

POLITECNICO DI TORINO

**Corso di Laurea Magistrale
in Ingegneria Biomedica**

Tesi di Laurea Magistrale



CONFRONTO BIOMECCANICO TRA TECNICA TRADIZIONALE ED ALTERNATIVA CON UTILIZZO DI ENDOBUTTON PER L'OSTEOSINTESI DI SINFISI PUBICA AL FINE DI RISTABILIRE LA STABILITÀ DELL'ANELLO PELVICO

Relatore

Prof.ssa Cristina Bignardi

Candidato

Aversano Giovanna

Correlatore

Ing. Mara Terzini

A.A 2017/2018

SOMMARIO

ABSTRACT	5
-----------------------	----------

CAPITOLO 1: INTRODUZIONE

1.1 Anatomia pelvica.....	7
1.1.1 ARTICOLAZIONE SACROILIACA	8
1.1.2 SINFISI PUBICA.....	10
1.1.3 ARTICOLAZIONE SACROCOCCIGEA.....	12
1.1.1 DIAMETRI PUBICI	12
1.2 Biomeccanica pelvica	14
1.2.1 STABILITÀ PELVICA	15
1.2.2 MOVIMENTI DI NUTAZIONE E CONTRONUTAZIONE	16
1.2.3 INFLUENZA DELLA POSIZIONE NELLA BIOMECCANICA.....	17
1.3 Classificazione delle instabilità pelviche.....	18
1.4 Stato dell'arte	22
1.4.1 PIANI ED ASSI ANATOMICI	22
1.4.2 DIMENSIONI, PROPRIETÀ MECCANICHE E MOBILITÀ DELLA SINFISI PUBICA	22
1.4.3 TECNICHE DI OSTEOSINTESI TRADIZIONALI	25
1.4.4 ENDOBUTTON CL E SUO UTILIZZO IN ORTOPEDIA	30
1.4.4.1 POSSIBILE UTILIZZO IN ORTOPEDIA PELVICA.....	31
1.5 Scopo della tesi	33

CAPITOLO 2: MATERIALI E METODI

2.1 Campioni testati	34
2.2 Preparazione dell'afferraggio	35
2.3 Applicazione dei marker	37
2.4 Materiali utilizzati.....	38
2.4.1 PLACCA	38
2.4.1.1 <i>TECNICA CHIRURGICA</i>	38
2.4.2 ENDOBUTTON	40
2.4.2.1 <i>TECNICA CHIRURGICA</i>	41
2.5 Prove sperimentali	42
2.5.1 MACCHINA DI TEST MTS “QTEST 10”	42
2.5.2 SOFTWARE	43
2.5.2.1 <i>SOFTWARE “TESTWORKS”</i>	43
2.5.2.2 <i>SOFTWARE “GOM CORRELATE 2017”</i>	44
2.5.3 PROTOCOLLO DELLE PROVE	45
2.5.3.1 <i>CONFRONTO TRA CONFIGURAZIONI DI AFFERRAGGIO</i>	45
2.5.3.1.1 <i>Campioni intatti</i>	46
2.5.3.1.1 <i>Campioni fratturati</i>	48
2.5.3.2 <i>TEST</i>	50
2.6 Controlli e valutazioni	51
2.6.1 PROVE DI RIPETIBILITA’	51
2.6.2 CONTROLLO SULLO SPOSTAMENTO DELLA TRAVERSA.....	52
2.6.3 CONTROLLO SUL FILTRAGGIO.....	53
2.6.4 METODO PER IL CALCOLO DELLA RIGIDEZZA	54

CAPITOLO 3: DISCUSSIONE E RISULTATI

3.1 Risultati ottenuti da macchina MTS56

3.1.1 CALCOLO DELLA RIGIDEZZA DELL'INTERO ANELLO PELVICO 57

3.2 Risultati ottenuti dall'analisi video62

3.3 Discussione dei risultati64

3.3.1 APERTURA DELLA SINFISI PUBICA..... 64

2.5.3.1 APERTURA MASSIMA 69

3.3.2 CALCOLO DELLA RIGIDEZZA NELLA REGIONE PELVICA ANTERIORE 70

CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI.....73

APPENDICE76

REFERENZE79

RINGRAZIAMENTI.....84

ABSTRACT

Il tradizionale trattamento di sintesi in caso di frattura di sinfisi pubica utilizza una placca metallica fissata con viti. La tecnica chirurgica ad esso associata, però, può portare al rischio di fallimento dell'impianto ed esige durante l'operazione un'ampia esposizione del bacino con possibilità di consistente perdita di sangue e infezioni post-operatorie.

La sintesi con placca garantisce una certa stabilità alla sinfisi pubica in lesioni APC-I (Young-Burgess) o B1 (Tile). Tuttavia, la limitazione del movimento fisiologico nella sinfisi, data dalla notevole rigidità della fissazione, determina in molti casi il fallimento del sistema pelvico anteriore.

L'impianto ideale, quindi, dovrebbe, contemporaneamente, ripristinare la normale biomeccanica del complesso legamentoso originale e garantire la stabilità della fissazione durante il processo di guarigione biologica.

L'endobutton CL è un dispositivo che svolge la funzione del legamento naturale ed attualmente riscuote un enorme successo nella ricostruzione del legamento crociato anteriore.

Lo scopo della tesi è quello di valutare l'efficacia di una tecnica alternativa per l'osteosintesi di sinfisi pubica che utilizza il dispositivo di Endobutton e confrontarla con la tecnica chirurgica tradizionale che impiega la placca sovra-pubica fissata con viti.

Campioni pelvici biomeccanici ("Sawbones") sono stati preparati in modo da ottenere: un campione integro, uno con sinfisi sezionata, uno con sinfisi sezionata e poi fissata con Endobutton ed infine uno con sinfisi sezionata e fissata con placca. Su ognuno sono stati posizionati 8 marker per il tracciamento degli spostamenti.

Questi sono stati posizionati nella macchina di test "MTS QTest 10" equipaggiata con una cella di carico da 10 kN tramite afferraggi personalizzati alla geometria pelvica. Un carico assiale crescente fino al carico di rottura è stato quindi applicato centralmente al promontorio pelvico, acquisendo dati di spostamento della traversa e carico applicato. Contemporaneamente, l'intero sistema è stato registrato tramite l'utilizzo di una videocamera al fine di ottenere dati sullo spostamento dei marker lungo l'asse x in funzione del tempo.

Il campione integro e quello con sinfisi sezionata sono stati esaminati in due diverse configurazioni di afferraggio con lo scopo di ricavare quale fosse più adeguato al nostro intento, ossia visualizzare in modo corretto gli spostamenti subiti dalla sinfisi.

Dalle curve rappresentanti lo spostamento della traversa in funzione del carico è stata calcolata la rigidità dell'intero anello pelvico in precise condizioni di carico, a 500 N e a 2000 N. La rigidità maggiore è stata rilevata nel campione integro con valori di 787 N/mm e 1501 N/mm rispettivamente al carico di 500 N e 2000 N, seguito dal campione fissato con placca, da quello fissato con Endobutton ed infine dal campione fratturato.

L'analisi da immagini ha mostrato una apertura sinfisaria del campione fratturato pari a 1,15 mm a 500 N e di 5 mm a 2000 N. Entrambe le tecniche di sintesi portano ad una diminuzione della apertura sinfisaria rispetto al campione fratturato (Placca: -94,4%, Endobutton: -47% a 500 N), e, in particolare, il confronto tra le due tecniche chirurgiche mostra un'apertura di circa il 91% maggiore nella fissazione con Endobutton rispetto alla placca.

Specificatamente alla regione pelvica anteriore, la sintesi con Endobutton, offre una rigidità anteriore di circa il 38% maggiore di quella del campione fratturato e del 91% inferiore a quella ottenuta con placca a 500 N. Questa rigidità diminuisce del 30 % a carichi superiori a differenza della placca che, offre una rigidità ridotta solo al 18 %.

Da queste evidenze è possibile supporre che la sintesi con Endobutton offra una maggiore flessibilità alle ossa pubiche di eseguire movimenti, mentre la sintesi ottenuta con placca, data l'estrema rigidità, può presentare difficoltà nell' accompagnare i movimenti pelvici.

In conclusione, da queste prime analisi, sembra che il dispositivo di Endobutton possa rappresentare una accettabile alternativa al metodo tradizionale.

CAPITOLO 1:

INTRODUZIONE

1.1 ANATOMIA PELVICA

Il cingolo pelvico è un anello completo articolato composto da: osso sacro, le due ossa dell'anca (fusione dell'ileo, ischio e osso pubico) e osso coccigeo.

Le componenti ossee del cingolo pelvico, come si vede in Fig. 1.1 e Fig. 1.2, sono connesse tra loro anteriormente mediante la sinfisi pubica e posteriormente si articolano con il sacro mediante le articolazioni sacroiliache [43].

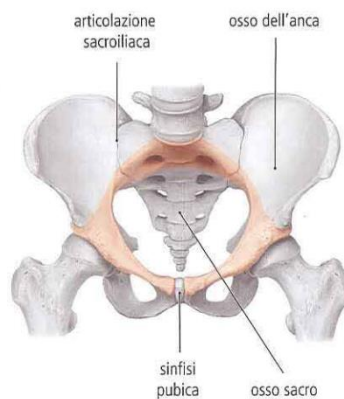


Figura 1.1: Proiezione antero-superiore del cingolo pelvico (K. W. Michael Schiinke, Erik Schulte, Udo Schumacher, Markus Voli, Prometheus, Atlante di anatomia umana. Torino, 2005.)

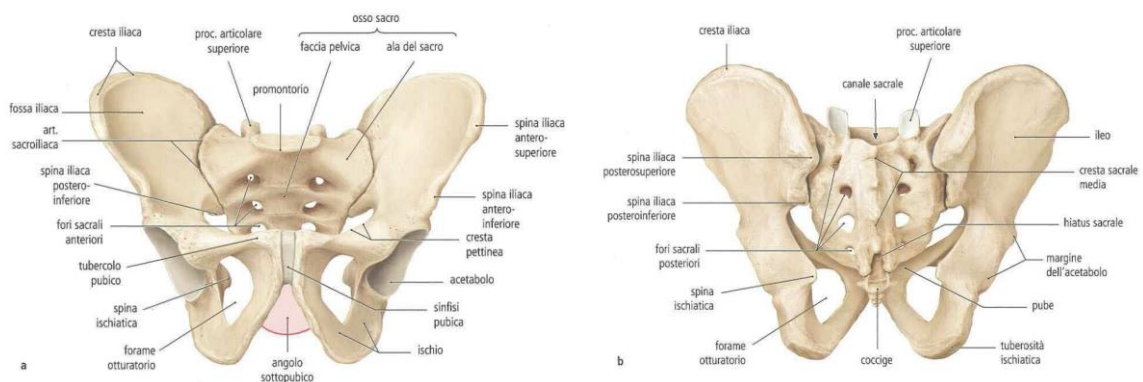


Figura 1.2: Proiezione anteriore dello scheletro pelvico maschile (a); Faccia posteriore dello scheletro pelvico maschile (b) (K. W. Michael Schiinke, Erik Schulte, Udo Schumacher, Markus Voli, Prometheus, Atlante di anatomia umana. Torino, 2005)

Le ossa che compongono il bacino sono ossa piatte, costituite da due strati compatti tra un strato di materiale osseo spongioso. Tutta la superficie ossea, con l'eccezione delle facce articolari, viene rivestita esternamente da periostio, che contiene numerosi vasi sanguigni, linfatici e nervi ed è responsabile della vascolarizzazione ossea [15].

Appartengono al bacino quattro articolazioni: due articolazioni sacroiliache, la sinfisi pubica e l'articolazione sacrococcigea.

1.1.1 Articolazione sacroiliaca

Nelle articolazioni sacroiliache si connettono le due superfici articolari dell'ileo e del sacro (Fig. 1.3).

Queste superfici articolari sono rappresentate dalla:

- *faccetta auricolare del sacro* (ricoperta da cartilagine ialina) che mostra una leggera infossatura nella regione centrale in cui parte una cresta che termina sulla superficie articolare dell'ileo
- *faccetta auricolare dell'osso iliaco* (coperta di fibrocartilagine) presente nella zona posteriore della faccia interna dell'osso.

Queste due faccette corrispondono esattamente per dimensioni e forma.

Il rivestimento cartilagineo risulta fortemente irregolare e lo spessore della cartilagine articolare nella regione sacrale è all'incirca 2 volte di quella presente in regione iliaca [22].

I legamenti sacroiliaci anteriori e posteriori, legamento sacro-tuberoso, sacrospinoso e fascia toraco-dorsale, mostrati in Fig. 1.4, svolgono una funzione di rinforzo della capsula articolare, una membrana fibrosa che tiene in posizione le due ossa che compongono l'articolazione.

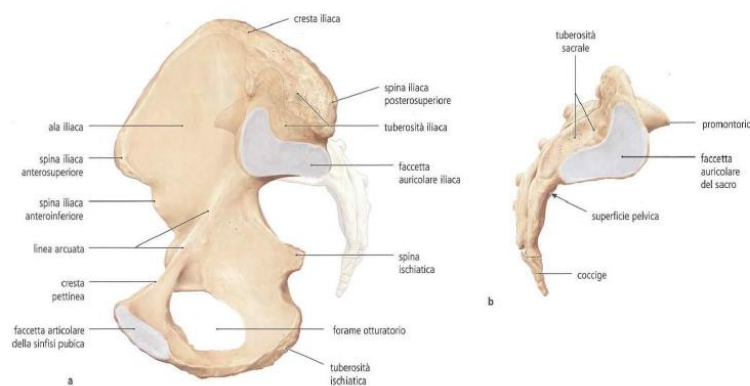


Figura 1.3: Faccetta auricolare dell'ileo, osso dell'anca destra-faccia mediale (a); Faccetta auricolare del sacro, osso sacro-faccia laterale destra (b) (K. W. Michael Schiinke, Erik Schulte, Udo Schumacher, Markus Voli, Prometheus, Atlante di anatomia umana. Torino, 2005)

Il legamento sacroiliaco anteriore è un legamento molto sottile ma anche molto largo composto da numerosi fasci che vanno dal sacro all'osso iliaco.

Il legamento sacroiliaco posteriore presenta numerosi fasci disposti sul piano dorsale dell'articolazione, distribuiti su più piani e in diverse direzioni, e che si estendono dall'osso iliaco al sacro.

Il legamento sacrotuberoso si genera sulle spine iliache posteriori, sul margine che corrisponde alla colonna sacrococcigea e sulle regioni posteriori della faccia glutea e si introduce presso la tuberosità ischiatica.

Il legamento sacrospinoso posto anteriormente al precedente si innesta, in direzione mediale, nell'area inferiore del sacro e, in direzione laterale, sulla spina ischiatica dell'osso iliaco [46].

Infine, la fascia toracodorsale garantisce la stabilità del cingolo pelvico essendo indispensabile per il corretto trasferimento del carico dal tronco agli arti inferiori [37, 38].

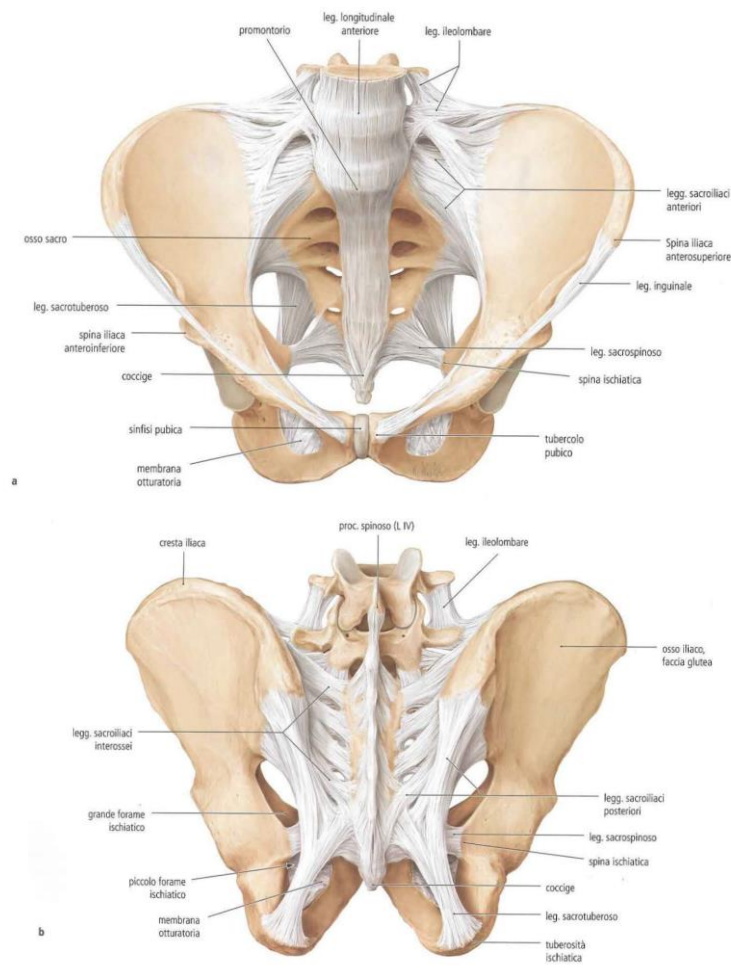


Figura 1.4: Proiezione anterosuperiore dell'apparato legamentoso delle pelvi maschili (a); Proiezione posteriore dell'apparato legamentoso delle pelvi maschili (b) (K. W. Michael Schiinke, Erik Schulte, Udo Schumacher, Markus Voli, Prometheus, Atlante di anatomia umana. Torino, 2005)

1.1.2 Sinfisi pubica

La sinfisi pubica è un'articolazione unica che consiste di un disco di fibrocartilagine tra 2 superfici articolari di osso pubico.

Le facce mediali delle ossa pubiche formano la superficie ossea della sinfisi. Queste superfici articolari hanno forma ovoidale piana e sono leggermente convesse, risultano orientate in modo obliquo sul piano sagittale e scorrono postero-inferiormente nella direzione cranio-caudale.

La loro lunghezza media è compresa tra 30-35 mm mentre la larghezza spazia tra i 10-12 mm. Sono ricoperte da un sottile strato di cartilagine ialina (varia tra 1 e 3 mm di spessore) che diminuisce con l'avanzare dell'età e sono composte da creste e scanalature alternate trasversalmente che possono aiutare a proteggere l'articolazione dalle forze di taglio [4].

Il disco fibrocartilagineo (Fig. 1.5), anche chiamato disco interpubico o legamento intraosseo, è interposto nell'intervallo tra le due ossa pubiche ed i legamenti (legamenti pubici superiore ed inferiore e legamenti pubici anteriore e posteriore) garantiscono un supporto di tessuto molle alla struttura ossea della sinfisi [4].

Una cavità stretta ovale, simile ad una fessura, è stata spesso descritta all'interno del disco interpubico fibrocartilaginoso. Questo è tipicamente situato all'interno della parte superiore e posteriore del disco, occupando tra un terzo e metà dell'altezza del disco [4].

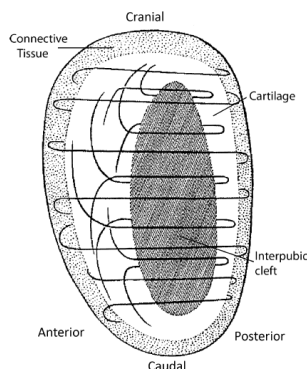


Figura 1.5: Sezione sagittale del disco interpubico che mostra la disposizione delle fibre di collagene nel disco
(I. Becker, S. J. Woodley, and M. D. Stringer, "The adult human pubic symphysis: A systematic review," *J. Anat.*, vol. 217, no. 5, pp. 475–487, 2010)

Inoltre, questo disco viene completamente ricoperto all'esterno da una membrana fibrosa che presenta 2 porzioni con aspetto diverso: una parte densa e resistente (periferica) ed una parte più molle e friabile (centrale). La membrana fibrosa risulta più spessa anteriormente e viene rinforzata dai legamenti nella zona superiore e inferiore, anteriormente da aponeurosi e inserzioni tendinee [19].

La particolare struttura della sinfisi può essere osservata in Fig. 1.6 e Fig. 1.7.

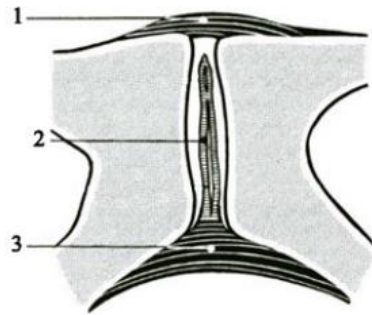


Figura 1.6: Sezione vertico-frontale di sinfisi pubica: legamento pubico superiore (1), fibrocartilagine interpubica (2), legamento pubico inferiore (3)

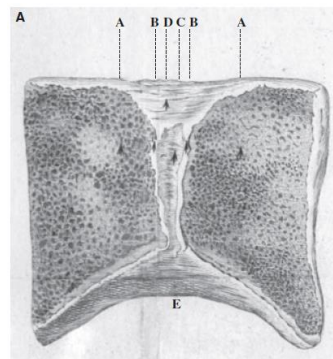


Figura 1.7: Sezioni della sinfisi pubica come raffigurato da William Hunter (1762). Sezione coronale di una donna nullipare. AA: osso pubico; BB: cartilagine; C: interno "sostanza legamentosa"; D: legamento pubico superiore; E: legamento pubico inferiore (figura a destra) (I. Becker, S. J. Woodley, and M. D. Stringer, "The adult human pubic symphysis: A systematic review," *J. Anat.*, vol. 217, no. 5, pp. 475–487, 2010.)

I legamenti che rafforzano la sinfisi sono quattro, ma solo due: legamenti pubici superiori e inferiori sono elencati in Terminologia Anatomica (Federal Committee on Anatomical Terminology, 1998) [4].

Il legamento pubico superiore è composto da una piccola banda fibrosa che si sposta in direzione orizzontale da un tubercolo pubico all'altro ed è anatomicamente continuo alla membrana fibrosa nella regione inferiore e continuo all'addome in quella superiore. Il legamento pubico inferiore è formato da uno strato fibroso a mezzaluna con una certa concavità e presenta una precisa resistenza, esso si estende da un ramo del pube all'altro ed è legato superiormente alla membrana fibrosa e inferiormente forma l'arcata pubica.

La sinfisi pubica è consolidata da una fitta rete di fibre presente sulla sua faccia anteriore che le conferisce ulteriore stabilità [19].

Questa articolazione resiste a forze di trazione, taglio e compressione ed è capace di una piccola quantità di movimenti sotto condizioni fisiologiche nella maggior parte degli adulti (fino a 2mm di traslazione e 1° di rotazione) [4].

1.1.3 Articolazione sacrococcigea

Nell'articolazione sacrococcigea (Fig. 1.8) le superfici articolari sono rappresentate da una faccetta corrispondente al sacro leggermente convessa e una faccetta corrispondente al coccige leggermente concava. Questa articolazione è costituita da un disco intervertebrale tra sacro e coccige e rinforzata da legamenti periferici [19].

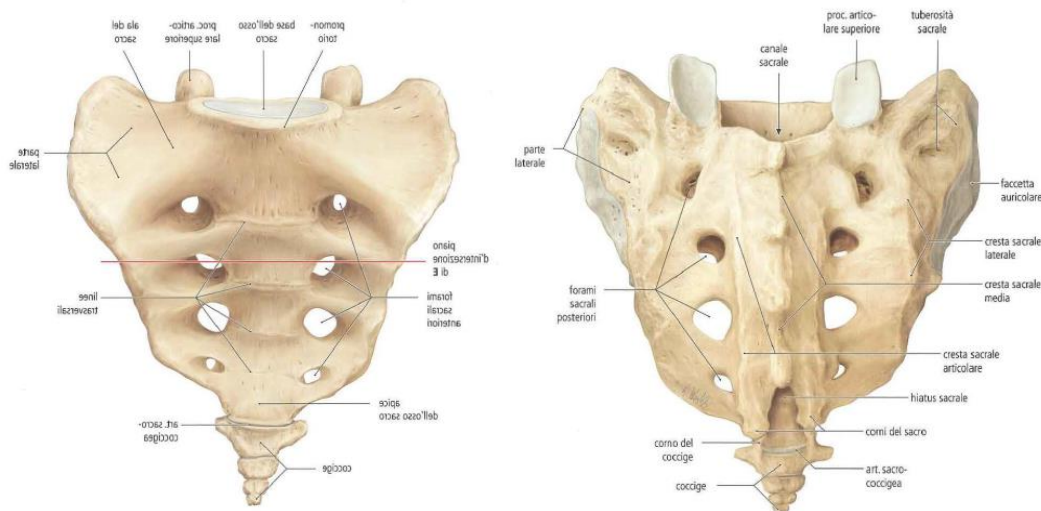


Figura 1.8: Faccia anteriore dell'osso sacro e coccige (figura a sinistra); Faccia posteriore dell'osso sacro e coccige (figura a destra) (K. W. Michael Schiinke, Erik Schulte, Udo Schumacher, Markus Voli, Prometheus, Atlante di anatomia umana. Torino, 2005)

1.1.4 Diametri pelvici

I diametri interno ed esterno delle pelvi (Fig. 1.9) permettono di ricavare, direttamente e indirettamente, informazioni su forma e dimensioni della piccola pelvi.

L'importanza di questi diametri è evidente soprattutto in ostetricia poiché consentono di sapere se la cavità pelvica sia abbastanza larga da permettere il passaggio della testa durante il parto vaginale. In particolare è importante conoscere la coniugata vera dello stretto superiore come diametro utile minimo per il transito fetale [22].

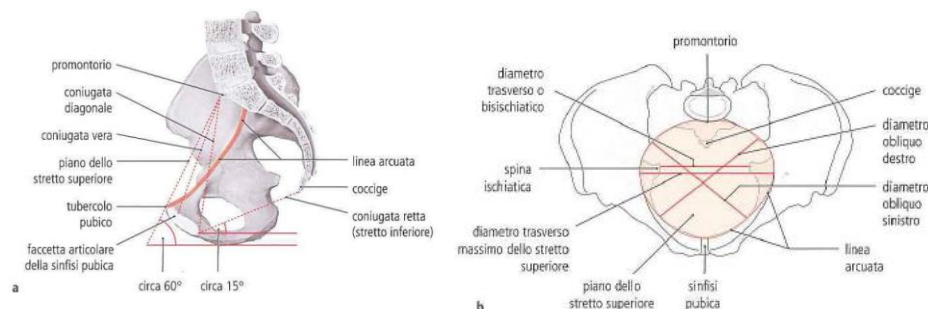


Figura 1.9: Diametri interni ed esterni delle pelvi: Faccia mediale destra di un emibacino femminile (a); Faccia superiore di un bacino femminile (b) (K. W. Michael Schiinke, Erik Schulte, Udo Schumacher, Markus Voli, Prometheus, Atlante di anatomia umana. Torino, 2005)

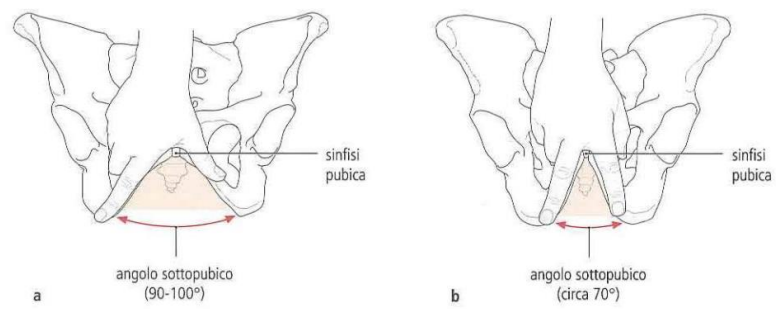


Figura 1.10: *Angolo sottopubico: Faccia superiore di un bacino femminile (a); Faccia superiore di un bacino maschile (b).* ((K. W. Michael Schiinke, Erik Schulte, Udo Schumacher, Markus Voli, Prometheus, Atlante di anatomia umana. Torino, 2005)

1.2 BIOMECCANICA PELVICA

L'osso pelvico è una struttura complessa con variazioni nella geometria e nelle caratteristiche meccaniche. L'anello pelvico viene sollecitato da un certo numero di forze esterne: peso corporeo, tensioni dei legamenti e muscoli che stabilizzano l'articolazione d'anca.

Esso agisce come un fulcro che, attraverso le articolazioni coxo-femorali, distribuisce tutto il peso del tronco agli arti inferiori. Le linee di forza dall'alto scendono per il centro di gravità del corpo, sulla 5° vertebra lombare, divergendo su entrambe le articolazioni sacro-iliache e scaricando il peso della parte superiore del corpo (cranio, arti superiori, torace e colonna vertebrale) sulle articolazioni dell'anca e quindi sugli arti inferiori; allo stesso tempo, altre linee di forza ascendono, a livello dei cotili, dovute alla resistenza del suolo trasmessa da epifisi prossimale e diafisi del femore.

A seguito dell'allargamento del bacino e quindi della laterizzazione della cavità cotiloidea, l'asse del femore s'arresta a livello del collo del femore indirizzandosi posteriormente ed internamente trasmettendosi alla sinfisi tramite la branca orizzontale del pube.

Queste linee di forza, applicano un'azione di compressione sulle ossa iliache, contrastando l'espansione laterale delle ossa stesse [37, 38, 46]

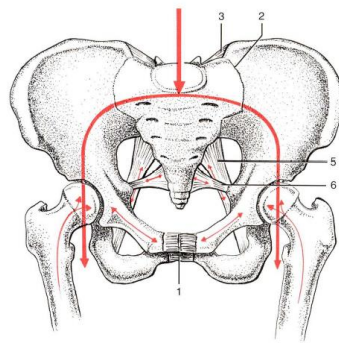


Figura 1.11: *Trasmissione degli sforzi tra il rachide e gli arti inferiori (D. ss. L. Moretti, "Cingolo pelvico e articolazioni sacro-iliache," pp. 1-26, 2009.)*

L'insieme delle linee di forza, visibili in Fig. 1.11, genera un anello completo attraverso cui le forze vengono pilotate.

Per poter comprendere totalmente il comportamento biomeccanico delle pelvi è importante definire come le diverse articolazioni rispondono al carico fisiologico che rappresenta il peso della parte superiore del corpo (tronco, testa ed arti superiori) applicato nell'area centrale del promontorio.

Le articolazioni sacro-iliache vengono principalmente compresse, la sinfisi pubica subisce una trazione netta mentre negli acetaboli dell'articolazione coxo-femorale si genera una

compressione che produce momenti applicati alle ossa dell'anca nelle direzioni indicate dalle frecce ricurve.

La distribuzione degli stress alle articolazioni in seguito ad un carico assiale è mostrata in Fig.1.12

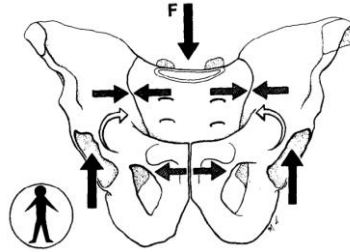


Figura 1.12: Direzioni degli spostamenti interni all'anello pelvico in risposta ad una Forza applicata centralmente al promontorio in posizione bilaterale simulata (E. Varga, T. Hearn, J. Powell, and M. Tile, "Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring," *Injury*, vol. 26, no. 2, pp. 75–80, 1995.)

1.2.1 Stabilità pelvica

Si definisce il concetto di stabilità delle pelvi come l'abilità nel consentire solo spostamenti fisiologici sotto carichi funzionali.

La stabilità del sacro non viene solo garantita dalla presenza dei legamenti ma anche da differenti meccanismi di stabilizzazione, uno dei quali basato sulla conformazione del sacro. Esso viene considerato come un cuneo incastrato tra le due ossa iliache su piano frontale e trasversale, in cui l'entità del bloccaggio cresce al crescere della risultante delle forze ascendenti formando così *un sistema autobloccante*. Inoltre, come mostrato in Fig. 1.13, la stabilità articolare è ulteriormente assicurata sia dagli attriti a livello auricolare (*form closure*) che dalla forza addizionale di chiusura fondata sulle strutture miofasciali (*force closure*) quando sottoposto a carico dinamico [37, 38, 46].

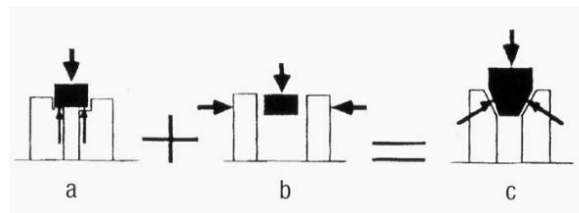


Figura 1.13: Meccanismi di stabilizzazione del sacro: rappresentazione schematica del *form closure* (a), rappresentazione schematica del *force closure* (b), risultante (c) (I. A. Kapandji and L. Gui, *Fisiologia articolare: schemi commentati di biomeccanica umana*. Maloine, 1996)

La sinfisi pubica garantisce importanti funzioni di stabilizzazione delle pelvi, in particolare permette di stabilizzarne la regione anteriore permettendo un piccolo grado di movimento. Per movimenti fisiologici della sinfisi si intende:

- Traslazioni della sinfisi in direzione trasversale e sagittale
- Rotazioni nel piano frontale e sagittale
- Movimenti in direzione verticale

Il disco che si interpone tra le creste e scanalature della sinfisi pubica (disco interpubico) ha come funzione principale quella di assorbire e dissipare forze di taglio e assiali applicate all'articolazione durante il movimento normale.

Inoltre la relativamente larga area di contatto del disco aiuta a proteggere la sinfisi dalle lesioni durante la deambulazione e la corsa poiché permette una buona distribuzione delle forze di taglio superiori e inferiori generate durante queste azioni. Le forze compressive generate alla sinfisi dalla restante parte dell'osso pubico vengono trasmesse grazie ai rami delle ossa dell'anca [27].

1.2.2 Movimenti di nutazione e contro-nutazione

I possibili movimenti generati dal sacro sono quelli di *nutazione e contronutazione*, definiti da Kapandji e descritti la prima volta da Zaglas (1851) e Duncan (1854).

Per **Nutazione** (Fig.1.14) si intende la rotazione del sacro intorno ad un asse trasverso (costituito da legamento assile). Questa rotazione implica uno spostamento anteriore del promontorio parallelamente ad uno spostamento posteriore dell'apice del sacro e del coccige. Simultaneamente alla nutazione avviene un movimento di chiusura iliaca in cui si manifesta un avvicinamento delle ali iliache e un allontanamento delle tuberosità ischiatiche [19].



Figura 1.14: Movimento di Nutazione (D. ss. L. Moretti, "Cingolo pelvico e articolazioni sacro-iliache," pp. 1–26, 2009.)

Per **Contronutazione** (Fig.1.15) si intende la rotazione del sacro attorno ad un asse definito dal legamento assile in cui si manifesta lo spostamento posteriore e verso l'alto del promontorio e lo spostamento anteriore dell'apice del sacro e coccige.



Figura 1.15: Movimento di Contronutazione (D. ss. L. Moretti, "Cingolo pelvico e articolazioni sacro-iliache," pp. 1–26, 2009.)

1.2.3 Influenza della posizione nella biomeccanica

In posizione eretta simmetrica (Fig.1.16) il peso del tronco abbassa il promontorio e sollecita il sacro in nutazione. La reazione di terra trasmessa forma una coppia di rotazione che tende a far ruotare all'indietro l'ileo e di conseguenza a produrre un movimento di retroversione del bacino [24].

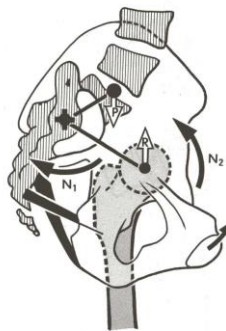


Figura 1.16: Veduta laterale bacino in posizione eretta simmetrica (D. ss. L. Moretti, "Cingolo pelvico e articolazioni sacro-iliache," pp. 1–26, 2009.)

In appoggio monopodale (Fig. 1.17), la reazione da terra dell'arto portante produce un sollevamento del sistema coxo-femorale, mentre il peso dell'arto in sospensione provoca un abbassamento del sistema coxo-femorale opposto [6].

Questi movimenti producono una serie di modifiche nella posizione ossea: un'orizzontalizzazione del sacro, una posterizzazione dell'osso iliaco omolaterale e l'innalzamento della sinfisi pubica omolaterale che tende a chiudersi nella parte superiore ed aprirsi in quella inferiore.

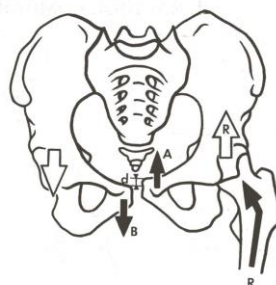


Figura 1.17 Veduta frontale bacino in appoggio monopodalico (D. ss. L. Moretti, "Cingolo pelvico e articolazioni sacro-iliache," pp. 1–26, 2009.)

In appoggio monopodale, quindi, sono attive pressioni e forze di taglio sulla sinfisi mentre in appoggio bipodale sono attive quelle di trazione.

1.3 CLASSIFICAZIONI DELLE INSTABILITA' PELVICHE

Le fratture pelviche possono essere classificate in diversi modi, i due più utilizzati sono: la classificazione di Tile e quella di Young-Burgess.

Tile suddivide le fratture in: tipo A (stabile), tipo B (instabilità rotazionale) e tipo C (instabilità rotazionale e verticale), mentre Young e Burgess, che si basano sulla classificazione di Tile, suddividono le fratture in base ai differenti meccanismi traumatici (trauma anteroposteriore, laterale e verticale) [39, 52].

Secondo la classificazione di **Tile**, esse vengono suddivise in tre tipi sulla base della stabilità dell'anello pelvico come visibile in Fig. 1.18.

Type A	Stable A1 - Fractures of the pelvis not involving the ring A2 - Stable, minimally displaced fractures of the ring
Type B	Rotationally unstable, vertically stable B1 - Open book B2 - Lateral compression: ipsilateral B3 - Lateral compression: contralateral (bucket handle)
Type C	Rotationally and vertically unstable C1 - Unilateral C2 - Bilateral C3 - Associated with an acetabular fracture

Figura 1.18: Classificazioni delle fratture pelviche (M. Tile, "Pelvic ring fractures: should they be fixed?," J. Bone Joint Surg. Br., vol. 70, no. 1, pp. 1-12, Jan. 1988)

- **Tipo A:** l'instabilità coinvolge solo le avulsioni dell'ala iliaca e le fratture sacrali trasversali mentre rimane intatto l'anello pelvico.
- **Tipo B:** definite come fratture parzialmente stabili che portano ad un'instabilità rotazionale attorno ad un asse verticale. In questi casi l'anello pelvico anteriore è interrotto completamente mentre il posteriore è incompleto.
 - Nella lesione di **tipo B1, o "libro aperto"**, viene generata la rotazione esterna dell'eminodo e conseguente interruzione della sinfisi pubica dovuta ad una compressione antero-posteriore.

La stabilità del bacino viene mantenuta se la diastasi è inferiore a 2,5 cm, solo in questo caso l'articolazione sacroiliaca resta intatta.

Nel caso contrario in cui l'apertura della sinfisi supera quel valore si lacerano i legamenti sacro-sacrali, sacrospinali e anteriori ma restano intatti quelli sacro-iliaci posteriori.

- Nella lesione laterale di **tipo B2**, si verifica la rotazione interna dell'emiprese causata dalla compressione. Si rompono i rami pubici sia superiori che inferiori e si genera una lesione da schiacciamento nella regione anteriore dell'articolazione sacro-iliaca o attraverso l'osso sacro, su entrambi i lati: ipsilaterali e controlaterali (tipo a manico di paletta).
 - Una **lesione B3** è una lesione di tipo B1 o B2 che si verifica bilateralmente.
 - **Tipo C:** si verifica la rotazione e successiva instabilità verticale del bacino a causa della rotazione dovuta alla completa distruzione dell'anello pelvico anteriore e posteriore.
- Si distinguono 3 tipi di lesione C a seconda della zona di frattura posteriore che può essere attraverso l'ileo, il sacro o l'articolazione sacroiliaca.
- In una **lesione C1** resta intatto l'anello posteriore controlaterale
 - Nelle **lesioni C2** è visibile una lesione controlaterale di tipo B
 - In una **lesione C3** è presente una lesione di tipo C bilaterale.

La maggior parte delle interruzioni clinicamente riportate sono instabilità unicamente rotatoria (Tipo B) o in associazione con instabilità verticale (Tipo C), escludendo quelli minimamente spostati e stabili (Tipo A).

In termini relativi piuttosto che assoluti, un bacino osseo intatto riesce a resistere alle forze fisiologiche;

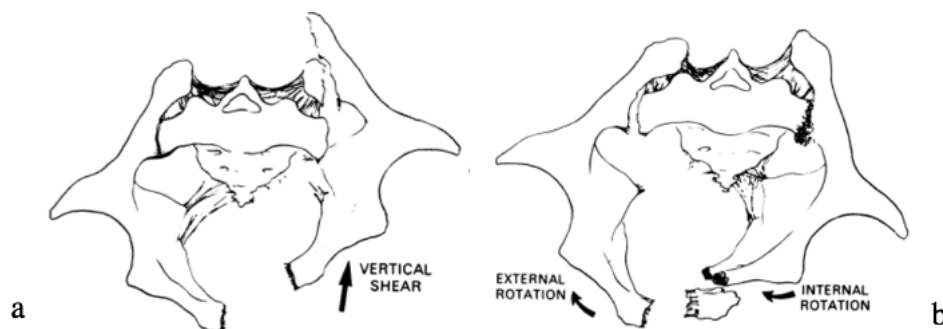


Figura 1.19: Diagramma che mostra l'instabilità verticale del bacino (a); Diagramma che mostra l'instabilità rotazionale del bacino (b) (M. Tile, "Pelvic ring fractures: should they be fixed?" *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 70, no. 1, pp. 1–12, Jan. 1988)

Una forza rotatoria esterna applicata all'emisfero pelvico può rompere la sinfisi e i legamenti sacro-sacrali e sacro-iliaci, permettendo al bacino di aprirsi come un libro. Uno solo delle emi-pelvi o entrambi possono presentare un'instabilità rotazionale esterna, ma se i legamenti posteriori rimangono intatti, viene mantenuta la stabilità verticale. Solo se la forza continua può rompere i legamenti posteriori e si può verificare uno spostamento verticale.

Le forze interne rotatorie causano la frattura dei rami e il complesso posteriore risulta schiacciato. Tuttavia, se i legamenti posteriori rimangono intatti, potrebbe esserci instabilità rotatoria interna, ma non c'è possibilità di spostamento verticale.

Pertanto, le forze rotatorie causano instabilità rotatoria, che può essere una lesione a libro aperto (Fig. 1.19 (a)) o una compressione laterale detta a libro chiuso (Fig.1.19(b)), ma rimane stabile verticalmente quando i legamenti posteriori sono intatti [42].

Una seconda classificazione possibile, osservabile in Fig.1.20, delle fratture pelviche è quella di **Young-Burgess** [52].

Mechanism and type	Characteristics	Hemi-pelvis displacement	Stability
APC-I	Pubic diastasis <2.5 cm	External rotation	Stable
APC-II	Pubic diastasis >2.5 cm, anterior sacroiliac joint disruption	External rotation	Rotationally unstable, vertically stable
APC-III	Type II plus posterior sacroiliac joint disruption	External rotation	Rotationally unstable, vertically unstable
LC-I	Ipsilateral sacral buckle fractures, ipsilateral horizontal pubic rami fractures (or disruption of symphysis with overlapping pubic bones)	Internal rotation	Stable
LC-II	Type I plus ipsilateral iliac wing fracture or posterior sacroiliac joint disruption	Internal rotation	Rotationally unstable, vertically stable
Vertical shear	Vertical pubic rami fractures, sacroiliac joint disruption ± adjacent fractures	Vertical (cranial)	Rotationally unstable, vertically unstable

Figura 1.20: Classificazione delle fratture pelviche secondo Young-Burgess (J. W. Young, A. R. Burgess, R. J. Brumback, and A. Poka, "Pelvic fractures: value of plain radiography in early assessment and management," *Radiology*, vol. 160, no. 2, pp. 445–451, Aug. 1986)

Questa permette di differenziare il tipo di diastasi di sinfisi pubica in funzione della distanza di apertura, in particolare per le compressioni antero-posteriori (APC):

- Una diastasi diafisaria pubica (PSD) di meno di 2,5 cm viene classificata come modello di **lesione APC-I**, che rappresenta una lesione stabile generalmente gestita in modo non operatorio.

- Le lesioni con diastasi diafisica pubica maggiore di 2,5 cm, vengono classificate come un modello di **lesione APC-II** e sono associate alla rottura dei legamenti sacro-iliaci anteriori e all'instabilità rotazionale risultante.
- Le **lesioni APC-III** sono caratterizzate da un'interruzione completa dell'articolazione sacroiliaca e sono instabili a rotazione e verticalmente.

Le lesioni APC-II e APC-III sono ordinariamente gestite operativamente [39].

Le differenze tra le due classificazioni sono rappresentate in Fig. 1.21

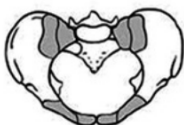
B-type – partially stable pelvic injuries (rotationally unstable)			C-type – completely unstable pelvic ring injuries (rotationally and vertically unstable)		
					
AO/OTA	Tile	Young and Burgess	AO/OTA	Tile	Young and Burgess
 61-B1	B1 "Open book" injury Anterior SI-ligament stretched	APC I Pubic diastasis <2.5 cm APC II Pubic diastasis ≥2.5 cm Anterior SI-ligament disrupted	 61-C1	C1 Unilateral	APC III Pubic diastasis ≥ 2.5 cm Anterior and posterior SI-ligament disruption VS (Vertical shear) APC III with vertical displacement of hemipelvis
 61-B2	B2 Lateral compression injury (B2-2: contralateral "bucket-handle" type)	LC I Posterior injury: sacral impaction LC II Posterior injury: Anterior sacral crush (LC IIA) or Iliac wing "crescent" injury (LC IIB)	 61-C2	C2 Bilateral: One side B-type One side C-type	
 61-B3	B3 Bilateral B-type injuries	LC III Unilateral B1 with contralateral B2 type injuries ("windswept pelvis")	 61-C3	C3 Bilateral C-type	CM (Combined mechanical) Complex fractures with combined elements of APC, LC, and/or VS

Figura 1.21: Classificazioni di Tile e Young-Burgess a confronto

In questo lavoro verrà testato un metodo per l'osteosintesi di sinfisi pubica in fratture di tipo B1 "a libro aperto" anche definite APC I e II a seconda della diafisi, in particolare durante le prove l'articolazione sacroiliaca è tenuta intatta con diastasi minore di 25 mm, questo è il caso di una frattura APC-I.

1.4 STATO DELL'ARTE

1.4.1 Piani ed assi anatomici

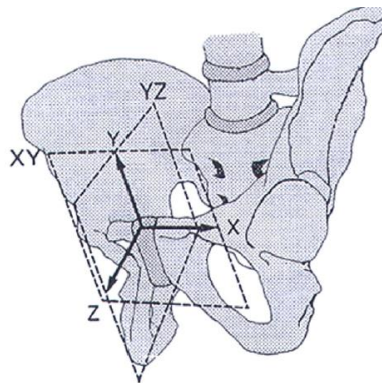


Figura 1.22: Sistema di coordinate per la sinfisi pubica (G. Walheim, S. Olerud, and T. Ribbe, "Mobility of the pubic symphysis. Measurements by an electromechanical method.," *Acta Orthop. Scand.*, vol. 55, no. 2, pp. 203–8, Apr. 1984)

Il sistema di coordinate usato per la sinfisi pubica è quello definito da Walheim et al. [47, 48], rappresentato in Fig. 1.22, basato sul lavoro di Panjabi et al. [29] in cui:

- Il *piano frontale o coronale*, quello *trasversale* e il *sagittale* sono rispettivamente XY, XZ e YZ.
- Gli assi perpendicolari ai piani sono: Z (*asse orizzontale sagittale*) per il piano frontale, Y (*asse verticale*) per quello trasversale e X (*asse orizzontale frontale*) per il sagittale.

Dato questo sistema è possibile specificare come direzione cranio-caudale quella Y e come direzione dorso-ventrale quella Z.

1.4.2 Dimensioni, proprietà meccaniche e mobilità della sinfisi pubica

Numerosi studi sono stati intrapresi per determinare, in particolare, la larghezza della sinfisi e le variazioni che essa subisce durante le diverse attività quotidiane.

Vernon et al. [45] hanno determinato, basandosi su Roent-genogrammi¹, una dimensione di larghezza anteriore dell'articolazione di $5,9 \pm 1,3$ mm negli uomini e $4,9 \pm 1,1$ mm nelle donne. E' importante sottolineare che l'ampiezza della sinfisi aumenta da posteriore ad anteriore, risultando quindi più larga anteriormente. Sulla base di ciò sono stati valutate le larghezze pubiche anteriori e medie che apparivano alte nelle donne ($12,58 \pm 4,48$ mm anteriormente, arrivando anche a 20 mm nelle donne multipare e $4,60 \pm 1,21$ nel punto

¹ Metodo clinico introdotto da Chamberlain nel 1930 per la valutazione delle dimensioni e della mobilità pelvica attraverso misure radiografiche

medio) e più basse negli uomini ($11,75 \pm 4,72$ mm nella parte anteriore e $4,95 \pm 1,33$ mm nella parte mediana), mentre non si registravano variazioni posteriormente dipendenti dal genere.

L'articolazione della sinfisi pubica viene sottoposta ad una varietà di forze diverse a seconda dell'attività che viene svolta. In posizione eretta la sinfisi viene interessata da forze di trazione inferiormente e di compressione nella regione superiore, mentre in appoggio monopodale da forze di taglio e compressione [21].

Grazie agli studi di Walheim et al. è stato evidenziato che nella sinfisi pubica si verificano piccoli movimenti multidirezionali, in particolare, con un metodo elettro-meccanico, Walheim et al. [48] hanno valutato la mobilità della sinfisi pubica studiando 15 giovani adulti sani (uomini e donne). Per farlo si sono serviti di spille d'acciaio inserite nel ramo pubico superiore ai lati opposti della sinfisi, misurando così movimento verticale, orizzontale e sagittale in precise posizioni.

Per le traslazioni lungo X e le rotazioni nel piano XY, vengono riportati solo valori ottenuti all'abduzione delle articolazioni dell'anca flessa (90°). Gli altri valori sono stati registrati in appoggio monopodale in una posizione eretta e con una forza di trazione unilaterale di 300 N sui campioni.

Per quanto riguarda le misurazioni nelle direzioni X e Z e nei piani XY e YZ, riportate in Fig. 1.23, non sono state evidenziate importanti differenze tra persone di sesso opposto. Tutte le traslazioni erano minori di 2 mm, massime nelle donne multipare dove raggiungevano i 3,1 mm nella direzione cranio-caudale e 1,6 mm in quella sagittale, tutte le rotazioni in piano XY erano minori di 1° , nel piano YZ si verificavano rotazioni fino a $1,5^\circ$ mentre quella media nel piano YZ per gli otto maschi era di soli $0,3$ gradi.

Il movimento sinfiseale massimo è stato osservato proprio nella direzione verticale (Y) in uno studio proposto da Meissner et al. [21] su 10 cadaveri freschi, dove sono state stimate le forze richieste per produrre tali movimenti congiunti: 120 N nella direzione verticale e 68 N in direzione sagittale.

Successivamente sono state effettuate prove anche per la misura delle rotazioni da Walheim e Selvik [47] analizzando, ad intervalli diversi, due giovani adulti sani, un maschio e una femmina multipara. In questo caso la rotazione massima è stata registrata nella donna dove si toccavano i 2° nel piano sagittale e fino a 3° nel piano coronale.

	X (mm)		Y (mm)		Z (mm)		XY (degr.)		YZ (degr.)	
	$\bar{X}$	range	$\bar{X}$	range	$\bar{X}$	range	$\bar{X}$	range	$\bar{X}$	range
Male										
Volunteers (n=6)	0.5	0.1–0.7	1.0	0.5–1.9	0.7	0.2–1.3	0.4	0.1–0.6	0.3	0.0–0.9
Cadavers (n=2)	0.3	0.1–0.5	0.1	0.0–0.1	0.9	0.6–1.2	0.3	0.3–0.4	0.4	0.4–0.4
Female										
Volunteers										
Nulliparous (n=6)	1.0	0.5–2.0	1.3	0.8–2.6	0.4	0.0–0.5	0.3	0.1–0.5	0.5	0.1–1.6
Multiparous (n=3)	0.6	0.5–0.7	2.1	1.6–3.1	1.1	0.8–1.3	0.7	0.5–0.8	0.8	0.2–1.5
Significance*	n.s.		0.048		0.012		0.048		n.s.	
Cadavers										
Nulliparous (n=1)	0.3		0.4		0.9		0.5		0.1	
Para 1 (n=1)	0.6		0.6		1.0		1.1		2.0	

Figura 1.23: Movimenti sinfisari totali registrati in 15 volontari e 4 cadaveri (G. Walheim, S. Olerud, and T. Ribbe, "Mobility of the pubic symphysis. Measurements by an electromechanical method.," *Acta Orthop. Scand.*, vol. 55, no. 2, pp. 203–8, Apr.1984)

Per poter comprendere al meglio i meccanismi sinfisari interni Dakin G.J. et al. [11] hanno avviato uno studio sulle proprietà elastiche e viscoelastiche della sinfisi in cui hanno ottenuto informazioni riguardo la sua rigidezza in particolari direzioni di carico, misurandola nella zona centrale e in quella lineare della curva Forza-spostamento della sinfisi (Fig. 1.24, Fig. 1.25) ottenuta da prove meccaniche in cui essa veniva caricata in diverse direzioni sotto macchina di prova.

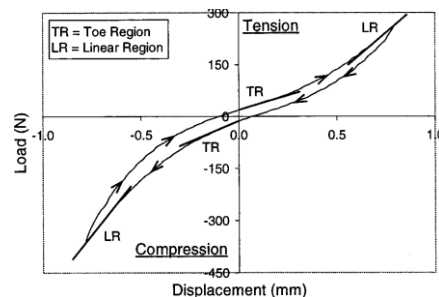


Figura 1.24: Curva Forza-spostamento dalla cui pendenza è stato ricavato il valore di rigidezza (G. J. Dakin, R. A. Arbelaez, F. J. Molz, J. E. Alonso, K. A. Mann, and A. W. Eberhardt, "Elastic and viscoelastic properties of the human pubic symphysis joint: effects of lateral impact joint loading.," *J. Biomech. Eng.*, vol. 123, no. 3, pp. 218–26, Jun. 2001)

Loading Direction	Toe Region ^{a,†} (n = 12)	Linear Region ^{a,†} (n = 12)	Linear Direction p-value*	Male Joints ^{a,†} (n = 8)	Female Joints ^{a,†} (n = 4)	Gender p-value [#]	Impacted Joints [*] (n=8)	Unimpacted Joints [*] (n=12)	Trauma p-value [#]
Tension (N/mm)	289 ± 132	725 ± 291	p < 0.0001	816 ± 320	543 ± 77	N.S.	429 ± 279	725 ± 291	p < 0.04
Compression (N/mm)	351 ± 180	1440 ± 605		1581 ± 676	1158 ± 337	N.S.	627 ± 260	1440 ± 605	p < 0.003
Anterior Bending (Nm/deg)	0.30 ± 0.27	0.55 ± 0.50	p < 0.02	0.68 ± 0.57	0.29 ± 0.14	N.S.	0.23 ± 0.14	0.55 ± 0.50	N.S.
Posterior Bending (Nm/deg)	0.36 ± 0.33	1.18 ± 0.94		1.50 ± 1.00	0.55 ± 0.37	N.S.	0.34 ± 0.18	1.18 ± 0.94	p < 0.03
Inferior Bending (Nm/deg)	3.18 ± 3.44	3.17 ± 2.89	p < 0.002	3.93 ± 3.26	1.65 ± 1.08	N.S.	1.87 ± 1.93	3.17 ± 2.89	N.S.
Superior Bending (Nm/deg)	3.51 ± 3.43	5.16 ± 4.44		6.15 ± 5.16	3.17 ± 1.47	N.S.	3.10 ± 2.33	5.16 ± 4.44	N.S.

^a Unimpacted joints only

[†] Mean ± Standard Deviation

* Paired t-tests

[#] Unpaired t-tests

N.S. = Not significant (p > 0.05)

Figura 1.25: Valori di rigidezza della sinfisi pubica a diverse direzioni di caricamento (G. J. Dakin, R. A. Arbelaez, F. J. Molz, J. E. Alonso, K. A. Mann, and A. W. Eberhardt, "Elastic and viscoelastic properties of the human pubic symphysis joint: effects of lateral impact joint loading.," *J. Biomech. Eng.*, vol. 123, no. 3, pp. 218–26, Jun. 2001)

1.4.3 Tecniche di osteosintesi tradizionali

La diastasi di sinfisi pubica (PSD) è una lesione relativamente rara causata da meccanismi ad alta energia [25]. Questo preciso tipo di frattura costituisce il 24% delle fratture pelviche [5].

Come già spiegato, la sinfisi è una struttura che fornisce una forte unione tra le due ossa iliache con lo scopo di mantenere la stabilità dell'anello pelvico anteriore [1] ed insieme alle articolazioni sacro-iliache posteriori, consente il movimento del bacino durante l'attività fisica [21, 47, 48].

Generalmente, la diastasi di sinfisi supera i 25 mm, portando all'instabilità l'anello pelvico, in questi casi, la chirurgia è la tecnica indicata per poter ripristinare questa stabilità.

Secondo la classificazione di Tile delle fratture pelviche questa lesione è definita di tipo B1 "a libro aperto", una semplice diastasi di sinfisi pubica con instabilità rotazionale [42].

E' importante sottolineare che la fissazione di questa articolazione non mira a raggiungere la fusione tra le sue superfici articolari ma a fornire stabilità e consentire, allo stesso tempo, la sua guarigione prima che l'impianto possa fallire.

Vi è un considerevole dibattito in letteratura sulle tecniche di fissazione per il trattamento di queste lesioni. Numerose forme di fissazione interna si sono evolute nel tempo verso le moderne tecniche di fissazione con placche e viti che, attualmente, restano il "gold standard" [5, 8]. Tuttavia, la chirurgia tradizionale aperta per le fratture pelviche che si impiega per impiantare questo dispositivo presenta molti svantaggi come: un notevole trauma dei tessuti circostanti e considerevole perdita di sangue intraoperatoria [49, 16].

Per evitare questi problemi, Mu et al. [49], tramite analisi ad elementi finiti, hanno introdotto un'ulteriore tecnica (Fig.1.26), minimamente invasiva, di fissazione con vite cannulata percutanea singola o doppia, che fornisce sufficiente stabilità e riduce le complicanze nella PSD. Sfortunatamente, sono stati segnalati un alto tasso di fallimento dell'impianto (19% -90%), perdita di riduzione e chirurgia di revisione [25, 9].

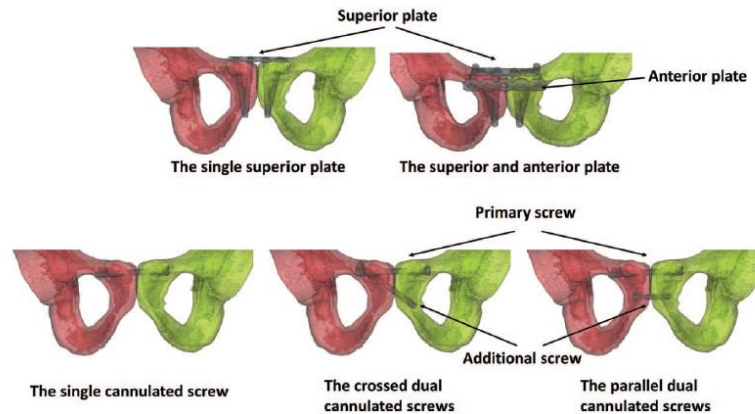


Figura 1.26: Soluzioni di fissaggio per diastasi di sinfisi pubica (PSD): placca singola, placca doppia (superiore e anteriore), vite cannulate singola, viti cannulate doppie (in 2 configurazioni) (F. Yao, Y. He, H. Qian, D. Zhou, and Q. Li, "Comparison of biomechanical characteristics and pelvic ring stability using different fixation methods to treat pubic symphysis diastasis a finite element study," *Med. (United States)*, vol. 94, no. 49, pp. 1–7, 2015)

L'alto tasso di fallimento della fissazione è stato attribuito ai numerosi stress presenti sulla sinfisi pubica a causa della varietà di forze a cui è soggetta: peso corporeo, tensione dei legamenti e trazione muscolare.

La sinfisi, infatti, presenta una struttura particolare, non rigida come i sistemi di fissazione odierni, in cui queste forze vengono assorbite e dissipate dal disco fibrocartilagineo e dai legamenti. Quando invece la sinfisi pubica viene interrotta, questa funzione dovrebbe essere svolta dal dispositivo di fissaggio che deve quindi fornire un ambiente stabile per la riparazione dei tessuti molli.

Lavori su placche con diverso numero di fori hanno mostrato vantaggi nell'utilizzo di placche a due fori rispetto a quelle con fori multipli in termini di tasso di fallimento, proprio perché con esse si consente un certo movimento attorno alla singola vite su ciascun lato del bacino, permettendo un movimento fisiologico e riducendo la quantità di stress presenti sull'impianto [34, 50].

Durante gli anni si è provato a superare in efficacia questi metodi di fissazione tradizionali con tecniche alternative, testate attraverso prove meccaniche.

E. Varga et al. [44] hanno testato tre metodi di fissazione interna sinfisaria: doppia placca (placca 4 fori nella regione superiore della sinfisi e placca 2 fori in quella anteriore), anelli di filo metallico (inox) intorno a 2 viti da spongioso e materiale da sutura assorbibile (polidiossanone) intorno a due viti da spongioso, ponendo ogni bacino in posizione bilaterale simulata in una macchina di prova servo-idraulica. Seguendo un protocollo in cui i campioni venivano testati inizialmente da intatti e poi con fissazione sequenziale della

sinfisi con ciascuno dei metodi, hanno registrato spostamenti in risposta a un carico assiale ciclico fino a un massimo di 500 N applicati attraverso il sacro prossimale.

Il movimento della sinfisi è stato misurato in due punti tramite trasduttori LVDT posti nell'area anteriore della sinfisi, uno superiormente ed uno inferiormente.

Dati i risultati ottenuti hanno potuto osservare spostamenti compressivi a livello della sinfisi superiore e, contemporaneamente, spostamenti distrattivi nella parte inferiore. In tale studio è stato evidenziato, in Fig. 1.27 (a), un movimento della sinfisi significativamente più ampio dopo fissazione con doppia placcatura (spostamenti medi fino a 6-7,5 mm al quarto ciclo), o sutura (spostamenti medi fino a 7-8 mm), rispetto all'articolazione intatta (spostamenti medi fino a 3-4 mm). Nella regione sinfisaria superiore e inferiore, i fili metallici apparivano significativamente più stabili (spostamenti medi fino a 5-6,5 mm) rispetto alle placche o alla sutura, permettendo cioè spostamenti minori.

Gli autori non si sono limitati unicamente ad una valutazione degli spostamenti ma hanno ampliato il lavoro anche alla misura dei valori di rigidezza (Fig.1.27 (b)), che per la sinfisi intatta potevano oscillare in un range tra i 300-380 N/mm, mentre le pelvi ricostruite con i metodi di fissazione manifestavano una rigidità complessiva inferiore rispetto all'anello pelvico intatto. Il risultato di rigidezza più vicino allo standard intatto veniva raggiunto con l'utilizzo di fili metallici (60% di quella a sinfisi intatta) rispetto all'uso di materiale da sutura (54,8%) o del fissaggio con placca (58,8 %).

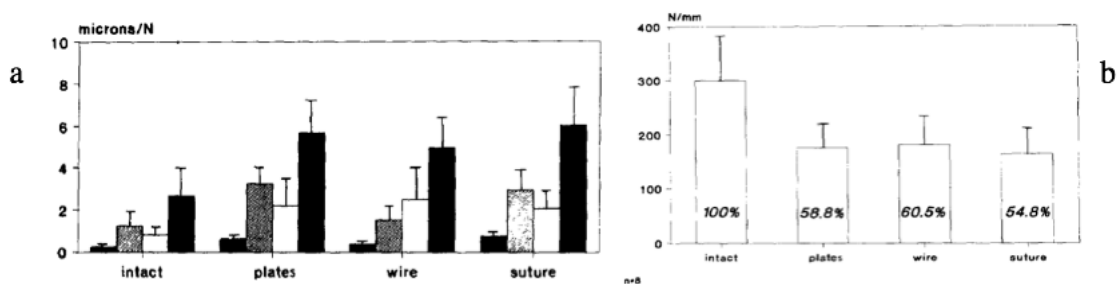


Figura 1.27: Confronto tra spostamenti medi misurati a livello della sinfisi nel caso: a) intatta b) placca c) fili metallici d) materiale da sutura (a); Confronto tra valori medi di rigidezza misurati a livello della sinfisi nel caso: a) intatta b) placca c) fili metallici d) materiale da sutura (b); (E. Varga, T. Hearn, J. Powell, and M. Tile, "Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring," *Injury*, vol. 26, no. 2, pp. 75–80, 1995)

P. Cano-Luis et al. [5] nel 2012 hanno analizzato l'efficacia di un nuovo sistema di osteosintesi percutanea (viti cannulate) per il trattamento delle fratture del bacino con instabilità rotazionale (nello specifico quelle a libro aperto). Per farlo si sono serviti di 10 pelvi di cadavere, comprese di strutture legamentose e capsulari, fissate ad una macchina idraulica in posizione simulata bilaterale e caricate in compressione di 300 N (carico limite) a una velocità di 20 mm /min in direzione assiale (per simulare il peso di metà del corpo di una persona media).

Lo studio consisteva di tre prove sequenziali con lo scopo di valutare la mobilità fisiologica (spostamenti e rotazioni di ciascun marker posto sull'anello pelvico disposti come in Fig. 1.28 (a)) delle pelvi, inizialmente intatte con carico progressivamente crescente fino al limite, poi fratturate (con lesione di tipo B1) applicando un carico di 300 N, infine con sinfisi fissata col dispositivo da testare applicando lo stesso carico di 300 N.

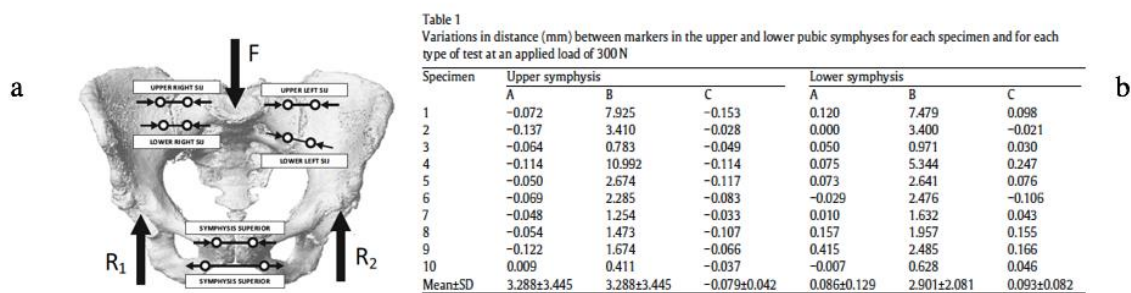


Figura 1.28: Schematizzazione della posizione dei marker sull'anello pelvico e del caricamento applicato (F) e subito dalle pelvi (R_1 e R_2) (a);

Variations in distance (mm) tra marker posti nella parte superiore ed inferiore della sinfisi per ogni campione e per ogni tipo di test effettuato: A) pelvi intatte; B) pelvi fratturate con lesione B1; C) pelvi fissate con viti cannulate; (b)

(P. Cano-Luis et al., "Biomechanical analysis of a new minimally invasive system for osteosynthesis of pubis symphysis disruption," *Injury*, vol. 43, no. SUPPL. 2, pp. 20–27, 2012.)

I risultati riportati in Fig. 1.28 (b), basati sulle variazioni nella posizione dei marker rispetto alla posizione iniziale (intatta in assenza di carico) per i diversi campioni (intatti, fratturati e fissati) in ciascuna prova, avevano mostrato massima differenza tra pelvi intatte e fratturate proprio nelle vicinanze della sinfisi. Inoltre è stato notato che non si sono registrate differenze evidenti tra pelvi intatte e fissate in nessuna delle tre articolazioni. Ciò ha garantito la stabilità del sistema testato.

L'efficacia del fissaggio con due viti cannulate è stata valutata anche da Ángel Lázaro González et al. [17] confrontandola con la fissazione ottenuta con placca sovrapubica a

sei fori non bloccata. Servendosi di bacini cadaverici su cui hanno simulato una lesione a libro aperto, gli autori hanno testato entrambi i metodi di fissazione sottoponendo i campioni, posizionati in appoggio bilaterale, ad un carico assiale di 300 N tramite una macchina di prova elettromeccanica. Grazie all'applicazione di marker adesivi posti in precise posizioni sulle pelvi, hanno valutato gli spostamenti, in particolare della sinfisi pubica superiore e inferiore.

I risultati in parallelo nelle Fig.1.29, evidenziavano una maggiore stabilità nella fissazione con viti cannulate rispetto a quella con placca a sei viti non bloccata.

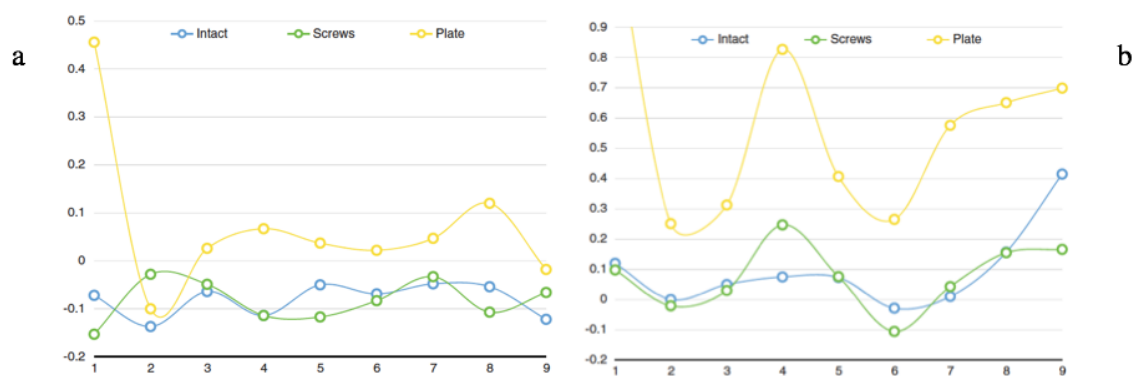


Figura 1.29: Spostamenti (mm) della sinfisi pubica nella regione superiore (a) e nella regione inferiore (b) nelle 3 configurazioni: intatta, fissata con viti cannulate, fissata con placca sovrappubica 6 fori sbloccata dove X= numero di campioni testati e Y=spostamenti
(Á. L. González, J. M. Reina, P. C. Luis, J. J. Baquero, J. S. Fernández, and M. Á. G. Sánchez, "Is cannulated-screw fixation an alternative to plate osteosynthesis in open book fractures? A biomechanical analysis," *Injury*, vol. 47, pp. S72–S77, 2016.)

Per evitare i casi di fallimento dell'impianto, sarebbe ideale sostituire la fissazione rigida con una fisiologicamente dinamica.

Per questo motivo Fabian M. et al. [41] hanno analizzato l'influenza di una fissazione di tipo flessibile (placca modulare a 1, 2, 4 barre), in precedenza sottoponendo i campioni intatti ad una prova quasi statica, con un carico assiale di rampa di 170 N applicato ad una velocità di 17 N/s. Successivamente eseguendo tre test ciclici non distruttivi a 1Hz con carico sinusoidale assiale ed ampiezza di carico progressivo fino al fallimento, partendo da 170 N a 340 N su 1000 cicli a velocità di 0,17 N/ciclo, in modo da simulare un caricamento alternato bilaterale per intatti, lesionati B1 e fissati con sistema di fissazione modulare. Sono state valutate traslazioni (Y e Z) e rotazioni (intorno a X) in tutti i gradi di libertà della sinfisi pubica.

L'analisi dei movimenti della sinfisi in termini di spostamenti e rotazioni nei tre casi di

placca modulare, mostravano, nei test distruttivi, che la fissazione a 2 aste e ad 1 asta superavano in stabilità quella a 4 aste (più rigida) che falliva per prima.

Dall'interpretazione di questi risultati è stato evidente che una fissazione flessibile della sinfisi pubica in campioni umani ha mostrato un comportamento superiore nel sopportare il carico ciclico rispetto ai costrutti rigidi.

1.4.4 L'Endobutton CL e suo utilizzo in ortopedia

L'Endobutton CL (Fig.1.30) è un dispositivo costituito da una piccola placca in lega di titanio detta *Endobutton* che viene precaricata con un *filo di sutura conduttore* (bianco) e uno di *sutura ribaltabile* (verde) e da un cappio di sutura che costituisce il *legamento artificiale*.



Figura 1.30: Endobutton CL usato per la ricostruzione del LCA

Questo dispositivo viene ampiamente impiegato nella ricostruzione del legamento crociato anteriore. Il cappio di sutura è costituito da fibre di polietilene tereftalato (PET) e viene trattato con meccanismi di lavaggi progressivi che permettono di limitare e impedire sinoviti reattive². Presenta una capacità di resistenza alla trazione circa 4 volte superiore in Newton rispetto ai tendini utilizzati nelle tecniche di plastica capsulo legamentose tradizionali: crociato anatomico, tendine rotuleo, semitendinoso e gracile.

La principale differenza con le tecniche tradizionali non si trova nella stabilità articolare che viene comunque garantita in entrambi i casi, ma nel tempo tecnico di rivascolarizzazione, necessario nel caso di impiego degli impianti tradizionali al fine di evitare la necrosi degli stessi. Ciò ne consegue un vantaggio anche nei tempi post operatori di carico e riabilitazione che risultano addirittura dimezzati e permettendo, già nella settimana successiva all'operazione, di eseguire attività quali: deambulazione e ginnastica

² La sinovite è una malattia infiammatoria della membrana sinoviale, che ha la capacità di espandersi anche alle cartilagini e ai tendini.

isometrica e isocinetica con estensioni-flessioni attive. Per riabilitazione precoce si intende: mini-invasività, ripresa precoce del trofismo muscolare, affidabilità dei materiali di nuova generazione, minore ipotonotrofia post-operatoria, ridotto peso psicologico sul paziente [14, 32].

Test interni effettuati proprio da “Smith e Nephew” hanno evidenziato che l’Endobutton CL con fili di sutura Ethibond riproduceva il normale andamento della resistenza del legamento documentata e la rigidità di Endobutton CL superava del 40% quella del legamento nativo [40].

1.4.2.1 Possibile utilizzo in ortopedia pelvica

Il tradizionale trattamento di fissaggio in caso di distruzione di sinfisi pubica utilizza una placca metallica che può essere di diverso tipo e materiale.

Questo tipo di fissaggio, però, può portare al rischio di fallimento dell’impianto e esige durante l’operazione un’ampia esposizione del bacino con possibile conseguenza di consistente perdita di sangue e infezioni post-operatorie.

Impiantando una placca anteriormente alla sinfisi pubica in combinazione con una fissazione posteriore all’articolazione sacroiliaca, si garantisce un fissaggio stabile della sinfisi pubica in lesioni a libro aperto. Tuttavia, la limitazione del movimento fisiologico nella sinfisi, data dalla notevole rigidità della fissazione, determina il fallimento del sistema pelvico anteriore in oltre il 30% dei pazienti [33].

Idealmente l’impianto dovrebbe, contemporaneamente, ripristinare la normale biomeccanica del complesso legamentoso originale e garantire la stabilità della riduzione durante il processo di guarigione biologica.

Per questo motivo, Linwei Chen et al. [41] hanno pensato all’introduzione di una nuova tecnica di fissazione dinamica della diastasi di sinfisi pubica usando un costrutto formato da due Endobuttons CL modificati per l’uso aggiungendo per ognuno un secondo Endobutton, creando una fissazione senza nodi.

Gi autori hanno monitorato 21 persone con lesione APC-II fissate utilizzando il costrutto descritto da Gennaio 2006 a dicembre 2009 con durata media del follow-up di 23 mesi (da 18 a 26). Da questo lavoro hanno potuto scoprire i numerosi vantaggi che questa tecnica mostra in termini di minore invasività della chirurgia, minore perdita di sangue, minore tempo medio di intervento chirurgico.

Confrontandola con la fissazione tramite placca hanno potuto notare una riduzione dello stress nella sinfisi pubica durante la guarigione del legamento, di conseguenza un minor

rischio di fallimento dell'impianto e di redistribuzione, una minor esposizione del bacino, limitando così il rischio di lesioni iatrogene, infine, una non necessaria rimozione dell'impianto nella seconda fase (successiva alla guarigione).

Ciò che però limita l'utilizzo di questa tecnica è la sua non adattabilità a tutte le lesioni pelviche, in particolare a quelle instabili verticalmente.

Poiché l'Endobutton e il cappio di sutura fungono da legamento pubico superiore e anteriore, si adattano alle rotazioni e alle traslazioni della sinfisi e possono consentire un comportamento sempre più fisiologico andando avanti nella guarigione.

1.5 SCOPO DELLA TESI

Lo scopo della tesi è quello di valutare l'efficacia di una nuova tecnica per l'osteosintesi di sinfisi pubica in fratture di tipo B1 (Tile) o APC I (Young-Burgess) che utilizza un tipo di fissaggio dinamico chiamato Endobutton CL che, attualmente, riscuote un enorme successo nella ricostruzione del legamento crociato anteriore. L'intento è quello di ottenere una valida alternativa alla tecnica tradizionale (placca sovrapubica).

Il motivo principale per cui si vuole superare la tecnica tradizionale è evidente dai numerosi vantaggi che è possibile ottenere utilizzando un tipo di fissaggio che garantisca maggiore flessibilità, minor tasso di fallimento e minore invasività.

Per valutarne l'efficacia si è quindi analizzata la sua stabilità a forze di compressione gradualmente crescenti, raggiungendo valori ben più alti di quelli atti a simulare il peso corporeo di un individuo fino a portare l'intero sistema a rottura. In questo modo è stato possibile comparare la rigidità di questa struttura con quella del campione intatto e quella del campione fissato con placca.

CAPITOLO 2:

MATERIALI E METODI

2.1 CAMPIONI TESTATI

Con lo scopo di sperimentare questa tecnica alternativa di osteosintesi della sinfisi, sono state testate N pelvi acquistate sul sito “Sawbones” con codice catalogo #3415 visibile in Fig. 2.1.

Il materiale con cui sono realizzati i modelli è definito come “composite bone” creato espressamente per test biomeccanici come alternativa all’osso cadaverico. Rispetto ad esso presenta molteplici vantaggi quali: riduzione della variabilità delle proprietà fisiche del materiale (maggiormente uniformi e coerenti) ed eliminazione delle esigenze di manipolazione e preparazione necessarie per testare l'osso di cadavere.

Le pelvi adoperate sono realizzate con un “*composite bone*” di quarta generazione standard costituito da:

- un involucro corticale formato da *resina epossidica riempita di fibre di vetro corte*, per simulare le proprietà dell'osso corticale.
- un nucleo spugnoso costituito da *poliuretano espanso rigido solido 17 PCF*, per simulare il comportamento meccanico dell’osso spongioso umano. E’ necessario sottolineare che questo non ne replica la struttura ma fornisce unicamente proprietà coerenti nel range dell'osso spongioso [42].

	SIMULATED CORTICAL BONE (SHORT FIBER FILLED EPOXY)				
	DENSITY	LONGITUDINAL TENSILE		COMPRESSIVE	
		Strength	Modulus	Strength	Modulus
	(g/cc)	(MPa)	(GPa)	(MPa)	(GPa)
	1.64	106	16.0	157	16.7
	DENSITY	TRANSVERSE TENSILE		Note: Material property data based on ASTM D-638 and D-695.	
		Strength	Modulus		
	(g/cc)	(MPa)	(GPa)		
	1.64	93	10.0		
SIMULATED CANCELLOUS BONE (RIGID POLYURETHANE FOAM)					
	Density	Strength	Modulus	Note: Material property data based on ASTM D-1621.	
	(g/cc)	(MPa)	(MPa)		
Solid	0.27	6.0	155		

Figura 2.1: Pelvi complete con articolazione della sinfisi pubica e sacroiliaca bloccata (a) (http://www.sawbones.com/wp/wpcontent/uploads/2017/04/FINAL_Biomechanical_Catalog.pdf)

Proprietà meccaniche "Composite Bone" (b)

(http://www.sawbones.com/wp/wpcontent/uploads/2017/04/FINAL_Biomechanical_Catalog.pdf)

2.2 PREPARAZIONE DELL’AFFERRAGGIO

Il modello pelvico è stato sottoposto a diverse misure quali: larghezza del promontorio (disco L5), diametro acetabolare ed angolazione tra promontorio e osso sacro. Queste misure risultano necessarie al fine di progettare degli afferraggi che permettessero di fissare saldamente il campione alla macchina di test e che consentissero di applicare i carichi voluti proprio nelle regioni desiderate e cioè nell’area superiore pelvica tra il promontorio e l’osso sacro.

Gli afferraggi hanno la funzione di trasmettere la forza dalla macchina al campione, essi sono stati progettati mediante il software “SolidWorks” da cui, note le precise dimensioni delle pelvi, si sono ottenuti i disegni delle diverse parti che compongono l’assieme. In Fig. 2.3 è visibile il disegno dell’assieme nei tre piani: anteriore, sinistro, superiore ed isometrico comprendente la bollatura e tabella dei componenti.

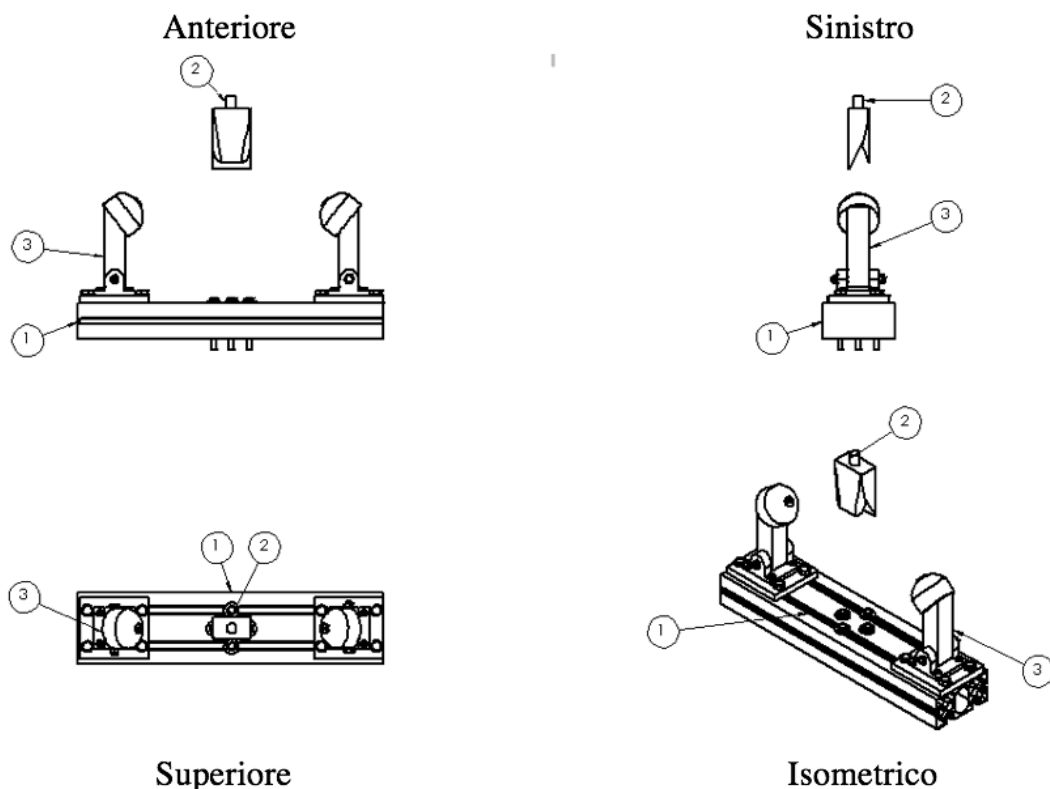


Figura 2.2: Disegno completo "SolidWorks" degli afferraggi nei piani: anteriore, sinistro, superiore, isometrico

Si distinguono le componenti principali:

- A) una barra inferiore precisamente un profilo *Alusic 45X90 Line BH* codice #084105006
- B) un pezzo superiore con geometria personalizzata

C) due pezzi speculari atti a simulare l'anatomia della testa femorale e della regione superiore del femore.

I singoli pezzi prodotti sono poi stati saldati alla macchina di test come si osserva dalla Fig. 2.4.

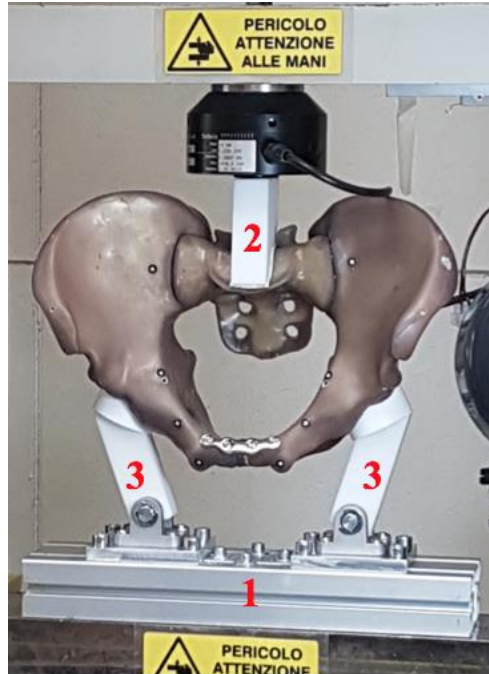


Figura 2.3: *Proiezione anteriore degli afferraggi reali montati su macchina di prova QTest 10.*

Nello specifico, i due pezzi (3) sono stati avvitati su basette quadrate e a loro volta fissati alla barra inferiore (1) tramite viti, ad una distanza l'uno dall'altro connessa alla distanza tra gli acetaboli pelvici del campione, in modo che esso risulti correttamente bloccato nella parte inferiore.

La barra inferiore (1) è stata disegnata inserendo 4 fori centrali in configurazione romboidale per permetterne il fissaggio alla base della macchina di test.

Mentre il pezzo (2) è stato disegnato considerando l'angolo tra il promontorio e l'osso sacro del campione con lo scopo di bloccare la regione pelvica superiore al fine di evitarne la rotazione durante i test.

Questo pezzo viene collegato alla macchina di test tramite avvitamento alla cella di carico.

2.3 APPLICAZIONE DEI MARKER

Per poter verificare gli spostamenti di punti precisi delle pelvi testate si è scelto di utilizzare marker passivi che sono stati incollati ai campioni. Per evitare loro possibili movimenti si è preferito incollarli utilizzando la colla *Attack*.

La scelta della posizione di fissaggio sui campioni visibile in Fig. 2.5, è stata definita considerando i punti più facilmente identificabili cioè quelli che presentavano protuberanze o creste ossee e che quindi permettessero una facile replicabilità anche agli altri campioni.

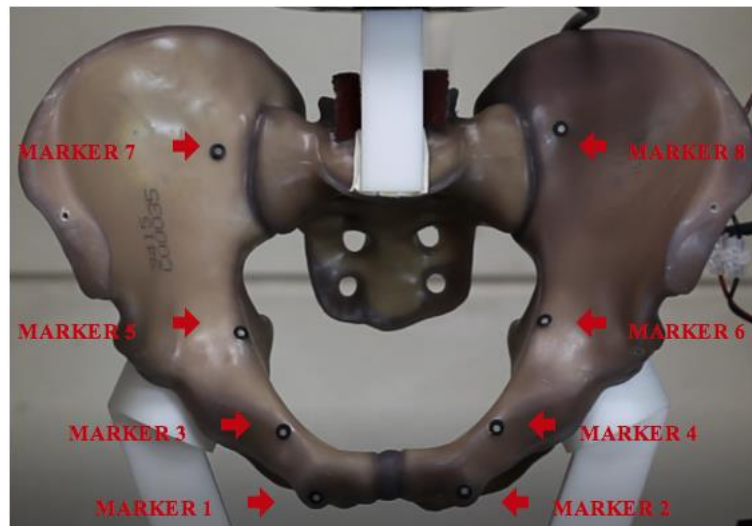


Figura 2.4: Posizionamento dei marker sul campione pelvico

2.4 MATERIALI UTILIZZATI

2.4.1 Placca

La placca utilizzata è una semplice placca sovra-pubica a 4 fori realizzata in *acciaio 316L per impianti* con dimensioni in lunghezza di 6 cm e di diametro dei fori di 3,5 cm.



Figura 2.5: Placca sovra-pubica 4 fori

Come è possibile notare dalla Fig. 2.5, essa non risulta completamente dritta ma presenta una leggera curvatura che segue l'anatomia della regione sovra-pubica

In generale, le placche devono essere modellate alla superficie dell'osso per ottenere una corretta fissazione, in caso contrario, potrebbero causare la dislocazione della frattura quando avviene il fissaggio completo della vite nella placca.

I fori sono creati in modo da permettere una certa un'angolazione delle viti che, risulta importante nelle viti fissate esternamente per evitarne l'eccessiva fuoriuscita dall'osso e creare danneggiamento ai tessuti.

2.4.1.1 Tecnica chirurgica

Attraverso una via sovra-pubica si è proceduto alla riduzione e stabilizzazione della diastasi sinfisaria con una placca per osteosintesi pubica 4 fori.

Usando un approccio anteriore, la sinfisi pubica del campione è stata sezionata utilizzando una sega elettrica, avendo cura di eliminare eventuali sporgenze ed ottenere 2 faccette lisce.

La riduzione della sinfisi è stata ottenuta grazie ad una pinza di riduzione come mostra la Fig. 2.6 (a), in cui le faccette sono state avvicinate e tenute ad una distanza pari alla larghezza del disco di fibrocartilagine sezionato.

Successivamente è stata posizionata la placca 4 viti scelta sopra l'articolazione della sinfisi e si è proceduto alla creazione dei fori utilizzando un trapano elettrico.

Dalla Fig. 2.6 (b) si notano le direzioni di foratura del bacino, la direzione perpendicolare alla placca è stata assunta per i fori centrali mentre per quelli esterne si è mantenuta un'inclinazione di 10-30° rispetto alla sinfisi pubica.

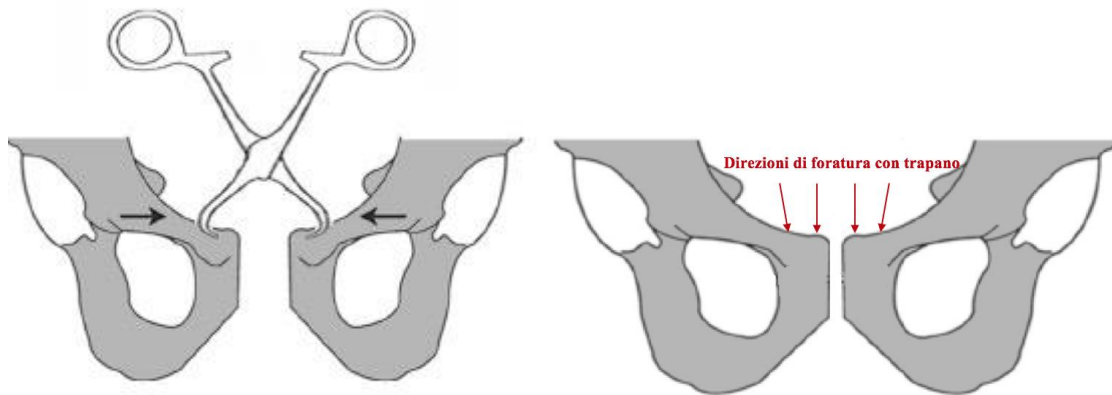


Figura 2.6: Riduzione della sinfisi servendosi di una pinza di riduzione (a) e successiva foratura della regione sopra-pubica (b)

Sono poi state inserite le viti, inizialmente con l'aiuto di un avvitatore elettrico e infine uno manuale per fissare correttamente le teste (Fig. 2.7).

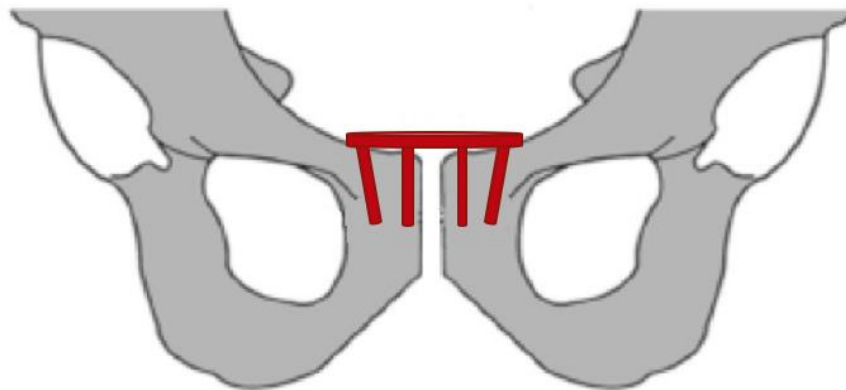


Figura 2.7: Fissazione della placca con inserimento delle viti

2.4.2 Endobutton

Per le prove è stato adoperato il dispositivo di fissaggio “Smith & Nephew ENDOBUTTON CL” (Fig. 2.8). Questo dispositivo consente un fissaggio preciso tramite sutura e senza necessità di praticare un’incisione laterale ausiliaria, permettendo la ricostruzione endoscopica dei legamenti. E’ costituito dai seguenti componenti:

- un cappio di sutura che rappresenta il legamento artificiale
- una mini placca metallica in titanio detto “*Endobutton*”
- fili di sutura che applicano un pretensionamento sulla placchetta in titanio: *Ultrabraid* #5 (filo bianco conduttore) e *Durabraid* #5 (filo verde ribaltabile).

Il materiale con cui è realizzato il dispositivo è una *lega di titanio* che soddisfa la normativa F136 ASTM, mentre la sutura del dispositivo avviene tramite un filamento artificiale di *polietilene tereftalato* che soddisfa le specifiche applicabili per le suture chirurgiche non assorbibili stabilite dalla United States Pharmacopeia (U.S.P).

In particolare in questo lavoro si è adoperato il dispositivo in una maniera alternativa. Infatti il cappio di sutura è stato tagliato e sono stati utilizzati unicamente i fili di sutura (bianco e verde) per la fissazione della sinfisi. Questo perché non esistono in produzione Endobutton CL con diametri del cappio di sutura tali da passare all’interno dei fori ottenuti nelle ossa pelviche (fori piccoli per il diametro del cappio).

Siccome lo scopo era quello di testare la tenuta meccanica del dispositivo fino a rottura per la durata del test e sapendo che le caratteristiche meccaniche tra i due componenti sono simili, la limitazione può essere trascurata.



Figura 2.8: Dispositivo di fissaggio “Smith & Nephew” ENDOBUTTON CL” utilizzato

2.4.2.1 Tecnica chirurgica

La riduzione e la fissazione della diastasi sinfisaria sono state eseguite mediante compressione manuale sulle creste iliache e utilizzando pinze di riduzione attraverso la sinfisi (Fig. 2.9 (a)).

Sono poi stati praticati due fori nella corteccia laterale per il passaggio dell'Endobutton impiegando una fresa che entra nella superficie sovra-pubica ad entrambi i lati della sinfisi fino ad uscirne dal lato della superficie anteriore (Fig. 2.9 (b)).

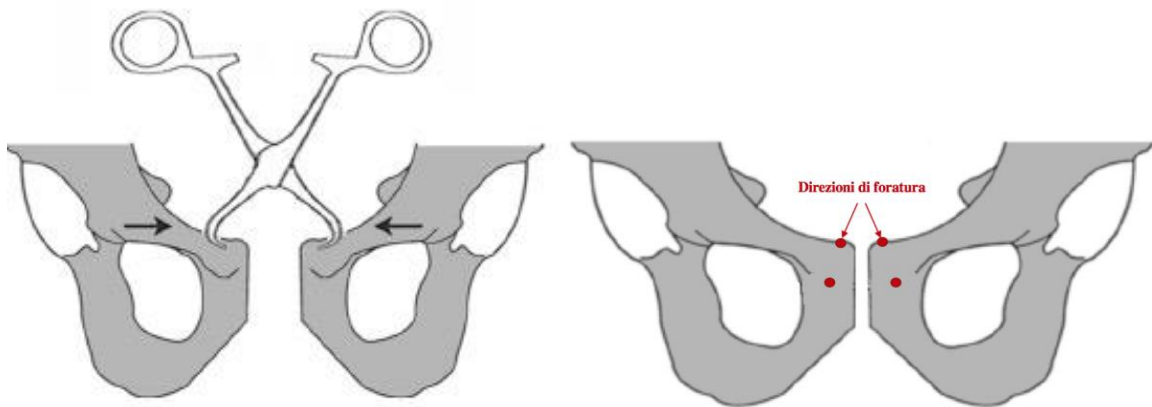


Figura 2.9: Riduzione della sinfisi servendosi di una pinza di riduzione (a) e successiva foratura del campione nella regione sovra-pubica fino alla regione anteriore (b)

Dalla Fig. 2.10 è possibile osservare come è stato attuato il fissaggio dei due Endobutton al campione. I fili di sutura di ogni Endobutton (verde e bianco) sono stati fatti passare nel foro anteriore praticato sulla corteccia anteriore fino a farli fuoriuscire dal foro nella regione sovra-pubica.

Dopo aver inserito entrambi attraverso i rispettivi fori, sono stati legati rispettivamente i fili bianchi e i fili verdi di ogni Endobutton nella zona sovra-pubica.

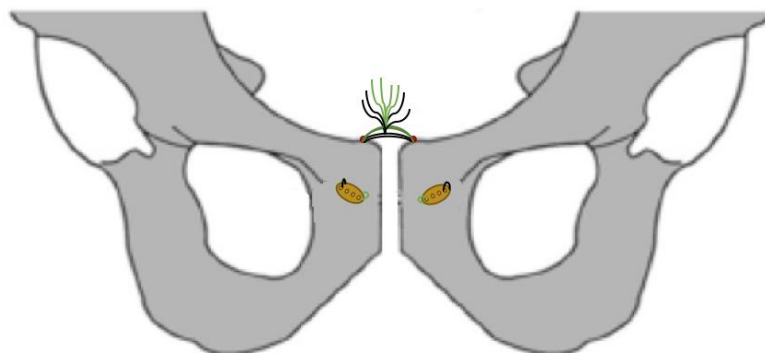


Figura 2.10: Fissazione degli Endobutton tramite fili di sutura verde e bianco (nel disegno in nero)

2.5 PROVE SPERIMENTALI

2.5.1 Macchina di test “MTS QTest 10”

La macchina Q Test Elite è composta da un telaio di carico a due colonne e da un telaio di controllo elettronico a stato solido ad elevata precisione MTS.

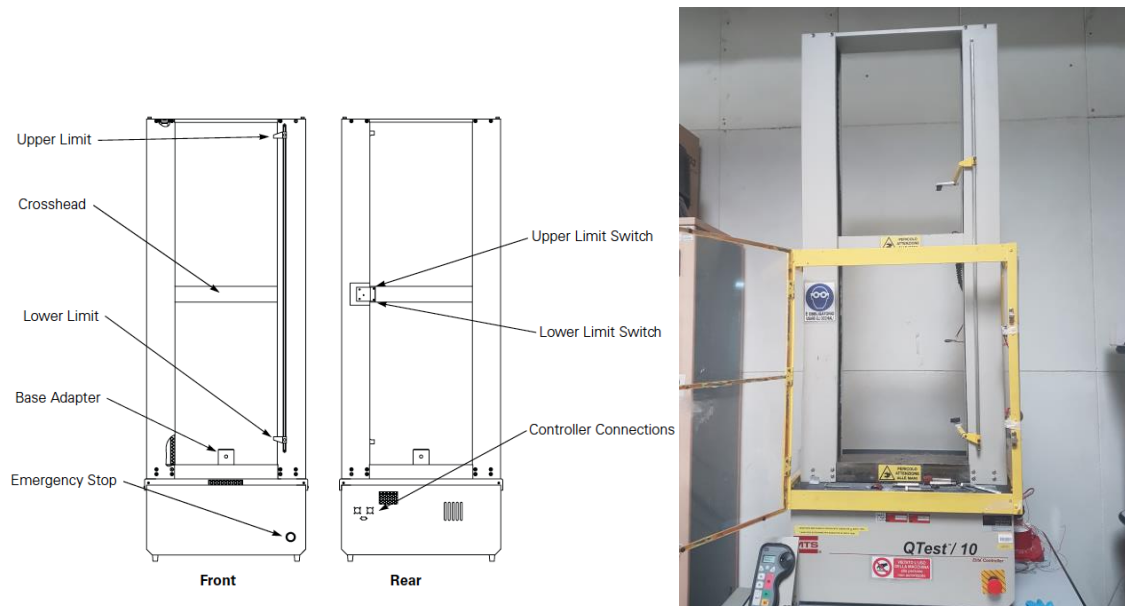


Figura 2.11: Caratteristiche esterne della macchina *QTest Elite*: (a) Disegno presente nel manuale della macchina; (b) Macchina *Qtest 10* presente nel laboratorio DIMEAS

Come mostra la Fig. 2.11 (a), il telaio di carico di base ha una forma rettangolare e comprende: un'unità di base, due colonne verticali e un elemento trasversale superiore fisso. Un adattatore di base è collegato alla sezione superiore dell'unità di base. Una traversa mobile, guidata da aste verticali, è posta tra la base e l'elemento trasversale superiore, questa viene condotta da viti a sfere di precisione sul telaio di carico.

Le viti sono azionate da una serie di pulegge e cinghie accoppiate a un sistema di trasmissione diretta, a sua volta azionato da un servomotore “*brushless a bassa inerzia*”. Il motore è dotato di “*feedback resolver*” per il controllo preciso della velocità e della posizione.

MTS presenta un ampio range di celle di carico di tensione/ compressione per i telai QTest Elite di dimensioni variabili e capacità di carico da 5N a 100KN. [44]

La macchina utilizzata per effettuare le prove è la “*QTest Elite 10*” (Fig. 2.11 (b)) di tipo uniassiale che permette movimenti dell'attuatore unicamente su asse longitudinale. L'applicazione del carico scelto e lo spostamento subito dalla traversa vengono controllati

tramite un sistema elettromeccanico connesso al computer. Per questo lavoro si è deciso di agire in controllo di posizione dell'attuatore anziché sul carico imposto.

E' stata installata alla macchina Q10 una cella di carico da 10 kN sufficiente allo scopo del lavoro la cui struttura è visibile nella Fig. 2.12.

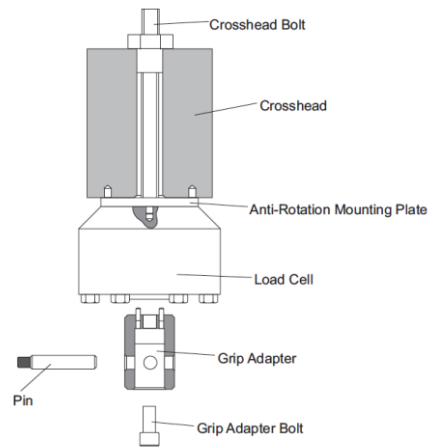


Figura 2.12: Schema di montaggio della cella di carico alla macchina QTest Elite

2.5.2 Software

2.5.2.1 Software “TestWorks”

Il software MTS che fornisce il controllo completo della macchina è “TestWorks” esso viene installato nel PC e governa l’acquisizione e la gestione dei dati, l’analisi e la presentazione avanzata di essi.

Le prove effettuate consistono in test di compressione mono-assiale, quindi sull’asse longitudinale della macchina, per cui il metodo definito per l’acquisizione dei dati è il “MTS EM COMPRESSION” che è stato creato e salvato nel computer.

Il software permette la lettura del carico applicato dalla cella e di comandare il movimento della traversa (non solo tramite telecomando) agendo così sulla posizione dell’attuatore.

Sono stati inseriti i dati di input quali:

- la frequenza di acquisizione che, per il metodo utilizzato, è stata imposta a 10 Hz.
- la velocità iniziale imposta alla traversa scelta di 1 mm/min.

Le prove sono state svolte senza applicazione di precarico.

Il software di controllo restituisce i dati su file “.txt” in 4 colonne che rappresentano rispettivamente i valori di tempo, carico applicato, estensione, spostamento della traversa

della macchina di prova.

Questo file è stato caricato in *Matlab* e attraverso un codice appositamente creato sono stati ricavati i grafici della variazione del carico effettivo applicato al campione in funzione dello spostamento della traversa.

Siccome la macchina applicava un precarico sempre diverso per ogni prova, al fine di standardizzare la procedura, è stato impiegato come precarico comune a tutte le prove il primo valore misurato maggiore o uguale a 6 N, inizializzando gli altri dati (tempo e spostamento della traversa) a partire da quella misura.

2.5.2.2 Software “GOM Correlate 2017”

Durante tutta la durata di ogni prova i campioni pelvici sono stati registrati utilizzando la fotocamera “*Canon EOS 5D*” al fine di acquisire un file video che permetta di monitorare lo spostamento di ogni singolo marker.

Ogni file “*video.mov*” è stato precedentemente elaborato tramite codice in *Matlab* per ridurre il frame rate da 25 fps a 10 fps allo scopo di sincronizzare i dati video con quelli ottenuti dalla macchina di test e conseguentemente ridurre i tempi di importazione del file video nel software.

Il file video modificato è stato poi importato nel software, dopo aver inserito manualmente informazioni sulle dimensioni e sulla posizione dell’afferraggio superiore (che subisce il movimento della traversa) e sulla posizione degli 8 marker sul primo frame. Si è proceduto poi col definire il tipo di spostamento dei marker che si è voluto valutare (in questo caso lungo l’asse x).

Date queste informazioni il software ha eseguito l’elaborazione frame per frame del video restituendo il grafico degli spostamenti di ogni singolo marker sull’asse x in funzione del tempo. E’ inoltre possibile affiancare ad esso il video in cui vengono evidenziati gli spostamenti dei marker tramite frecce colorate.

Infine si è concluso il processo con l’esportazione del file in formato “.csv” costituito da 9 colonne di dati in cui la prima colonna contiene gli istanti di tempo e le altre 8 contengono gli spostamenti degli 8 marker applicati sul campione. Tramite loro importazione in *Matlab* si sono eseguite operazioni di correzione sui dati in seguito alla perdita da parte del software del segnale di luce riflessa dai marker in più di una occasione si sono ottenuti i

grafici degli spostamenti dei marker in funzione del tempo.

Per poter sincronizzare questi dati ottenuti dal software GOM Correlate con quelli ricavati dai test meccanici, sono stati inizializzati anche quest'ultimi al valore di precarico di 6N andando ad identificare l'istante di tempo relativo a quella misura.

2.5.3 Protocollo delle prove

Si sono voluti testare i campioni pelvici al fine di valutare gli spostamenti di punti precisi definiti dai marker in differenti condizioni di fissaggio della sinfisi pubica per poi confrontarli con quelli effettuati in caso di sinfisi integra e sezionata (fratturata). Innanzitutto il campione scelto viene posto sulla macchina di prova e fissato ad essa grazie agli afferraggi progettati.

La macchina viene poi collegata al computer e comandata tramite il software precedentemente descritto "TestWorks" in cui viene definita la velocità iniziale da imporre alla traversa attuando così un controllo di posizione anziché di carico.

Tutti i test impiegano la medesima velocità iniziale della traversa (precedentemente definita), a macchina viene azionata e il test può iniziare. Tramite il software è possibile registrare i valori di carico applicati al campione e di spostamento assunto dalla traversa, che crescono col tempo.

2.5.3.1 Confronto tra configurazioni di afferraggio

Due differenti configurazioni dell'afferraggio, sono state confrontate sia su campione con sinfisi intatta che con sinfisi fratturata, con lo scopo di capire quale fosse quella ottimale al nostro studio.

Configurazione 1: Si è effettuato il bloccaggio del campione in una precisa disposizione in cui i pezzi (A) degli afferraggi sono stati inclinati verso l'interno in una posizione fisiologica che simula proprio l'inclinazione della testa femorale e della parte superiore del femore.

Configurazione 2: Il bloccaggio è stato realizzato inclinando i pezzi (A) degli afferraggi verso l'esterno con conseguente avvicinamento delle basette di fissaggio e allontanamento delle teste femorali.

Entrambi i test di confronto sono stati eseguiti fino ad un carico massimo di applicazione per evitare il danneggiamento dei campioni.

Dall'analisi video mediante software “*GOM Correlate 2017*” sono stati ottenuti i file “.cvs” da cui, mediante importazione in “*Matlab*”, si sono ricavati i grafici degli spostamenti di ogni singolo marker durante le prove.

In particolare, per questo confronto, è stato calcolato lo spostamento assoluto dei due marker posti sulla sinfisi (marker 1 e marker 2), definito come la somma degli spostamenti di questi in ogni istante di tempo. I valori sono poi stati graficati in funzione del tempo. Quello che si può notare dalle Fig. 2.13 e Fig. 2.15 è una totale differenza nell'andamento dello spostamento assoluto dei marker durante il test nelle due configurazioni.

2.5.3.1.1 Campioni intatti

Nella Fig. 2.13 sono mostrati i campioni con sinfisi pubica intatta montati sulla macchina MTS tramite gli afferraggi nella Configurazione 1 (a) e nella Configurazione 2 (b).



Figura 2.13: (a) Prova su campione pelvico con sinfisi intatta (Configurazione 1);
(b) Prova su campione pelvico con sinfisi intatta (Configurazione 2);

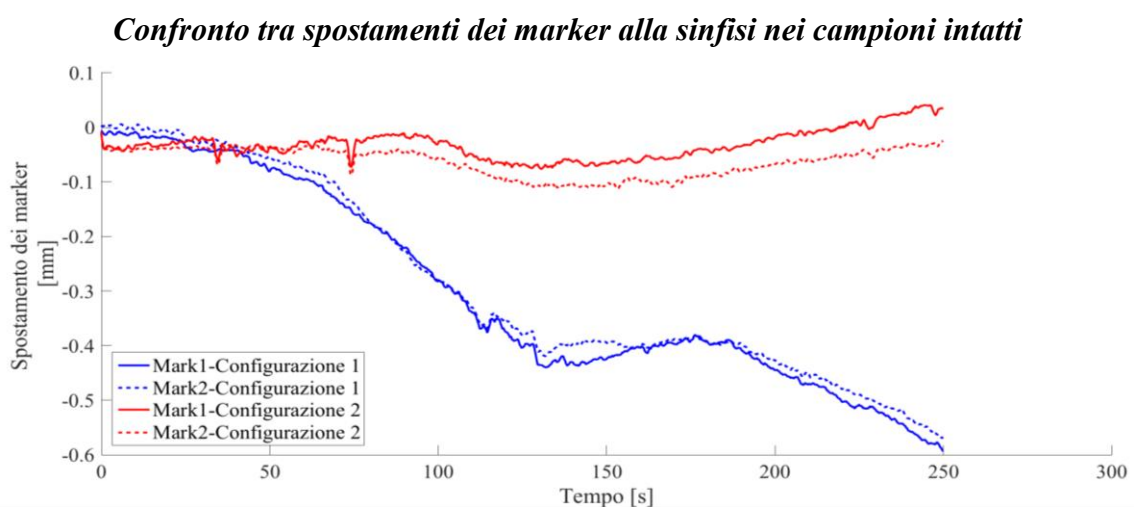


Figura 2.14: Grafico degli spostamenti dei marker alla sinfisi in funzione del tempo per le pelvi con sinfisi intatta in Configurazione 1 e Configurazione 2

L'andamento degli spostamenti dei marker alla sinfisi nelle due configurazioni, mostrato in Fig. 2.14, è evidentemente differente.

Nella *Configurazione 1* esso tende a diminuire nel tempo assumendo valori negativi. Spostamenti negativi indicano che i marker si sono entrambi mossi in direzione opposta all'asse x in seguito all'applicazione del carico e l'entità di questi spostamenti è circa uguale per i due marker. Da ciò è possibile dedurre che non ci sia stato un allontanamento tra i marker definito dagli spostamenti in direzione dell'asse x con verso opposto.

Osservando lo spostamento dei marker nella stessa direzione con lo stesso verso si potrebbe pensare che l'area in cui viene realmente applicato il carico non sia la regione della sinfisi ma un'area più vicina all'osso pubico destro, ciò permetterebbe questo tipo di movimento ai marker.

Nella *Configurazione 2* si osserva che lo spostamento dei marker alla sinfisi subisce delle lievi oscillazioni intorno allo zero, per poi avvicinarsi nel tratto finale. Ciò che importa però è il verso dello spostamento. Infatti, come si può osservare in figura, lo spostamento subito dal marker 2 (linea tratteggiata) è negativo mentre quello del marker 1 è positivo (linea continua), questo significa che il marker 2 si è mosso in direzione opposta all'asse x mentre il marker 1 in posizione concorde, per cui si è misurato un avvicinamento tra i due marker nel tempo. Questo risultato è concorde con le evidenze mostrate in letteratura sul comportamento della sinfisi in seguito all'applicazione di un carico.

Quindi, questa posizionamento degli afferraggi, garantisce un corretto scaricamento delle forze fino alla sinfisi nel campione integro. In particolare, questa considerazione trova evidenza nel caso di sinfisi fratturata (Fig. 2.16) dove si nota, contrariamente, l'aumento della distanza tra le ossa pubiche e pertanto un movimento fisiologico anche in questa situazione.

2.5.3.1.2 Campioni fratturati

Nella Fig. 2.15 sono mostrati i campioni con sinfisi pubica fratturata montati sulla macchina MTS tramite gli afferraggi nella Configurazione 1 (a) e nella Configurazione 2 (b).



Figura 2.15: (a) Prova su campione pelvico con sinfisi fratturata (Configurazione 2);
(b) Prova su campione pelvico con sinfisi fratturata (Configurazione 1);

Confronto tra spostamenti dei marker alla sinfisi nei campioni fratturati

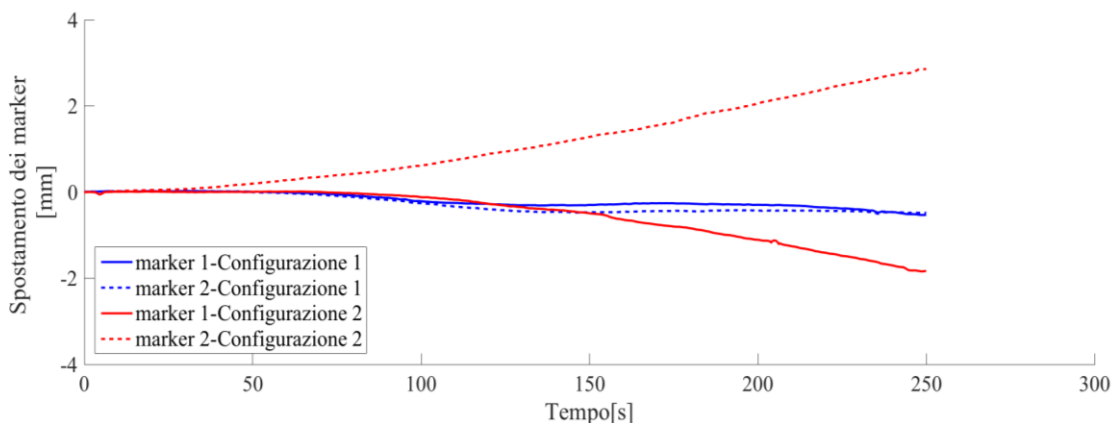


Figura 2.16: Grafico degli spostamenti dei marker alla sinfisi in funzione del tempo per le pelvi con sinfisi fratturata in Configurazione 1 e Configurazione 2

Nelle condizioni di sinfisi fratturata (Fig. 2.16), l'andamento dello spostamento dei marker alla sinfisi cambia sostanzialmente rispetto al caso intatto, soprattutto nella sua entità.

In Configurazione 2, infatti, si nota un considerevole aumento nella sua misura fino ad arrivare a valori di distanza tra i marker di circa 5 mm.

In Configurazione 1 invece non risultano evidenti cambiamenti riguardanti la larghezza dell'apertura che resta minima, anzi subisce una leggera riduzione nel tempo data dai

valori di spostamento dei marker lievemente negativi.

Questo può sembrare logico dato che il campione risulta quasi completamente vincolato negli acetaboli dagli afferraggi inferiori, fissati in modo tale da non permettere l'apertura della sinfisi pubica.

Dall'analisi parallela delle Configurazioni nei due casi (intatto e fratturato) è stata scelta per i test la *Configurazione 2*, definita come più adatta a consentire lo studio dell'apertura della sinfisi pubica in seguito all'imposizione di un carico

2.5.3.2 Test

I campioni pelvici su cui si sono effettuate le prove sono descritti nella Tabella 2.1.

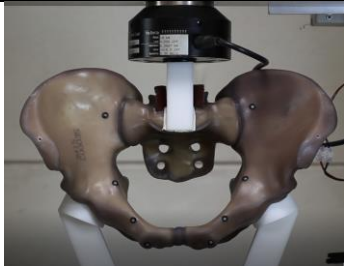
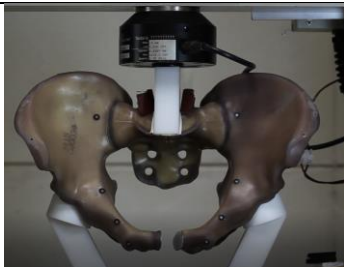
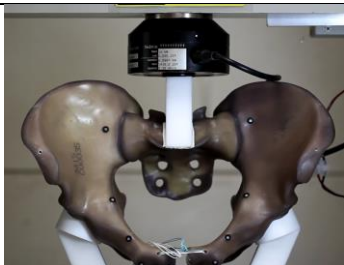
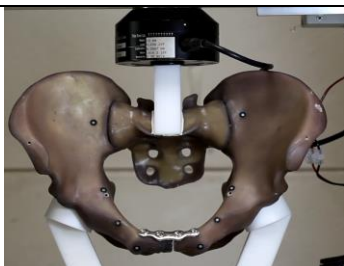
NUMERO CAMPIONI	TIPO DI CAMPIONE TESTATO	IMMAGINE DEL CAMPIONE
1	Campione con sinfisi intatta	
1	Campione con sinfisi sezionata	
1	Campione con sinfisi fissata con Endobutton a “ponte”	
1	Campione con sinfisi fissata con placca	

Tabella 2.1: *Tipologia e numerosità dei campioni utilizzati per i test*

2.6 CONTROLLI E VALUTAZIONI

2.6.1 Prove di ripetibilità

La tabella 2.1 mostra una la quantità e il tipo di campioni analizzati, In realtà alcuni modelli pelvici sono stati testati più di una volta. Il primo campione, ad esempio, è stato esaminato non solo in condizione integra, ma anche in condizione fratturata, fissata con Endobutton ed infine nuovamente fratturata ma fino alla rottura. Per verificare, però, se questi test precedenti abbiano alterato le caratteristiche meccaniche del modello pelvico e quindi deteriorato i risultati successivi, si sono effettuate delle prove di ripetibilità.

Esse consistono nel confrontare la pendenza delle curve che legano la misura del carico effettivamente applicato al campione allo spostamento della traversa. Per rendere questo processo il più preciso possibile si è deciso di inizializzare i valori di spostamento della traversa relativi ad un carico di 100 N.

Confronto tra curve Forza – Spostamento della traversa

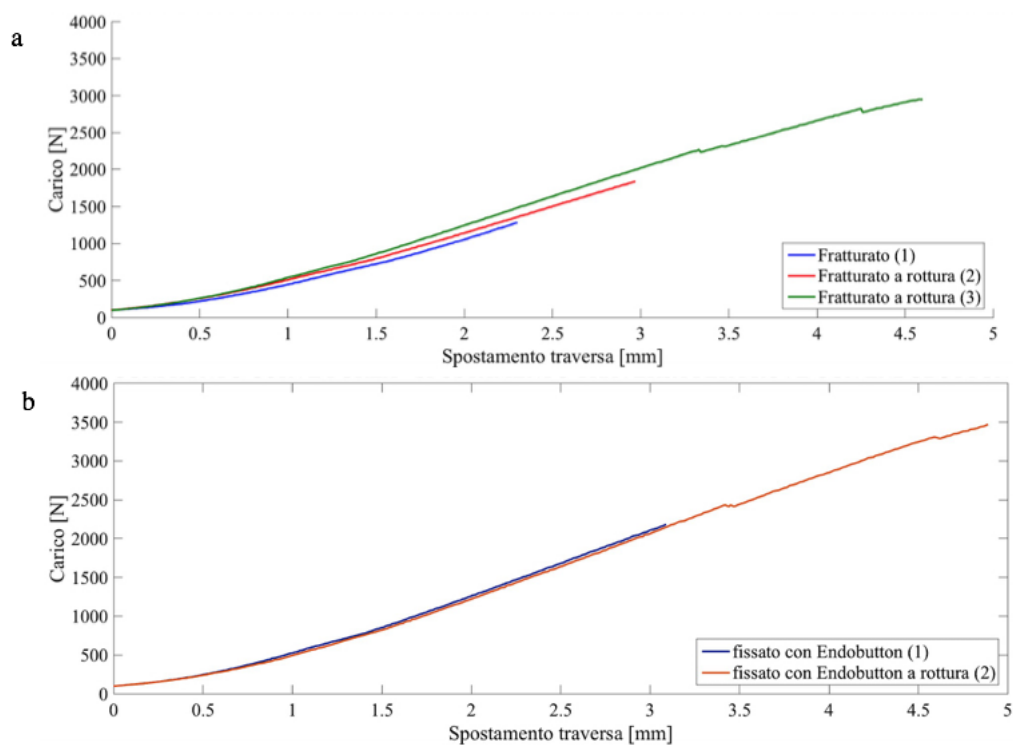


Figura 2.17: Confronto tra le curve rappresentanti la misura del carico effettivamente applicato al campione in funzione dello spostamento della traversa imposto per prove su campioni preparati allo stesso modo: (a) campioni fratturati; (b) campioni fissati con Endobutton

La Fig. 2.17 (a) contiene la curva ottenuta dal campione 1 in condizione fratturata (curva 1) e fratturata fino a rottura (curva 2) e del campione 2 testato unicamente in condizione

fratturata (curva 3), mentre la Fig. 2.17 (b) contiene le due curve ottenute dal campione 1 fissato con Endobutton (curva 1) e dal campione 3 testato unicamente con Endobutton fino a rottura (curva 2).

Da questi grafici, si nota che, nel caso dei test eseguiti sui campioni fratturati la pendenza delle tre curve è simile fino a carichi di circa 500 N, dopodiché la pendenza della curva relativa al campione testato unicamente a rottura (3) aumenta leggermente. Questo è probabilmente dovuto alla presenza di piccole cricche formatesi nel campione 1, già testato in condizione fratturata precedentemente, che ha quindi subito una lieve variazione in rigidità, visibile principalmente dal valore del carico di rottura che è circa il 40% minore di quello relativo al campione 2 (3).

La situazione si mostra differente nel confronto dei campioni fissati con Endobutton dove sembra che la precedente prova effettuata sul campione 1 non abbia influito sulla rigidità del sistema, infatti le curve rappresentative mostrano pendenze pressoché identiche.

A causa di questa variabilità nelle caratteristiche meccaniche del campione 1 si è preferito inserire nel nostro studio unicamente i risultati derivati dalle prove eseguite sui campioni testati una sola volta.

2.6.2 Controllo sullo spostamento della traversa

Siccome lo spostamento della traversa estratto dal file *‘.txt’* della macchina MTS potrebbe non essere reale poiché influenzato da diversi fattori, come ad esempio la deformabilità della cella di carico, si è deciso di effettuare un controllo su di esso. Si è compiuto un confronto tra questo spostamento della traversa e quello visualizzato andando ad applicare un marker sulla cella di carico ed elaborando il suo spostamento tramite software *“GOM Correlate”*. Da ciò si sono ottenuti i diversi grafici che vedono sovrapposti i due andamenti dello spostamento in funzione del tempo. L’andamento e l’entità dello spostamento della traversa sono risultate quasi identiche per tutte le prove.

Di tutti grafici plottati per le diverse prove, si è deciso di inserire in Fig. 2.18 quello relativo al campione integro, dove si visualizzano le maggiori discrepanze tra gli spostamenti della traversa rispetto a tutte le altre.

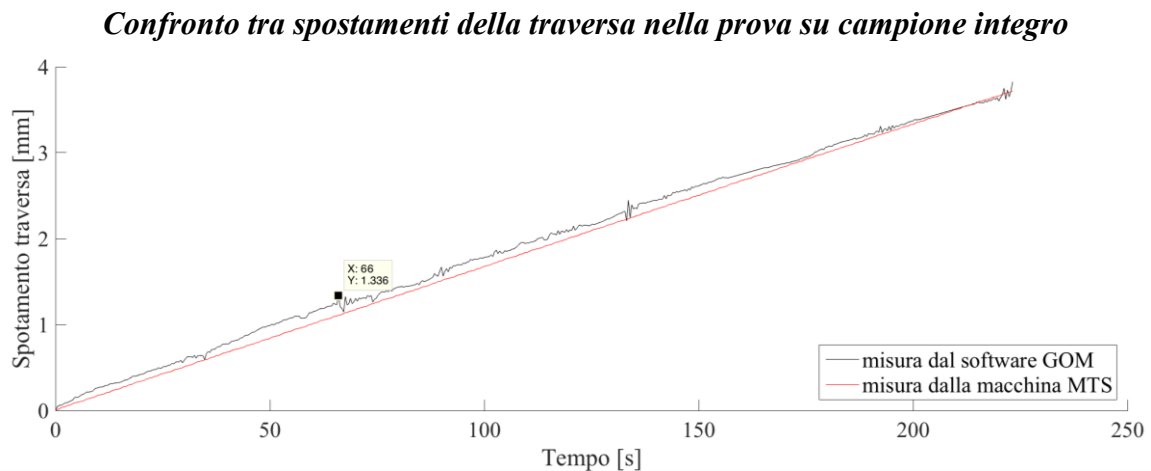


Figura 2.18: Confronto tra le curve di spostamento della traversa in funzione del tempo per prove su campione integro ottenute dalle misure ricavate dalla macchina MTS e dall'analisi video.

Per poter valutare il massimo errore nella misura dello spostamento eseguita dalla macchina MTS, si è misurata la massima distanza tra queste due curve che è di 0.226 mm (evidenziato nel punto marcato in figura).

Considerando che tutti gli altri casi mostrano differenze nello spostamento ancor più piccole, si è potuto accertare che la misurazione compiuta dalla macchina MTS fosse affidabile.

2.6.3 Controllo sul filtraggio

Tra le diverse prove effettuate, quella relativa al campione integro, ha prodotto un segnale di uscita, rappresentante lo spostamento dei marker ottenuto dall'analisi video, ampiamente rumoroso. Al fine di migliorare il rapporto segnale-rumore e rendere più chiaro l'andamento dello spostamento si è ritenuta necessaria un'operazione di filtraggio. Questa è stata implementata utilizzando la funzione “`sgolayfilt`” in Matlab. Questa funzione applica “il filtro livellante di Savitzky Golay” ai dati presenti nella matrice contenente gli spostamenti degli 8 marker in colonna, operando su ognuna di esse. Il filtraggio risulta maggiore quanto più è grande la dimensione del frame e cioè l'ampiezza dell'intervallo di filtraggio.

Per garantire un filtraggio che, permettesse di ottenere una migliore visualizzazione del segnale ma allo stesso tempo che evitasse di perdere importanti informazioni da esso, si è quindi compiuto un controllo sul filtro andando a modificare la dimensione del frame a passi di 10. Si è partiti da un valore di 11 fino a raggiungere l'ultimo valore che permettesse di non perdere picchi e cioè 51.

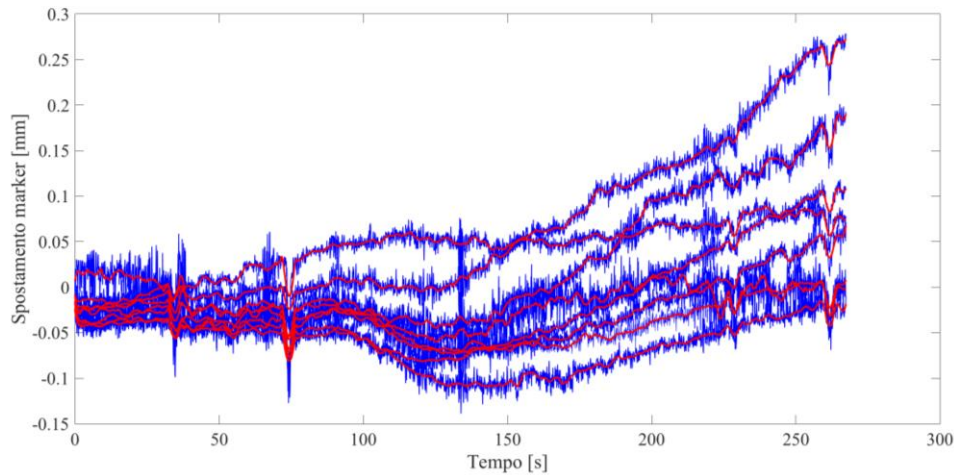
Confronto tra spostamenti dei marker reali e filtrati per il campione integro

Figura 2.19: Confronto tra il segnale reale rappresentante lo spostamento degli otto marker sul campione integro ed il segnale filtrato equivalente.

Inoltre, per garantire una valutazione dello spostamento tra i due marker alla sinfisi che sia immune da rumori, tutti i segnali rumorosi ottenuti (nello specifico per il campione integro e per il fissato con placca) sono stati filtrati allo stesso modo utilizzando la stessa dimensione del frame di 51.

2.6.4 Metodo per il calcolo della rigidità

Generalmente, in campo elastico, le strutture seguono un comportamento di tipo lineare e la rigidità può essere definita a partire dalla legge di Hooke:

$$F = K * x$$

come il rapporto tra F e x , ossia la pendenza della curva F - x , dove:

- F è detta *forza elastica*, essa rappresenta la forza di contatto esercitata dalla struttura in seguito ad una deformazione a compressione o a trazione.
- x è la *deformazione* subita dalla struttura.

Teoricamente la legge di Hooke può essere applicata solo per materiali di tipo lineare, quindi differenti dal nostro caso studio dove però il calcolo della rigidità viene eseguito unicamente per ottenere un parametro di confronto tra le diverse configurazioni testate.

Calcolando la rigidità sempre nelle stesse condizioni, ossia a carichi specifici e identici, per tutte le prove, si vanno ad approssimare come lineari, secondo questa legge, le zone in

cui si effettua il calcolo, ma tale errore di approssimazione non viene considerato se il calcolo si considera solo per scopi di confronto.

Partendo dalle curve Forza – spostamento della traversa relative ad ognuna delle quattro configurazioni strutturali, per il calcolo della rigidità dei quattro campioni preparati si è scelto di utilizzare un metodo che includa l'analisi della derivata puntuale alla funzione, il cui significato geometrico è proprio quello di pendenza della retta tangente al punto in cui è stata calcolata.

La valutazione della derivata puntuale è stata effettuata tramite implementazione di un codice in *Matlab*, in cui, inizialmente sono stati importati i dati relativi ai valori di carico e corrispondenti valori di spostamento della traversa, successivamente i dati di tutte le prove, sono stati limitati al valore di carico di 2000 N in modo da uniformarli a quelli ottenuti per la prova fatta sul campione integro.

Infine si è valutata la derivata puntuale ad ogni curva F-x per tutte le prove.

Ciò è stato possibile utilizzando diverse funzioni in successione: tramite la funzione “`polyfit(x,y,n)`” sono stati ricavati i coefficienti del polinomio $p(x)$ di grado n che meglio approssimasse l'andamento della curva F-x e da essi utilizzando la funzione “`polyval(p,x)`” è stata generata la curva di fitting, infine mediante la funzione “`polyder(p)`” si sono ottenuti i coefficienti derivati del polinomio $p(x)$ da cui con un nuovo utilizzo della funzione “`polyval(der,x)`” sui coefficienti derivati, si è generata la curva derivata alla funzione.

Utilizzando la stessa procedura si sono ottenute le derivate puntuali alle curve che legano la variazione della distanza tra i marker alla sinfisi al carico applicato. Per effettuare l'analisi nel tempo dello spostamento tra i marker 1 e 2 si è eseguita l'operazione di differenza tra lo spostamento subito dal marker 2 e lo spostamento subito dal marker 1.

CAPITOLO 3

RISULTATI E DISCUSSIONE

3.1 RISULTATI OTTENUTI DA MACCHINA MTS

Dalla macchina MTS, attraverso il software “*TestWorks*” e manipolazioni sui dati in *Matlab* precedentemente descritte, si sono ottenuti i grafici che legano la variazione del carico effettivamente applicato ai campioni allo spostamento della traversa.

I grafici mostrati in Fig. 3.1 e Fig. 3.2 sono relativi unicamente ai dati corrispondenti alle quattro prove eseguite sui campioni testati una sola volta.

Spostamento della traversa in funzione del carico nel campione intero

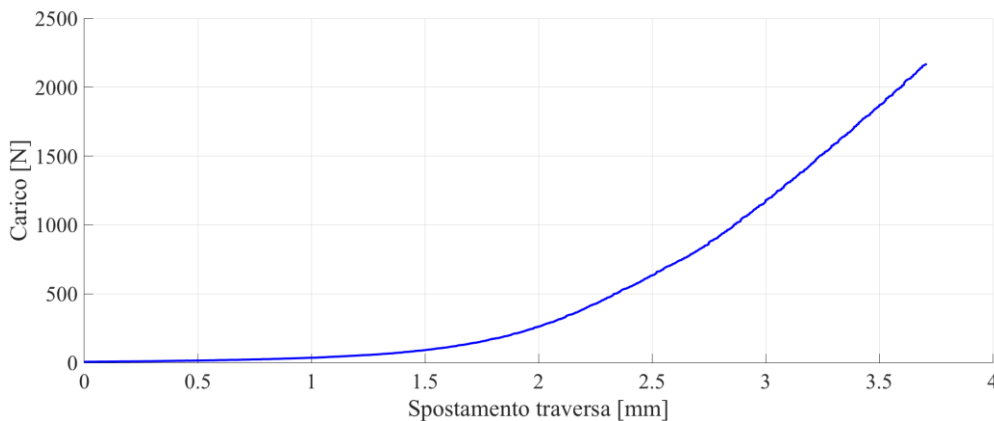


Figura 3.1: *Curva rappresentante lo spostamento della traversa in funzione del carico applicato nel campione intero*

Nello specifico in Fig.3.1, si è scelto di rappresentare unicamente la curva estratta dal test sul campione intero poiché, a differenza delle altre, questa prova non è stata eseguita fino alla rottura del modello ma fino ad un valore di carico limite letto dalla macchina di circa 2100 N.

Da questa curva si evince una differenza nel comportamento del campione all’aumentare del carico. Infatti, in un primo tratto sembra che la traversa non subisca una significativa resistenza al suo cammino, raggiungendo spostamenti di circa 2 mm con l’applicazione di un carico relativamente basso, minore di 500 N. Superato questo valore di carico è possibile notare un aumento della resistenza a compressione da parte del campione che necessita di carichi maggiori per permettere alla traversa di continuare la discesa. In

particolare, risulta necessario un carico maggiore di 2000 N per permettere alla traversa di spostarsi ancora di 1.5 mm.

Confronto tra spostamenti della traversa in funzione del carico

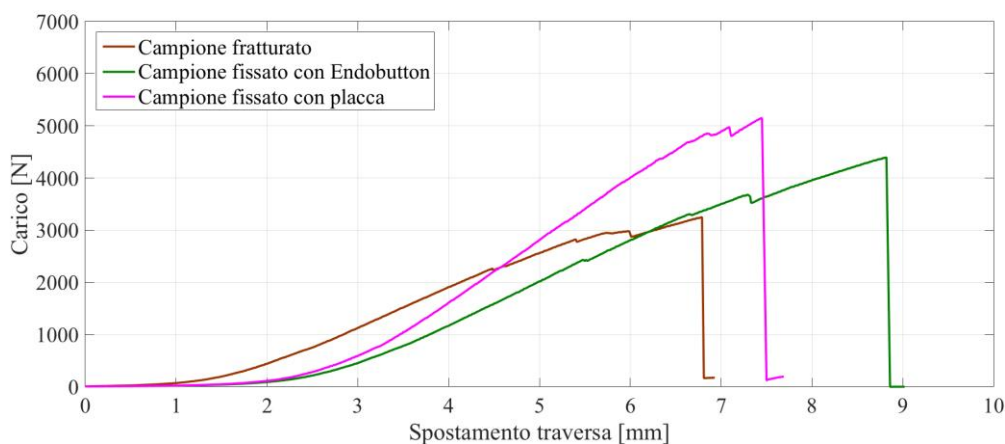


Figura 3.2: Curve rappresentanti lo spostamento della traversa in funzione del carico applicato nelle quattro configurazioni

Nella Fig. 3.2 sono state plottate insieme le curve corrispondenti a tutte le prove.

Importanti considerazioni possono essere fatte sul valore di spostamento massimo permesso alla traversa prima della rottura del provino e sul corrispondente carico a rottura letto dalla macchina.

Nello specifico, il campione con sinfisi fissata tramite l'Endobutton mostra una minore resistenza allo spostamento della traversa rispetto agli altri campioni, permettendole di spostarsi fino a circa 9 mm prima della rottura con un carico letto dalla macchina di poco superiore ai 4000 N. Il campione con sinfisi fissata con placca, invece, mostra una maggiore opposizione allo spostamento della traversa che registra movimenti di circa 7,5 mm prima della rottura ad un carico approssimativamente di 5000 N. Infine è possibile rilevare nella curva specifica al campione con sinfisi fratturata una pendenza minore alle altre, data dal fatto che il campione, che non risulta vincolato in alcun modo tranne che nelle articolazioni sacroiliache, conceda alla traversa di seguire la sua discesa senza blocchi significativi fino a quasi 7 mm applicando un carico di 3000 N.

Queste considerazioni trovano conferma nelle evidenze presentate nel calcolo della rigidità.

3.1.1 Calcolo della rigidità dell'intero anello pelvico

In Fig. 2.20 si possono osservare gli andamenti delle curve che legano il carico allo spostamento della traversa e, sovrapposte ad esse, la loro derivata definita puntualmente, rispettivamente per le prove su campione integro, fratturato, fissato con Endobutton e fissato con placca.

Spostamenti della traversa in funzione del carico e loro derivata puntuale

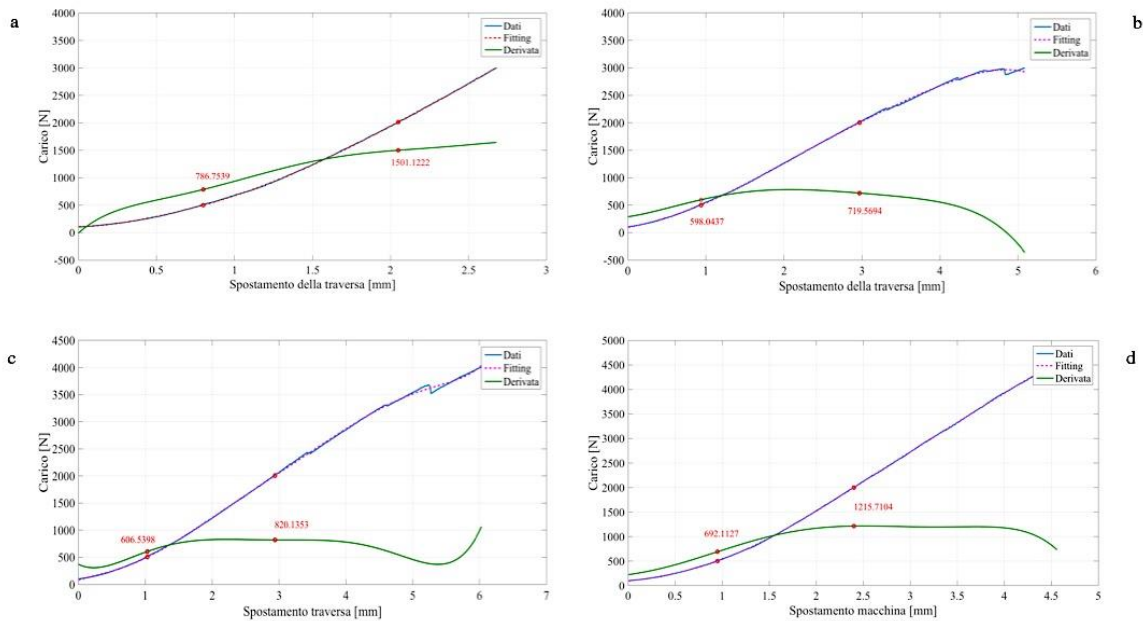


Figura 3.3: Curve rappresentanti i valori di spostamento della traversa in funzione del carico e loro curva derivata per i campioni: (a) integro, (b) fratturato, (c) fissato con Endobutton, (d) fissato con placca

Per ognuno dei campioni testati, partendo dalla curva di spostamento della traversa in funzione del carico si sono ricavati i valori assunti puntualmente dalla derivata da cui è stato possibile effettuare il calcolo della rigidità dell'intero anello pelvico ad un preciso carico, definendola come il valore della funzione derivata a quel carico.

Si è scelto di analizzare la rigidità assunta dall'intera struttura ad un carico di 500 N e di 2000 N in modo da confrontare il comportamento meccanico dell'anello pelvico per carichi fisiologici e per carichi di molto superiori.

A tal proposito si è ottenuta la Tabella 3.1 dove sono stati inseriti i valori rigidità dell'anello pelvico calcolati nelle due differenti condizioni di carico per i quattro campioni testati.

Dall'osservazione dei valori di rigidità, è possibile ricavare che la struttura con rigidità maggiore, in entrambe le condizioni di carico, resta il campione con sinfisi intatta.

CAMPIONE	RIGIDEZZA A F=500 N [N/mm]	RIGIDEZZA A F=2000 N [N/mm]
<i>Integro</i>	787	1501
<i>Fratturato</i>	598	720
<i>Fissato con Endobutton</i>	607	820
<i>Fissato con placca</i>	692	1216

Tabella 3.1: Valori di rigidità calcolati per carico pari a 500 N e per carico pari a 2000 N per i quattro campioni testati

Considerando come campione di confronto quello con sinfisi intatta, per il quale definiamo il 100% di rigidità, è possibile ricavare i valori di rigidità dell'anello pelvico delle altre tre configurazioni rispetto a quella del campione di confronto.

Avendo calcolato che il campione con sinfisi fratturata ha una percentuale di rigidità rispetto all'intero del 76% ad un carico di 500 N e del 48% ad un carico di 2000 N, si evince che la fissazione con placca è in grado di garantire una maggiorazione in rigidità di circa il 12% a 500 N e circa il 33% a 2000 N, mentre la fissazione con Endobutton irrigidisce la struttura dell'1% a 500 N e del 7% a 2000 N.

Da queste evidenze si può comprendere che la stabilità maggiore è assicurata certamente dalla sintesi con placca ed inoltre si può notare che la fissazione con Endobutton non restituisce una significativa aggiunta alla struttura in termini di rigidità soprattutto per carichi fisiologici. L'importanza del filamento di Endobutton è evidente per carichi maggiori, infatti a 2000 N il dispositivo tende ad irrigidire il sistema, rispetto al fratturato, aumentando il valore di rigidità di circa il 7%. Questo risultato appare particolarmente importante per il nostro scopo in quanto sottolinea la capacità dell'Endobutton di permettere movimenti dell'anello pelvico entro un certo range in caso di carichi fisiologici (rigidità quasi identiche al fratturato), mentre a carichi elevati esso tende ad irrigidirsi lievemente limitando così gli spostamenti ed evitando la rottura.

Rigidezze percentuali dell'anello pelvico

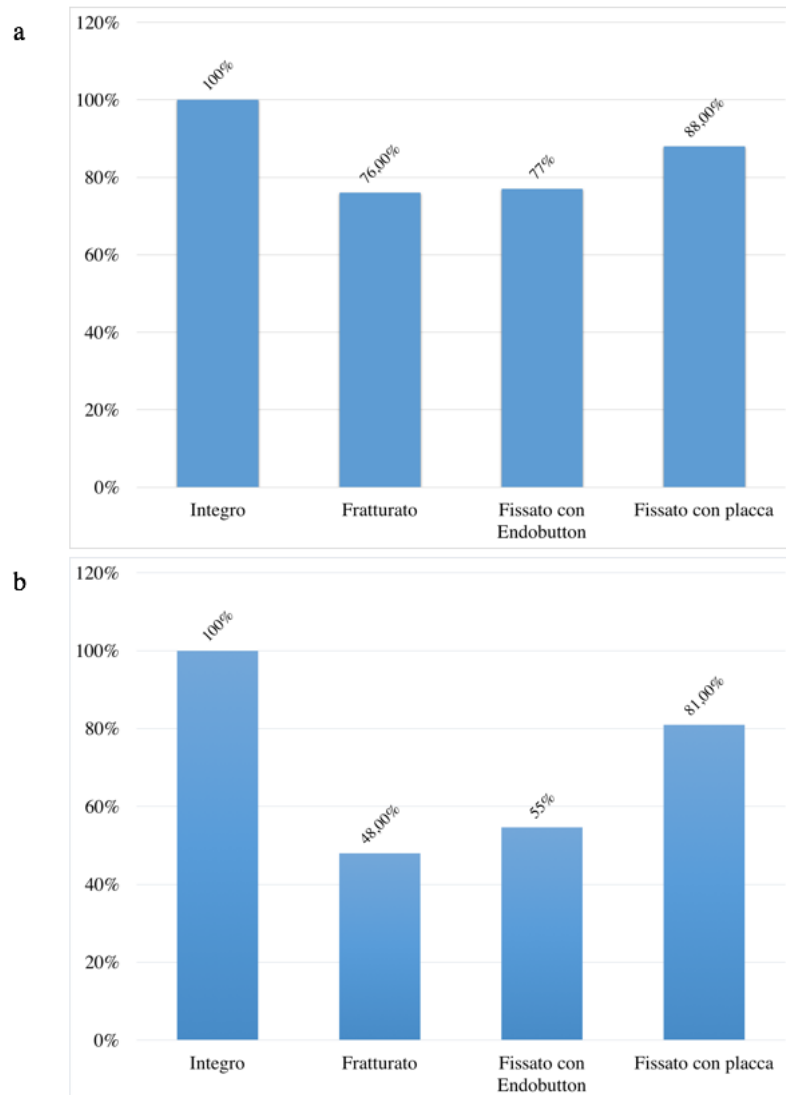


Figura 3.4: Grafico a barre delle percentuali in rigidezza dell'intero anello pelvico per le quattro configurazioni al carico:
(a) $F=500\text{ N}$; (b) $F=2000\text{ N}$

E. Varga et al. [44] nel loro studio hanno ricavato i valori di rigidezza dell'anello pelvico nei casi investigati di sinfisi intatta, sinfisi fissata con doppia placca, sinfisi fissata con viti e fili metallici ed infine sinfisi fissata con viti e fili di sutura nel caso di frattura della sinfisi in combinazione con frattura sacrale (Tipo C nella classificazione di Tile) fissata con due viti. Hanno concluso che, con un carico ciclico applicato di 500 N, i metodi di fissazione garantissero rispettivamente il 59%, 61 % e il 55% della rigidezza relativa all'anello pelvico intatto (visibili in Fig. 3.5).

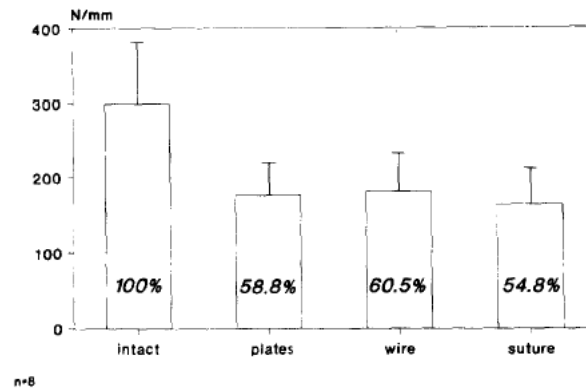


Figura 3.5: Grafico a barre delle percentuali in rigidezza della struttura per le quattro configurazioni testate in letteratura (E. Varga, T. Hearn, J. Powell, and M. Tile, "Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring," *Injury*, vol. 26, no. 2, pp. 75–80, 1995)

I risultati ricavati dal nostro studio hanno invece presentato valori assoluti e percentuali di rigidezza ben più alti. Si può supporre che ciò sia dovuto a due differenze principali nelle prove svolte: innanzitutto, nel nostro studio sono stati testati modelli di pelvi (non cadaverici) costituiti da materiale composito che simula il comportamento osseo del bacino e che quindi non considerano il comportamento legamentoso e capsulare, in secondo luogo, nello studio di E. Varga, è presente anche una frattura sacrale che quindi permette nel complesso un maggiore movimento pelvico e quindi contribuisce a ridurre la rigidezza dell'intera struttura.

3.2 RISULTATI OTTENUTI DALL'ANALISI VIDEO

Dall'analisi video svolta attraverso il software “GOM Correlate” si sono ottenuti grafici degli spostamenti dei marker in funzione del tempo.

Tramite implementazione di un codice in *Matlab* si è voluto visualizzare unicamente gli spostamenti dei marker posti centralmente alla corteccia anteriore della sinfisi pubica, ottenendo così il grafico in Fig.3.4 che mostra gli spostamenti eseguiti dai marker alla sinfisi in seguito all'applicazione di un carico crescente fino alla rottura tranne che per il caso di campione integro che è invece stato testato fino a circa 2000 N.

Spostamento dei marker alla sinfisi

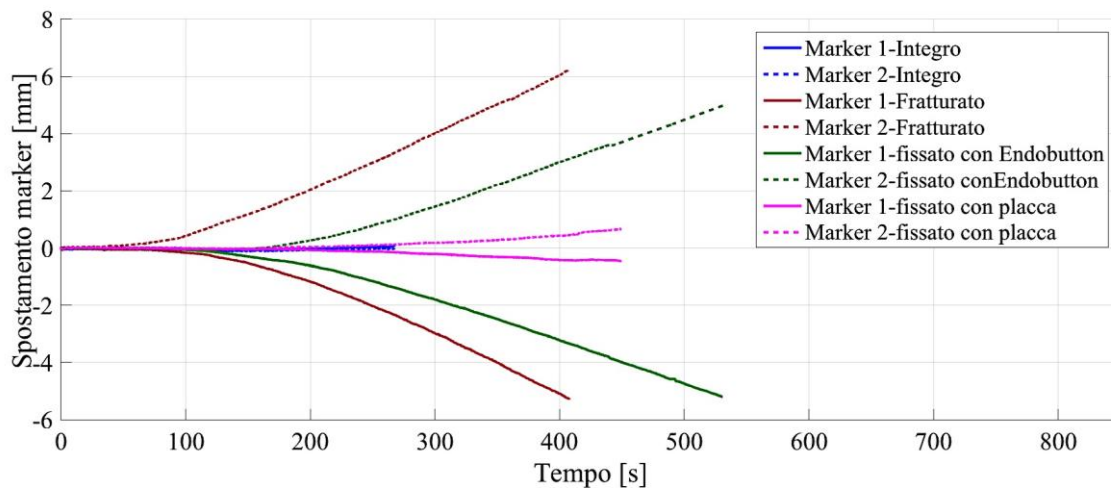


Figura 3.4: Curve rappresentanti lo spostamento dei marker alla sinfisi nelle quattro configurazioni in funzione del tempo

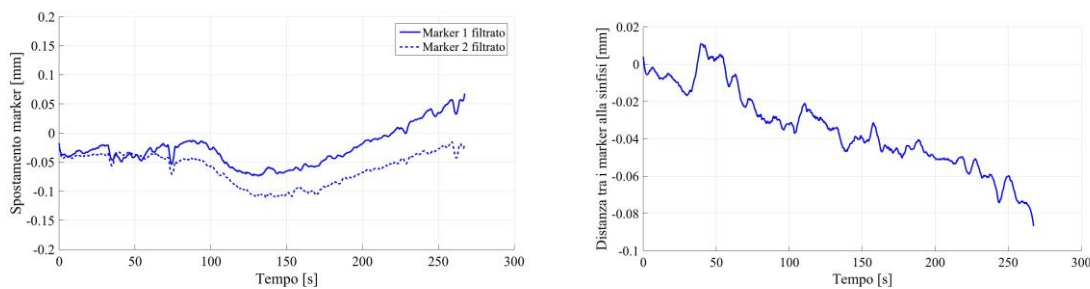
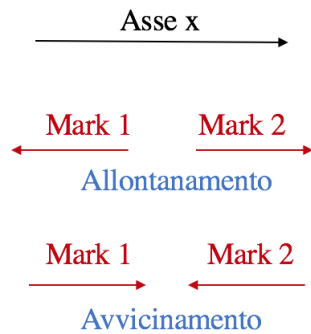


Figura 3.5: Curve rappresentanti lo spostamento dei marker alla sinfisi e la variazione della loro distanza nel tempo nel campione integro

Analizzando questi spostamenti totali in Fig. 3.4 si è potuto subito notare la simmetria con cui questi marker si muovono nelle direzioni opposte, ciò può essere considerato come un alto indice di correttezza nello svolgimento delle prove, in particolare nel caricamento della struttura. Infatti, si intuisce che dato l'adeguato caricamento, le forze dal promontorio

si sono distribuite in modo simmetrico attraverso le articolazioni sacroiliache fino alla sinfisi, permettendo lo spostamento speculare dei due marker.

Osservando singolarmente lo spostamento, reale e filtrato, dei due marker alla sinfisi nel campione intero in Fig. 3.5 (a), si nota che il marker 1 (linea continua) e il marker 2 (linea tratteggiata) hanno comportamento inverso rispetto a tutti gli altri casi. Infatti, se negli altri



campioni il marker 2 segue il verso dell'asse x mentre il marker 1 si sposta in maniera opposta (allontanamento), nel caso del campione intero il marker 1 segue la direzione dell'asse x mentre il marker 2 si muove nel verso negativo (avvicinamento). Da ciò derivano valori di spostamento totale negativo (Fig. 3.5 (b)) poiché questo valore viene calcolato come la differenza tra lo spostamento del marker 2 e quello del marker 1.

3.3 DISCUSSIONE DEI RISULTATI

3.3.1 Apertura della sinfisi pubica

Per poter studiare l'apertura della sinfisi nei quattro campioni esaminati si è partiti dai singoli spostamenti dei marker 1 e 2 e si è misurata la distanza tra questi in funzione del tempo ottenendo il grafico in Fig. 3.6.

Variazione della distanza tra i marker alla sinfisi

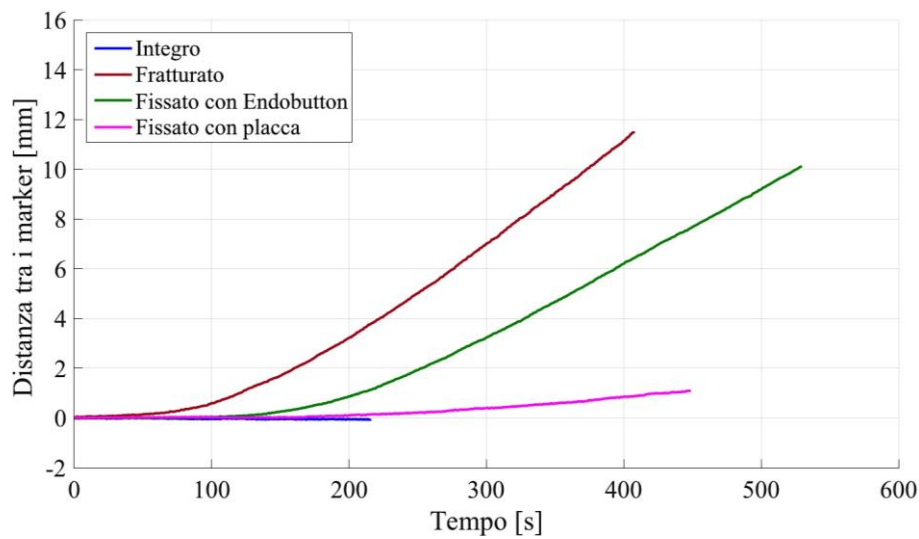


Figura 3.6: Curve rappresentanti la distanza tra i marker alla sinfisi in funzione del tempo nelle quattro configurazioni

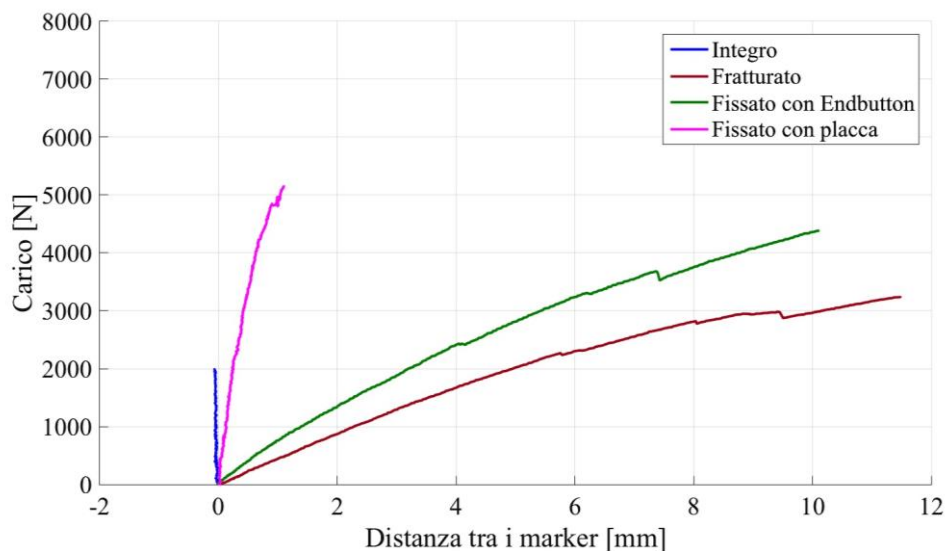


Figura 3.7: Curve rappresentanti la distanza tra i marker alla sinfisi in funzione del carico applicato nelle quattro configurazioni

Dal confronto tra le diverse entità di spostamento dei marker alla sinfisi appare subito chiaro che, nel caso del campione con sinfisi integra la distanza tra i marker resta per un breve intervallo la stessa per poi misurare una lieve decrescita, questo evidenzia un leggero avvicinamento tra i due marker durante tutta la durata della prova. Inversamente, il campione con sinfisi sezionata permette un'apertura fin da subito apprezzabile che continua a crescere durante tutta la prova fino a valori di quasi 12 mm.

La fissazione con placca, permette movimenti della sinfisi notevolmente limitati fino a circa 250 s, tempo in cui il carico applicato è circa 2000 N, dopodiché l'entità dello spostamento inizia a crescere lentamente fino alla rottura della struttura. Questo andamento evidenzia il comportamento prettamente rigido della placca che non permette spostamenti superiori a circa 1 mm prima di arrivare al fallimento.

Totalmente diverso è il comportamento dell'Endobutton che, fino a circa 150 s, tempo relativo ad un carico di circa 1000 N, mantiene salde le facce mediali delle ossa pubiche, successivamente a quell'istante di tempo la distanza tra i marker inizia ad aumentare in modo quasi lineare fino alla rottura.

In Tabella 3.2 sono stati inseriti i valori misurati dello spostamento totale della sinfisi in seguito ad un carico applicato di 300 N, 500 N e di 2000 N. I valori a 300 N e 500 N sono stati calcolati per poter compiere un confronto con i dati in letteratura.

CAMPIONE	SPOSTAMENTO TOTALE DELLA SINFISI A F=300 N [mm]	SPOSTAMENTO TOTALE DELLA SINFISI A F=500 N [mm]	SPOSTAMENTO TOTALE DELLA SINFISI A F=2000 N [mm]
<i>Integro</i>	-0,02	-0,026	-0,051
<i>Fratturato</i>	0,68	1,15	5
<i>Fissato con Endobutton</i>	0,36	0,61	3,2
<i>Fissato con placca</i>	0,041	0,054	0,28

Tabella 3.2: Valori di spostamento totale dei marker alla sinfisi in seguito all'applicazione di un carico pari a 500 N e pari a 2000 N per i quattro campioni testati

I valori di apertura sono considerevolmente differenti nelle diverse configurazioni, infatti risulta chiaro che, con un carico applicato di 500 N, la fissazione con Endobutton garantisce il 91% di apertura in più rispetto alla fissazione con placca ma limita del 47%

l'apertura rispetto al caso fratturato. Per carichi di 2000 N, la percentuale di apertura permessa dall'Endobutton resta del 91% maggiore rispetto a quella consentita dalla placca. Per il campione integro si nota un comportamento totalmente opposto in cui la distanza misurata tra i marker presenta valori di spostamento negativi (dati dall'avvicinamento tra essi) che subiscono una continua diminuzione all'aumentare del carico, pertanto i due marker tendono ad avvicinarsi sempre più a carichi elevati. Ciò viene giustificato anche in letteratura dal posizionamento scelto per i marker alla sinfisi. Infatti, nelle medesime condizioni di caricamento, si misurano forze di compressione nella regione superiore della sinfisi e forze di trazione nella regione inferiore [5, 17, 44], per cui avendo posizionato i marker sulla regione superiore è coerente aspettarsi degli spostamenti totali negativi.

Confrontando le misure di apertura sinfisaria ricavate dal nostro lavoro con quelle in Fig. 3.8 ottenute da E. Varga et al. [44] a 500 N relative unicamente alla prima colonna (misura dello spostamento nella zona superiore alla sinfisi) si possono osservare valori minori ad 1 mm per tutti i metodi di fissazione, ciò risulta concorde con i valori misurati nel nostro studio.

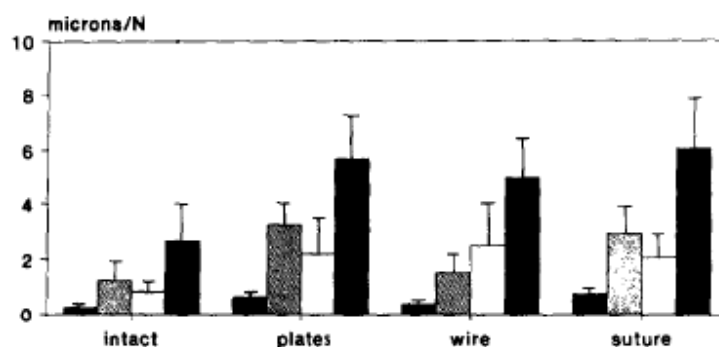


Figura 3.8: Grafico a barre dei valori medi dello spostamento della sinfisi per le quattro configurazioni testate in letteratura (E. Varga, T. Hearn, J. Powell, and M. Tile, "Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring," *Injury*, vol. 26, no. 2, pp. 75–80, 1995.).

Nello specifico gli studi di P. Cano-Luis et al. [5] e Ángel Lázaro González et al. [17] presentano una raccolta di misure di apertura della sinfisi effettuate su un certo numero di campioni in diverse configurazioni. Entrambi i lavori sono stati fatti su campioni con combinazione di diastasi di sinfisi e diastasi anteriore sacroiliaca in modo da simulare una frattura di tipo B1(Tile) mantenendo però intatto il legamento sacroiliaco anteriore che, permette all'osso dell'anca di non staccarsi durante il test.

La tabella in Fig. 3.9 include tutte le misurazioni svolte sulla sinfisi superiore e inferiore da P. Cano-Luis et al. [5] per il campione integro, il campione con frattura alla sinfisi e

sacroiliaca e il campione fissato alla sinfisi con viti cannulate, testati con carico assiale di 300 N.

Il grafico in Fig. 3.10, invece, include i valori di spostamento della sinfisi superiore ed inferiore confrontando i due metodi di fissazione, con placca e con viti cannulate, al caso di campione integro.

Specimen	Upper symphysis			Lower symphysis		
	A	B	C	A	B	C
1	-0.072	7.925	-0.153	0.120	7.479	0.098
2	-0.137	3.410	-0.028	0.000	3.400	-0.021
3	-0.064	0.783	-0.049	0.050	0.971	0.030
4	-0.114	10.992	-0.114	0.075	5.344	0.247
5	-0.050	2.674	-0.117	0.073	2.641	0.076
6	-0.069	2.285	-0.083	-0.029	2.476	-0.106
7	-0.048	1.254	-0.033	0.010	1.632	0.043
8	-0.054	1.473	-0.107	0.157	1.957	0.155
9	-0.122	1.674	-0.066	0.415	2.485	0.166
10	0.009	0.411	-0.037	-0.007	0.628	0.046

Figura 3.9: Tabella dei valori di spostamento della sinfisi superiore ed inferiore per le tre configurazioni testate in letteratura (P. Cano-Luis et al., "Biomechanical analysis of a new minimally invasive system for osteosynthesis of pubis symphysis disruption," *Injury*, vol. 43, no. SUPPL. 2, pp. 20–27, 2012.).

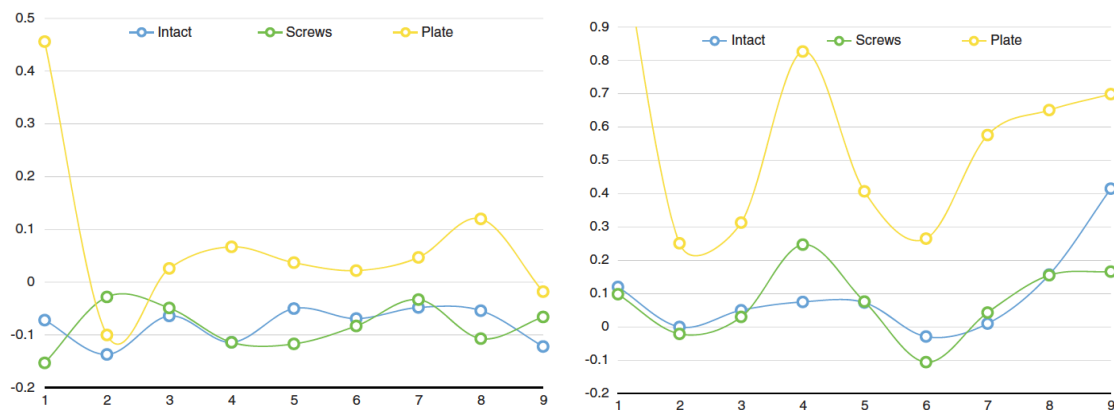


Figura 3.10: Grafico dei valori di spostamento della sinfisi superiore ed inferiore per le tre configurazioni testate in letteratura (Á. L. González, J. M. Reina, P. C. Luis, J. J. Baquero, J. S. Fernández, and M. A. G. Sánchez, "Is cannulated-screw fixation an alternative to plate osteosynthesis in open book fractures? A biomechanical analysis," *Injury*, vol. 47, pp. S72–S77, 2016).

Per il campione integro il movimento alla sinfisi superiore è in media di -0,073 mm secondo P. Cano e di -0,085 mm nello studio A.L. González. L'entità di questi spostamenti risulta lievemente maggiore rispetto a quelli da noi misurati che, a 300 N, sono di -0,02 mm.

I valori di spostamento, valutati in letteratura nel caso di campione fratturato, sono in media di 3,3 mm, mentre quelli per la fissazione con placca sono di 0,06 mm sono stati confrontati con le misure eseguite nel nostro studio in cui i movimenti permessi sono di 1,15 mm e 0,041 mm rispettivamente per il fratturato e per il fissato con placca. Tutte le misurazioni compiute nel nostro lavoro hanno mostrato cifre inferiori a quelli presenti in

Figura 3.11: *Frame relativi ai quattro campioni nelle stesse condizioni di carico (2000 N) con spostamenti corrispondenti di ogni marker (definiti dalle frecce): (a) campione integro, (b) campione fratturato, (c) campione fissato con Endobutton (d) campione fissato con placca*

Dall'analisi visiva di queste immagini è possibile osservare l'apertura della sinfisi nelle quattro configurazioni e i relativi spostamenti di tutti i marker identificati dalle frecce, il cui colore, definito dalla scala presente a destra delle immagini, è legato all'entità dello spostamento.

In questa particolare condizione di carico si può constatare uno spostamento leggermente maggiore dei marker alla sinfisi nel caso di campione fissato con placca rispetto al caso di campione integro, questo accade sia a causa della maggiore rigidità del campione con sinfisi intatta, sia perché si sta utilizzando una placca sovrappubica e quindi che blocca la sinfisi solo superiormente permettendo comunque minuscoli spostamenti inferiori che, anche se in modo lieve, influenzano il movimento dei marker.

3.3.1.1 *Apertura massima*

Solo tre delle prove svolte sono state eseguite fino a rottura, queste risultano molto importanti per comprendere la stabilità che il dispositivo dona all'anello pelvico, per esse è stato quindi possibile ricavare la massima distanza di apertura della sinfisi in relazione al carico di rottura.

Per far ciò si è dovuto combinare i dati ottenuti dalla macchina per ricavare il carico di rottura e quelli ottenuti dall'analisi video per il calcolo dell'apertura sinfisaria massima.

Dall'elaborazione di questi dati si sono ottenuti i valori in Tabella 3.3 per le prove compiute fino a rottura.

CAMPIONE	CARICO DI ROTTURA [N]	APERTURA DELLA SINFISI [mm]
<i>Integro</i>	--	--
<i>Fratturato</i>	3253	11,5
<i>Fissato con Endobutton</i>	4386	10,1
<i>Fissato con placca</i>	5148	1,15

Tabella 3.3: *Valori di apertura massima misurati al carico di rottura dei tre campioni testati*

Analizzando i valori di apertura massima in relazione al carico massimo si può dedurre che la fissazione con placca rende l'anello pelvico decisamente rigido permettendo un'apertura

massima di soli 1.15 mm per carichi superiori a 5000 N, mentre il dispositivo di Endobutton concede un'apertura di circa 10 mm che si differenzia solo del 1% da quella misurata nel caso di campione fratturato.

Quest'importante risultato mostra come il dispositivo di Endobutton riesca a tollerare carichi elevati fino all' 85% del carico sostenuto dalla fissazione in placca garantendo contemporaneamente un'apertura sinfisaria di poco differente a quella ottenuta per il campione fratturato a rottura.

Pertanto, il filamento di Endobutton testato riesce a assicurare una stabilità nel sostenere carichi apprezzabili di poco inferiore a quella della placca ma garantendo al tempo stesso una notevole libertà di movimento della sinfisi lungo l'asse x.

3.3.2 Calcolo della rigidezza nella regione pelvica anteriore

In seguito allo studio dell'apertura della sinfisi generata dall'applicazione del carico assiale nelle diverse prove, si è ritenuto necessario il calcolo della rigidezza in quell'area nelle quattro configurazioni, al fine di confrontare tra loro i metodi di fissazione ed analizzarne la stabilità anteriore.

Dopo aver ottenuto gli spostamenti totali subiti dai marker alla sinfisi, è stato creato un codice in *Matlab* che permettesse di ricavare i grafici di variazione della distanza tra questi marker in funzione del carico applicato. Per far ciò si è dovuto estrapolare dai dati ottenuti dalla macchina il carico applicato nei precisi istanti di tempo ed in seguito ricavare dai dati ottenuti dall'analisi video lo spostamento totale dei due marker in quei precisi istanti.

E' necessario osservare singolarmente l'andamento della curva che lega la distanza tra i marker al carico nel caso di campione integro.

Variazione della distanza tra i marker alla sinfisi per il campione integro

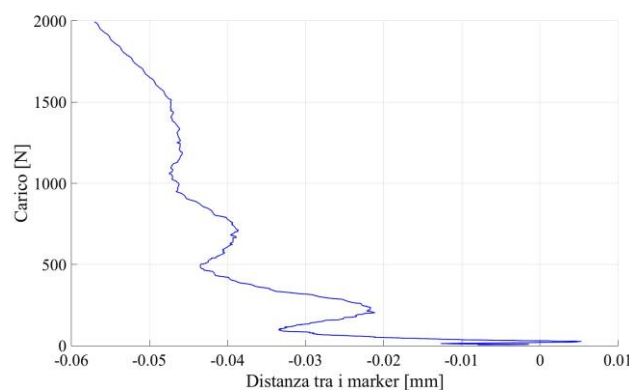


Figura 3.12: Curve rappresentanti la distanza tra i marker alla sinfisi in funzione del carico applicato nel campione integro

In Fig. 3.12, si registrano spostamenti totali misurati con segno negativo, ciò è stato spiegato dal movimento di avvicinamento tra i marker dovuto a forze di compressione presenti in quella regione durante il caricamento assiale. Quindi, per questo campione, la rigidezza che si va a calcolare è una rigidezza a forze di compressione, differente dalla rigidezza misurata per gli altri campioni, che è invece relativa alle forze di trazione (spostamenti positivi).

Inoltre è stato già spiegato che il comportamento della sinfisi dei provini “Sawbones” può non essere completamente simile a quello della sinfisi naturale.

Per questi motivi è stato deciso di effettuare il confronto tra le rigidezze alla sinfisi unicamente per le altre tre configurazioni.

Utilizzando il metodo della derivata puntuale per il calcolo della rigidezza della sinfisi si sono ricavati i grafici che mettono in relazione le curve forza- spostamento totale dei marker con le loro derivate puntuali (Fig. 3.13)

Distanza tra i marker in funzione del carico e loro derivata puntuale

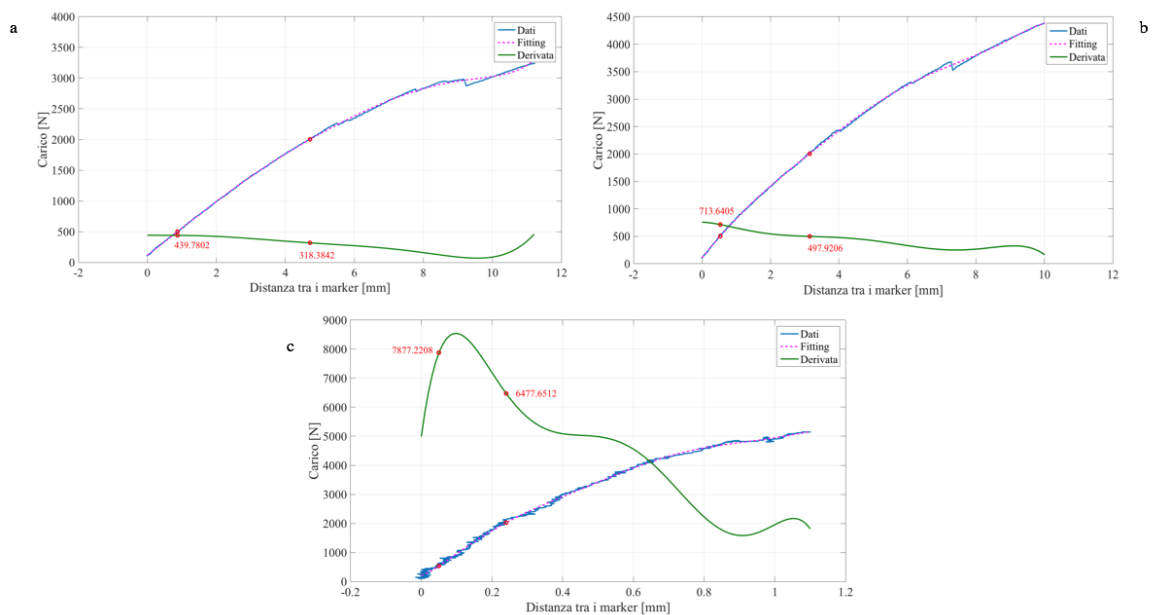


Figura 3.13: Curve rappresentanti la misura della distanza della sinfisi in funzione del carico applicato e loro curva derivata per i campioni: (a) fratturato, (b) fissato con Endobutton, (c) fissato con placca

Per ognuno dei campioni testati, partendo dalla curva rappresentante la distanza tra i marker alla sinfisi in funzione del carico, si sono ricavati i valori assunti dalla derivata puntuale, da cui è stato possibile effettuare il calcolo della rigidezza nella regione sinfisaria ad un preciso carico.

Anche per lo studio specifico della regione anteriore è stata analizzata la rigidità ad un carico di 500 N e di 2000 N in modo da confrontare il comportamento meccanico dei dispositivi di fissazione per carichi fisiologici e per carichi superiori.

Si è ottenuta la Tabella 3.4 dove sono stati inseriti i valori di rigidità calcolati nelle due differenti condizioni di carico per i tre campioni testati.

CAMPIONE	RIGIDEZZA DELLA SINFISI A F=500 N [N/mm]	RIGIDEZZA DELLA SINFISI A F=2000 N [N/mm]
<i>Fratturato</i>	440	318
<i>Fissato con Endobutton</i>	714	498
<i>Fissato con placca</i>	7877	6478

Tabella 3.4: Valori di rigidità nella regione anteriore calcolati per carico pari a 500 N e per carico pari a 2000 N nelle tre configurazioni

Appare subito evidente che entrambi i metodi di fissazione offrano una rigidità maggiore inizialmente (al carico di 500 N) che, tende a diminuire nel corso della prova e quindi al crescere del carico.

In particolare, la regione pelvica fissata con la placca viene bloccata, per carichi fisiologici, riportando valori di rigidità elevati, maggiori a 7,5 KN/mm (circa il 94% maggiore rispetto al caso fratturato), ma al crescere del carico fino a 2000 N essa registra una perdita di circa il 18% in rigidità.

Nel caso di sintesi con Endobutton, per la zona anteriore, si misura una rigidità di circa il 38% maggiore di quella del provino fratturato che, registra una diminuzione del 30 % al carico investigato di 2000 N.

La differenza percentuale di rigidità anteriore tra la sintesi con Endobutton e quella ottenuta con placca si mantiene confinata tra il 90% ed il 92% all'aumentare del carico.

Da queste evidenze è possibile supporre che la sintesi con Endobutton offra una rigidità minore alla regione pelvica anteriore, donandole quindi una maggiore flessibilità nel seguire i movimenti attuati dalle pelvi.

La rigidità della sintesi ottenuta con placca, invece, rimane molto elevata anche a carichi superiori. Questa estrema rigidità è stata identificata come la prima causa di fallimento della placca in questo tipo di sintesi, poiché essa non riesce ad accompagnare i movimenti pelvici.

CONCLUSIONI

E SVILUPPI FUTURI

Il lavoro di tesi svolto può essere considerato uno studio iniziale per la validazione di un nuovo metodo dinamico per l'osteosintesi di sinfisi pubica.

Sono stati adottati approcci sperimentali per poter analizzare le caratteristiche meccaniche che le diverse tecniche di fissazione hanno offerto ai modelli pelvici artificiali.

Tramite studio meccanico dei campioni, caricati assialmente, e mediante analisi video sono stati ricavati dati relativi all'apertura della sinfisi permessa dai campioni e alla rigidezza sia dell'intera struttura che unicamente della loro regione anteriore nelle stesse condizioni di carico.

Dal calcolo della rigidezza dell'intero anello pelvico dei diversi campioni si sono estratti i valori maggiori per il campione integro (787 N/mm per un carico applicato di 500 N e 1501 N/mm per un carico di 2000 N). Considerando questo campione come campione di confronto a cui è legata una rigidezza del 100 % si sono ricavate le percentuali di rigidezza degli altri rispetto ad esso. La sintesi ottenuta con placca dona l'11% di rigidezza in più all'anello pelvico rispetto all'Endobutton a 500 N e quasi il 27% in più a 2000 N.

Rispetto al campione fratturato, l'Endobutton garantisce una rigidezza maggiore dell'1% a 500 N e del 7% a 2000 N. Questo risultato sottolinea la capacità di questo dispositivo di permettere movimenti dell'anello pelvico entro un certo range in caso di carichi fisiologici, e di bloccare lievemente ulteriori spostamenti a carichi superiori evitandone così la rottura.

I valori di apertura sinfisaria ricavati si sono mostrati maggiori per il campione fratturato pari a 0,68 mm, 1,15 mm e 5 mm rispettivamente al carico di 300 N, 500 N e 2000 N.

Valori inferiori del 47% a 500 N e del 36 % a 2000 N si rilevano nel campione fissato con Endobutton, mentre, per la sintesi con placca, sono state registrate aperture minori del 95,3 % a 500 N e del 94,4 % a 2000 N di quelle misurate per il fratturato.

Da queste evidenze si ricava che il dispositivo di Endobutton permetta aperture del 91% maggiori alla sintesi ottenuta con placca, percentuale che si mantiene costante all'aumentare del carico.

Partendo dai valori di apertura della sinfisi in funzione del carico sono stati ricavati i massimi valori di apertura ed i corrispondenti carichi a rottura per ognuno dei campioni

testati. Il carico a rottura del campione fissato con Endobutton pari a 4386 N (85% del carico a rottura del campione con placca e 26% di quello fratturato), genera un'apertura massima di circa 10 mm (12% minore di quella del campione fratturato e 89% maggiore al campione con placca).

Per il campione integro, invece, sono stati stimati valori di apertura negativi, questo perché, la regione superiore della sinfisi durante l'applicazione di un carico assiale viene sottoposta ad una compressione, e quindi si misura, a differenza di tutti gli altri casi, un avvicinamento tra i marker.

Tutte le misure eseguite hanno valori inferiori rispetto a quelli riportati in letteratura. Ciò potrebbe essere spiegato con considerazioni riguardanti la maggiore rigidità del modello "Sawbones" rispetto a quella delle pelvi naturali.

Dalla conoscenza degli spostamenti totali dei marker alla sinfisi, sono stati calcolati i valori di rigidità della regione pelvica anteriore nei differenti.

In particolare la sintesi con Endobutton, offre una rigidità anteriore di circa il 38% maggiore di quella del campione fratturato che, registrando una diminuzione del 30 % al carico investigato di 2000 N.

La differenza percentuale di rigidità anteriore tra la sintesi con Endobutton e quella ottenuta con placca si mantiene tra il 90% ed il 92% all'aumentare del carico.

Da queste evidenze è possibile supporre che la sintesi con Endobutton offra una rigidità minore alla regione pelvica anteriore, donandole quindi una maggiore flessibilità nel seguire i movimenti attuati dalle pelvi.

La rigidità della sintesi ottenuta con placca, invece, rimane molto elevata anche a carichi superiori. Questa estrema rigidità è stata identificata come il primo motivo di fallimento della placca nel distretto pelvico, a causa della difficoltà nell' accompagnare i movimenti pelvici.

In conclusione, da queste prime analisi, sembra che il dispositivo di Endobutton possa rappresentare una valida alternativa al metodo di fissazione tradizionale con placca.

Un possibile sviluppo di questo lavoro di tesi potrebbe essere la sua validazione anche tramite "Analisi ad elementi finiti (FEM)" creando un modello con caratteristiche geometriche e meccaniche similari alle pelvi testate su cui verificare diverse condizioni di carico che simulino i normali movimenti eseguiti dal distretto pelvico.

Al fine di ottenere risultati più affidabili, sarebbe necessario eseguire i test meccanici su pelvi cadaveriche che includano l'intero complesso legamentoso e capsulare ed adottare un

numero maggiore di campioni da testare in modo da ottenere dati di media e deviazione standard.

Inoltre, per ragioni di completezza, potrebbero essere eseguite misurazioni non solo degli spostamenti ma anche delle rotazioni permesse nell'area sinfisaria dai due tipi di fissazione in modo da verificarne la stabilità anche rotazionale in casi di frattura con instabilità rotazionale di tipo B1 con diastasi maggiori ai 25 mm (APC-I) che sono quelle testate in letteratura.

APPENDICE:

DISEGNI DELLE SINGOLE PARTI DEGLI AFFERRAGGI

I. Afferraggio acetabolare

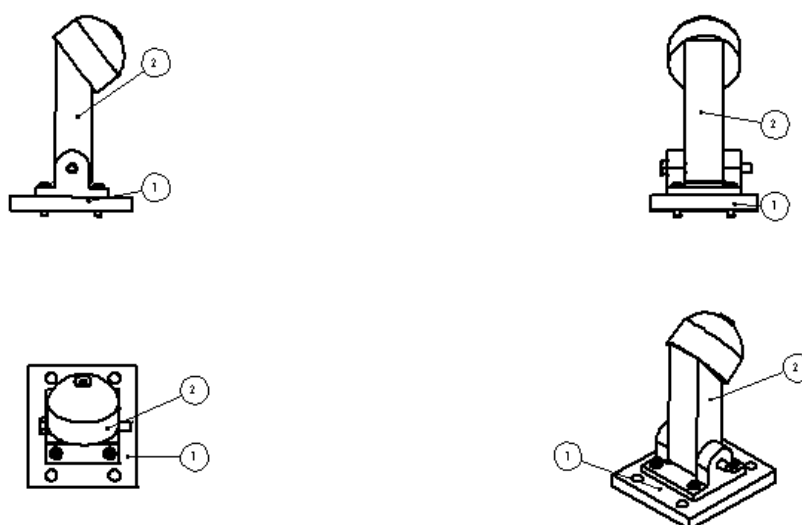


Figura I.1 Disegno completo in “SolidWorks” dell’afferraggio acetabolare nei piani: anteriore, sinistro, superiore ed isometrico

L’afferraggio acetabolare è stato progettato in modo da riprodurre la tipica geometria del femore superiore con relativa testa femorale ed è composto da 2 pezzi:

- Una basetta quadrata con 4 fori che viene fissata tramite viti alla barra inferiore
- La parte che simula il femore e che viene messa a contatto col campione negli acetaboli.

I.I Afferraggio femorale

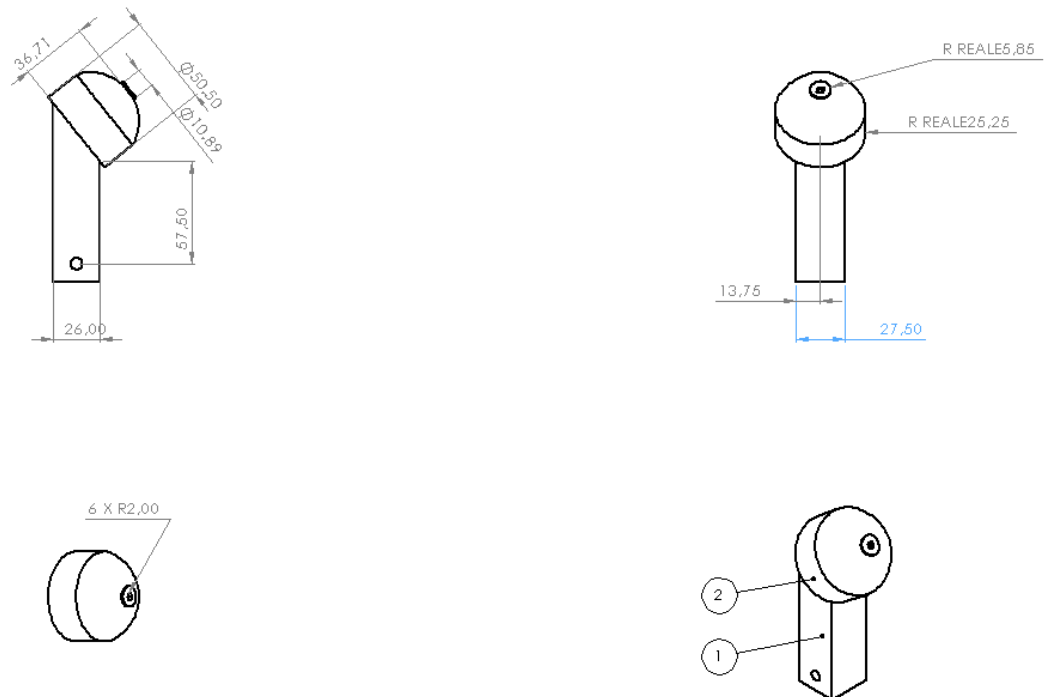


Figura I.2 Disegno in "SolidWorks" della parte femorale dell'afferraggio acetabolare nei piani: anteriore, sinistro, superiore ed isometrico

I.II Basetta

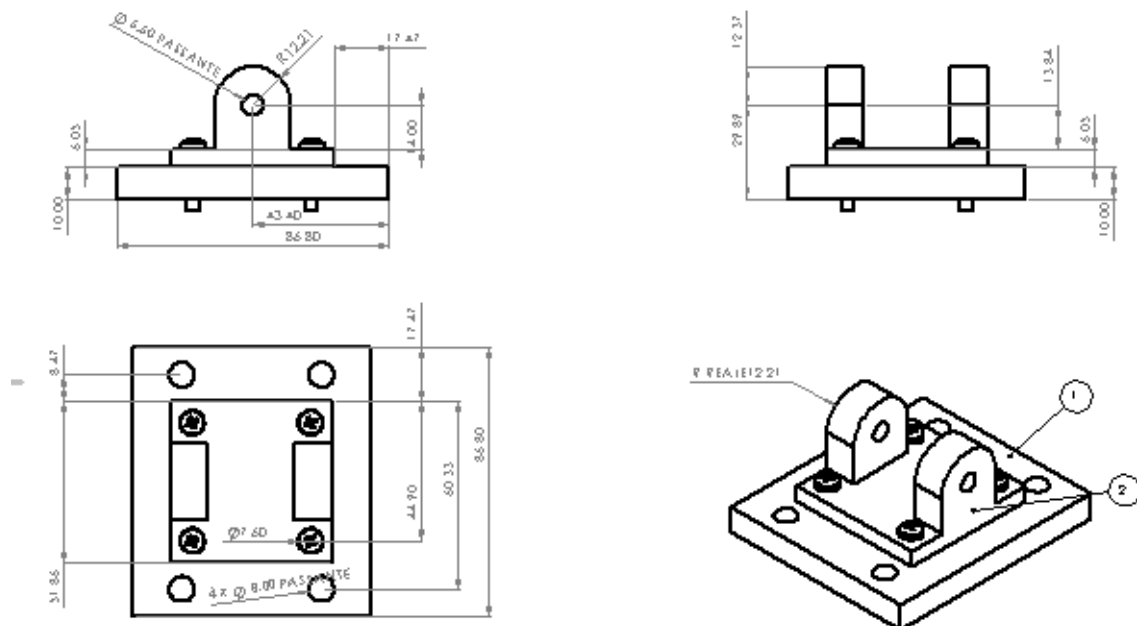


Figura I.3 Disegno in "SolidWorks" della parte inferiore dell'afferraggio acetabolare nei piani: anteriore, sinistro, superiore ed isometrico

II. Afferraggio superiore

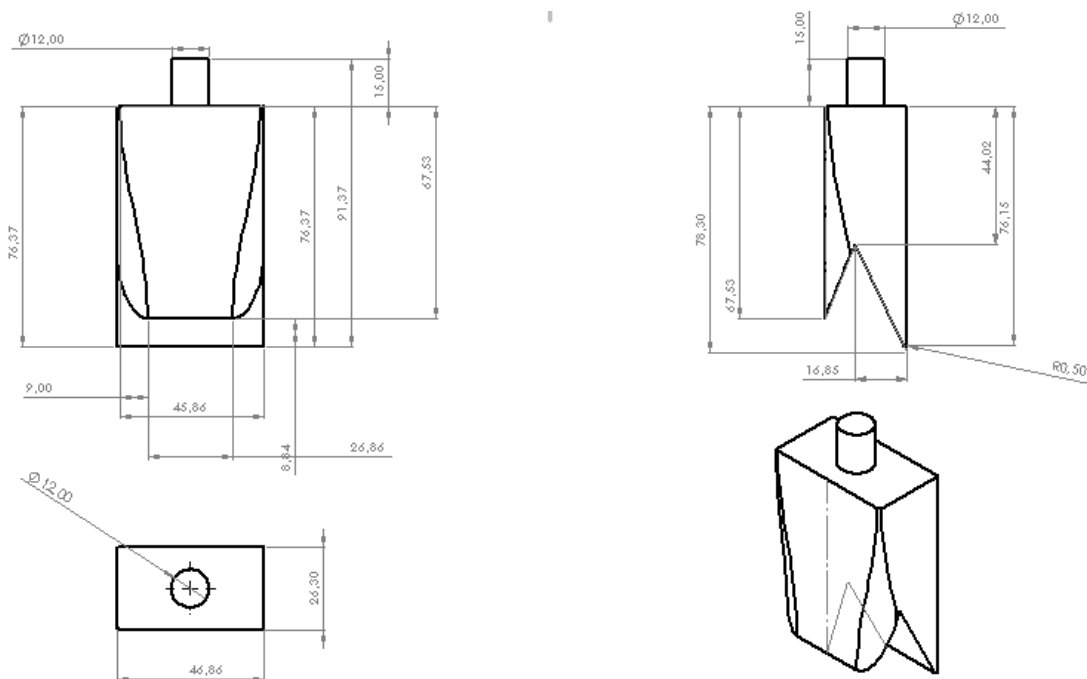


Figura II.1 Disegno completo in "SolidWorks" dell'afferraggio superiore nei piani: anteriore, sinistro, superiore ed isometrico

III. Barra inferiore

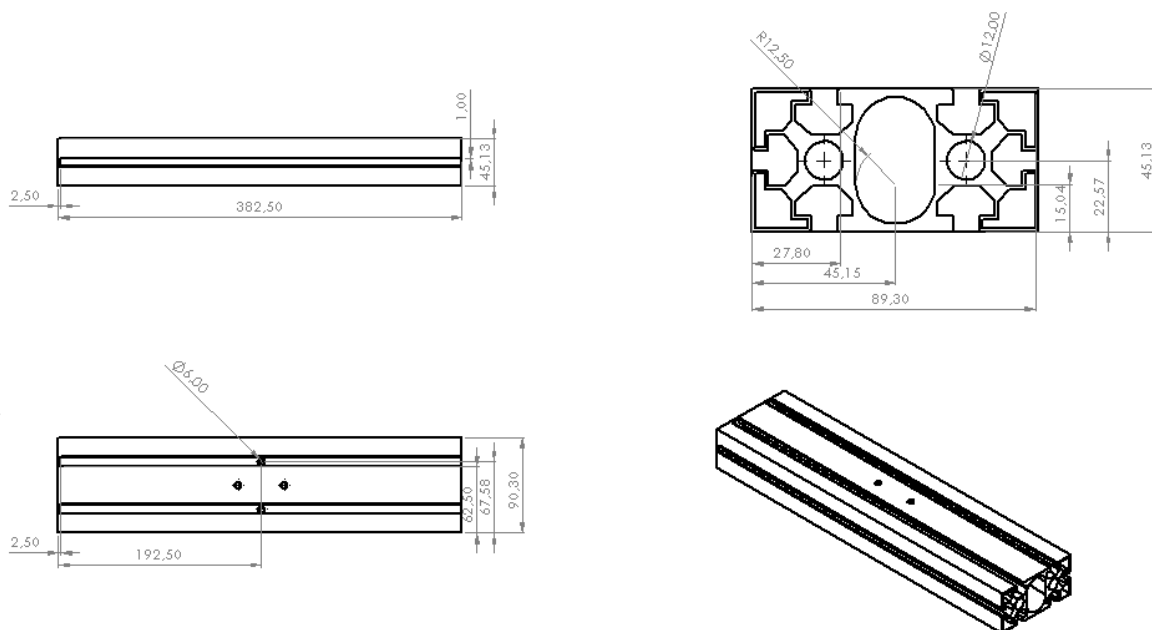


Figura III.1 Disegno completo in "SolidWorks" della barra inferiore nei piani: anteriore, sinistro, superiore ed isometrico

REFERENZE

- [1] S. Aggarwal, K. Bali, V. Krishnan, V. Kumar, D. Meena, and R. K. Sen, "Management outcomes in pubic diastasis: our experience with 19 patients.," *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 6, p. 21, May 2011.
- [2] B. Alicioglu, O. Kartal, H. Gurbuz, and N. Sut, "Symphysis pubis distance in adults: A retrospective computed tomography study," *Surg. Radiol. Anat.*, vol. 30, no. 2, pp. 153–157, 2008.
- [3] G. I. Bain, H. Prem, R. J. Heptinstall, R. Verhellen, and D. Paix, "Repair of distal biceps tendon rupture: A new technique using the Endobutton," *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 9, no. 2, pp. 120–126, 2000.
- [4] I. Becker, S. J. Woodley, and M. D. Stringer, "The adult human pubic symphysis: A systematic review," *J. Anat.*, vol. 217, no. 5, pp. 475–487, 2010.
- [5] P. Cano-Luis *et al.*, "Biomechanical analysis of a new minimally invasive system for osteosynthesis of pubis symphysis disruption," *Injury*, vol. 43, no. SUPPL. 2, pp. 20–27, 2012.
- [6] S. L. Carter, S. M. Gabriel, T. A. Luke, and C. Mannting, "ULTRABRAID™ Sutures Suture Performance in Standard Arthroscopic Knots-Effects of Material and Design."
- [7] L. Chen, Y. Ouyang, G. Huang, X. Lu, X. S. Ye, and J. Hong, "Endobutton technique for dynamic fixation of traumatic symphysis pubis disruption," *Acta Orthop. Belg.*, vol. 79, no. 1, pp. 54–59, 2013.
- [8] L. Chen, G. Zhang, D. Song, X. Guo, and W. Yuan, "A comparison of percutaneous reduction and screw fixation versus open reduction and plate fixation of traumatic symphysis pubis diastasis," *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, vol. 132, no. 2, pp. 265–270, 2012.
- [9] C. Collinge, M. T. Archdeacon, E. Dulaney-Cripe, and B. R. Moed, "Radiographic changes of implant failure after plating for pubic symphysis diastasis: an underappreciated reality?," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 470, no. 8, pp. 2148–53, Aug. 2012.
- [10] B. C. Daily, A. C. M. Chong, B. R. Buhr, C. B. Greeson, and F. W. Cooke, "Locking and Nonlocking Plate Fixation Pubic Symphysis Diastasis Management Bradley," no. Figure 1, p. 3.
- [11] G. J. Dakin, R. A. Arbelaez, F. J. Molz, J. E. Alonso, K. A. Mann, and A. W. Eberhardt, "Elastic and viscoelastic properties of the human pubic symphysis joint: effects of lateral impact joint loading.," *J. Biomech. Eng.*, vol. 123, no. 3, pp. 218–26, Jun. 2001.

-
- [12] M. Dalstra, R. Huiskes, and B. Section, "LOAD TRANSFER ACROSS THE PELVIC BONE," vol. 28, no. 6, 1995.
- [13] J. M. DeSilva and K. R. Rosenberg, "Anatomy, Development, and Function of the Human Pelvis," *Anat. Rec.*, vol. 300, no. 4, pp. 628–632, 2017.
- [14] E. Somma; G. La Cava, "LA RICOSTRUZIONE DEL LCA CON LEGAMENTO SINTETICO LARS: NOSTRE ESPERIENZE."
- [15] P. R. Facchini, "Le problematiche funzionali del bacino nel paziente affetto da HME." Ospedale CTO-ICP Milano.
- [16] A. J. Ghanayem, J. H. Wilber, J. M. Lieberman, and A. O. Motta, "The effect of laparotomy and external fixator stabilization on pelvic volume in an unstable pelvic injury.," *J. Trauma*, vol. 38, no. 3, pp. 396–400; discussion 400–1, Mar. 1995.
- [17] Á. L. Gonzálvez, J. M. Reina, P. C. Luis, J. J. Baquero, J. S. Fernández, and M. Á. G. Sánchez, "Is cannulated-screw fixation an alternative to plate osteosynthesis in open book fractures? A biomechanical analysis," *Injury*, vol. 47, pp. S72–S77, 2016.
- [18] C. Icke and J. Koebke, "Normal stress pattern of the pubic symphysis," *Anat. Cell Biol.*, vol. 47, no. 1, p. 40, 2014.
- [19] I. A. Kapandji and L. Gui, *Fisiologia articolare: schemi commentati di biomeccanica umana*. Maloine, 1996.
- [20] M. C. MacAvoy, R. T. McClellan, S. B. Goodman, C. R. Chien, W. A. Allen, and M. C. van der Meulen, "Stability of open-book pelvic fractures using a new biomechanical model of single-limb stance.," *J. Orthop. Trauma*, vol. 11, no. 8, pp. 590–3, Nov. 1997.
- [21] A. Meissner, M. Fell, R. Wilk, U. Boenick, and R. Rahmzadeh, "Biomechanics of the pubic symphysis. Which forces lead to mobility of the symphysis in physiological conditions?," *Unfallchirurg*, vol. 99, no. 6, pp. 415–21, Jun. 1996.
- [22] K. W. Michael Schiinke, Erik Schulte, Udo Schumacher, Markus Voli, *Prometheus, Atlante di anatomia umana*. Torino, 2005.
- [23] B. R. Moed, C. P. O'Boynick, and J. G. Bledsoe, "Locked versus standard unlocked plating of the symphysis pubis in a Type-C pelvic injury: A cadaver biomechanical study," *Injury*, vol. 45, no. 4, pp. 748–751, 2014.
- [24] D. ss. L. Moretti, "Cingolo pelvico e articolazioni sacro-iliache," pp. 1–26, 2009.
- [25] S. A. C. Morris, J. Loveridge, D. K. A. Smart, A. J. Ward, and T. J. S. Chesser, "Is Fixation Failure After Plate Fixation of the Symphysis Pubis Clinically Important?," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 470, no. 8, pp. 2154–2160, Aug. 2012.
- [26] MTS, "QTest Elite Technical Reference."
-

-
- [27] I. M. Omar *et al.*, “Athletic pubalgia and ‘sports hernia’: optimal MR imaging technique and findings,” *Radiographics*, vol. 28, no. 5, pp. 1415–38, Sep. 2008.
 - [28] G. Osterhoff, S. Tiziani, C. Hafner, S. J. Ferguson, H. P. Simmen, and C. M. L. Werner, “Symphyseal internal rod fixation versus standard plate fixation for open book pelvic ring injuries: a biomechanical study,” *Eur. J. Trauma Emerg. Surg.*, vol. 42, no. 2, pp. 197–202, 2016.
 - [29] M. M. Panjabi, A. A. White, and R. A. Brand, “A note on defining body parts configurations,” *J. Biomech.*, vol. 7, no. 4, pp. 385–7, Aug. 1974.
 - [30] A. F. T. Peter T. Simonian, M. L. Chip Routt, Jr., Richard M. Harrington, “Box Plate Fixation of the Symphysis Pubis: Biomechanical Evaluation of a New Technique.” *Journal of Orthopaedic Trauma* Vol.8, No.6, New York, pp. 483–489, 1994.
 - [31] A. Pizanis, P. Garcia, M. Santelmann, U. Culemann, and T. Pohlemann, “Reduction and fixation capabilities of different plate designs for pubic symphysis disruption: A biomechanical comparison,” *Injury*, vol. 44, no. 2, pp. 183–188, 2013.
 - [32] S. Plaweski, J. Rossi, and P. Merloz, “Anterior cruciate ligament reconstruction: Assessment of the hamstring autograft femoral fixation using the EndoButton CL®,” *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 95, no. 8, pp. 606–613, Dec. 2009.
 - [33] S. E. Putnis, R. Pearce, U. J. Wali, M. D. Bircher, and M. S. Rickman, “Open reduction and internal fixation of a traumatic diastasis of the pubic symphysis,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 93–B, no. 1, pp. 78–84, Jan. 2011.
 - [34] H. C. Sagi and S. Papp, “Comparative Radiographic and Clinical Outcome of Two-Hole and Multi-Hole Symphyseal Plating,” *J. Orthop. Trauma*, vol. 22, no. 6, pp. 373–378, Jul. 2008.
 - [35] Sawbones, “Biomechanical Test Materials,” p. 13, 2016.
 - [36] P. J. M. Scholten, A. B. Schultz, C. W. Luchies, and J. A. A. Miller, “Motions and loads within the human pelvis: A biomechanical model study,” *J. Orthop. Res.*, vol. 6, no. 6, pp. 840–850, 1988.
 - [37] C. J. Snijders, A. Vleeming, and R. Stoeckart, “Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs. Part 1: Biomechanics of self-bracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise,” *Clin. Biomech.*, vol. 8, no. 6, pp. 285–294, 1993.
 - [38] C. J. Snijders, A. Vleeming, and R. Stoeckart, “Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs: Part 2: Loading of the sacroiliac joints when lifting in a stooped posture,” *Clin. Biomech.*, vol. 8, no. 6, pp. 295–301, Nov. 1993.
 - [39] R. Spagnolo *et al.*, “Fratture dell’anello pelvico anteriore: proposta di una variante di osteosintesi della sinfisi pubica Anterior pelvic ring fractures: a proposal of a variant of osteosynthesis of the pubic symphysis.”
-

-
- [40] S. Struhl, "Double Endobutton Technique for Repair of Complete Acromioclavicular Joint Dislocations," *Tech. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 8, no. 4, pp. 175–179, Dec. 2007.
- [41] F. M. Stuby, S. Doebele, Y. Agarwal, M. Windolf, B. Gueorguiev, and B. G. Ochs, "Influence of flexible fixation for open book injury after pelvic trauma--a biomechanical study.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 29, no. 6, pp. 657–63, Jun. 2014.
- [42] M. Tile, "Pelvic ring fractures: should they be fixed?," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 70, no. 1, pp. 1–12, Jan. 1988.
- [43] C. M. A. Van Zwienen, "Pregnancy Related Low Back and Pelvic Pain: a Surgical Approach," 2005.
- [44] E. Varga, T. Hearn, J. Powell, and M. Tile, "Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring," *Injury*, vol. 26, no. 2, pp. 75–80, 1995.
- [45] V. A. Vix and C. Y. Ryu, "The adult symphysis pubis: normal and abnormal.," *Am. J. Roentgenol. Radium Ther. Nucl. Med.*, vol. 112, no. 3, pp. 517–25, Jul. 1971.
- [46] A. Vleeming, A. C. Volkers, C. J. Snijders, and R. Stoeckart, "Relation between form and function in the sacroiliac joint. Part II: Biomechanical aspects.," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 15, no. 2, pp. 133–6, Feb. 1990.
- [47] G. G. Walheim and G. Selvik, "Mobility of the pubic symphysis. In vivo measurements with an electromechanic method and a roentgen stereophotogrammetric method.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 191, pp. 129–35, Dec. 1984.
- [48] G. Walheim, S. Olerud, and T. Ribbe, "Mobility of the pubic symphysis. Measurements by an electromechanical method.," *Acta Orthop. Scand.*, vol. 55, no. 2, pp. 203–8, Apr. 1984.
- [49] M. WD, W. H, and D. Zhou, "Computer navigated percutaneous screw fixation for traumatic pubic symphysis diastasis of unstable pelvic ring injuries.," *Chin Med J*, vol. 122(14), p. 1699–703., 2009.
- [50] L. X. Webb, A. G. Gristina, J. R. Wilson, A. L. Rhyne, J. H. Meredith, and S. T. Hansen, "Two-hole plate fixation for traumatic symphysis pubis diastasis.," *J. Trauma*, vol. 28, no. 6, pp. 813–7, Jun. 1988.
- [51] F. Yao, Y. He, H. Qian, D. Zhou, and Q. Li, "Comparison of biomechanical characteristics and pelvic ring stability using different fixation methods to treat pubic symphysis diastasis a finite element study," *Med. (United States)*, vol. 94, no. 49, pp. 1–7, 2015.
-

-
- [52] J. W. Young, A. R. Burgess, R. J. Brumback, and A. Poka, "Pelvic fractures: value of plain radiography in early assessment and management.," *Radiology*, vol. 160, no. 2, pp. 445–451, Aug. 1986.
- [53] K. H. Yu, J. J. Hong, X. S. Guo, and D. S. Zhou, "Comparison of reconstruction plate screw fixation and percutaneous cannulated screw fixation in treatment of Tile B1 type pubic symphysis diastasis: A finite element analysis and 10-year clinical experience," *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–8, 2015.