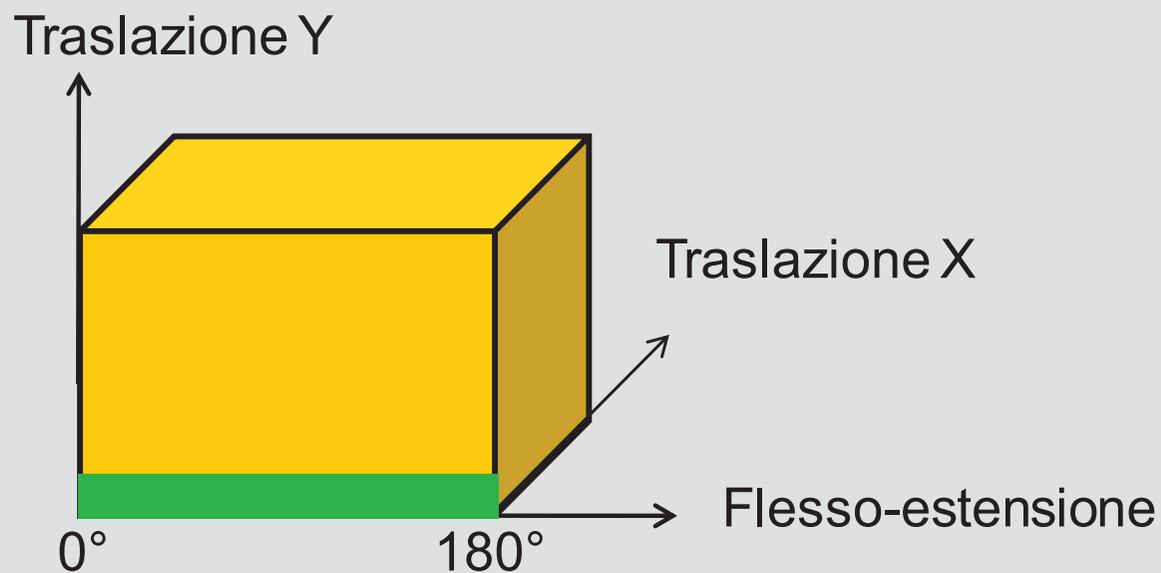
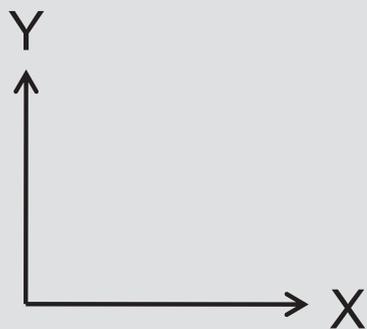
vincolo cedevole



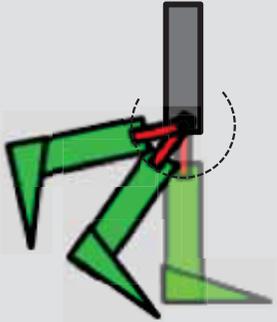
# Range di movimento: vincolo cedevole



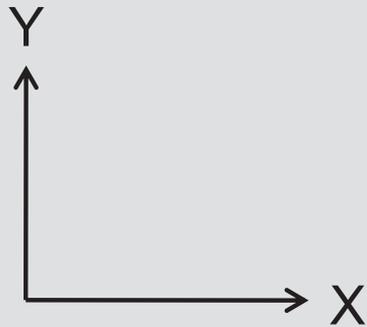
CASO PIANO



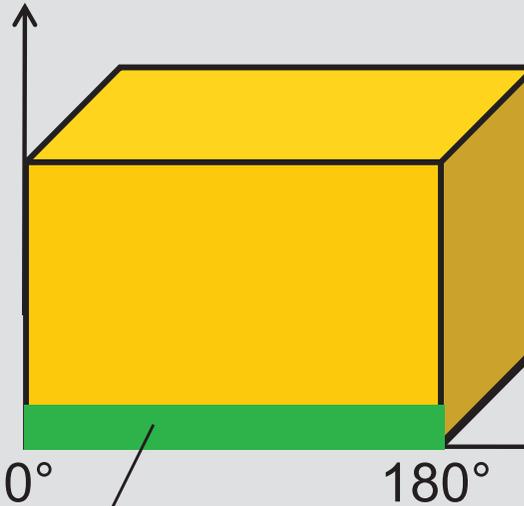
# Range di movimento: vincolo cedevole



CASO PIANO



Traslazione Y



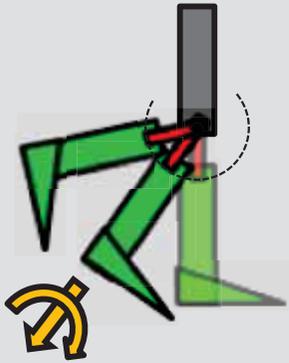
Traslazione X

Flesso-estensione

**Range di movimento non forzato ( $F_e = 0$ )**

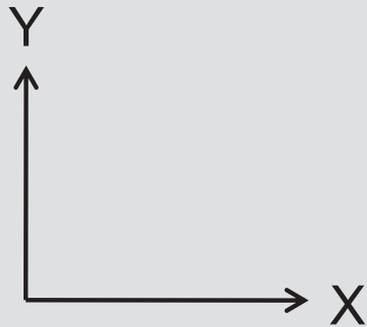
# Range di movimento: vincolo cedevole

$$F_e < F_{lim}$$



**Range di movimento forzato ( $F_e < F_{lim}$ )**

CASO PIANO



Traslazione Y



0°

180°

Traslazione X

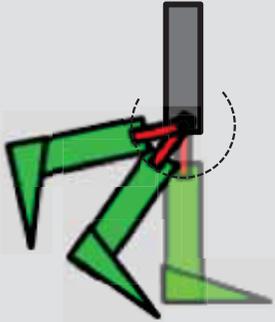


Flesso-estensione

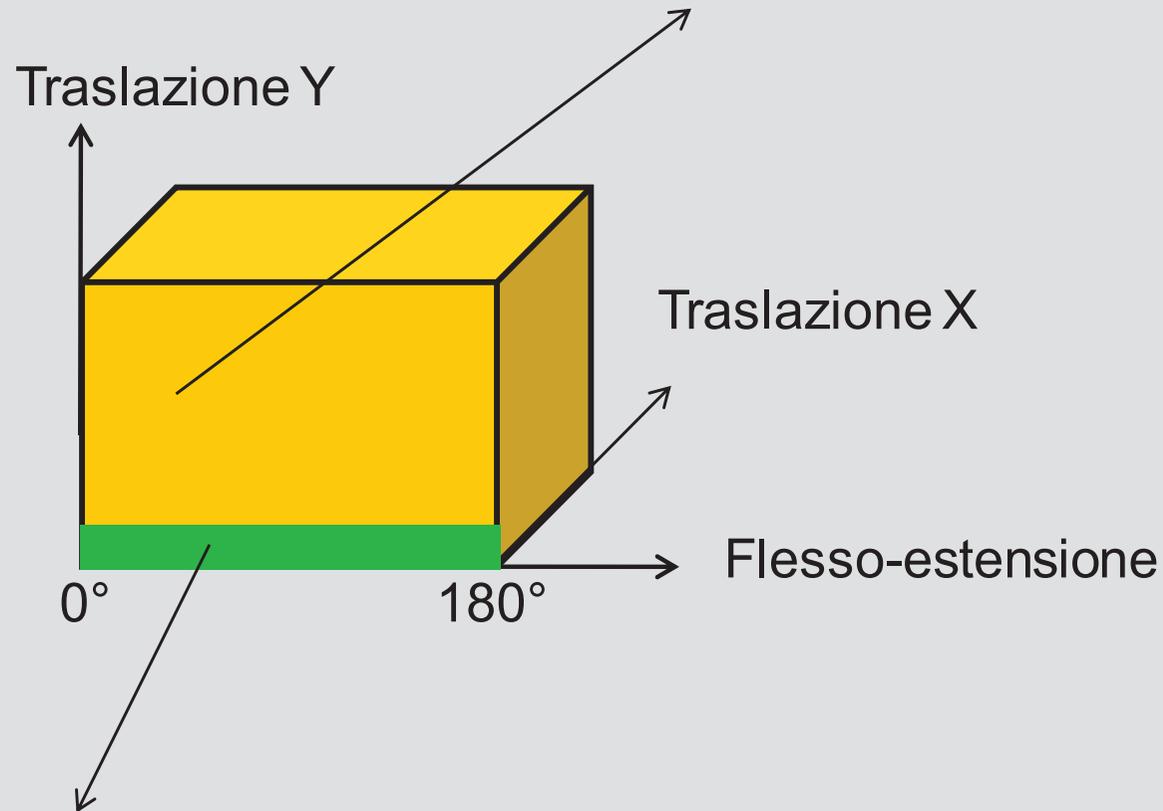
**Range di movimento non forzato ( $F_e = 0$ )**

# Range di movimento

$$F_e < F_{lim}$$



**Range di movimento forzato ( $F_e < F_{lim}$ )**



$$F_e > F_{lim}$$

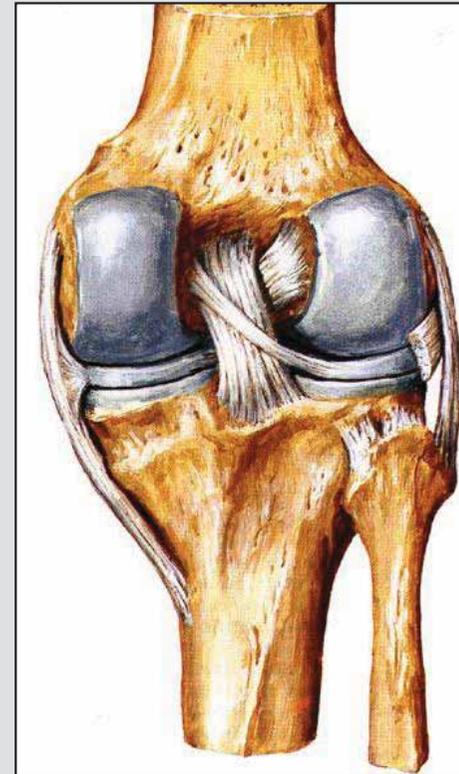
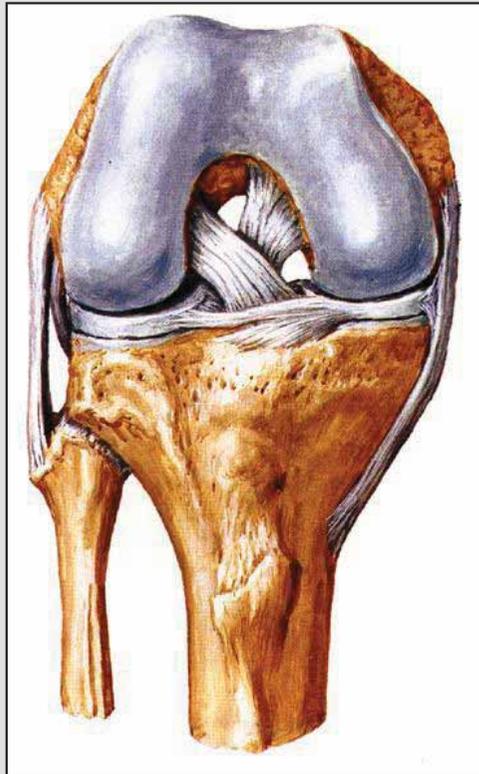


**Range di movimento non forzato ( $F_e = 0$ )**

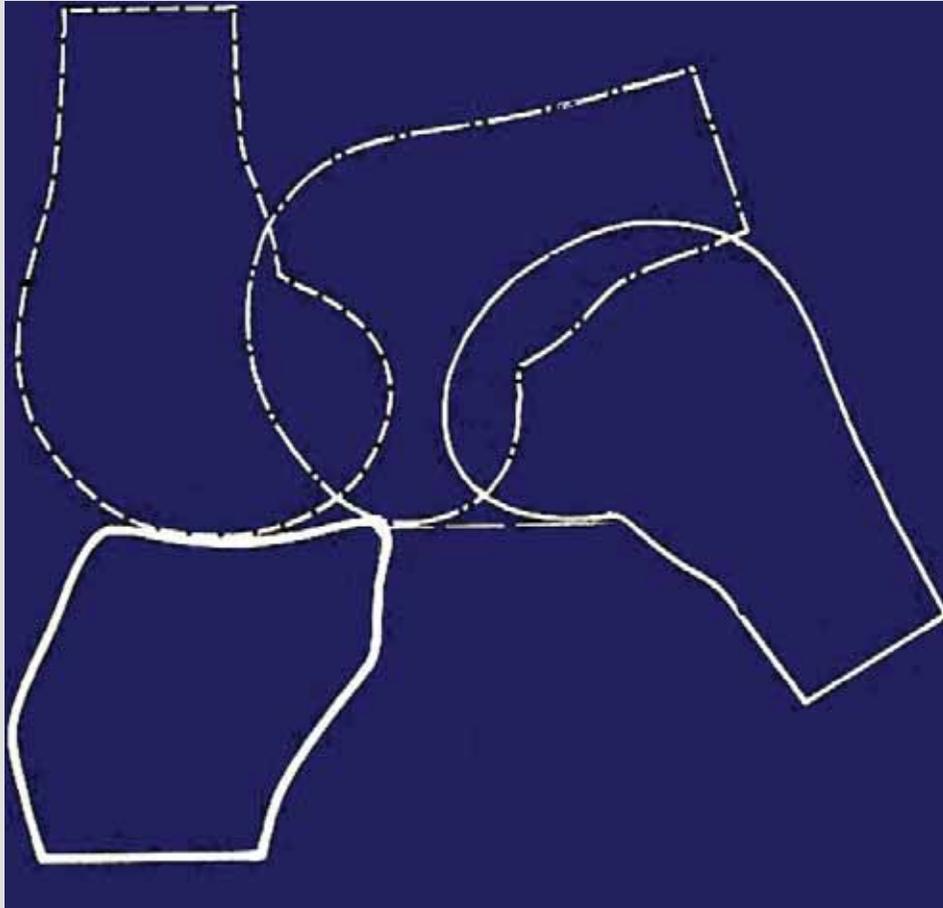
# Come si muove il ginocchio?

Il movimento passivo del ginocchio è governato da:

- Geometria delle superfici articolari dei condili e piatto tibiale
- Strutture di ritegno (legamenti, menischi, capsula articolare, tendini)



# Come si muove il ginocchio?

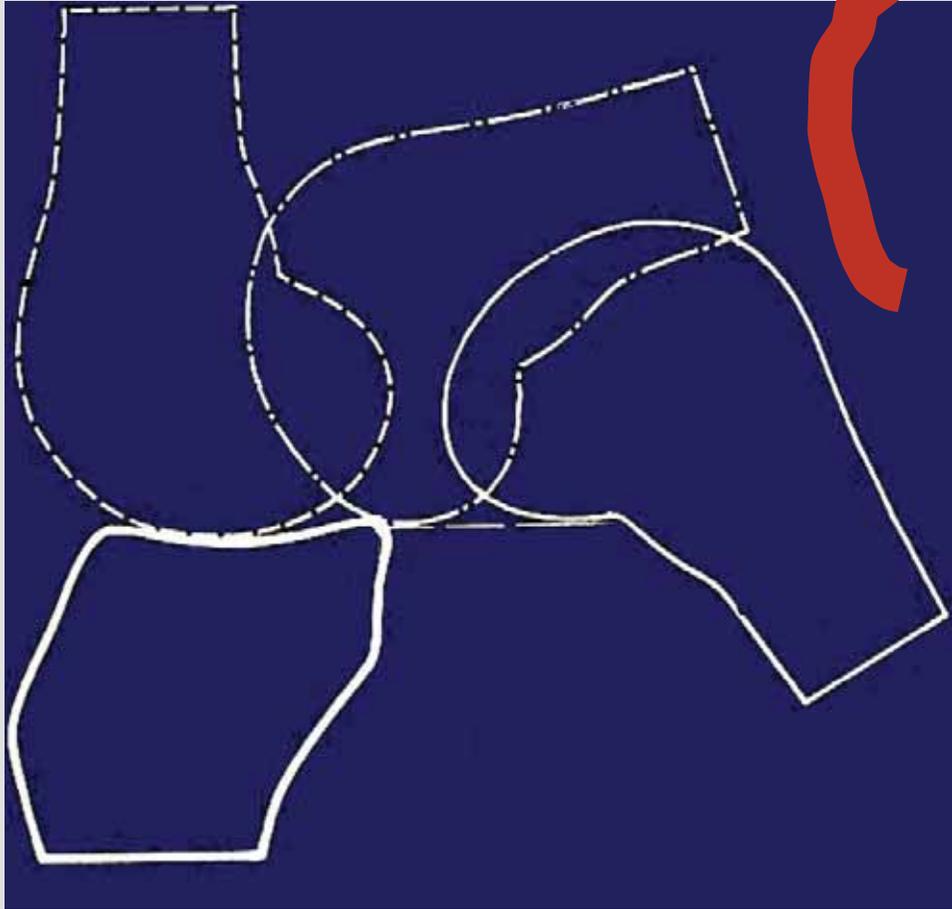


Moto di puro rotolamento

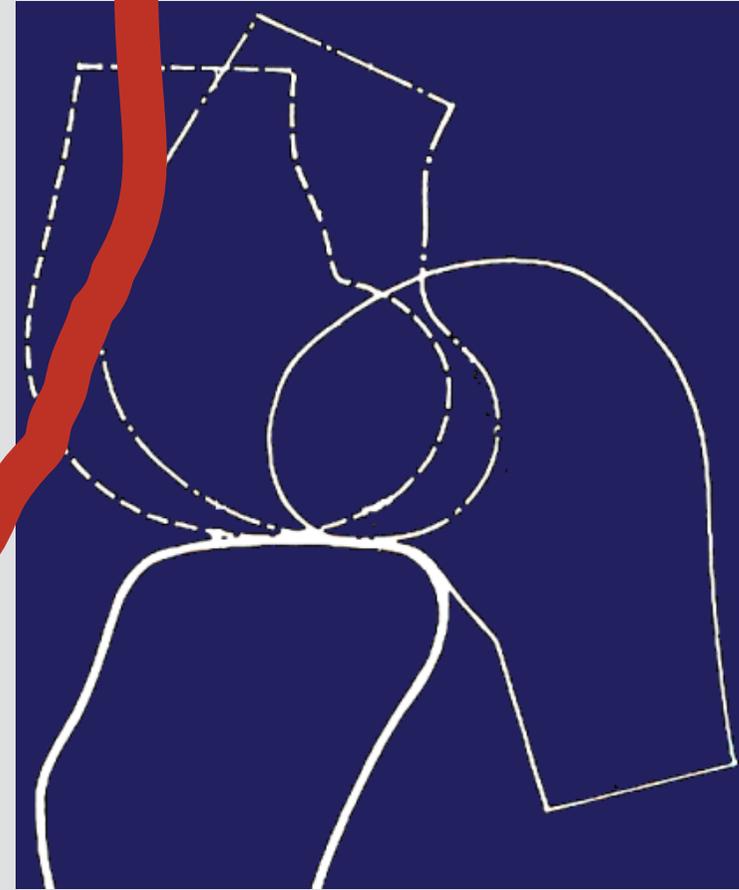


Moto roto-traslatorio

# Come si muove il ginocchio?



Moto di puro rotolamento



Moto roto-traslatorio



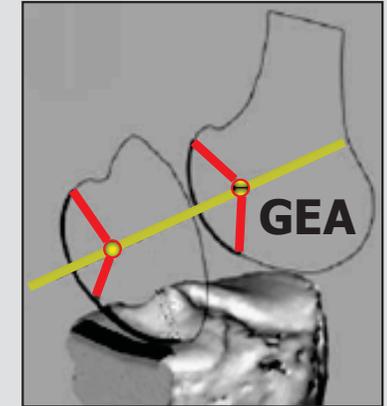
# Movimento del ginocchio in vivo sotto carico



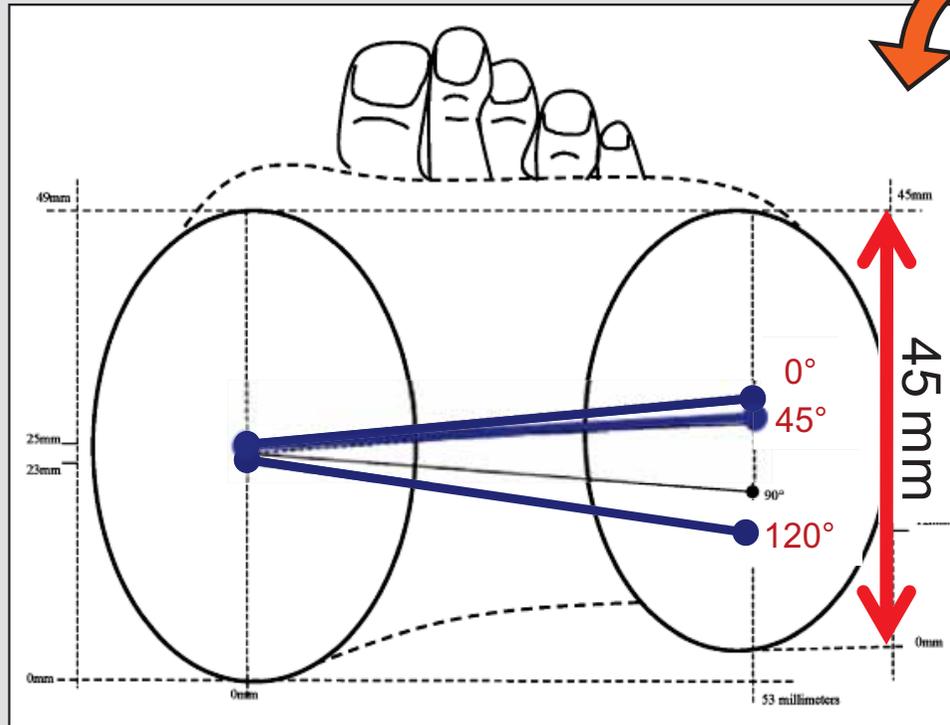
*A. Williams, M. Logan / The Knee 11 (2004) 81–88*

# Movimento del ginocchio in vivo sotto carico

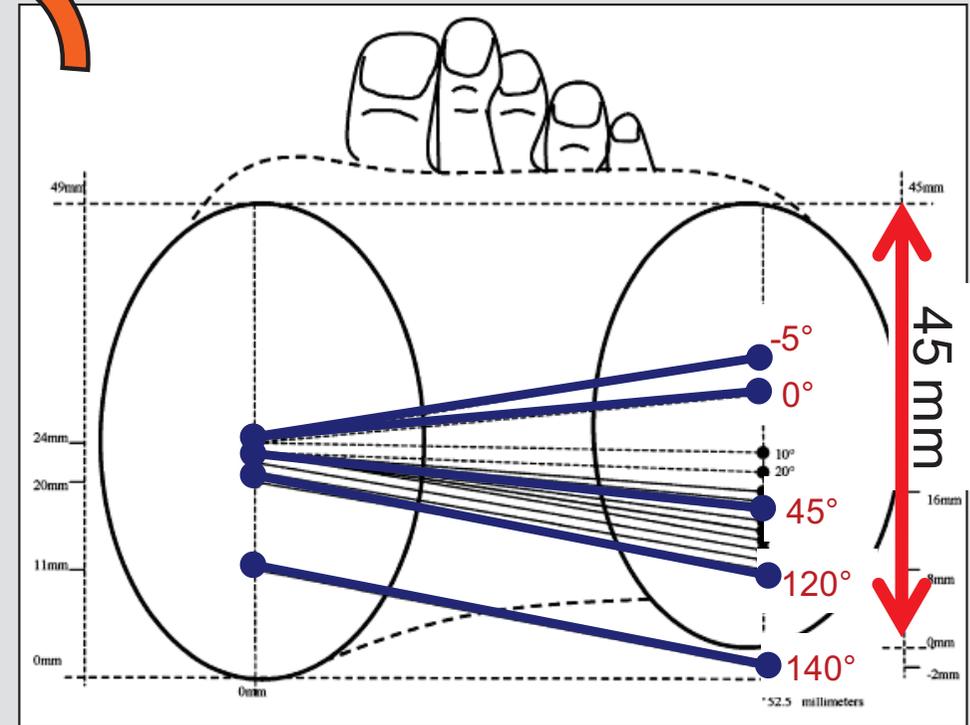
Traslazione degli epicondili rispetto al piatto tibiale in funzione della flessione-estensione



rotazione interna della tibia

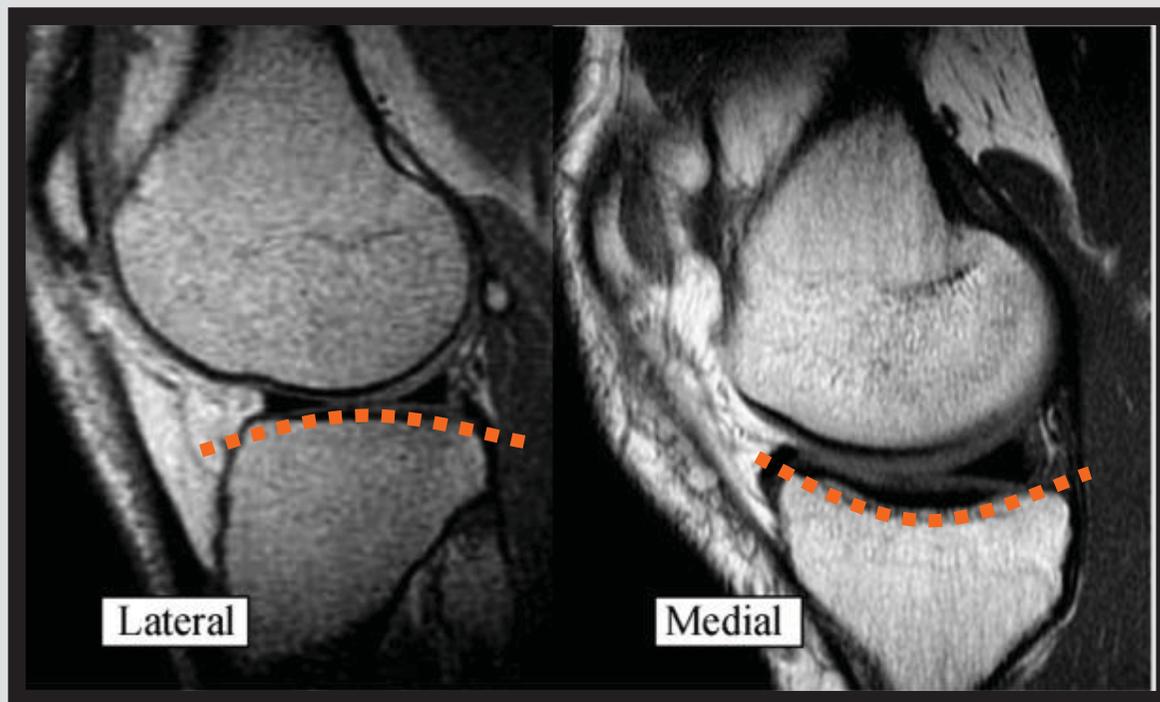


**Cinematica senza carico**



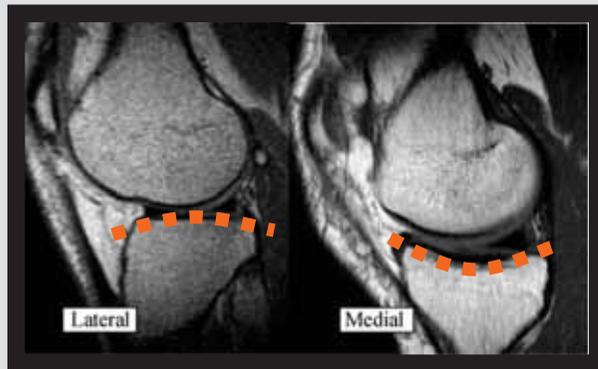
**Cinematica sotto carico  
(peso corporeo)**

# Movimento del ginocchio in vivo sotto carico

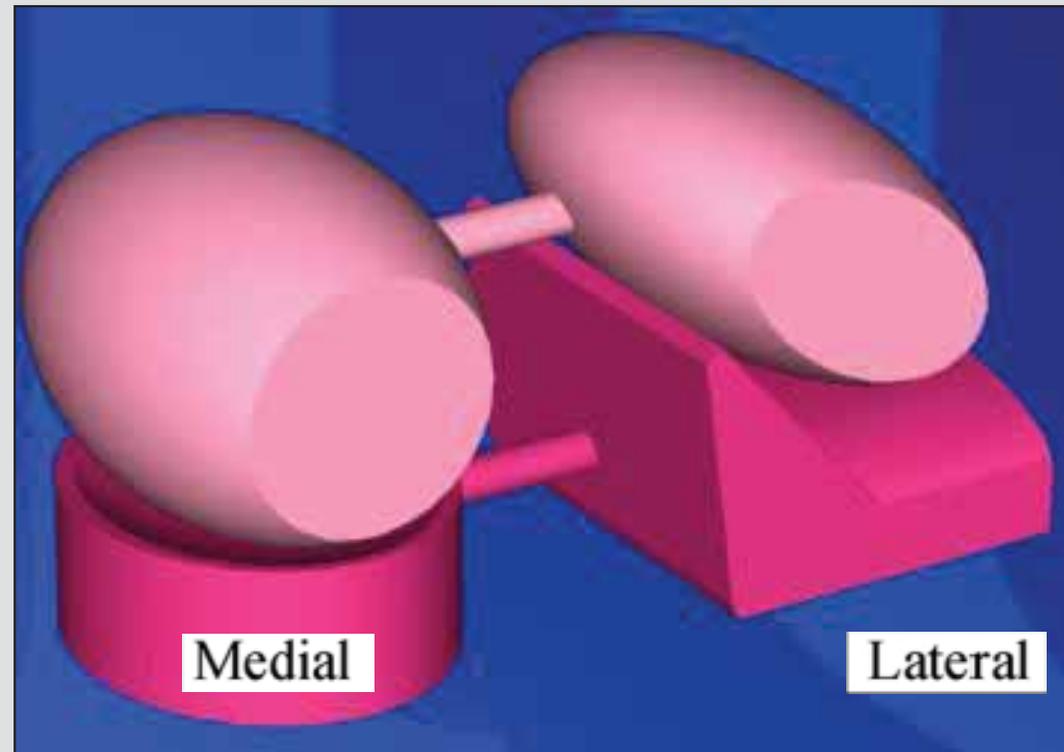


Superficie laterale della tibia leggermente **convessa**, superficie mediale **concava**

# Movimento del ginocchio in vivo sotto carico

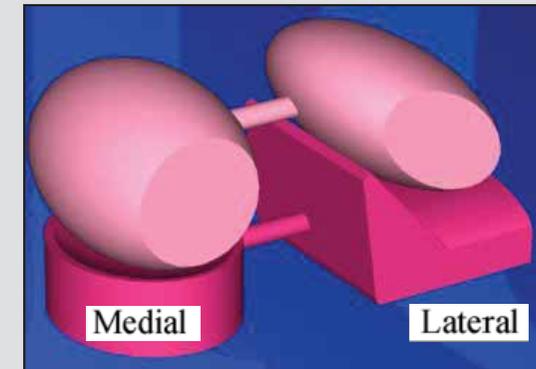
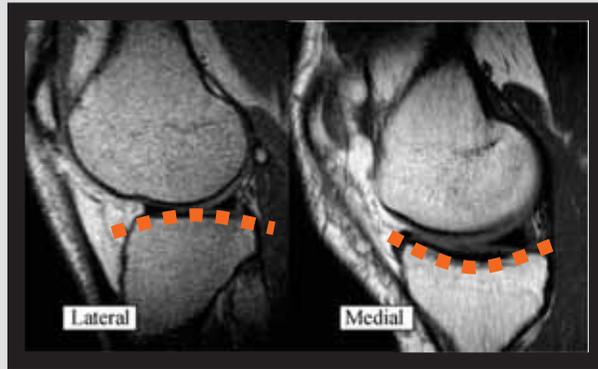


Iwaki et al., 2000



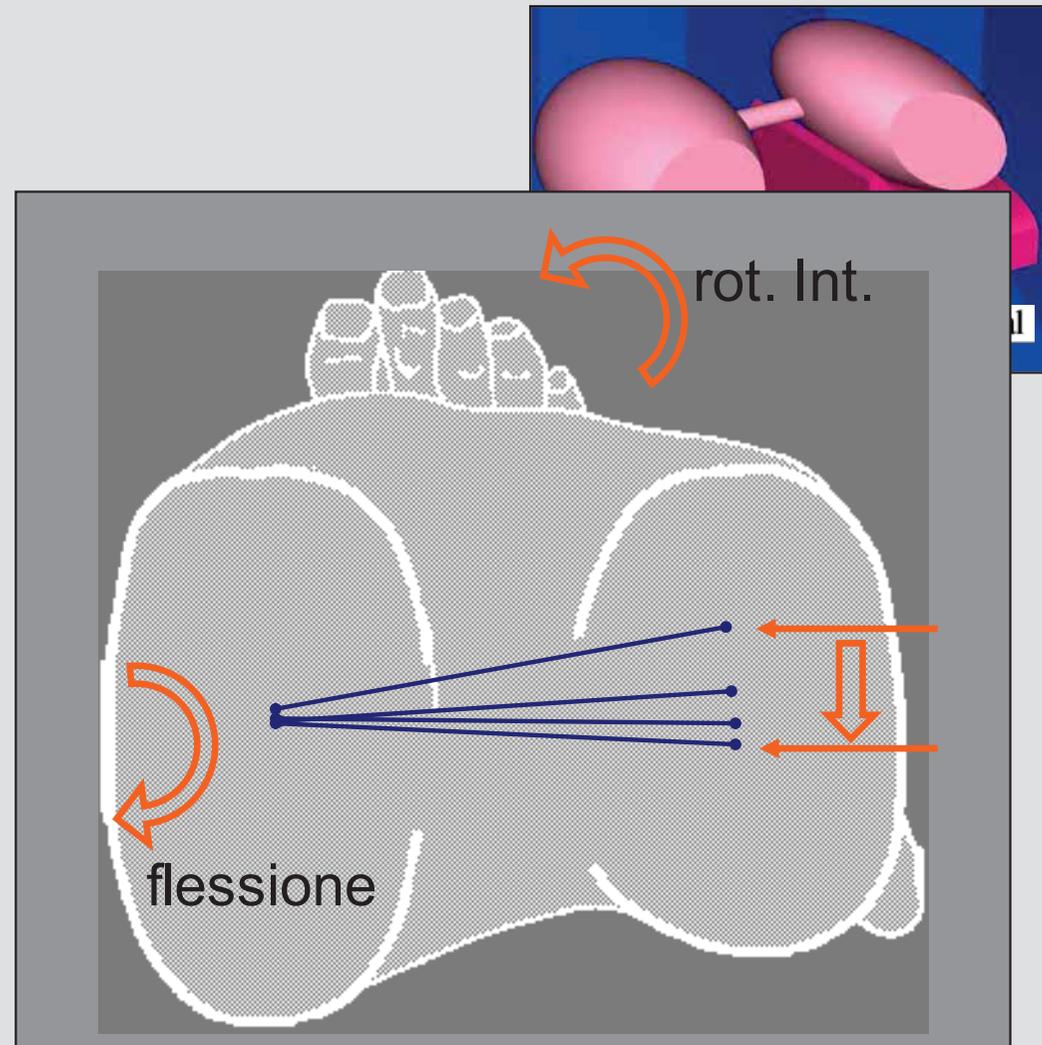
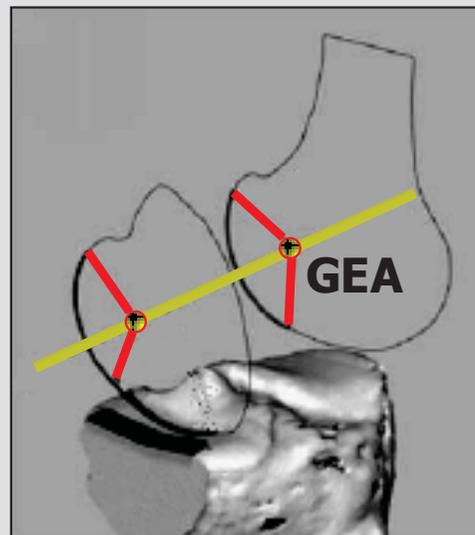
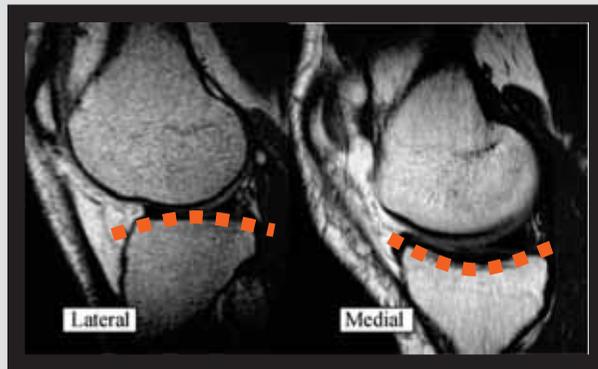
Il condilo laterale raggio maggiore del condilo mediale

# Movimento del ginocchio in vivo sotto carico



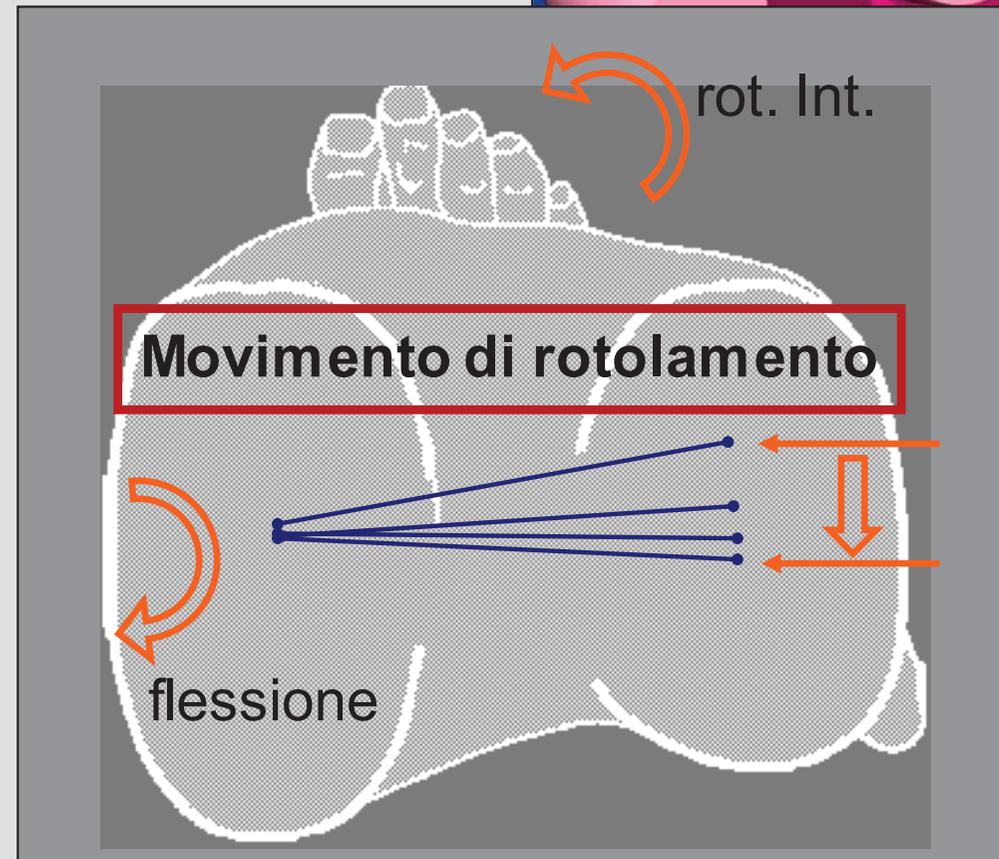
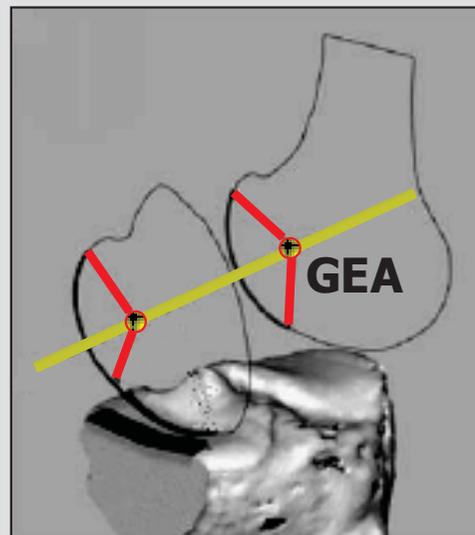
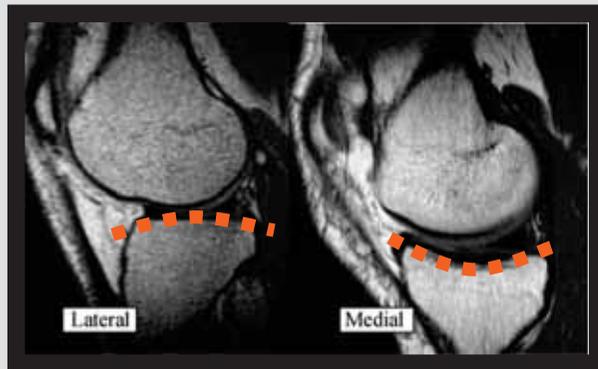
Iwaki et al., 2000

# Movimento del ginocchio in vivo sotto carico



Spostamento posteriore del condilo laterale durante la flessione.  
Rotazione interna della tibia rispetto al femore

# Movimento del ginocchio in vivo sotto carico



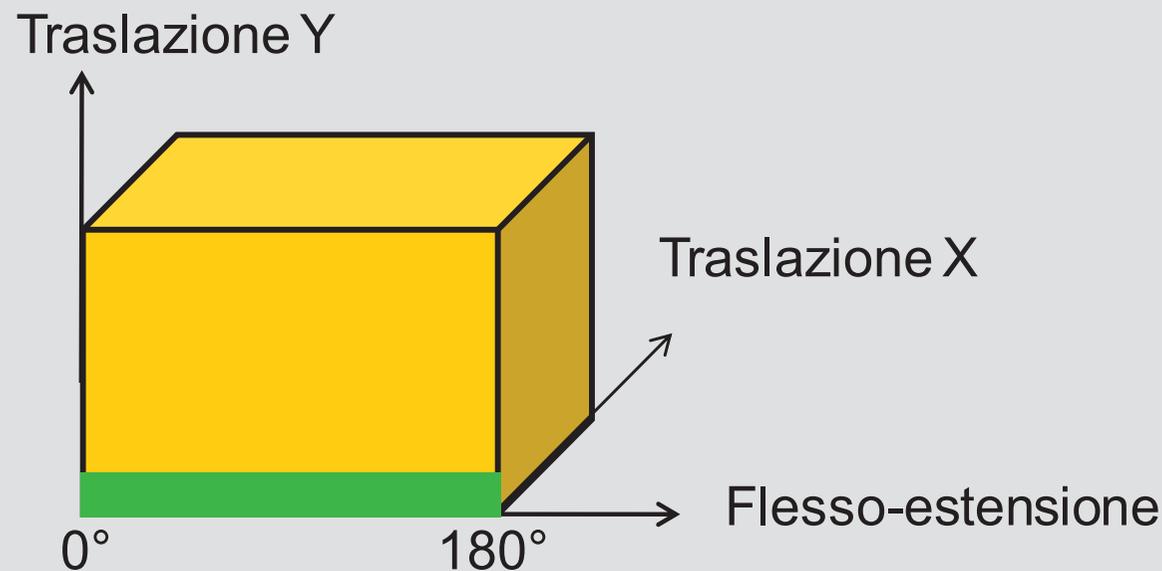
Spostamento posteriore del condilo laterale durante la flessione.  
Rotazione interna della tibia rispetto al femore

# Sommario

1. Caratteristiche dell'articolazione tibio-femorale
2. Come si muove il ginocchio
- 3. Biomeccanica del LCA**
4. Ricostruzione a singolo e doppio fascio

# Il contributo delle strutture periferiche e del LCA

In generale, la cinematica del ginocchio è determinata dai legamenti che agiscono in sinergia con le superfici articolari. In presenza di forze esterne, i legamenti allungandosi esercitano delle forze che impediscono l'ulteriore movimento



# Proprietà meccaniche del LCA

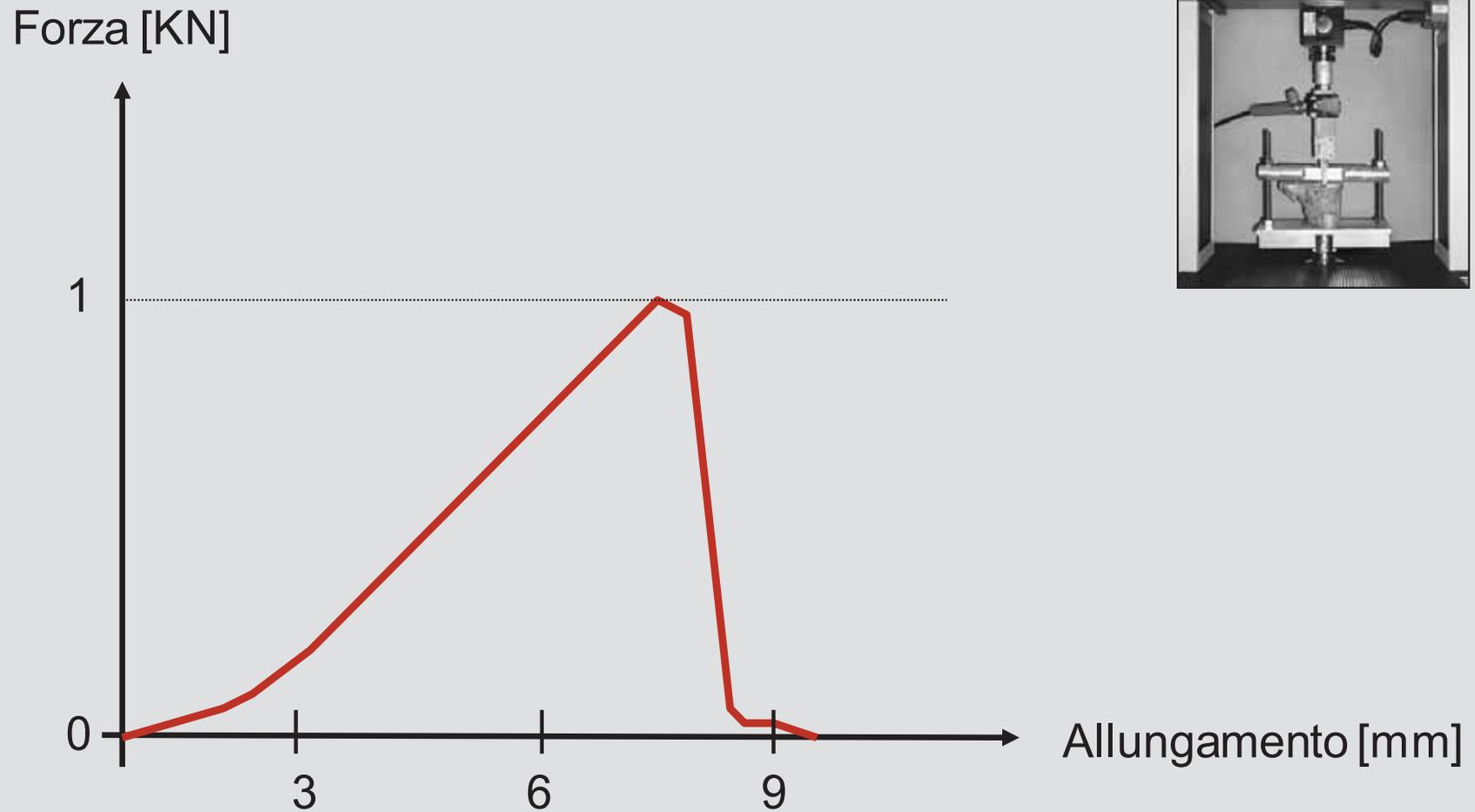
L'LCA esercita la sua funzione di vincolo elastico in seguito al suo allungamento



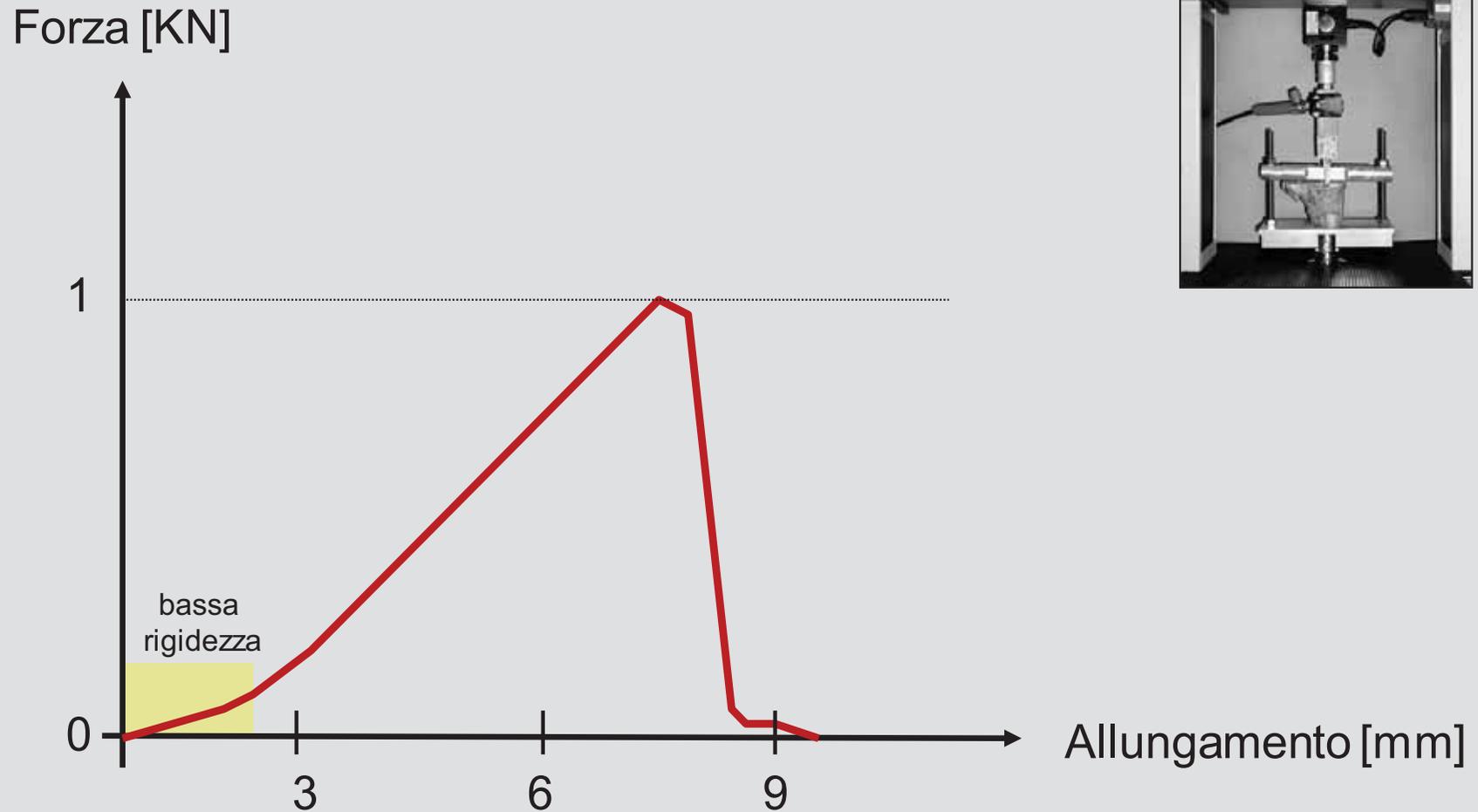
La forza prodotta in seguito al suo allungamento dipende dalle sue **proprietà meccaniche**

Che vuol dire?...

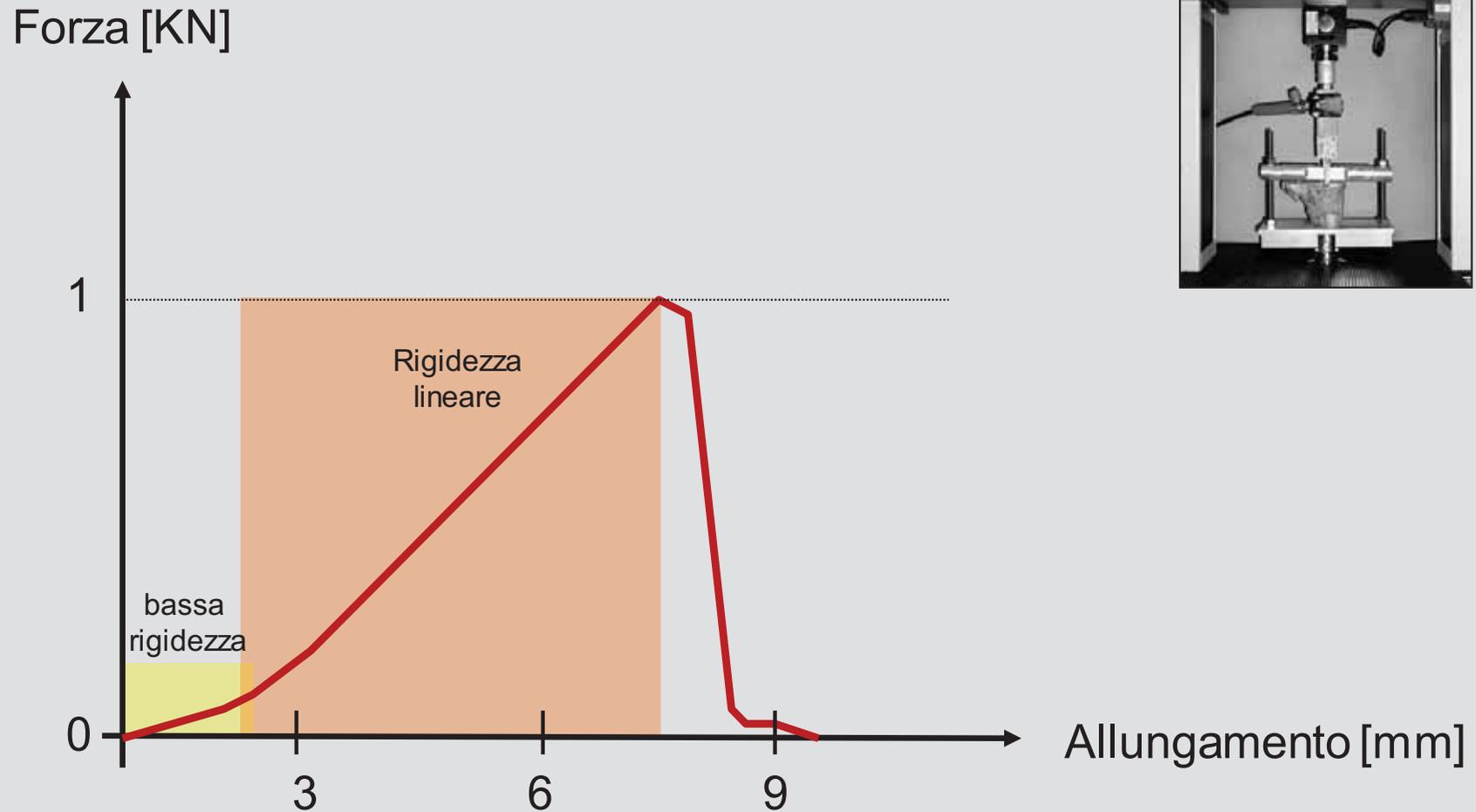
# Curva forza-spostamento



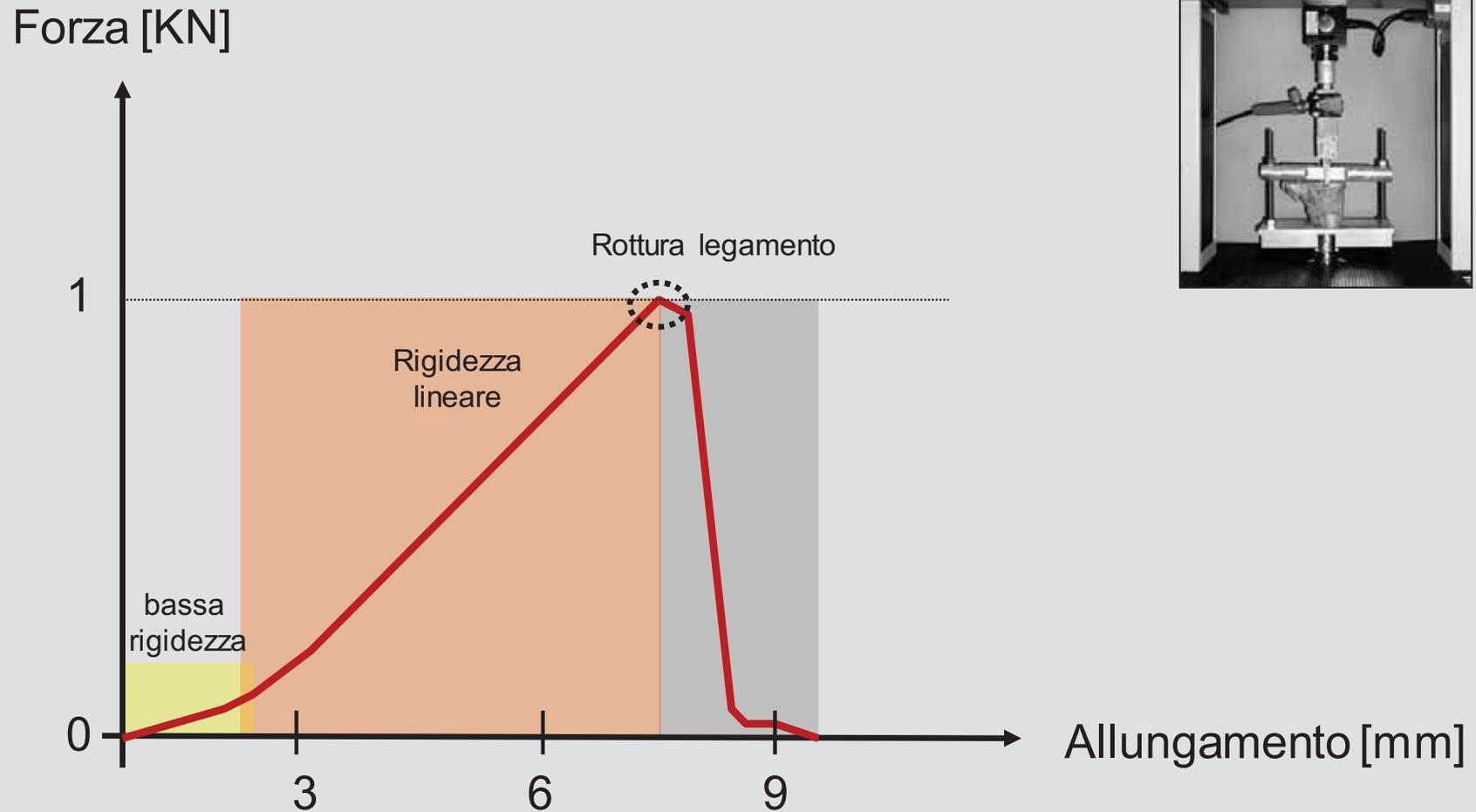
# Analisi delle forze: curva forza-spostamento



# Analisi delle forze: curva forza-spostamento



# Analisi delle forze: curva forza-spostamento



# Resistenze alla trazione

## Legamenti crociati:

LCA: 2000 N

LCP: 1500 N

LMF: 300 N (forza simile al fascio PM del LCP)

## Strutture mediali:

LCM: 550 N

CPM: 418 N

## Strutture posterolaterali:

LCL: 500 N

LPF: 250 N

# Resistenze alla trazione

## Legamenti crociati:

LCA: 2000 N

LCP: 1500 N

LMF: 300 N (forza simile al fascio PM del LCP)

## Strutture mediali:

LCM: 550 N

CPM: 418 N

Letteratura riporta valori molto diversi!!!!



fattori prettamente tecnici

## Strutture posterolaterali:

LCL: 500 N

LPF: 250 N

# Resistenze alla trazione

## Legamenti crociati:

LCA: 2000 N

LCP: 1500 N

LMF: 300 N (forza simile al fascio PM del LCP)

## Strutture mediali:

LCM: 550 N

CPM: 418 N

Letteratura riporta valori molto diversi!!!!



fattori prettamente tecnici

“Età” dei campioni

## Strutture posterolaterali:

LCL: 500 N

LPF: 250 N

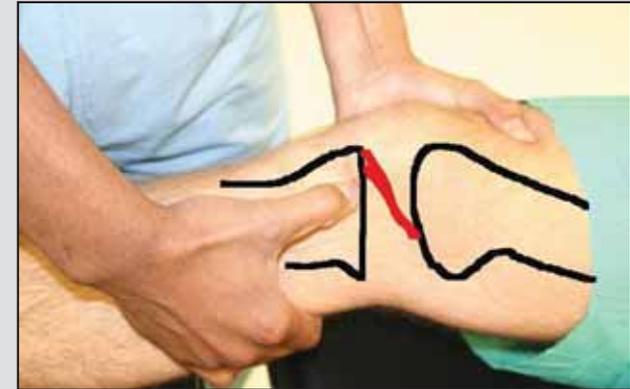
Woo et al., 1991

“Forza del LCA 2-3 volte maggiore nella 3° decade rispetto all’8°”

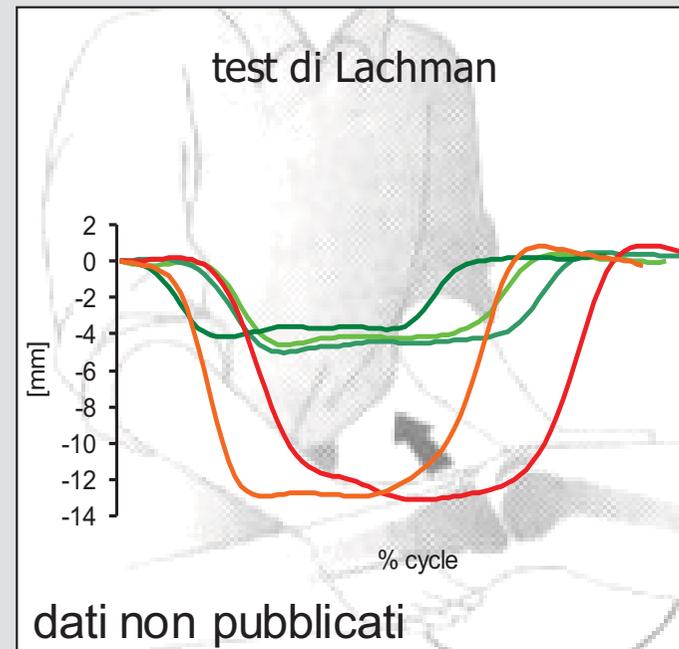
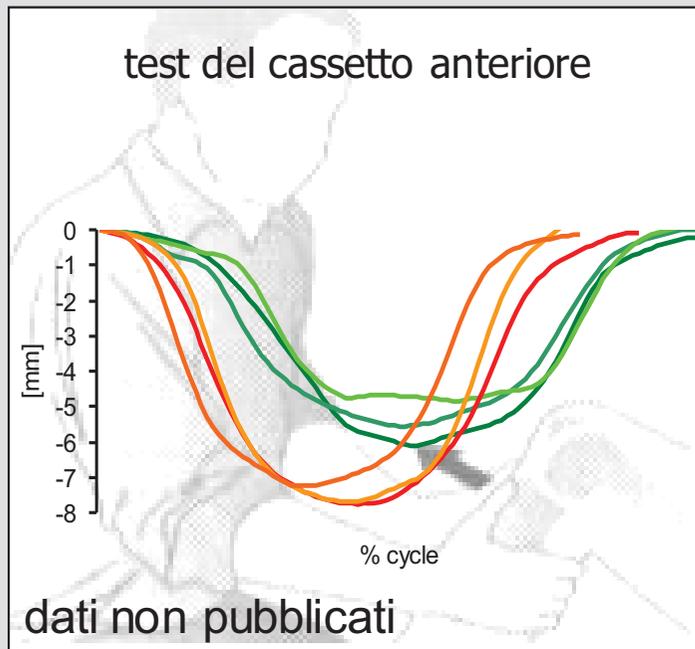
# Il ruolo dell'LCA

Ruolo primario:

**controllo della traslazione anteriore**



<http://www.orthopaedia.com>

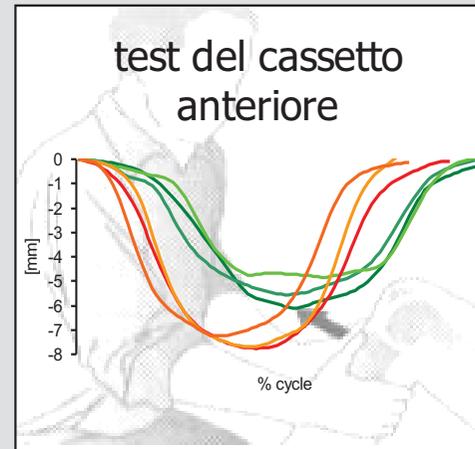


**verde pre-taglio ACL**  
**rosso post-taglio ACL**

# Il ruolo dell'LCA

Ruolo primario:

controllo della traslazione anteriore



Ruolo secondario:

**controllo della rotazione interna in sinergia con i legamenti collaterali**

Il taglio di questo legamento comporta un aumento della rotazione interna

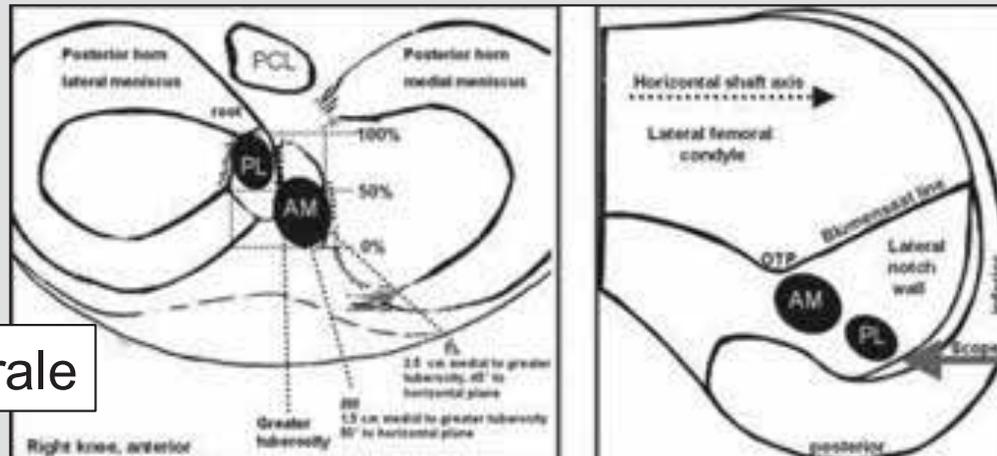
# Recrutamento dell'LCA

Il processo che determina la relazione tra il movimento del ginocchio e le variazioni di lunghezza del legamento stesso

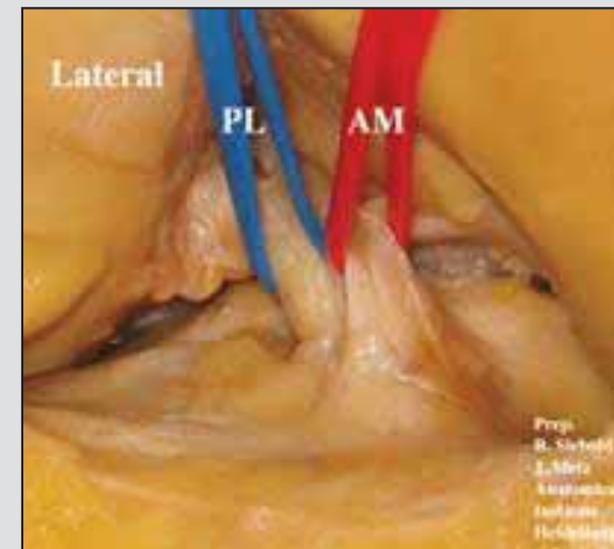
Il LCA può essere considerato costituito da due fasci:

Fascio antero-mediale (AM)

Fascio postrero-laterale (PL)

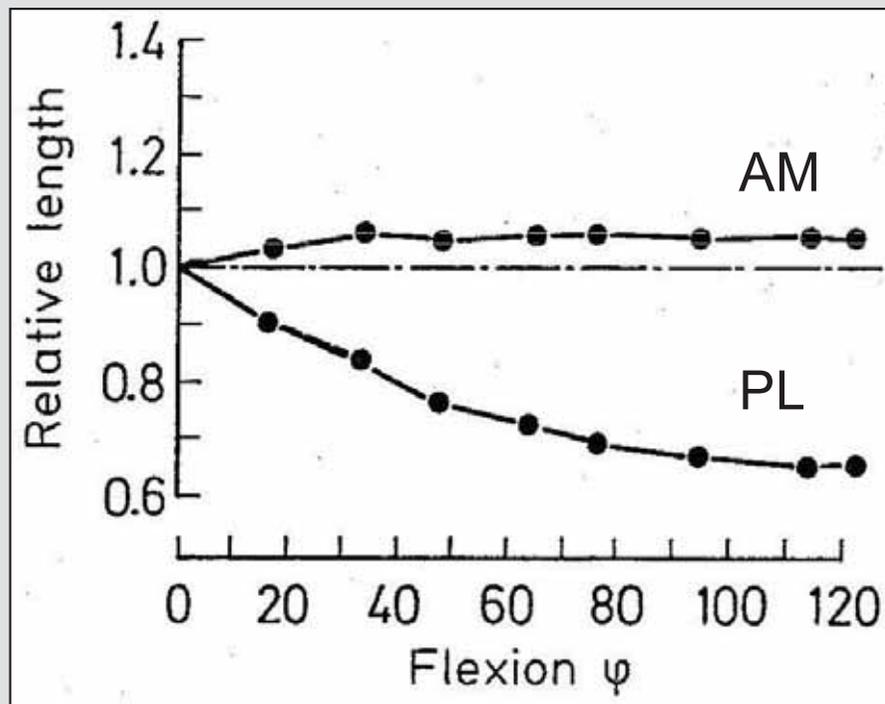
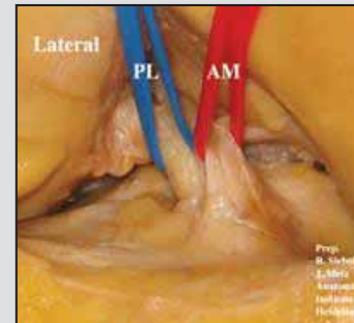


laterale



# Recrutamento dell'LCA

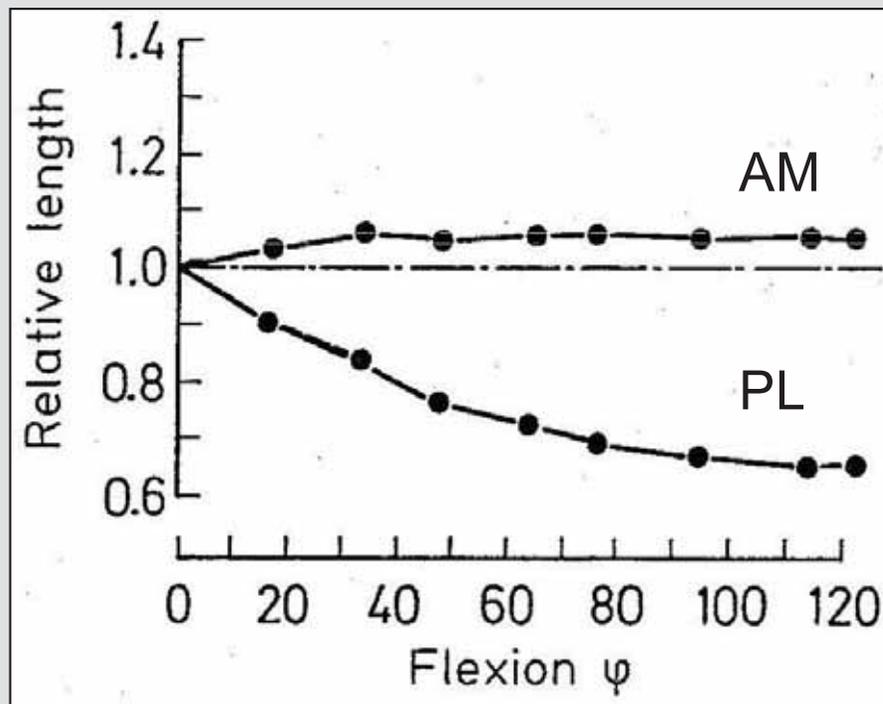
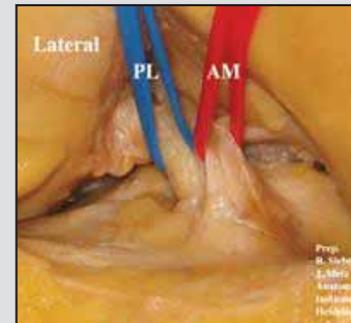
Fascio antero-mediale (AM)  
Fascio postero-laterale (PL)



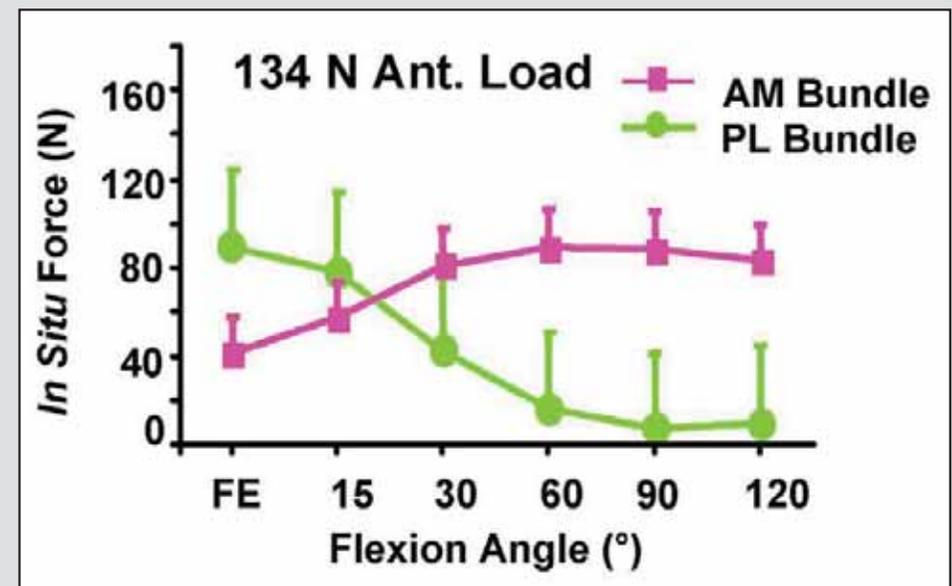
Huiskes et al., 1985

# Recrutamento dell'LCA

Fascio antero-mediale (AM)  
Fascio postero-laterale (PL)



Huiskes et al., 1985

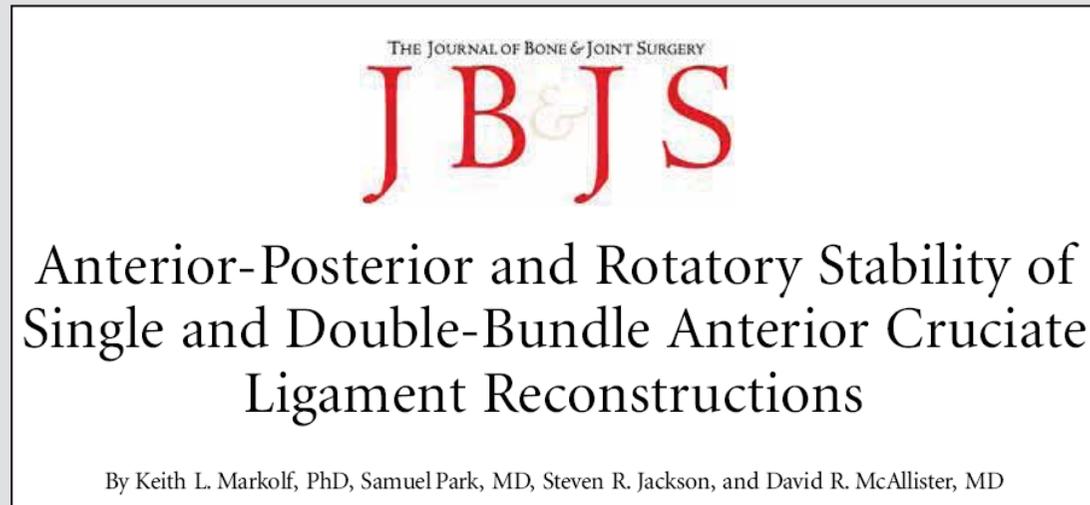


Woo et al., 2010

# Sommario

1. Caratteristiche dell'articolazione tibio-femorale
2. Come si muove il ginocchio
3. Biomeccanica del LCA
- 4. Ricostruzione a singolo e doppio fascio**

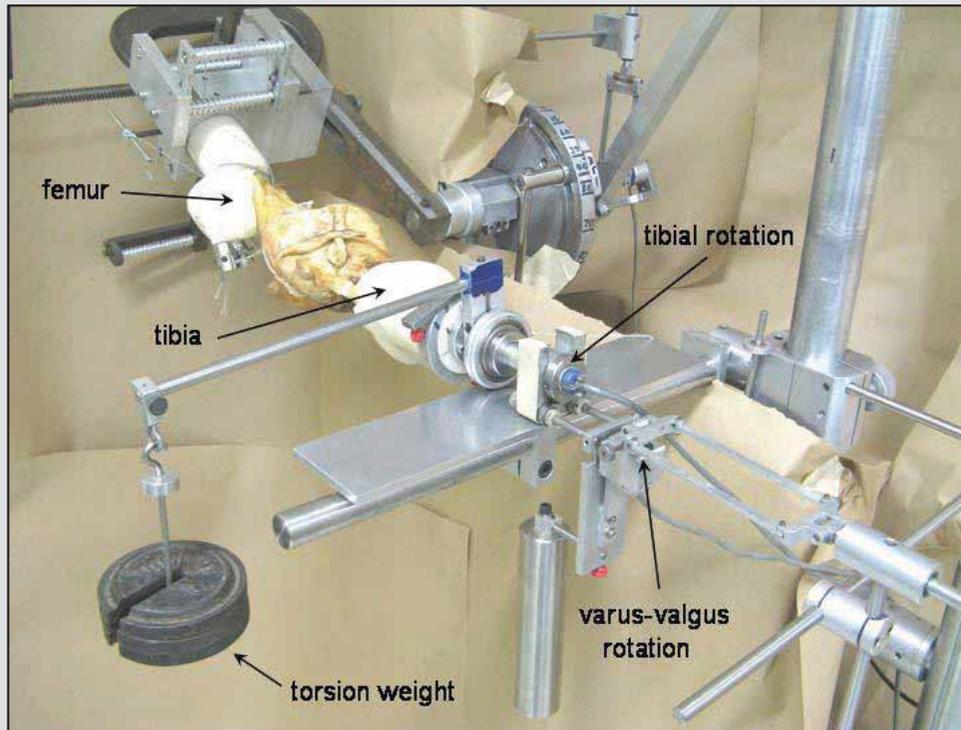
# Analisi biomeccanica per differenti tecniche di ricostruzione



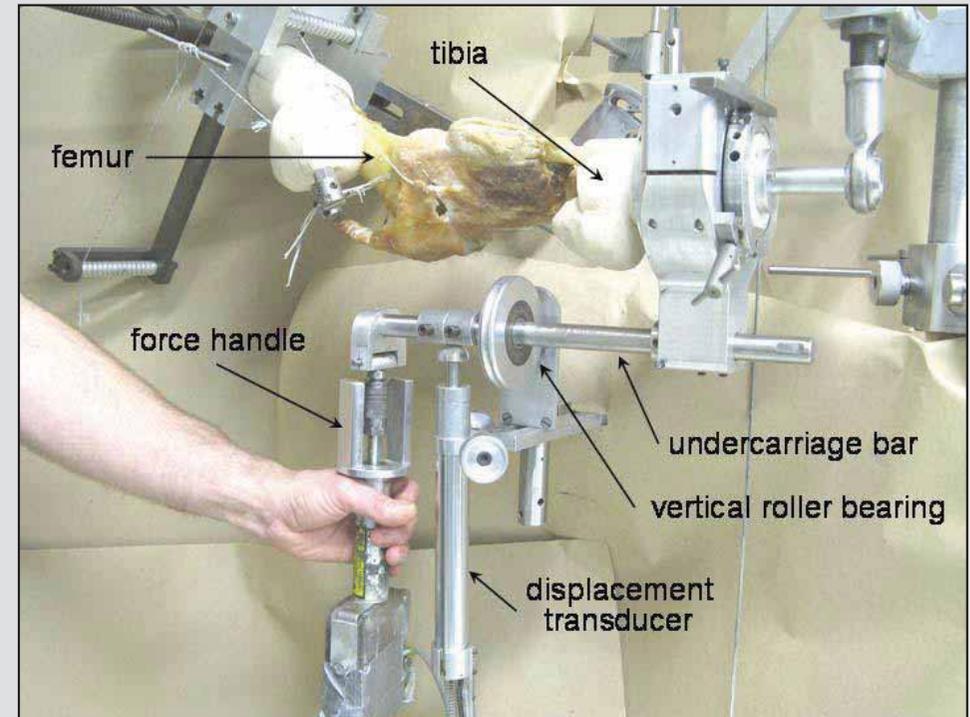
## Scopi dello studio :

- 1. Misurare la capacità della ricostruzione a singolo e a doppio fascio nel ripristinare la lassità antero-posteriore e rotazionale**
- 2. Confrontare le forze di tensione degli innesti con la tensione dei legamenti originali**

# Apparati sperimentali

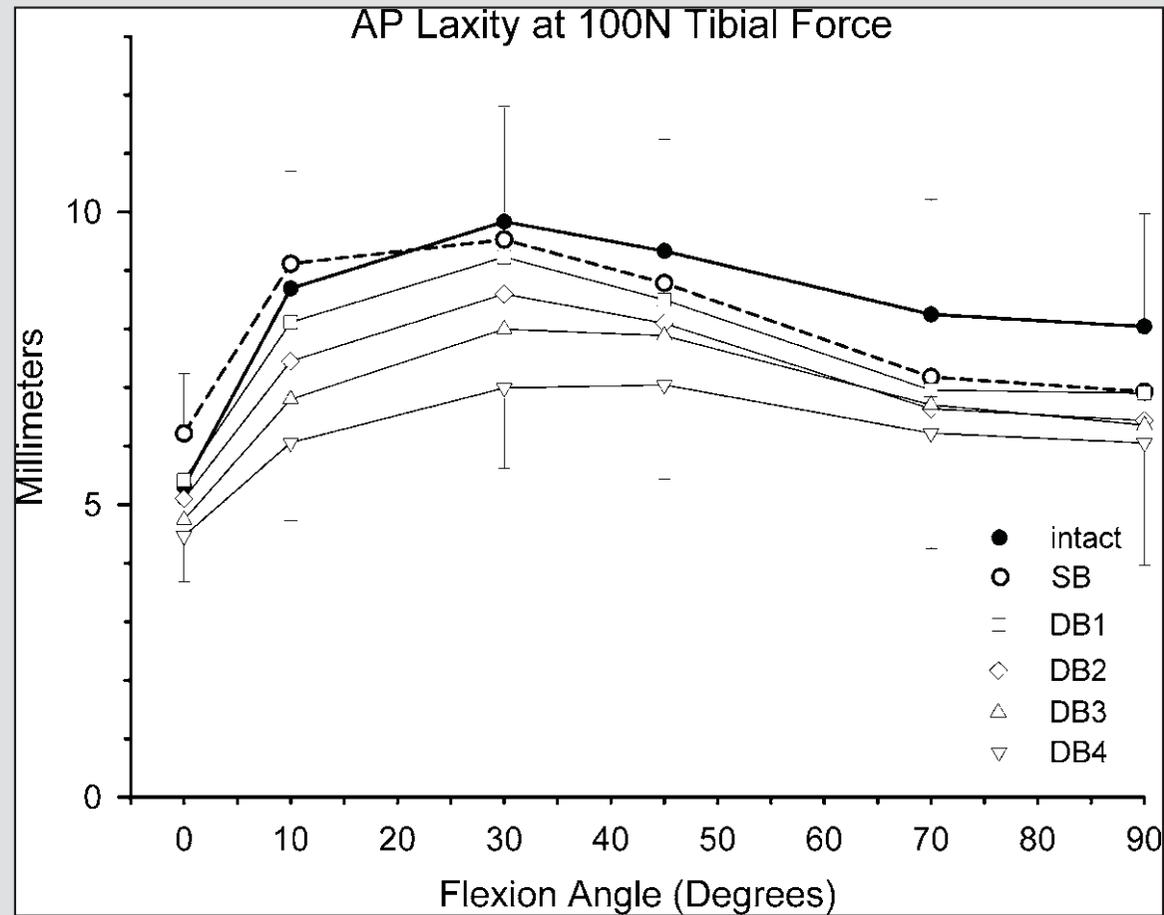


**Apparato sperimentale per la misura delle rotazioni**

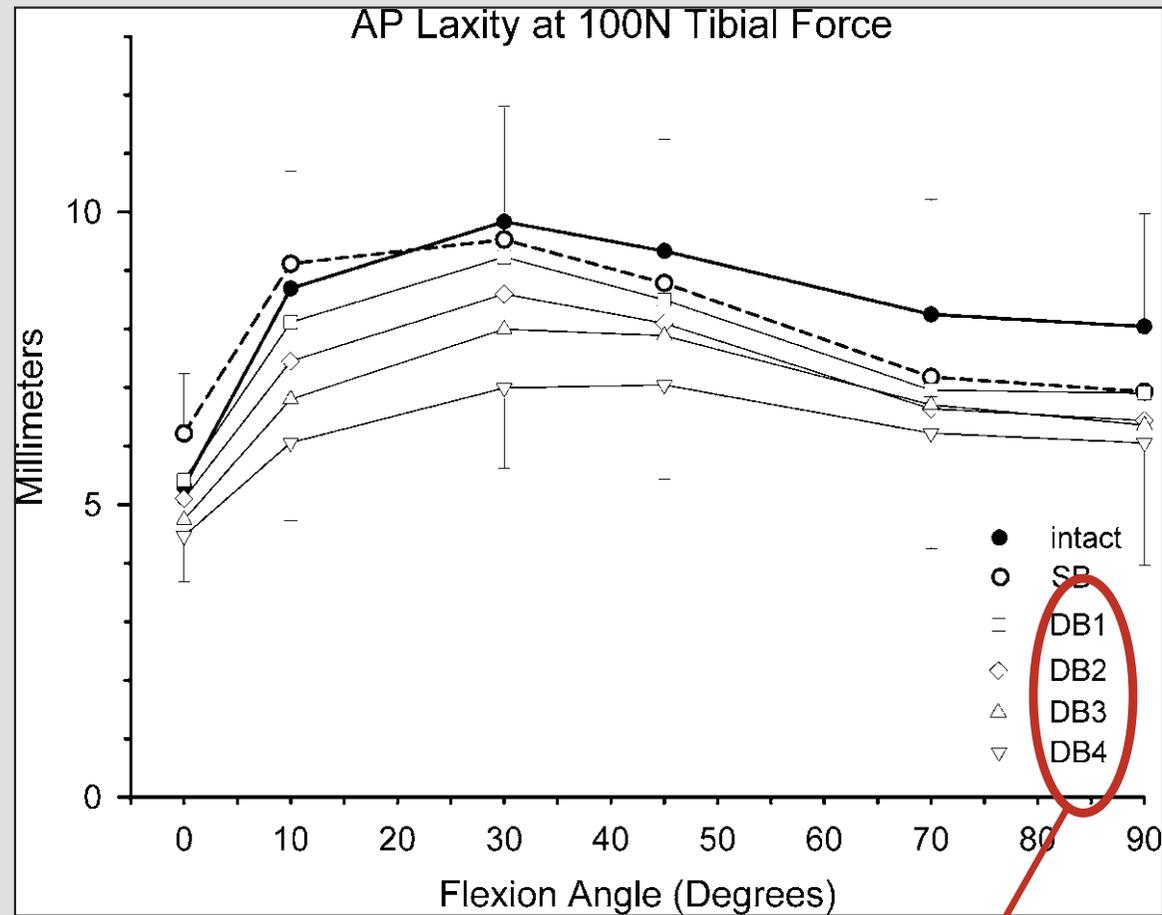


**Apparato sperimentale per la misura traslazioni AP**

# Lassità antero-posteriore: traslazioni



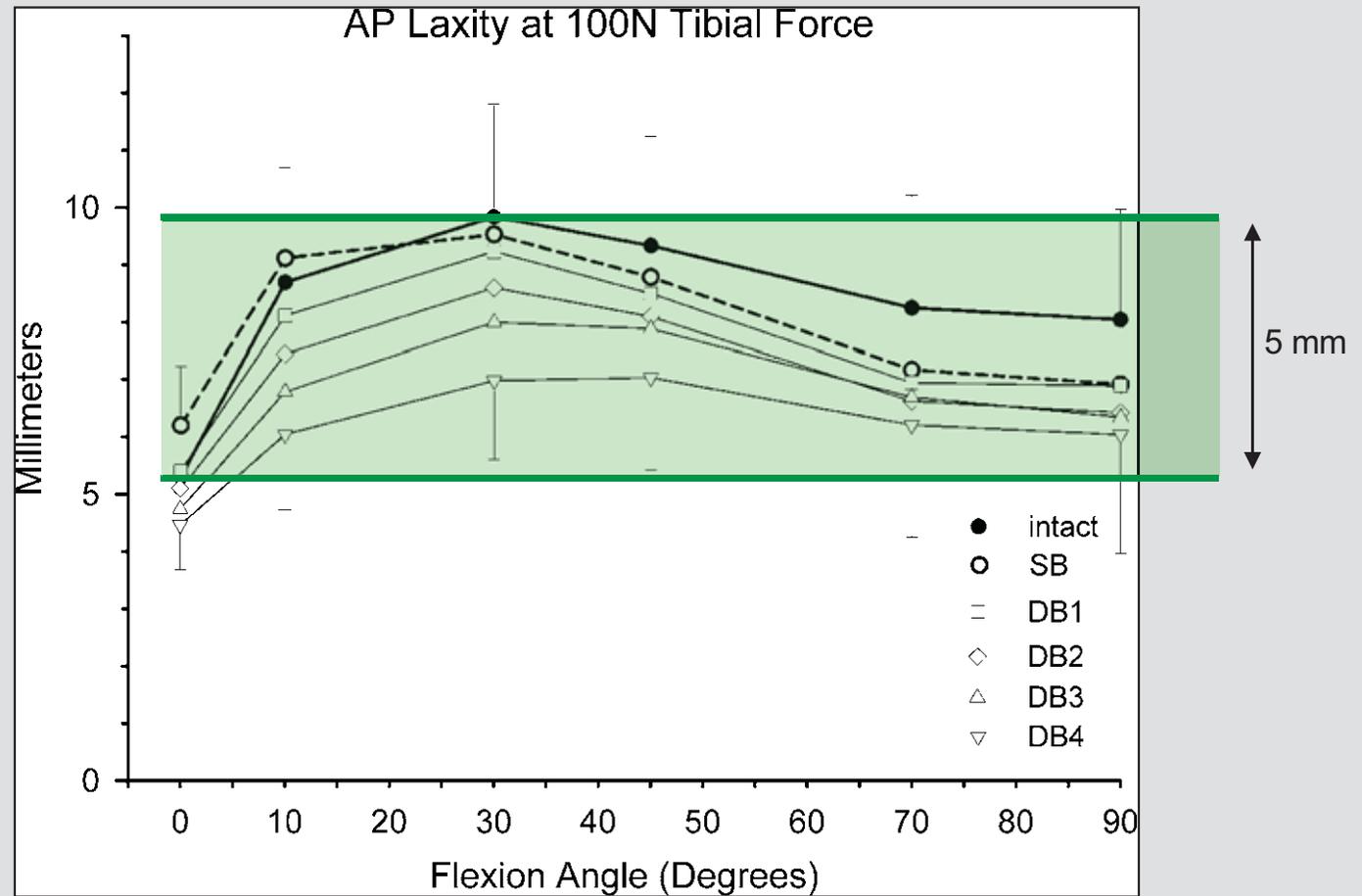
# Lassità antero-posteriore: traslazioni



Diversi livelli di tensione del fascio AM e PL

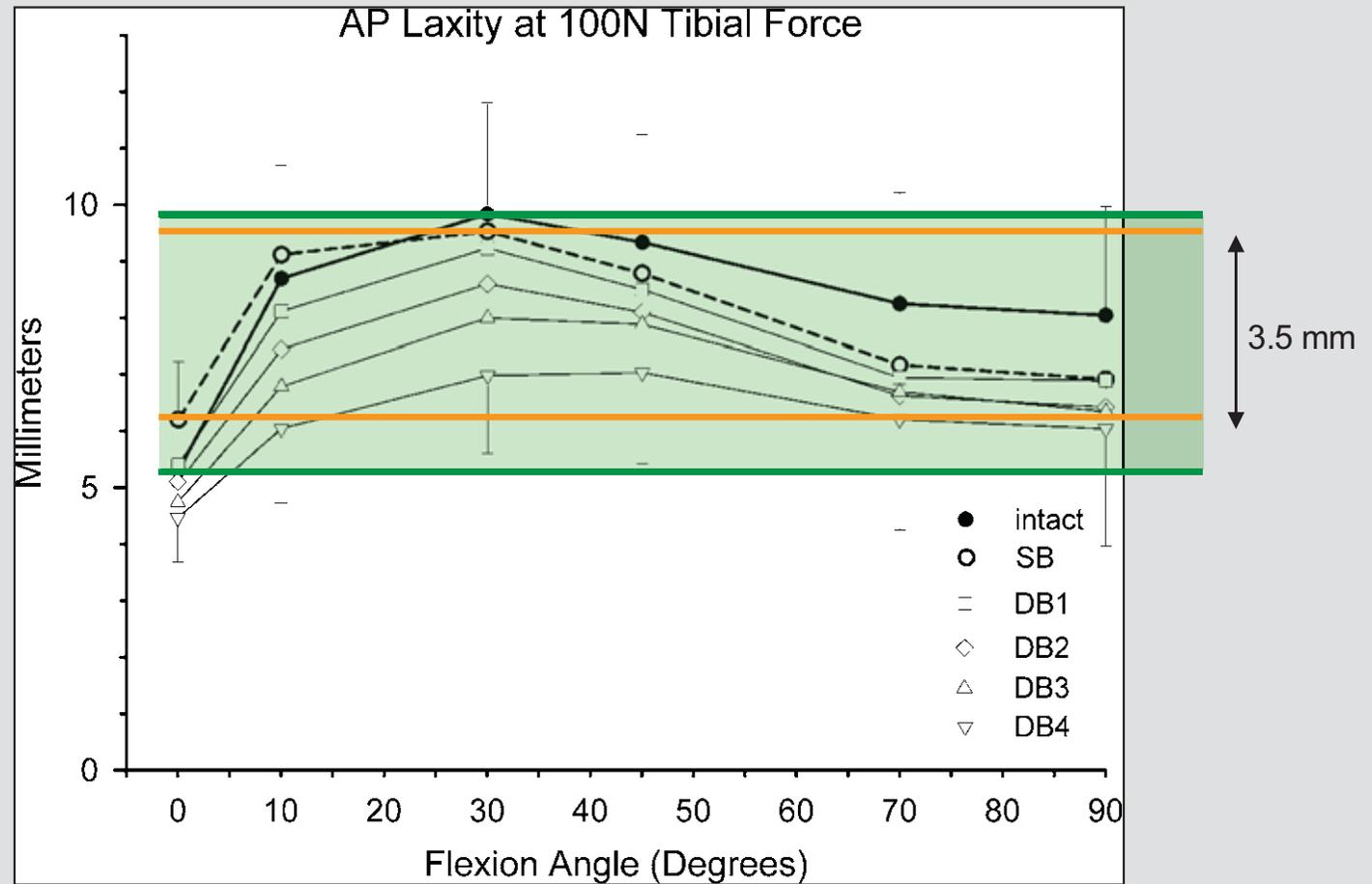
# Lassità antero-posteriore: traslazioni

- Traslazione massima ginocchio intatto



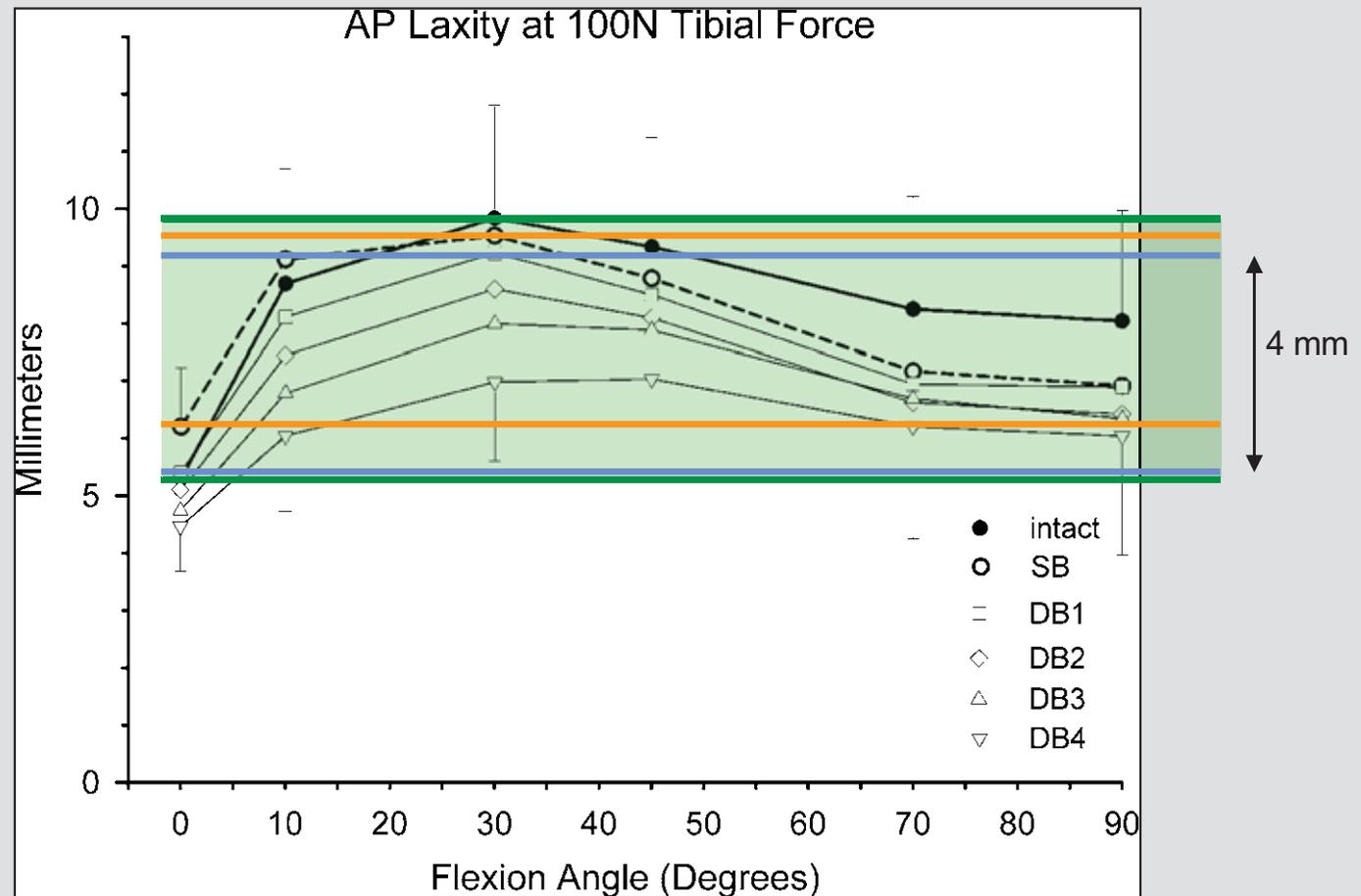
# Lassità antero-posteriore: traslazioni

- Traslazione massima ginocchio intatto
- Range di traslazione ridotto per singolo fascio

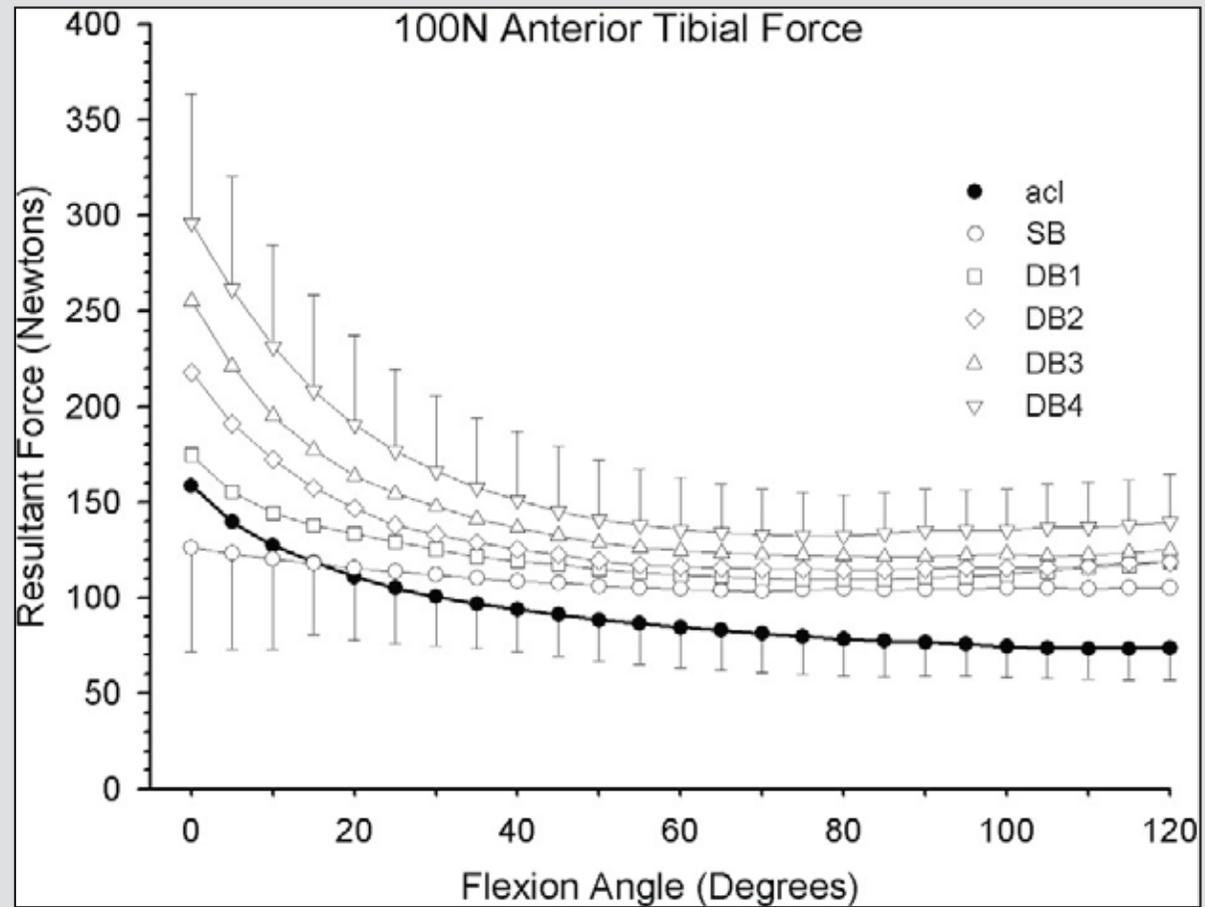


# Lassità antero-posteriore: traslazioni

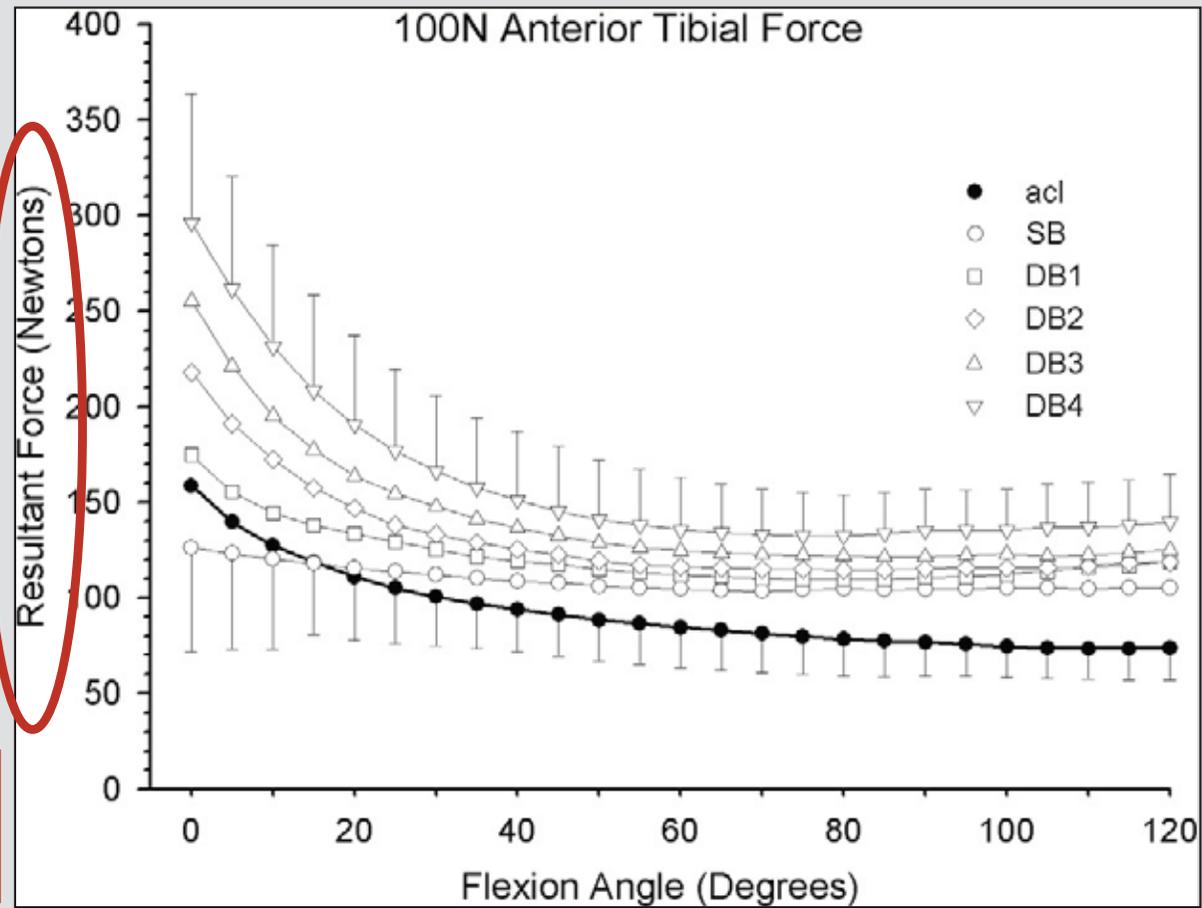
- Traslazione massima ginocchio intatto
- Range di traslazione ridotto per singolo fascio
- Valori traslazioni a 0° gradi di flessione ripristinati con il doppio fascio
- Alcune ricostruzioni a doppio fascio causano un irrigidimento del ginocchio



# Lassità antero-posteriore: forze

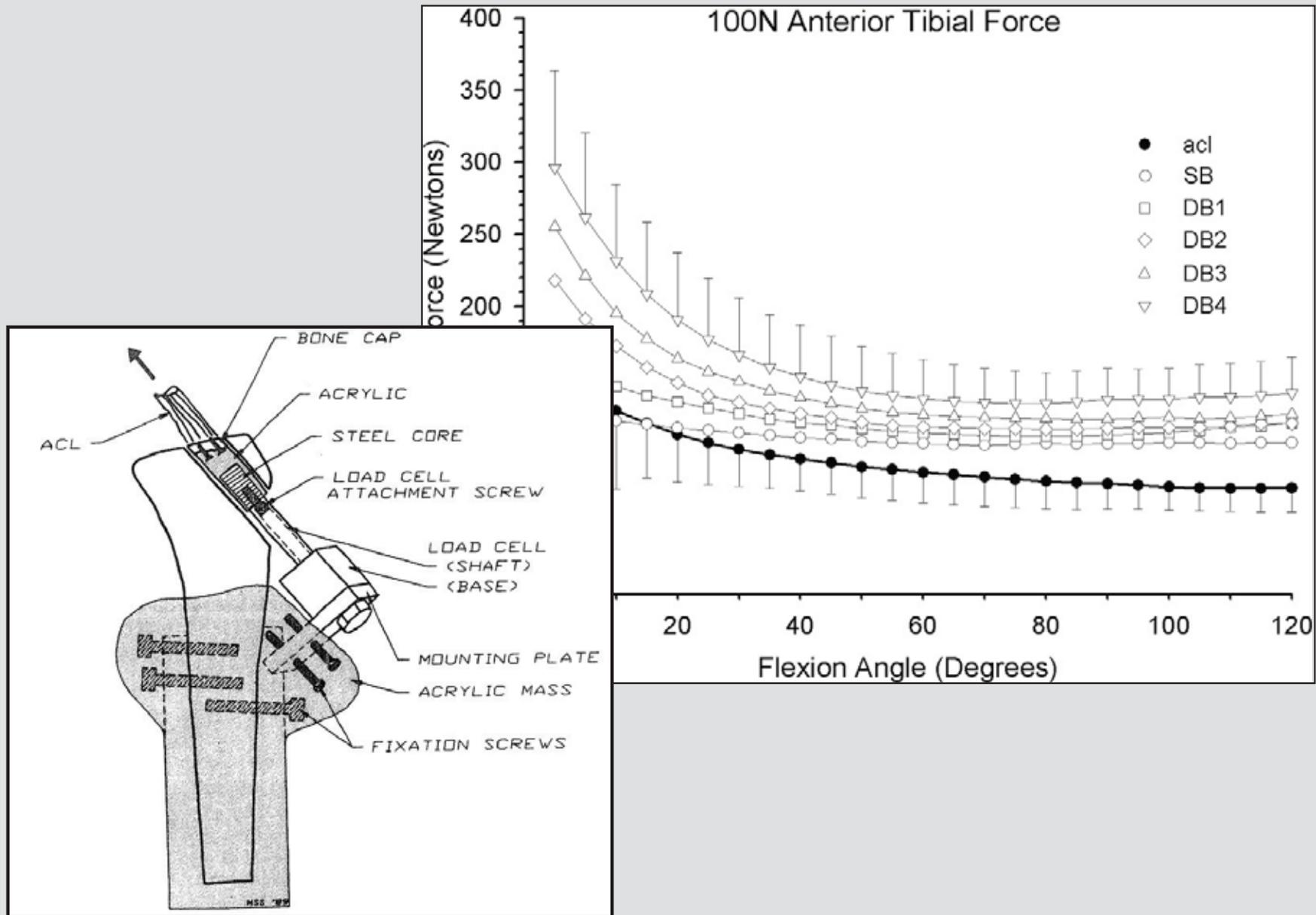


# Lassità antero-posteriore: forze

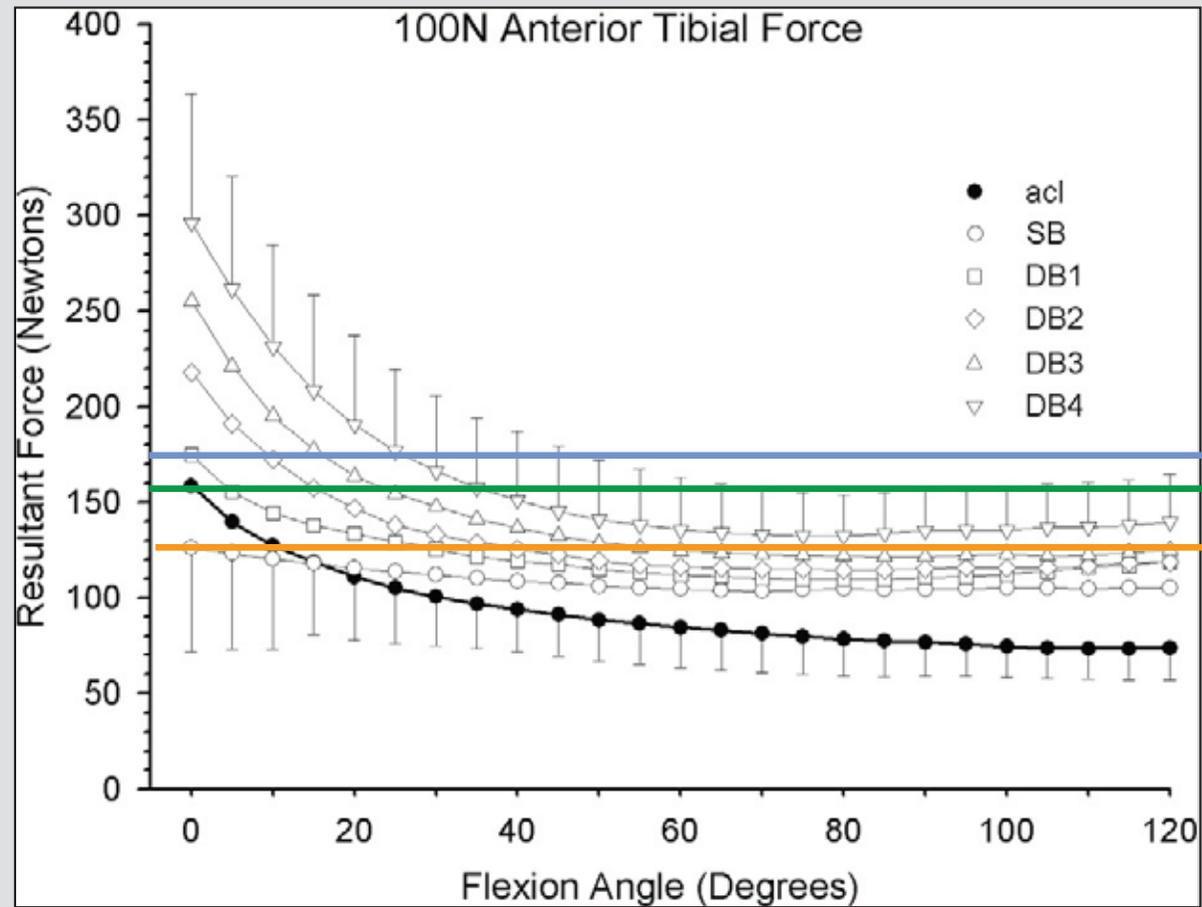


Tensione trasmessa dai legamenti

# Lassità antero-posteriore: forze

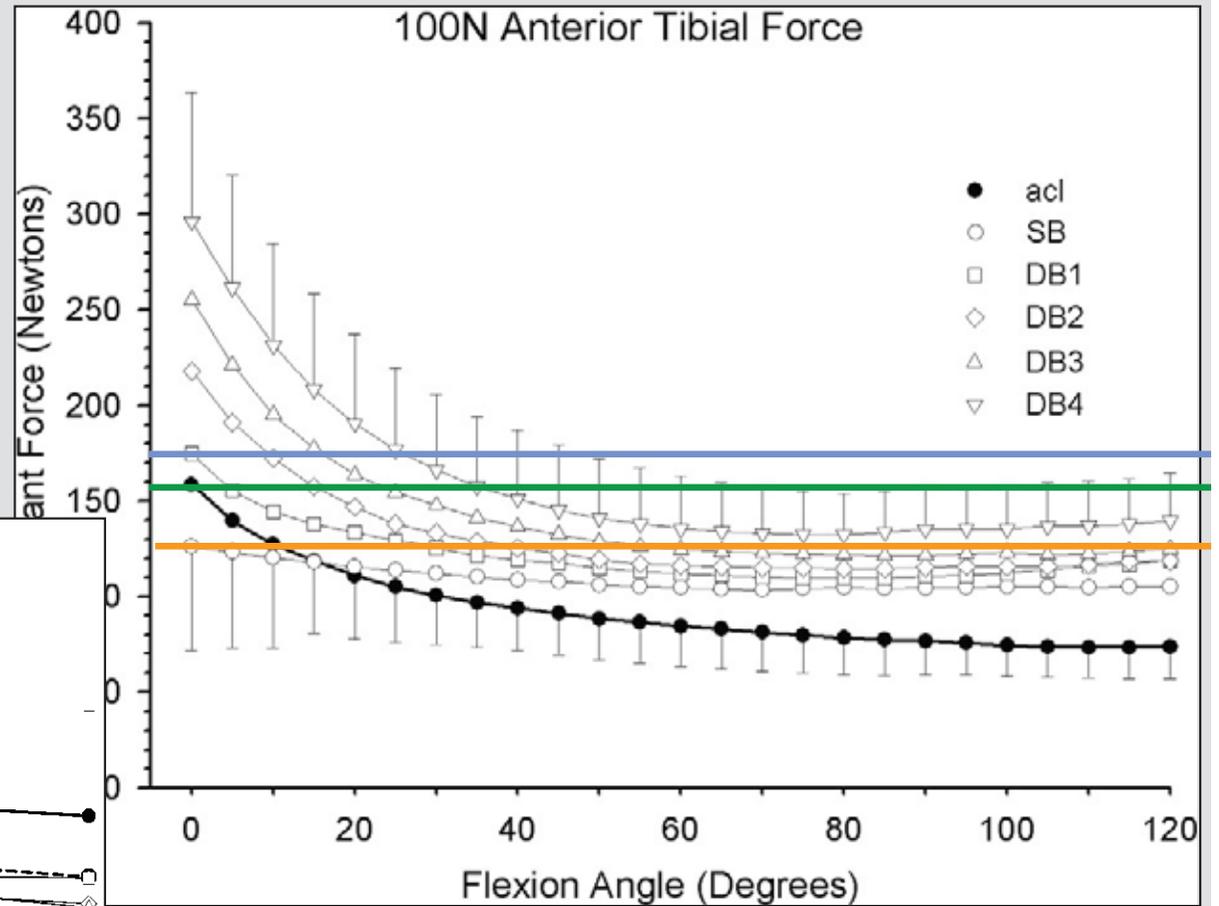
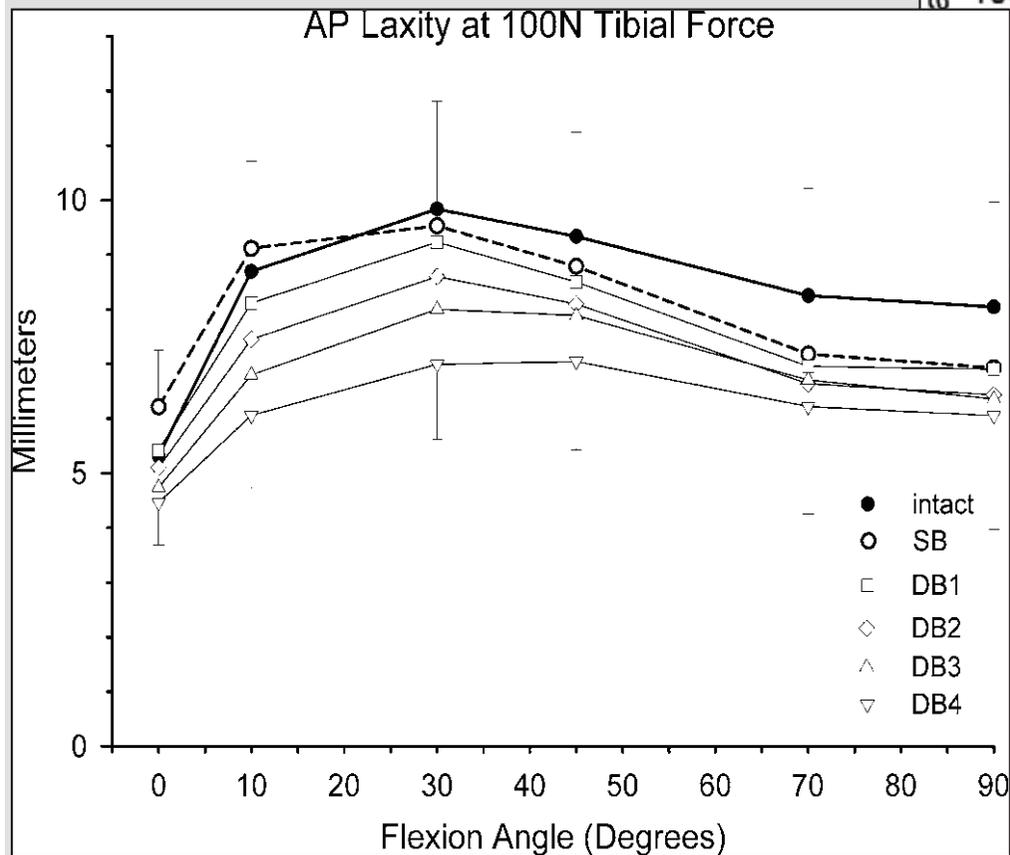


# Lassità antero-posteriore: forze

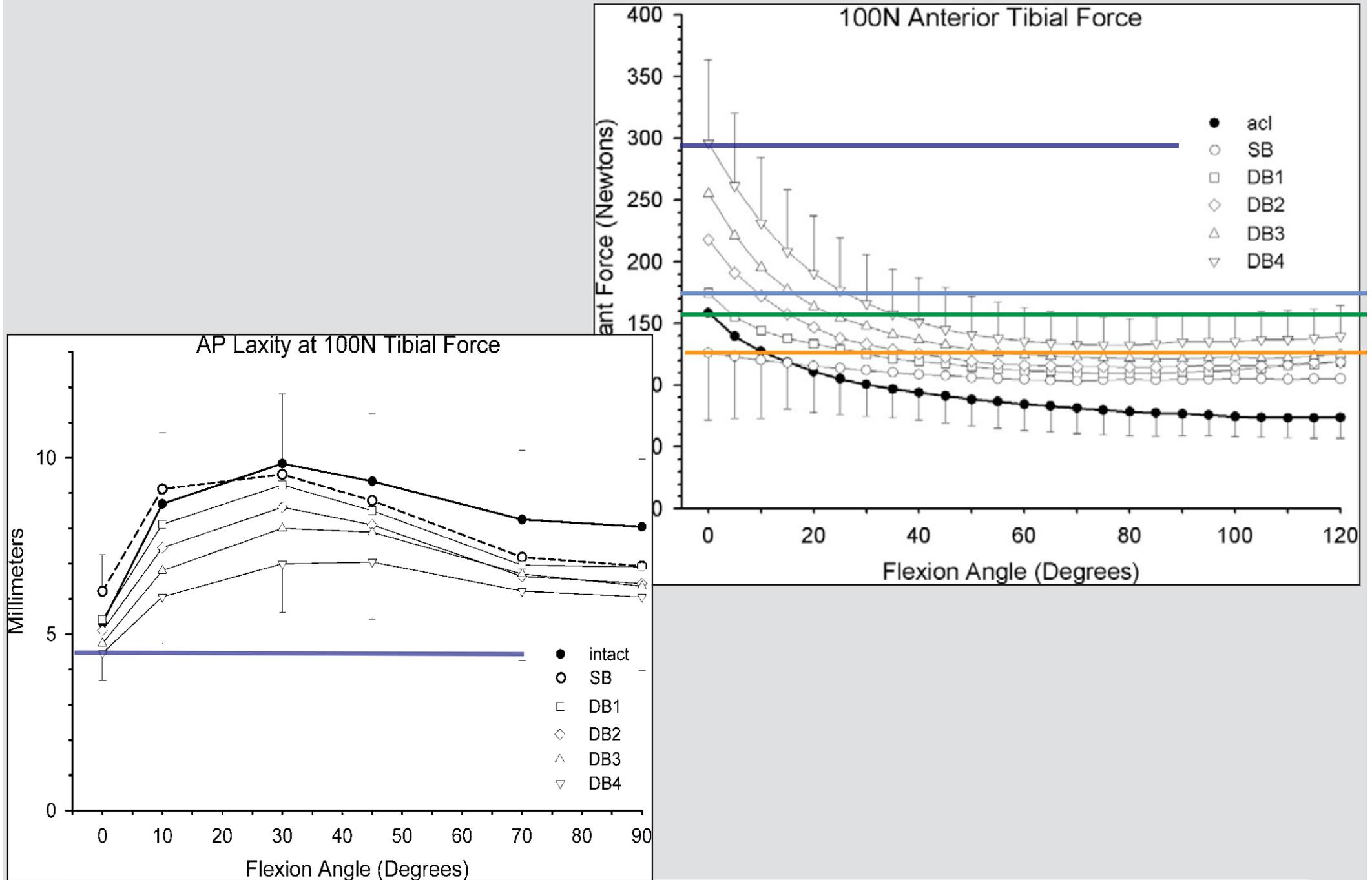


Traslazione minima a 0°, tensione massima dell'innesto

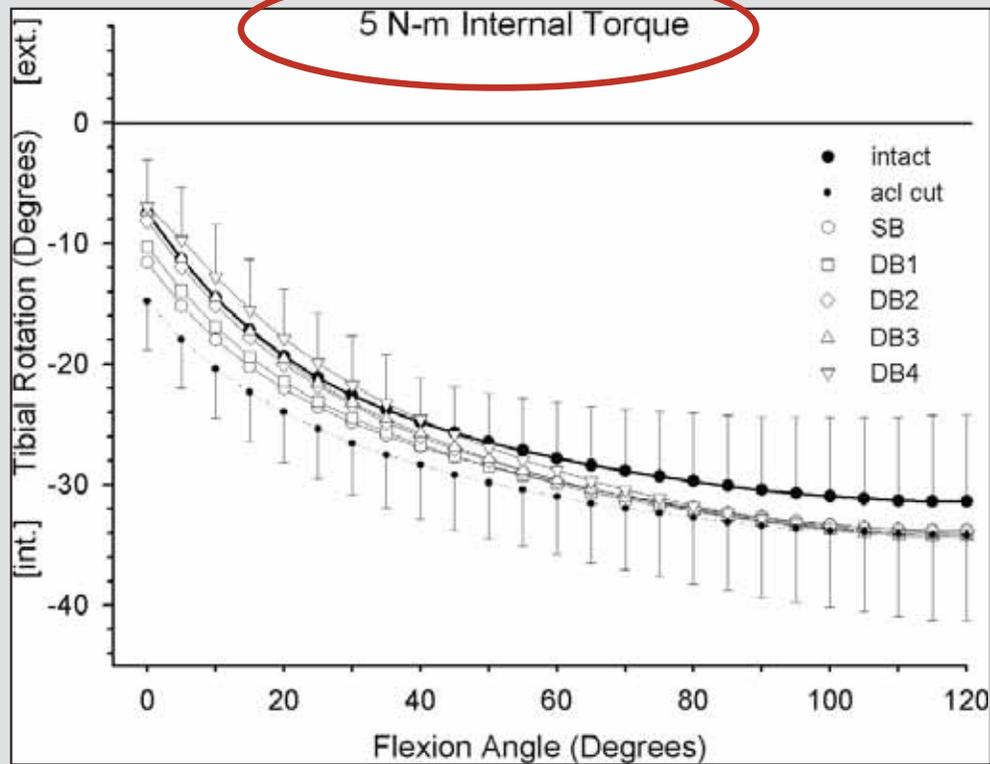
# Lassità antero-posteriore: forze



# Lassità antero-posteriore: forze

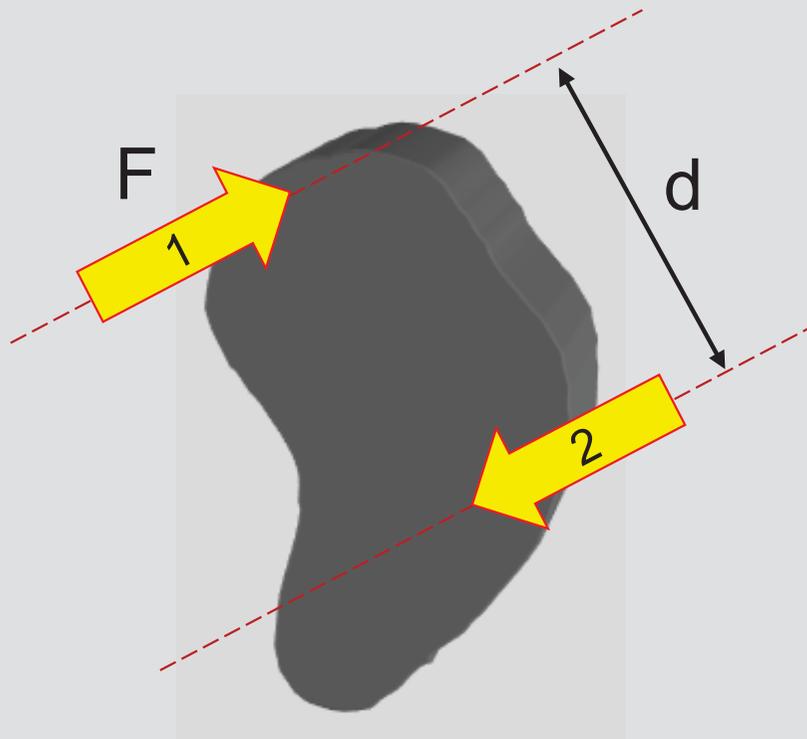


# Lassità rotazionale



# Come si definisce il momento di una coppia di forze?

Generato da due forze aventi la stessa intensità e linea di azione ma verso opposto

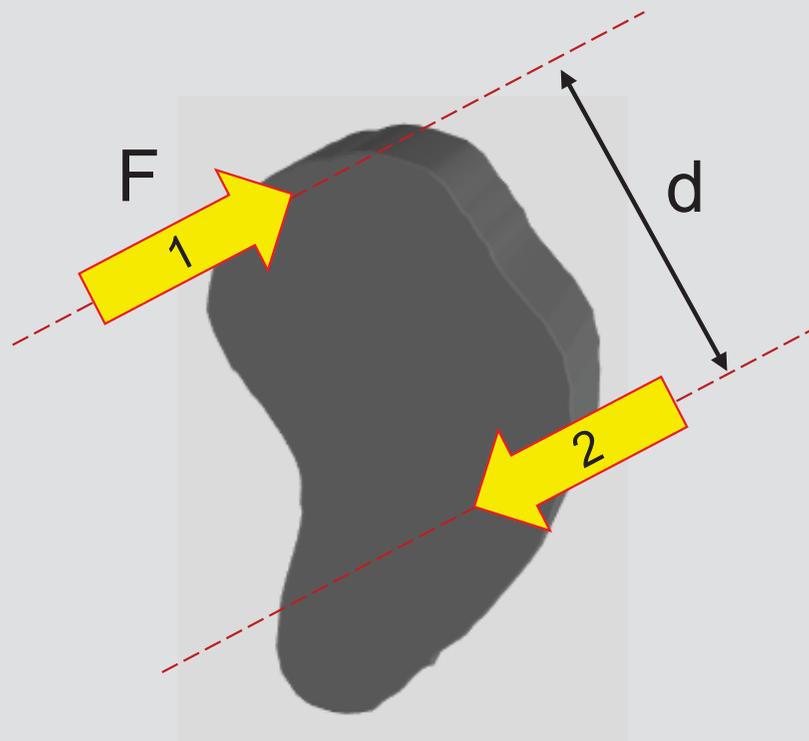


momento della coppia

$$C = F d$$

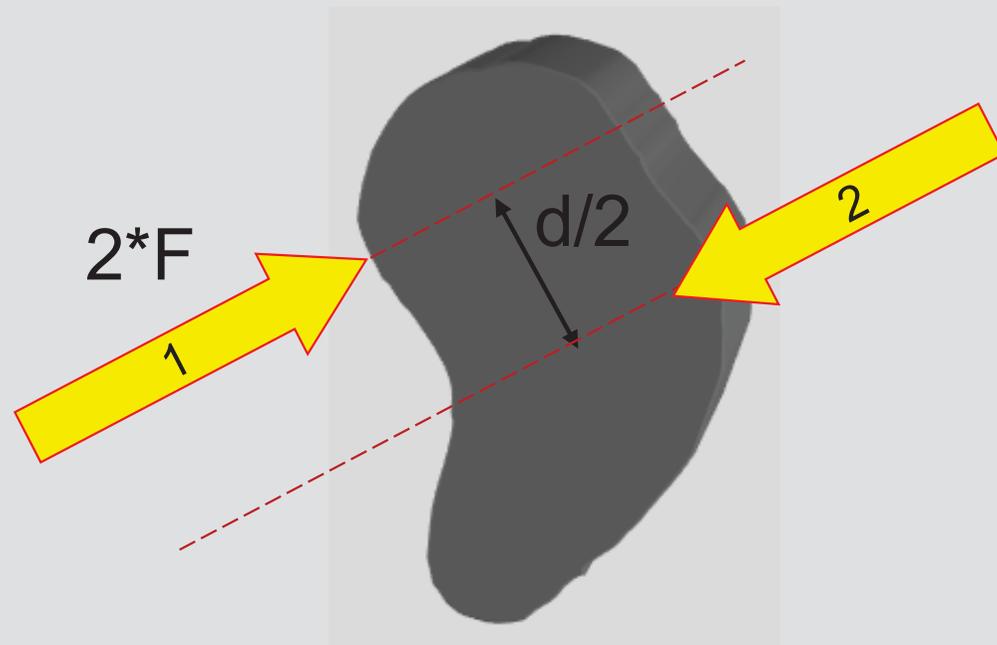
# Come si definisce il momento di una coppia di forze?

Generato da due forze aventi la stessa intensità e linea di azione ma verso opposto

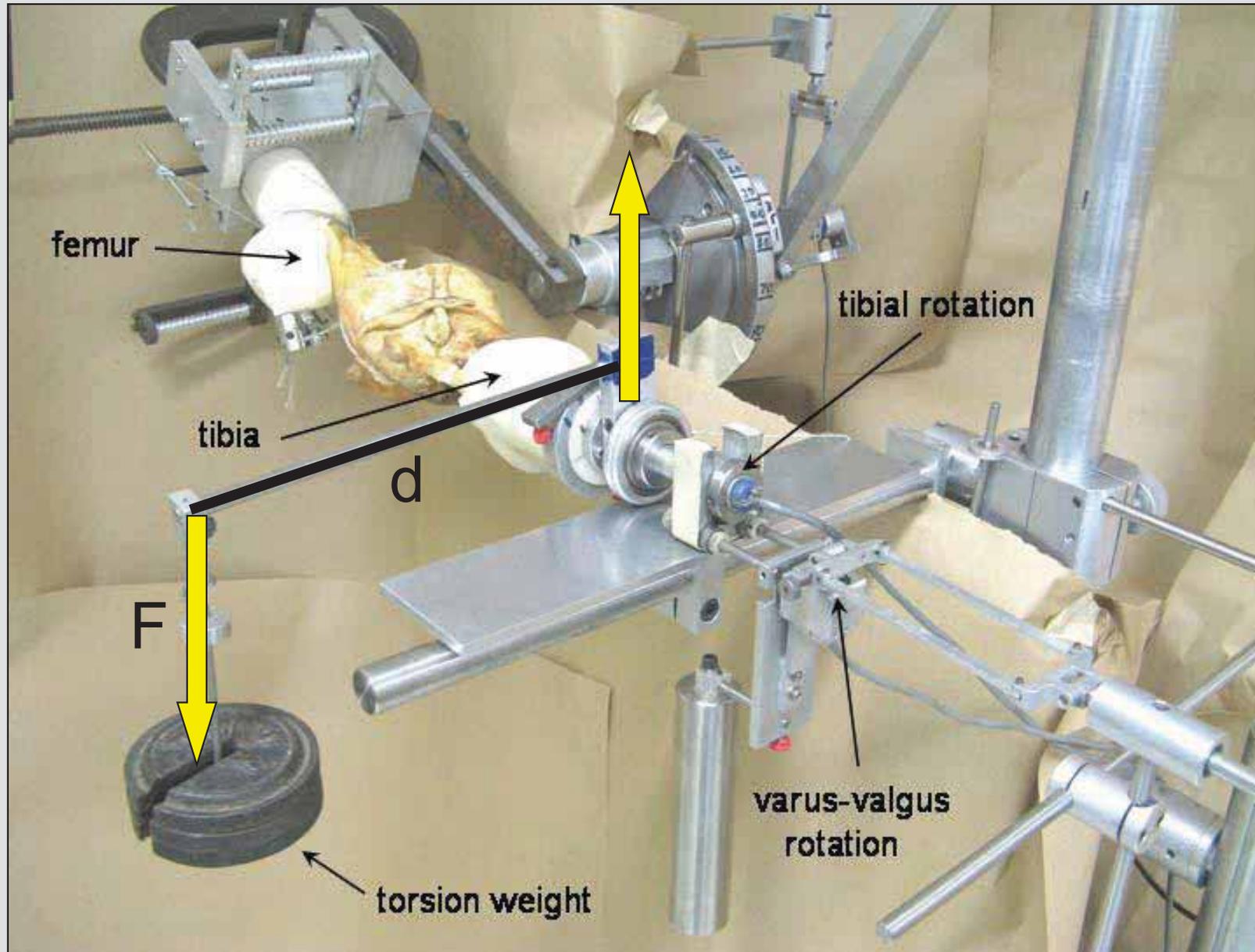


momento della coppia

$$C = F d$$

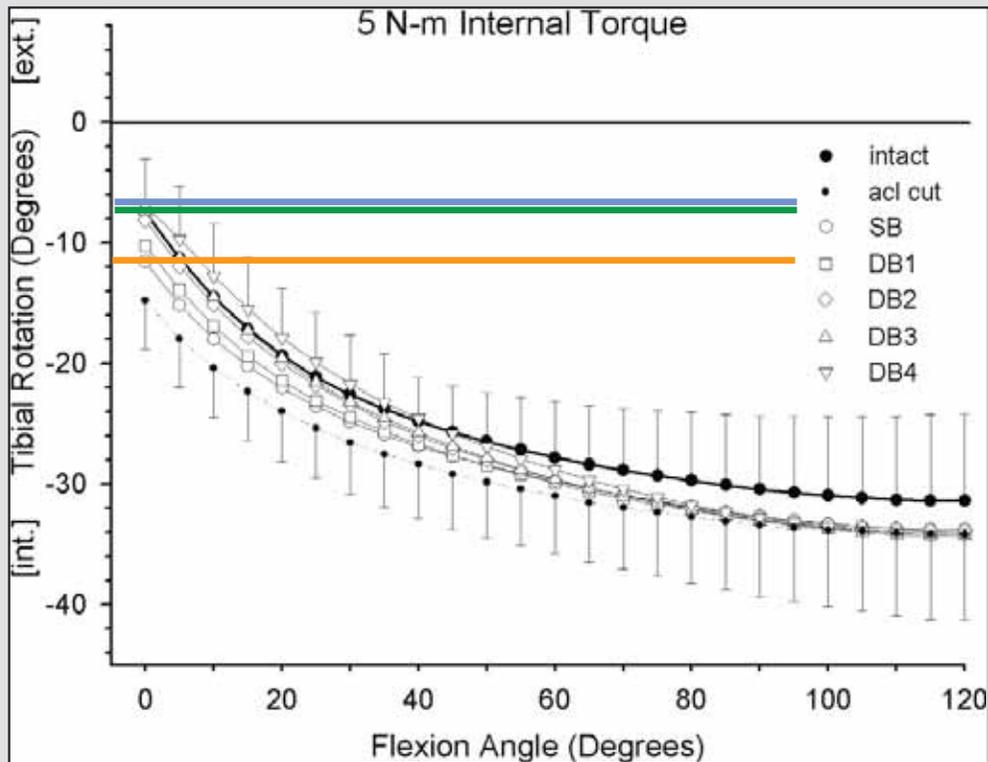


# Applicazione del momento torcente



# Lassità rotazionale

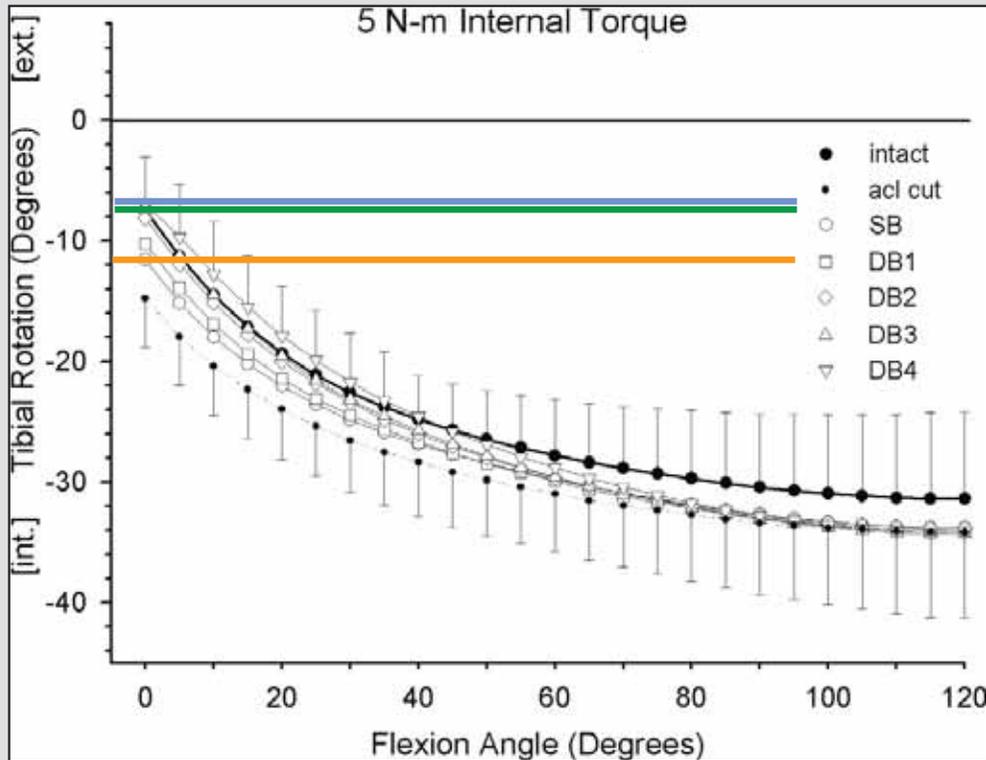
## Rotazione interna della tibia



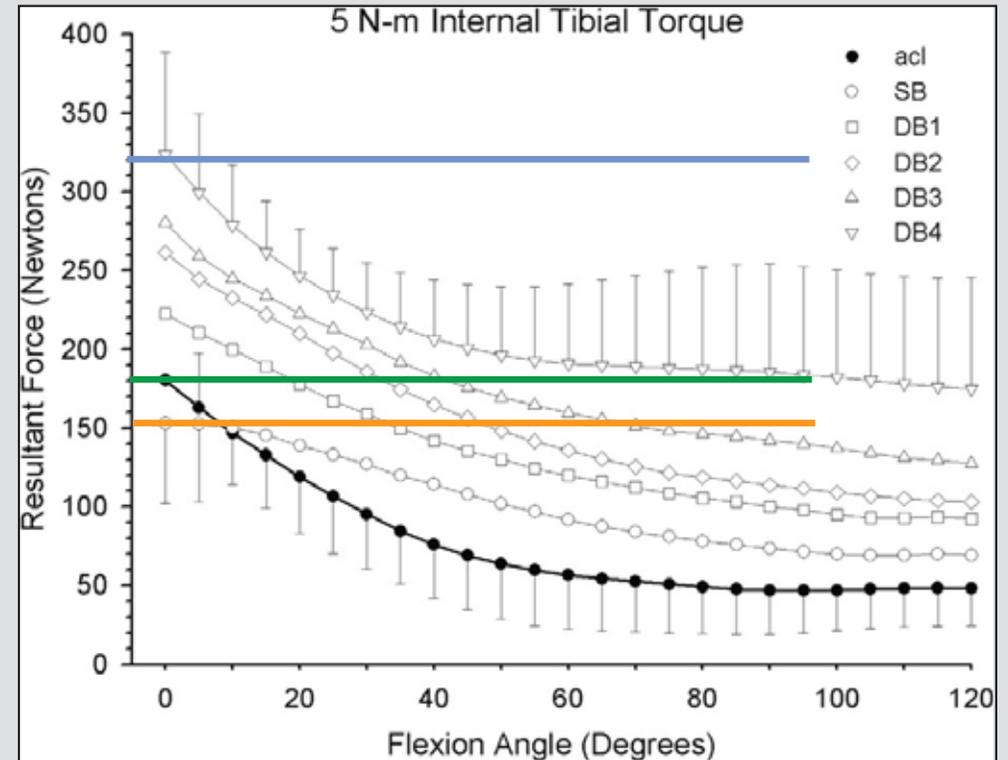
**Ottimo** ripristino della rotazione interna con doppio fascio, comunque **buono** con singolo fascio

# Lassità rotazionale

## Rotazione interna della tibia



## Tensione degli innesti



Valori di tensione **molto alti** con doppio fascio, **molto bassi** con singolo fascio

# Cosa dice questo studio?

Ricostruzione a doppio fascio ripristina leggermente meglio la lassità rotazionale rispetto al fascio singolo

Un aumento della resistenza rotazionale comporta valori di tensione elevati degli innesti

Miglioramenti della stabilità in seguito all'aggiunta di un secondo fascio PL comporta un aumento considerevole delle forze di tensione (Rotture del fascio 3% - 11%)

A fronte delle maggiori complicazioni tecniche, i vantaggi a seguito della doppia ricostruzione sono questionabili

# Domande ?

