

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CAMPUS DI CESENA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**Studio retrospettico sul ruolo della strumentazione  
nei fallimenti meccanici a seguito di trattamento  
chirurgico nelle scoliosi dell'adulto**

Elaborato in

Comportamento Meccanico dei Materiali

Relatore  
Prof. Ing. Luca Cristofolini

Presentata da  
Ilaria Tubertini

Correlatore  
Dott. Francesco Vommaro

Sessione III: Secondo Appello

Anno Accademico 2014/2015



---

# INDICE

---

<b>ABSTRACT.....</b>	<b>5</b>
----------------------	----------

<b>CAPITOLO 1: INTRODUZIONE .....</b>	<b>6</b>
---------------------------------------	----------

1.1 ASSI E PIANI ANATOMICI .....	6
1.2 ACCENNI DI ANATOMIA DELLA COLONNA VERTEBRALE.....	8
1.3 ANATOMIA DELLA VERTEBRE .....	10
1.3.1 CANALE VERTEBRALE.....	12
1.3.2 VERTEBRE CERVICALI .....	12
1.3.3 VERTEBRE TORACICHE .....	13
1.3.4 VERTEBRE LOMBARI.....	14
1.3.5 SACRO .....	14
1.4 PATOLOGIE DELLA COLONNA VERTEBRALE.....	15
1.4.1 LA SCOLIOSI.....	15
1.5 TRATTAMENTO CHIRURGICO SPECIFICO PER LA SCOLIOSI .....	18
1.5.1 STRUMENTAZIONE .....	19
1.5.2 MATERIALI UTILIZZATI NELLA STRUMENTAZIONE.....	21
1.5.3 I FALLIMENTI.....	24
1.5.3.1 PULL OUT DELLE VITI .....	24
1.5.3.2 CIFOSI GIUNZIONALE PROSSIMALE: CGP.....	25
1.5.3.3 ROTTURA DEI MEZZI DI SINTESI .....	26
1.6 IMPORTANZA DELL'ALLINEAMENTO.....	27

<b>CAPITOLO 2: SCOPO ED OBIETTIVO .....</b>	<b>29</b>
---	-----------

<b>CAPITOLO 3: MATERIALI E METODI .....</b>	<b>32</b>
---	-----------

3.1 ANALISI PAZIENTI .....	32
3.1.1 CRITERI DI SCELTA PAZIENTI .....	33
3.2 METODI DI MISURAZIONE DEI PARAMETRI DI INTERESSE .....	34

3.2.1 ANGOLI PELVICI .....	34
3.2.1.1 PELVIC INCIDENCE .....	35
3.2.1.2 PELVIC TILT .....	36
3.2.1.3 SACRAL SLOPE.....	37
3.2.2 VALORI DI SBILANCIAMENTO .....	38
3.2.2.1 SAGITTAL BALANCE.....	38
3.2.2.2 CORONAL BALANCE.....	40
3.2.3 ANGOLO DI COBB: ANGOLO DI CIFOSI E LORDOSI .....	40
3.2.4 INDICE DI MASSA CORPOREA: IMC .....	41
3.2.5 DENISTÀ VITI E MATERIALE DELLA STRUMENTAZIONE .....	43
3.3 RIPETIBILITÀ DELLE MISURE .....	44
3.4 METODI PER L'ANALISI STATISTICA .....	45
<b>CAPITOLO 4: RISULTATI E DISCUSSIONE .....</b>	<b>46</b>
4.1 PERCENTUALE DI FALLIMENTI .....	46
4.2 ANALISI STATISTICA .....	48
4.2.1 ANALISI STATISTICA DELL'EFFETTO PARAMETRI BIOMECCANICI PRE E POST-OPERATORI .....	49
4.2.2 ANALISI STATISTICA DELL'EFFETTO DEI MATERIALI DELLA STRUMENTAZIONE .....	52
4.2.3 ANALISI STATISTICA DELL'EFFETTO DELL'INDICE DI MASSA CORPOREA .....	55
<b>CONCLUSIONI .....</b>	<b>59</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>63</b>
<b>SITOGRAFIA .....</b>	<b>65</b>
<b>RINGRAZIAMENTI .....</b>	<b>68</b>

---

# ABSTRACT

---

The spinal column performs important functions in the body, including the support of the entire weight of the human body, the ability to orientate the head in space, bending, flexing and rotating the body. Diseases affecting the spine are manifold: the most frequent is scoliosis, which often affects the female population. It is often treated surgically with a very high percentage of failures.

The aim of the thesis is to study the role of instrumentation in mechanical failures encountered 12 months after surgery in the treatment of scoliosis. For the purposes of the study, we analyzed specific biomechanical parameters. The pelvic angles determine the position of the pelvis, while the imbalance parameters the structure of the body. We infer other parameters by analyzing the characteristics of the implanted instrumentation. Initially, the anatomy is described of the spine and vertebrae, the equipment used and the possible failures that may occur after surgery. Subsequently, the materials and methods used for the analysis of the above-mentioned parameters for the 61 patients are reported. All data are obtained by the observation of pre and post-operative x-rays with a special program, by reading reports from operators and by medical records.

In the fourth chapter, we report the results: the overall failure rate is 60.9%; the types of failures that occurred are rupture of bars and rupture of bars simultaneously to PJK. The most influential parameters on results of the progress of the surgery are the type of material used and the BMI. It is estimated a high percentage of failures in patients treated with implants of cobalt chromium alloys (90.0%).

According to the results obtained, it is possible to understand the aspects that in the future should be studied, in order to find a solution to the most frequent surgical failures.

---

# CAPITOLO 1

---

## INTRODUZIONE

### 1.1 ASSI E PIANI ANATOMICI

Il corpo umano e i suoi organi sono oggetti tridimensionale di cui è possibile misurare i parametri propri: altezza, larghezza, profondità (o spessore) e peso. Il corpo umano presenta una simmetria latero-laterale o bilaterale (destra-sinistra e viceversa), ma non una simmetria antero-posteriore e viceversa, né una simmetria cranio-caudale (alto-basso e viceversa). Pertanto, vengono distinte una superficie anteriore e una posteriore, oltre che due superfici laterali, destra e sinistra. Per descrivere meglio i movimenti e posizione del corpo si è deciso di introdurre, nell'anatomia umana, il concetto di assi e piani anatomici.

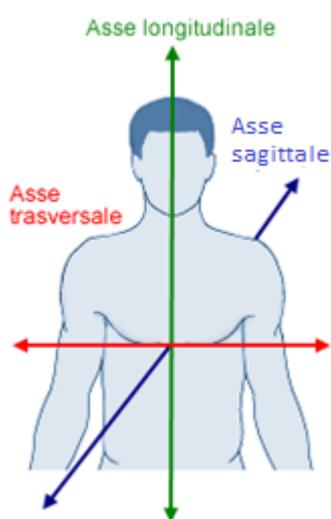


Figura 1.1: Rappresentazione degli assi anatomici

Gli assi anatomici principali (Fig.1.1) sono tre: asse longitudinale (o cranio-caudale), asse sagittale e asse trasversale (o latero-laterale).

L' **asse longitudinale** è la linea immaginaria che attraversa il corpo dall'alto (vertice della testa) in basso (in mezzo ai talloni). Attorno a questo asse si possono eseguire dei movimenti di torsione e di rotazione.

L' **asse trasversale** è la linea che attraversa il corpo da destra a sinistra, parallelamente al suolo. Lungo questo asse si possono eseguire piegamenti e distensioni.

L' **asse sagittale** è la linea che attraversa il corpo dal davanti al dietro. Attorno a questo asse si possono eseguire movimenti di abduzione e adduzione.

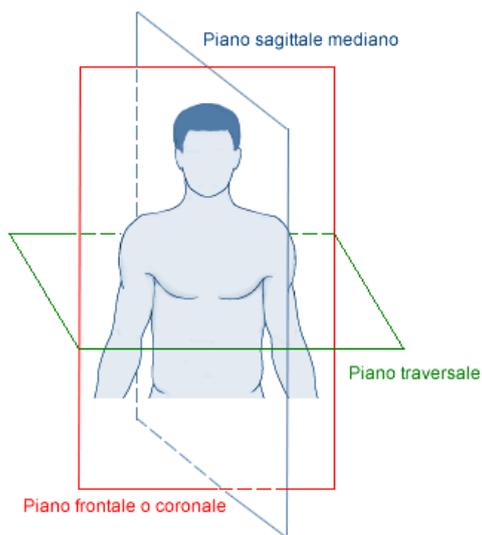


Figura1.2: Rappresentazione dei piani anatomici

I piani anatomici sono delle linee immaginarie disegnate attraverso il corpo. Queste linee permettono di descrivere oggettivamente i movimenti e le posizioni del corpo. I piani anatomici (Fig. 1.2) sono quattro anche se spesso ne vengono considerati solamente tre.

**Piano mediano**: è un piano verticale immaginario che passa attraverso il centro del corpo (attraverso gli assi longitudinale e sagittale), dividendolo in due metà uguali: destra e sinistra). Il **piano sagittale** è

un piano verticale immaginario, parallelo al piano mediano che non passa necessariamente per il centro. Spesso questi due piani vengono considerati come un unico piano chiamato **sagittale mediano**.

**Piano frontale o coronale**: è un piano verticale parallelo alla fronte e perpendicolare al piano mediano (passa per gli assi trasversale e longitudinale). Divide il corpo in una parte anteriore e una parte posteriore.

**Piano orizzontale o trasversale**: è un piano che divide il corpo in due metà superiore e inferiore. In posizione eretta è orizzontale. E' situato perpendicolarmente al piano mediano e al piano frontale passante per gli assi trasversale e sagittale.

## 1.2 ACCENNI DI ANATOMIA DELLA COLONNA VERTEBRALE

La colonna vertebrale (Fig. 1.3), detta anche rachide o spina dorsale, è un insieme di singole ossa, chiamate vertebre, unite tra loro in modo da formare un asse curvo che si estende dal collo fino all'osso sacro. Attraverso le vertebre articolate decorre una serie di fori vertebrali, posteriormente ai loro corpi, che nell'insieme costituiscono il canale vertebrale, il quale contiene il midollo spinale, le radici dei nervi spinali, la vascolarizzazione e i rivestimenti.

La morfologia della colonna vertebrale è influenzata esternamente da fattori meccanici e ambientali mentre internamente da fattori genetici, metabolici ed ormonali. Tutti questi fattori influenzano la capacità del rachide di reagire alle forze dinamiche della vita quotidiana, quali compressione, taglio e trazione. Queste forze dinamiche possono variare in intensità e sono largamente influenzate da occupazione, locomozione e postura.

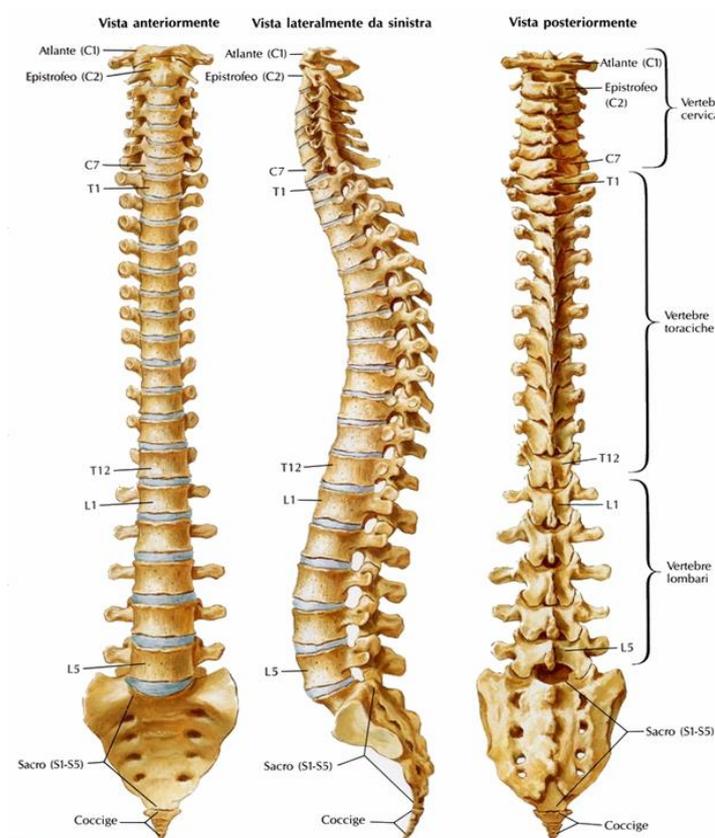


Figura 1.3: Colonna Vertebrale nelle tre viste: anteriore, laterale e posteriore [1]

La colonna vertebrale nell'adulto solitamente è costituita da 33 segmenti vertebrali[1]. Ciascun segmento presacrale (tranne i primi due segmenti cervicali) è separato da quello adiacente da un disco intervertebrale fibrocartilagineo. La lunghezza totale nell'uomo è di circa 70cm e nella donna di circa 60cm. I dischi intervertebrali contribuiscono,

approssimativamente, per un quarto a questa lunghezza nei giovani

adulti: l'8% circa della lunghezza corporea totale è dovuta alla colonna cervicale, il 20% da quella toracica, il 12% da quella lombare e l'8% dalla regione sacrococcigea.

Nella Figura 1.3 è possibile osservare la colonna vertebrale in tre proiezioni differenti: anteriore, laterale e posteriore. La superficie anteriore è costituita dalle porzioni anteriori dei corpi vertebrali e dei dischi intervertebrali; la superficie laterale è caratterizzata, anteriormente, dai lati dei corpi delle vertebre e dei dischi intervertebrali e, posteriormente, dai processi spinali. Infine, la superficie posteriore del rachide è costituita dalle superfici posteriori delle lamine dei processi spinosi.

Osservando lateralmente la colonna vertebrale nella sua interezza (Fig. 1.4), è possibile notare che essa non è perfettamente lineare, ma presenta quattro curve fisiologiche: dall'alto si potrà notare una prima zona, corrispondente al collo, dove le 7 vertebre cervicali assumono una curvatura con la convessità rivolta in avanti, detta *lordosi cervicale*; scendendo si osserva una curvatura con la convessità rivolta verso il dorso, denominata *cifosi dorsale*, in corrispondenza delle 12 vertebre toraciche; ancora più in basso si ha una *lordosi lombare* in corrispondenza delle 5 vertebre lombari e una *cifosi sacrococcigea* in corrispondenza delle 5 sacrali e delle 4 coccigee [1].

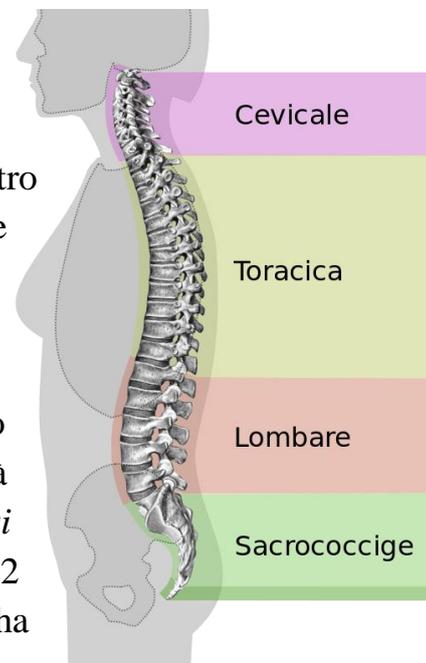


Figura 1.4: Curvature della colonna vertebrale [1]

È, quindi, possibile intuire che la colonna vertebrale svolge importanti funzioni all'interno del nostro organismo. L'intera colonna di corpi vertebrali e dischi intervertebrali, infatti, costituisce il forte ma flessibile asse del corpo che sostiene l'intero peso della testa e del tronco. Come si è visto, ha anche il compito di proteggere il midollo spinale che scorre all'interno del canale vertebrale e di ammortizzare tutti gli effetti di urti e vibrazioni. Infine, la colonna vertebrale assolve anche un'importante azione motoria; in quanto è proprio grazie ad essa che ci è possibile orientare la testa nello spazio, piegare il corpo in avanti, estenderlo in senso opposto, fletterlo e ruotarlo[2].

### 1.3 ANATOMIE DELLE VERTEBRE

La colonna vertebrale è costituita normalmente dalla sovrapposizione di 33 ossa brevi dette vertebre.

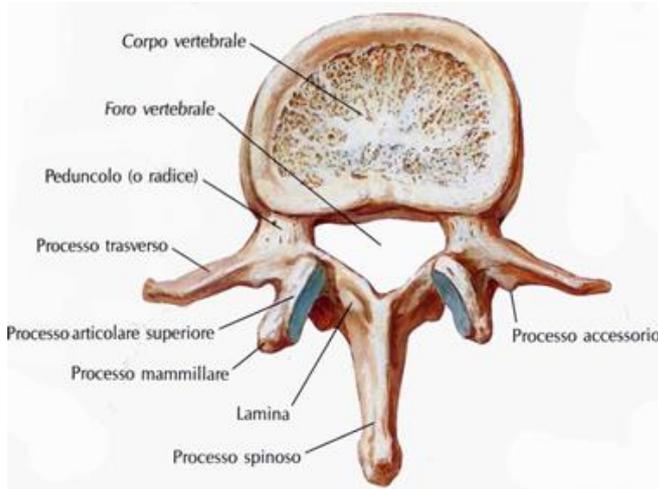


Figura 1.5: Vertebra Lombare [III]

Una vertebra tipica (Fig. 1.5) ha un corpo ventrale, un arco vertebrale dorsale, che si prolunga in processi simili a leve, e un foro vertebrale, il quale in vivo è occupato dal midollo spinale, dalle meningi e dai rispettivi

vasi. Le superfici opposte di corpi adiacenti sono tenute insieme da dischi intervertebrali fibrocartilaginei[1].

Il corpo vertebrale cilindrico varia in dimensioni, forma e proporzioni nelle differenti regioni della colonna vertebrale.

Le facce superiori ed inferiori variano nella forma, da quasi piatte (ma non parallele) a sella, con una regione periferica liscia e rialzata, formata da un disco epifisario “anulare”, all’interno del quale la superficie è ruvida. Sul piano orizzontale i profili della maggior parte dei corpi vertebrali sono convessi anteriormente ma concavi posteriormente, dove completano il foro vertebrale.

Guardando la colonna anteriormente, si nota un aumento della larghezza dei corpi vertebrali in senso craniocaudale (longitudinale) dalla 2<sup>a</sup> vertebra cervicale alla 3<sup>a</sup> vertebra lombare, associata ad un aumento del peso da sostenere. L’aumento è lineare nella regione cervicale, ma non in quella toracica e lombare. Nelle dimensioni dei corpi delle ultime due vertebre lombari si riscontrano alcuni cambiamenti, ma di lì in poi la larghezza diminuisce rapidamente fino all’apice del coccige.

L'arco vertebrale (Fig. 1.6) su ciascun lato ha una parte ventrale

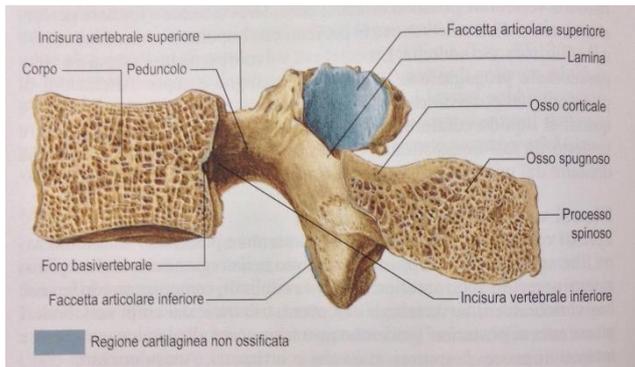


Figura 1.6: Sezione sagittale mediana di una vertebra lombare[2]

schacciata verticalmente, il peduncolo, e una dorsale più larga che è la lamina che si continua dorsalmente in posizione mediana con il processo spinoso (detto spina vertebrale). Dalle loro unioni si dipartono coppie

di processi articolari trasversi, superiori e inferiori.

I peduncoli sono brevi, spesse porzioni dorsali arrotondate che collegano corpo e arco e costituiscono i limiti laterali del foro vertebrale. Con i loro margini superiore ed inferiore concavi delimitano, con le vertebre sovrastanti e sottostanti, un foro intervertebrale per lato, che è la sede di emergenza per i nervi spinali. I fori vertebrali sono le principali vie di uscita ed ingresso al canale vertebrale.

Il processo spinoso (spina vertebrale) si proietta dorsalmente e spesso caudalmente dalla giunzione delle lamine. Le spine vertebrali variano considerevolmente in dimensioni, forma e direzione. Esse stanno approssimativamente sul piano mediano e si proiettano posteriormente, anche se in alcuni individui si può notare una leggera deviazione dei processi spinosi verso un lato. Le spine vertebrali agiscono come leve per i muscoli che controllano la postura e i movimenti attivi (flessione/estensione, flessione laterale e rotazione) della colonna vertebrale.

Le vertebre internamente sono trabecolate ed hanno un guscio esterno di osso corticale (Fig. 1.6). Il guscio è sottile sulle superfici superiore ed inferiore del corpo ma diventa più spesso nell'arco e nei suoi processi[2].

### 1.3.1 CANALE VERTEBRALE

Il canale vertebrale (Fig. 1.7) si estende dal grande foro occipitale allo iato sacrale, seguendo le curve vertebrali dove al suo interno scorre il midollo spinale. Nelle regioni cervicale e lombare, che mostrano una mobilità maggiore, è ampio e triangolare, mentre nella regione toracica, dove vi è minore movimento, è stretto e circolare. Queste variazioni concordano con i cambiamenti di diametro del midollo spinale e con i suoi rigonfiamenti. Nella regione lombare, le dimensioni del canale vertebrale diminuiscono gradualmente tra L1 ed L5, con una grandezza relativa maggiore nella donna[2].

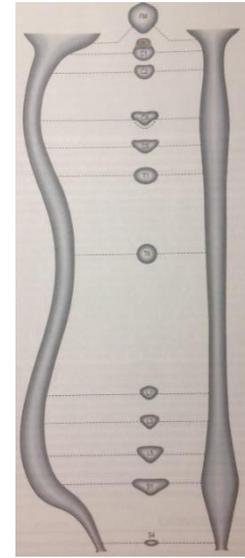


Figura1.7:  
Canale vertebrale in sezione[2]

### 1.3.2 VERTEBRE CERVICALI

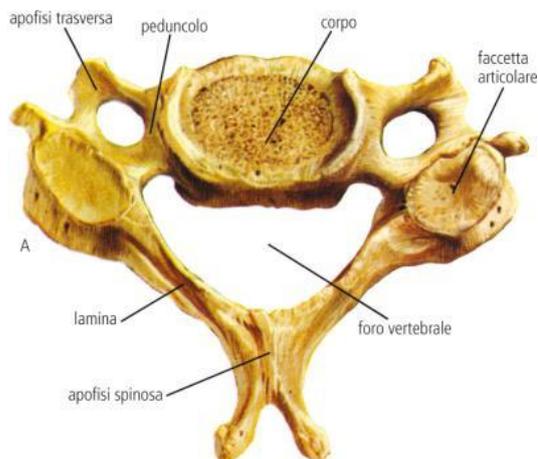


Figura1.8: Vertebra cervicale [v]

Una tipica vertebra cervicale (Fig. 1.8) ha un piccolo corpo vertebrale relativamente largo. I peduncoli si dirigono posterolateralmente e le lunghe lamine posteromedialmente a racchiudere un ampio foro vertebrale approssimativamente triangolare; il canale vertebrale a questo livello accoglie il rigonfiamento cervicale del

midollo spinale. Il corpo vertebrale, solitamente, ha una superficie anteriore convessa e quella posteriore piatta o leggermente concava. Le vertebre cervicali si differenziano dalle altre perché presentano processi spinosi bifidi[2].

### 1.3.3 VERTEBRE TORACICHE

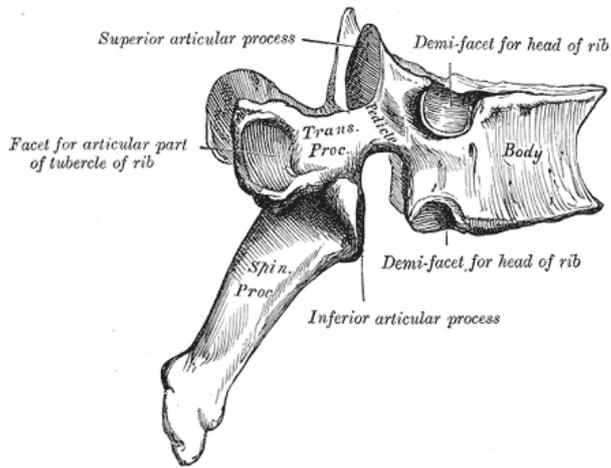


Figura 1. 9: Visione laterale vertebra toracica [v]

Il corpo di una vertebra toracica ha, caratteristicamente, una forma cilindrica (Fig. 1.9) tranne che nella regione del foro vertebrale. Il foro vertebrale è piccolo e circolare, per cui i peduncoli, a differenza di quelli cervicali, non divergono: il midollo spinale toracico è

più piccolo e circolare rispetto a quello cervicale. I processi spinosi, solitamente, sono rivolti verso il basso.

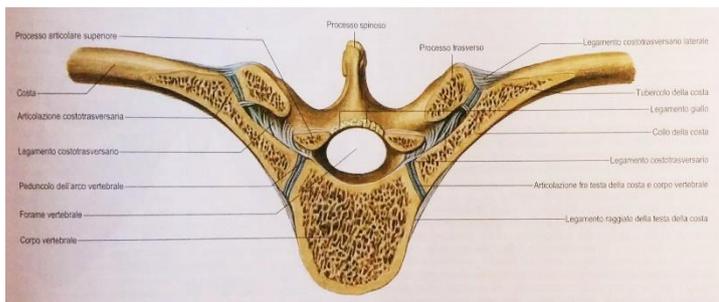


Figura 1.10: Articolazioni costovertebrali, veduta superiore[2]

Sui margini di tutti i corpi delle vertebre toraciche e in tutti i processi trasversi sono presenti faccette costali. Le teste delle coste si articolano con i corpi

vertebrali a formare le articolazioni costo-somatiche (Fig. 1.10); i colli e tubercoli costali si articolano con i processi trasversali (articolazioni costo-trasversarie)

I corpi delle vertebre toraciche superiori cambiano gradualmente passando dalla tipologia cervicale a quella toracica, mentre nelle vertebre inferiori passano dalla tipologia toracica a quella lombare. Il corpo della prima vertebra toracica mantiene una forma cervicale; il corpo della terza vertebra toracica è il più piccolo mentre i corpi rimanenti aumentano di dimensione tanto che il corpo della dodicesima vertebra toracica ricorda quello di una vertebra lombare. Le vertebre di transizione segnalano un improvviso cambiamento nella mobilità: da prevalentemente di rotazione a prevalentemente di flessio-estensione[2].

### **1.3.4 VERTEBRE LOMBARE**

Le cinque vertebre lombari si distinguono dalle altre per la loro grande dimensione e per l'assenza dei fori trasversali (Fig. 1.11). Il foro vertebrale è triangolare, più ampio rispetto ai livelli toracici ma più piccolo rispetto ai livelli cervicali. I peduncoli sono brevi. Il processo spinoso è pressoché orizzontale, quadrangolare e inspessito lungo i margini posteriore ed inferiore[2].

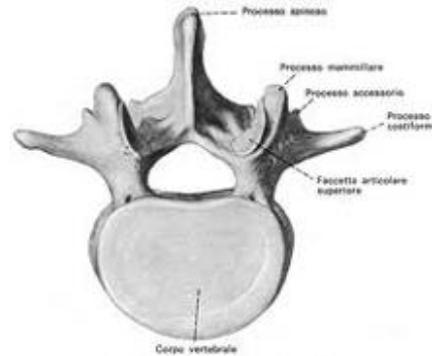


Figura 1.11: Vertebra dorsale [VIII]

### **1.3.5 SACRO**

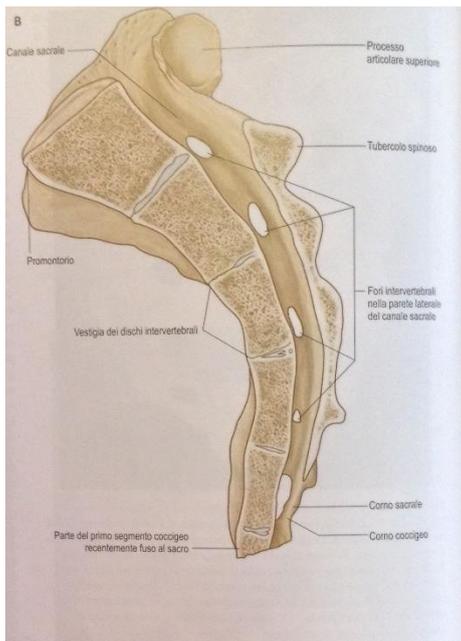


Figura 1.12: Sezione sagittale mediana del sacro[2]

Il sacro (Fig. 1.12) è un'ampia e triangolare fusione di cinque vertebre e forma la parete posterosuperiore della cavità pelvica, incuneata tra le due ossa dell'anca. L'apice caudale smusso si articola con il coccige e la larga base superiore con la quinta vertebra lombare per formare l'angolo lombosacrale. Il sacro è sistemato obliquamente e curvato longitudinalmente, la superficie dorsale è convessa mentre quella pelvica è concava. Il sacro è costituito da osso spugnoso rivestito da un guscio di osso compatto di spessore variabile.

Il coccige è un piccolo osso triangolare, spesso asimmetrico. In genere è costituito da quattro vertebre rudimentali fuse tra loro, anche se il numero può variare da tre a cinque e talvolta la prima è separata dalle altre.

## **1.4 PATOLOGIE DELLA COLONNA VERTEBRALE**

I processi patologici legati alla colonna vertebrale sono vari e numerosi; tali processi possono interessare il rachide nel suo complesso oppure un suo tratto o addirittura un singolo componente. Le patologie che possono colpire sono molte e hanno gradi di gravità variabili. Un quadro patologico piuttosto frequente è la scoliosi, una patologia irreversibile caratterizzata da una deviazione della colonna vertebrale sul piano frontale. Associata ad essa spesso si verificano anche variazioni patologiche delle curve fisiologiche che normalmente presenta il rachide, andando quindi a creare delle ipo- o ipercifosi e ipo- o iperlordosi<sup>[VII-IX]</sup>.

### **1.4.1 LA SCOLIOSI**

#### **Definizione**

La scoliosi (Fig. 1.13) è una deviazione latero-laterale e permanente della colonna vertebrale sul piano frontale associata a fenomeni di rotazione, inclinazione e deformità cuneiforme dei corpi vertebrali non correggibile volontariamente<sup>[3]</sup>.

#### **Eziologia**

Le scoliosi sono state classificate eziologicamente in congenite e secondarie. Le scoliosi congenite possono essere dovute ad anomalie di sviluppo della colonna vertebrale rappresentate da difetti di formazione o difetti di segmentazione

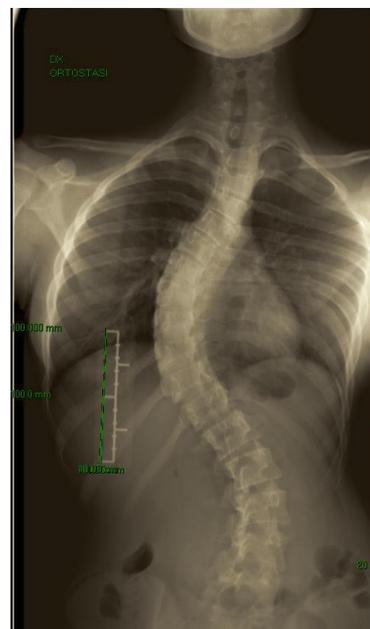


Figura 1.13: Radiografia in posizione antero-posteriore di una scoliosi toraco-lombare



Figura1.14:  
Emispondilo [3]

dei corpi vertebrali. I difetti di formazione sono gli “emispondili” (Fig. 1.14), ovvero dei corpi vertebrali che si sono formati solo in parte: hanno forma di cuneo, possiedono solo un peduncolo e deviano la colonna lateralmente se sono asimmetrici.

I difetti di segmentazione sono le “sinostosi” vertebrali, ovvero corpi vertebrali che nel normale processo di formazione non si sono separati tra loro; le sinostosi provocano un difetto di crescita, quindi una deviazione laterale della colonna se sono asimmetrici.

Le scoliosi secondarie possono essere dovute a patologie congenite, ovvero una malattia presente fin dalla nascita, oppure secondarie a malattie acquisite.

Le scoliosi idiopatiche si considerano tra le scoliosi secondarie, in quanto compaiono nella maggioranza dei casi durante l’età giovanile o l’adolescenza, senza causa nota e sono quelle di più frequente osservazione clinica.

L’invecchiamento della colonna vertebrale in età adulta può causare l’insorgenza di scoliosi degenerative secondarie che provocano un’alterazione delle curve di lordosi e cifosi.

L’eziologia di una curva scoliotica riveste un’importanza fondamentale per quanto riguarda la sua possibilità di peggioramento. Considerando che le scoliosi peggiorano durante l’accrescimento, tanto prima si presentano tanto maggiore sarà il loro potenziale evolutivo. Per questo motivo, le scoliosi congenite hanno un potenziale di aggravamento altissimo e devono essere diagnosticate quanto prima per iniziare il trattamento adeguato. Anche le scoliosi secondarie possono presentarsi precocemente ed evolvere rapidamente, pertanto è molto importante sottoporre ad attenti controlli i pazienti con malattie congenite che possono portare a scoliosi per iniziare precocemente il trattamento[3].



Figura1.15: Sinostosi  
[3]

## Anatomia Patologica

Dal punto di vista anatomico-patologico, la curva scoliotica presenta fenomeni di notevole asimmetria di tutte le componenti delle vertebre. Il corpo è deformato a cuneo con apice dalla parte della concavità, le componenti posteriori delle vertebre (peduncoli e lamine) mostrano evidenti alterazioni: le lamine ed i peduncoli appaiono, infatti, ispessiti e più corti dal lato della concavità.

Il canale vertebrale è spostato dalla parte della concavità ed ha una sezione non più tondeggiante ma ovalare.

Le vertebre scoliotiche presentano un'inclinazione laterale le une rispetto alle altre di entità variabile a seconda della gravità della curva. L'inclinazione laterale delle vertebre non è costante lungo tutta la curva, ma prevale nella sua parte centrale.

Un altro aspetto anatomico-patologico legato alla scoliosi è la rotazione (Fig. 1.15), a seguito della quale il corpo vertebrale si trova



Figura1. 15: TAC mostra la presenza di rotazione dei corpi vertebrali

verso la convessità della curva, mentre l'arco posteriore verso la concavità; a livello toracico a causa della rotazione anche l'apparato costale si deforma e le coste del lato della convessità vengono spostate posteriormente provocando il "gibbo costale" (Fig. 1.16), mentre dal lato della concavità si forma una gibbosità nella parte anteriore del torace.



Figura1.16: Gibbo costale determinato dalla flessione anteriore della colonna

La combinazione dei fenomeni di inclinazione laterale e rotazione dei corpi vertebrali si risolve spesso in una alterazione della fisiologica curva sul piano sagittale della colonna vertebrale: a livello toracico in genere diminuisce la fisiologica cifosi dorsale.

Nelle scoliosi di grave entità, la deformità dell'apparato costale provoca alterazioni anatomico-patologiche importanti dell'apparato respiratorio e cardiocircolatorio [3].

## 1.5 TRATTAMENTO CHIRURGICO SPECIFICO PER LA SCOLIOSI

L'intervento chirurgico viene utilizzato per curare questo tipo di patologia quando si è di fronte ad una scoliosi grave (curve superiori o uguali a 40°) e di curve che non migliorano con l'utilizzo di tutori ortopedici. Il trattamento chirurgico della scoliosi ha come scopi principali quello di correggere la deformità scoliotica per riportare un buon assetto sul piano frontale e sagittale del tronco e quello di garantire nel tempo la stabilità della correzione ottenuta.

Un'opzione di intervento è la fusione spinale che, mediante un'adeguata strumentazione, prevede l'accesso alla colonna dalla schiena del paziente, posto in posizione prona. La deformità deve essere corretta con gradualità e controllo intraoperatorio mantenendo l'integrità funzionale del midollo e delle radici nervose<sup>[X]</sup>.

I risultati ottenuti da questa chirurgia sono sicuramente molto evidenti e sorprendenti, in quanto la strumentazione utilizzata permette una elevata riduzione della curva scoliotica come è possibile notare dalle immagini (Fig. 1.17 e Fig. 1.18).

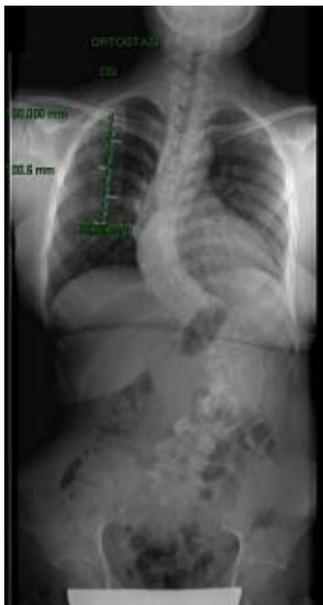


Figura1. 17: Curva scoliotica pre-intervento



Figura1. 18: Curva scoliotica post-intervento

## 1.5.1 STRUMENTAZIONE

Le figure (Fig. 1.19 e Fig. 1.20) sotto riportate rappresentano la strumentazione di fissazione del rachide che viene impiantata durante gli interventi chirurgici. Come si può notare dalle figure, questa protesi è costituita da viti peduncolari (Fig. 1.21) che sono posizionate all'interno dei peduncoli vertebrali e, collegate ad esse, sono montate le due barre metalliche.

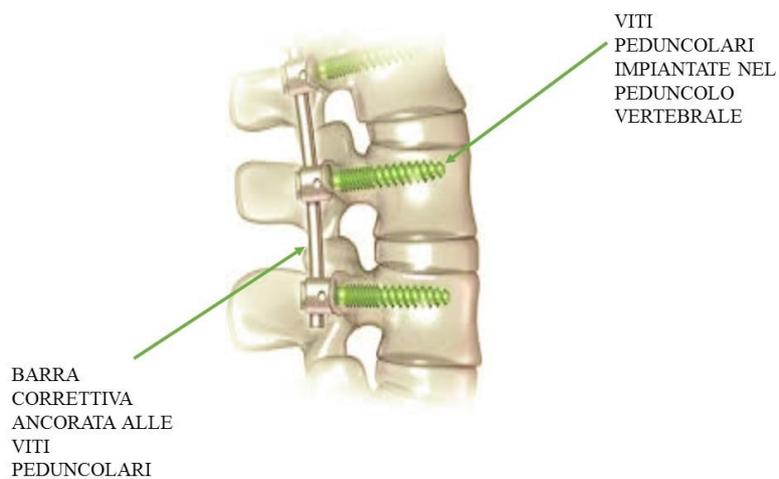


Figura 1.19: Schematizzazione di come si impianta la strumentazione

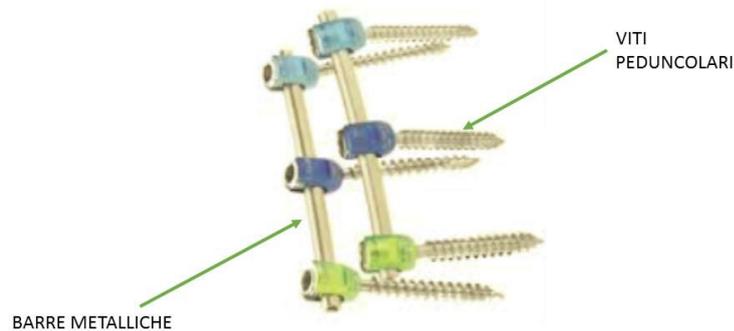


Figura 1.20: Modello di strumentazione di fissazione rachide

Per poter impiantare le viti nei peduncoli vertebrali è necessario effettuare una laminectomia poiché è necessario scoprire gli archi vertebrali posteriori e di conseguenza anche i peduncoli; una volta raggiunta la vertebra è possibile, attraverso specifici strumenti, posizionare la vite *in situ* (Fig. 1.22).

Il diametro delle viti peduncolari è variabile in quanto dipende dalle vertebre che si vogliono strumentare poiché le dimensioni dei peduncoli variano da vertebra a vertebra. Una volta impiantate le viti lungo la curva scoliotica è possibile fissare ad esse le barre metalliche eseguendo, in seguito, su di esse le manovre correttive per ripristinare le curve di cifosi e lordosi danneggiate dalla scoliosi<sup>[X]</sup>. Attraverso queste manovre vengono esercitate gradualmente sulle vertebre delle forze e momenti di distrazione, compressione e traslazione. Le barre solitamente hanno un diametro compreso tra i 5mm e i 7mm.



Figura1.21: Esempio di vite peduncolare



Figura1.32: TC nella quale è possibile vedere come sono posizionate le viti peduncolari

## 1.5.2 MATERIALI UTILIZZATI PER LA STRUMENTAZIONE

I materiali che vengono utilizzati per realizzare questo tipo di strumentazione sono leghe di Cromo-Cobalto e leghe di Titanio.

Le leghe di Cromo Cobalto sono molto resistenti all'usura; esse sono completamente non magnetiche, non subiscono corrosione e resistono bene alle alte temperature. Presentano, inoltre, un'elevata durezza ed un'elevata tenacità[XII]. La tenacità di un materiale rappresenta l'energia

per unità di volume necessaria per causare la rottura del materiale ed è rappresentata dall'area delimitata dall'intero diagramma tensione-deformazione (Fig. 1.23).

La tenacità di un materiale è legata alla sua duttilità così come alla sua resistenza ultima; la capacità di una struttura di sopportare un carico dipende

anche dalla tenacità del materiale[4]. La scarsa tenacità di un materiale, infatti, può portare ad una rottura di tipo fragile che si può svolgere nelle seguenti fasi: innesco di una cricca, ovvero insorgenza di una rottura locale, oppure può avvenire una propagazione della rottura. Se il materiale ha poca di tenacità, la rottura procede rapidamente e con un minimo dispendio di energia.

La tenacità di un materiale non è una sua caratteristica intrinseca ma dipende dalle condizioni di prova, ad esempio dalla velocità di deformazione e dalla temperatura, oppure dai difetti presenti nel campione, ad esempio gli intagli.

Nella Tabella 1.1 sono riportate le proprietà meccaniche delle leghe di cobalto per impianti.

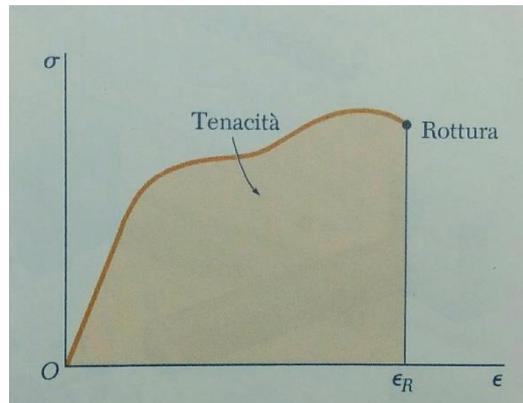


Figura1. 23: Diagramma tensione-deformazione e tenacità di un materiale[4]

<b>Proprietà</b>	<b>F75</b> (% peso di Cr 27÷30)	<b>F90</b> (% peso Cr 19÷21)	<b>F563</b> (% peso Cr 18÷22)	<b>F562</b> (% peso Cr 19÷21)
Densità [g/cm <sup>3</sup> ]	7,8 <sup>f</sup> 9.15 <sup>lf</sup>			
Modulo di Young [GPa]	195	210	~195	~195
Sforzo a rottura [MPa]	655 <sup>g</sup> 1400 <sup>f</sup>	860 <sup>t</sup>	600 <sup>t</sup> 827 <sup>lf</sup>	795 <sup>t</sup> 1790 <sup>lf</sup>
Allungamento a rottura [MPa]	8 <sup>g</sup> 28 <sup>f</sup>	30 <sup>t</sup>	50 <sup>t</sup> 18 <sup>lf</sup>	50 <sup>t</sup> 8 <sup>lf</sup>
t temperato f forgiato lf lavorato a freddo g in getto				

Tabella 1.1: Proprietà meccaniche delle leghe di cobalto per impianti [5]

Le proprietà sopraelencate di queste leghe permettono un loro utilizzo in campo biomedico non solo nella Chirurgia del Rachide ma anche in altri chirurgie come ad esempio la realizzazione di protesi d'anca.

Il Titanio e le sue leghe sono relativamente più recenti come materiale da impianto rispetto alle leghe di cobalto [5]. Sono spesso utilizzate nella realizzazione di protesi biomediche grazie alla loro elevata biocompatibilità, buone proprietà meccaniche e alla loro elevata resistenza alla corrosione. L'eccezionale biocompatibilità di questo materiale è data principalmente dalla sua bassa tossicità e, per questo, è ben tollerato sia dai tessuti molli che quelli ossei. Il Titanio, quindi, viene spesso utilizzato come lega in quanto l'unione con altri elementi permette un aumento delle proprietà meccaniche del metallo stesso, della sua biocompatibilità e della resistenza alla corrosione. Queste leghe, inoltre, hanno una buona duttilità che permette di modellarle secondo la forma richiesta con più facilità e maggiore resistenza[XIII]. La duttilità è una proprietà tecnologica della materia che indica la capacità di un materiale di deformarsi plasticamente sotto carico prima di giungere a rottura (allungamento percentuale), ovvero ha la capacità di sopportare deformazioni plastiche[XIV].

Siccome per correggere i gradi di scoliosi è necessario modellare appropriatamente la barra impiantata, il titanio e le sue leghe risultano

avere proprietà conformi per essere utilizzati nella realizzazione di questa strumentazioni.

Nella Tabella 1.2 sono riportate le proprietà del Titanio e delle leghe di Titanio per impianti.

<b>Proprietà</b>	<b>Titanio puro F76</b>	<b>Ti5Al2.5Fe</b> (% peso Al 4.5÷5.5)	<b>Ti6Al4V</b> (6% Al e 4% V)
Densità [g/cm <sup>3</sup> ]	4.5		4,73
Modulo di Young [GPa]	100	~193	115
Tensione ultima [MPa]	550	963 <sup>t</sup> 985 <sup>f,t</sup>	900
Allungamento a rottura [%]	15	36 <sup>t</sup> 33 <sup>l,t</sup>	10
t temperato f forgiato			

Tabella 1.2: Proprietà meccaniche del Titanio e della leghe di Titanio per impianto

### **1.5.3 I FALLIMENTI**

I risultati forniti degli interventi chirurgici sulle curve scoliotiche sono sorprendenti e riescono a fornire eccellenti correzioni. Purtroppo, però, il tasso di fallimento dell'intervento è elevato soprattutto nel sesso femminile e in età adulta.

I problemi all'origine dei fallimenti meccanici che si presentano più frequentemente sono: la PJK, Proximal Junctional Kyphosis, la rottura dei mezzi di sintesi e il pull out delle viti con conseguente mobilizzazione della strumentazione.

Vi sono, inoltre, fattori di rischio che possono influenzare la riuscita dell'intervento e favorire l'insorgenza di complicanze dei sistemi di fissazione del rachide. Questi sono riconducibili sia a caratteristiche fisiche del paziente (età, peso, sesso) sia a conseguenze dell'intervento stesso come, ad esempio, l'eccessiva densità di viti impiantate nelle vertebre o l'elevata entità di correzione sia alla presenza di patologie ossee quali l'osteoporosi.

#### **1.5.3.1 PULL OUT DELLE VITI**

Il pull out delle viti è definito come la mobilizzazione delle viti peduncolari e la loro conseguenza fuoriuscita dal peduncolo.

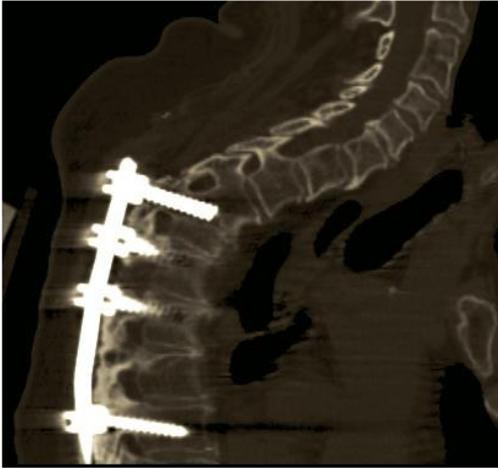


Figura 1.24: Pull out delle viti

Il pull out (vedi Fig. 1.24) può provocare, inoltre, l'insorgenza di una cifosi secondaria che può portare ad un eventuale crollo della colonna e all'insorgenza di sintomatologia dolorosa. Anche in questo caso, per risolvere il problema è necessario re-

intervenire chirurgicamente e operare una revisione e sostituzione delle viti.

### 1.5.3.2 CIFOSI GIUNZIONALE PROSSIMALE: CGP



La cifosi giunzionale prossimale (CGP) è una complicanza postoperatoria frequente che spesso comporta la necessità di un reintervento volto a sostituire ed allungare la strumentazione. Solitamente per esprimere questo tipo di fallimento viene utilizzato il termine inglese: Proximal Junctional Kyphosis (PJK).

Figura 1.25: PJK: Proximal Junctional Kyphosis. Come è possibile notare (Fig. 1.25) la PJK si presenta come un'ipercifosi delle vertebre prossimalmente adiacenti alla strumentazione. Infatti, la colonna vertebrale presenta un vero e proprio collasso causato dallo spostamento e scivolamento della prima vertebra senza viti impiantate. La PJK è misurabile sulle radiografie attraverso un programma specifico ed è rappresentata dall'angolo di cifosi giunzionale che si crea tra la penultima vertebra strumentata e la seconda non strumentata. Angoli giunzionali che hanno un valore maggiore o uguale a  $15^\circ$  possono già essere considerati critici. L'insorgenza di PJK provoca al paziente la comparsa di dolore nella zona interessata, perdita della correzione di deformità fornita durante l'intervento e insorgenza di problemi neurologici più o meno irreversibili. In seguito a PJK, quindi, è necessario rioperare il paziente per estendere alla vertebre adiacenti la strumentazione cercando di riportare la colonna al giusto assetto e di decomprimere le strutture nervose che sono state schiacciate.

### **1.5.3.3 ROTTURA DEI MEZZI DI SINTESI**

La rottura dei mezzi di sintesi rappresenta una delle principale causa di fallimento degli interventi spinali che obbliga il chirurgo ad eseguire ulteriori operazioni di revisione e sostituzione della parte rotta. La rottura delle barre spesso interessa il tratto toraco-lombare poiché è la parte che deve sopportare maggiori sforzi e pesi. La Figura 1.26 evidenzia una rottura netta che porta a pensare si tratti di rottura a fatica causata, molto probabilmente, dallo sforzo a cui la colonna e la strumentazione impiantata sono sottoposte, provocando



Figura1.26: Rottura dei mezzi di sintesi

con l'intervento un'eccessiva rigidità. Questa complicanza porta, conseguentemente, alla perdita della precedente correzione e insorgenza di dolore per il paziente nel livello adiacente alla rottura. Comporta, inoltre, un'elevata instabilità provocando anche problemi infettivi e metallosi, causati dall'usura dei due pezzi di barra spezzati, creando microscopici frammenti che rischiano di entrare in circolo all'interno dell'organismo. Risulta, quindi, indispensabile rioperare il prima possibile il paziente andando a rimuovere la parte danneggiata sostituendola con una parte di protesi nuova.

La rottura dei mezzi di sintesi, in alcuni casi, può essere associata all'insorgenza di PJK.

I fallimenti chirurgici insorgono mediamente con follow up a 18-24 mesi. Infatti, dopo circa un anno e mezzo dall'intervento chirurgico, nel paziente operato compaiono sintomatologie dolorose dovute alla presenza di complicanze riguardanti la strumentazione impiantata.

Da studi effettuati è stata riscontrata una percentuale di fallimenti annua di circa il 25-30%. È possibile vedere come questo valore sia piuttosto elevato e ciò dimostra la necessità di effettuare studi accurati per cercare di individuare i possibili fattori che influiscono negativamente sull'andamento post-operatorio dell'intervento.

## 1.6 IMPORTANZA DELL'ALLINEAMENTO

Nel trattamento di pazienti con disturbi della colonna vertebrale è necessario conoscere accuratamente i parametri pelvici che determinano l'assetto del corpo, la posizione e rotazione del bacino rispetto alla colonna vertebrale.

È importante misurare questi parametri sia prima dell'intervento che dopo poiché grazie ad essi è possibile valutare l'entità della correzione data alla colonna e alla pelvi dopo il trattamento chirurgico.

I parametri che determinano l'allineamento della pelvi e della colonna vertebrale si distinguono in:

- Angoli pelvici
- Parametri di sbilanciamento dell'assetto frontale e laterale della colonna vertebrale

Siccome i pazienti adulti soggetti a scoliosi vanno spesso incontro ad un'alterazione delle curve fisiologiche di cifosi e lordosi risulta importante misurare i valori degli angoli di queste curve sia prima sia dopo l'intervento, calcolando anche l'entità della correzione fornita.

Gli angoli pelvici principali sono: il Pelvic Incidence (Fig. 1.26), il Sacral Slope (Fig. 1.27) e il Pelvic Tilt (Fig. 1.28).

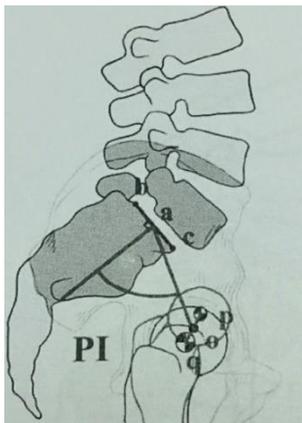


Figura1. 26: Pelvic Incidence[7]

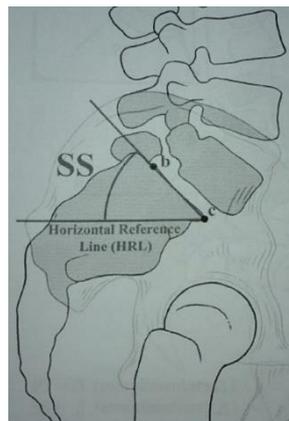


Figura1.27: Sacral Slope[6]

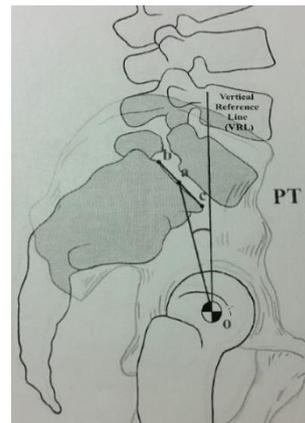


Figura1.28: Pelvic Tilt[6]

I valori che rappresentano lo sbilanciamento della colonna vertebrale sono: il Sagittal Balance (Fig. 1.29) e il Coronal Balance (Fig. 1.30).

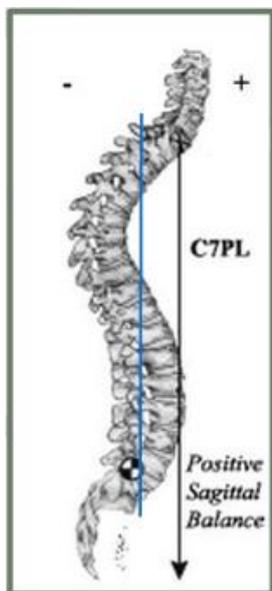


Figura1.29: Sagittal Balance[XV]

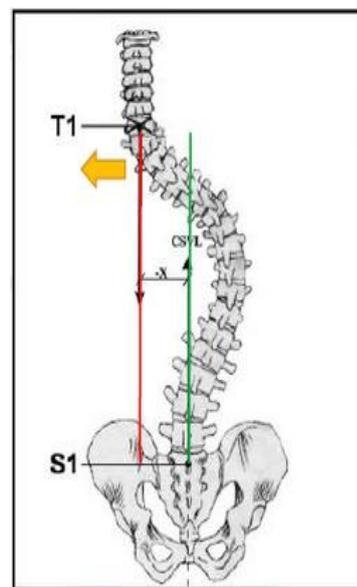


Figura1.30: Coronal Balance [XV]

---

# CAPITOLO 2

---

## **SCOPO ED OBIETTIVO**

Il presente elaborato descrive il progetto di tesi che è stato svolto in collaborazione con i chirurghi ortopedici del Reparto di “Chirurgia delle deformità del Rachide” presso l’IRCCS Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna.

La chirurgia effettuata all’interno di questa Struttura Semplice Dipartimentale è molto articolata e delicata poiché si interviene nel trattamento delle patologie che determinano complicanze alla colonna vertebrale. I pazienti trattati sono di tutte le età, partendo dal bambino fino ad arrivare all’anziano.

Nel capitolo di introduzione, è stata illustrata la tipologia di trattamento chirurgico utilizzata per la risoluzione delle patologie legate alla colonna vertebrale, focalizzandosi prevalentemente sulla scoliosi. Infatti, è stato riscontrato che la percentuale di fallimenti per questa patologia è molto elevata, soprattutto in pazienti di sesso femminile ed età adulta.

La comparsa di rottura dei mezzi di sintesi comporta l’insorgenza di sintomatologie dolorose per i pazienti limitandoli nei movimenti.

La presenza di PJK, oltre a provare dolore, rischia di compromettere la qualità della vita del paziente, poiché lo scivolamento delle vertebre può portare ad una lesione midollare anche irreversibile comportando quindi una paralisi.

Queste complicanze comportano un aumento dello stress fisico e psicologico del paziente, poiché deve essere sottoposto a plurimi interventi di revisione, del chirurgo che deve ricorrere al re-intervento per sostituire la protesi impiantata ed infine grava anche sugli aspetti economici legati alla gestione del reparto dati gli elevati costi delle protesi e la complessità degli interventi.

Sarebbe interessante individuare una soluzione che possa risolvere questo problema o per lo meno che possa consentire di ridurre la percentuale di fallimenti attuale, poiché si avrebbe un miglioramento della qualità della vita post-intervento del paziente riducendo la possibilità a quest'ultimo di essere sottoposto a plurimi interventi.

Le complicanze che si presentano maggiormente sono la PJK, Proximal Junctional Khyphosis, la rottura dei mezzi di sintesi della strumentazione e il pull out delle viti.

I chirurghi del Rachide di questo reparto hanno chiesto una collaborazione con il Laboratorio del Dipartimento di Ingegneria Industriale dell'Università di Bologna per valutare quali possono essere le possibili cause che determinano questi tipi di complicanze cercando, in seguito, una soluzione per ridurre questi fallimenti. Il mio lavoro è stato selezionare, insieme ai chirurghi, i pazienti scelti secondo criteri di omogeneità di sesso, età e patologia curata su cui effettuare gli studi. Dopo aver studiato la letteratura inerente al problema affrontato per inquadrarlo meglio, capendo quali parametri sono necessari considerare per effettuare interventi di questo tipo e, in modo particolare, come poterli calcolare, ho analizzato per ogni paziente le radiografie pre- e post-operatorie e tramite esse ho potuto calcolare i valori pelvici (angoli pelvici e valori di imbalance frontale e laterale), gli angoli di cifosi e di lordosi. Ho misurato questi valori sia prima dell'intervento sia dopo l'intervento per avere un confronto e poter calcolare l'entità della correzione fornita dal chirurgo durante l'operazione.

Attraverso la lettura dei referti operatori, ho potuto estrapolare altre due informazioni importanti: il materiale della barra utilizzato e la densità delle viti impiantate, ovvero quanti livelli vertebrali sono stati strumentati.

Infine, dalle cartelle cliniche ho ricavato il peso corporeo e altezza per poter calcolare il coefficiente di massa corporea.

Lo scopo di questo lavoro è ricavare i dati pre- e postoperatori e analizzarli per cercare di capire se vi sono correlazioni tra i risultati ottenuti e le complicanze che si ottengono una volta effettuato l'intervento, ovvero se l'entità della correzione, il materiale utilizzato, il coefficiente di massa corporea o la densità delle viti incida significativamente sulla percentuale dei fallimenti.

Questo studio ha l'obiettivo di verificare sul campione di pazienti individuato quanto affermato dalla letteratura, valutando la correlazione tra alcuni dettagli dell'impianto e alcuni parametri biomeccanici analizzati e l'elevata percentuale di fallimenti.

Nei capitoli successivi spiegherò i metodi e strumenti che ho utilizzato per l'analisi dei pazienti, quali sono i criteri secondo cui sono stati scelti e i risultati che sono stati ottenuti.

---

# CAPITOLO 3

---

## **MATERIALI E METODI**

### **3.1 ANALISI PAZIENTI**

Lo scopo dello studio è quello di cercare se esiste una correlazione tra i risultati dei valori calcolati e l'elevata percentuale dei fallimenti riscontrata nella pratica clinica.

Per misurare l'obiettivo dello studio si sono analizzate le radiografie e le cartelle cliniche dei pazienti operati valutando i seguenti aspetti:

- parametri pelvici;
- angoli di lordosi e cifosi;
- indice di massa corporea.
- densità delle viti impiantate
- materiale delle barre utilizzate.

Una volta acquisiti tali valori, sia prima dell'intervento sia dopo tutti gli interventi a cui ogni singolo paziente è stato sottoposto, si calcola l'entità delle correzioni delle curve di lordosi e cifosi e dell'imbalance sagittale forniti durante l'intervento chirurgico. I dati sono valutati pre intervento sono presi in considerazione per determinare l'entità della correzione necessaria per il ripristino del giusto assetto della colonna vertebrale.

Attraverso il sistema RIS-PACS dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, è possibile accedere alle cartelle dei pazienti e agli esami da loro effettuati dai quali sono stati ricavati i valori in questione, riportandoli in seguito in un foglio di lavoro Excel.

Il Sistema Informativo Radiologico (**RIS**, **R**adiological **I**nformation **S**ystem) ha il compito di gestire il flusso di informazioni generate nel reparto di radiologia, all'interno della struttura ospedaliera. In

particolare il RIS si fa carico della prenotazione e accettazione dei pazienti in radiologia, della refertazione, dell'archiviazione dei referti e delle pellicole.

Il Sistema per l'Archiviazione e la Comunicazione delle Immagini (PACS), invece, si occupa della gestione digitali delle immagini diagnostiche ai fini di refertazione e consultazione clinica [XVI].

Per calcolare alcuni dei parametri sopraindicati (ad esempio Pelvic Incidence, Pelvic Tilt, Sacral Slope), come verrà descritto in seguito, è necessario usufruire di questo sistema per la visualizzazione degli esami radiografici su cui si effettuano le misurazioni attraverso gli strumenti di calcolo forniti (ad esempio: angolo di Cobb, variazione di contrasto delle immagini, Plumb Line, Vertical Reference Line, Horizontal Reference Line).

### **3.1.1 CRITERI PER LA SELEZIONE DEI PAZIENTI**

Dall'analisi della letteratura è stato riscontrato che la percentuale di fallimenti negli interventi di risoluzione di curve scoliotiche è maggiore nel sesso femminile e in età adulta.

Tra tutti gli interventi effettuati all'interno di questa Unità Operativa è stato selezionato un campione di pazienti, raggruppati secondo criteri di omogeneità per sesso, età e patologia trattata.

Il campione è rappresentato da:

- pazienti di sesso femminile
- età compresa tra i 45 e i 75 anni
- pazienti operati di scoliosi nell'arco temporale compreso tra il 2009 e il 2014.

Si è deciso di scegliere un campione composto unicamente da pazienti donne poiché la scoliosi è una patologia che colpisce prevalentemente il sesso femminile e i fallimenti chirurgici più frequenti si presentano maggiormente nelle donne adulte.

La patologia che ha richiesto l'intervento è la stessa per tutte le pazienti del campione: scoliosi degenerativa con conseguente deformazione delle curve fisiologiche di lordosi e cifosi.

## **3.2 METODI DI MISURAZIONE DEI PARAMETRI DI INTERESSE**

Per calcolare i valori pelvici, l'imbalance della colonna vertebrale e gli angoli di lordosi e cifosi è necessario avere la possibilità di visualizzare le radiografie del rachide dorsale in proiezione latero-laterale (assetto sagittale) e in proiezione antero-posteriore in ortostatismo. È importante, soprattutto per il calcolo dei valori pelvici, che le teste femorali siano visibili sulle radiografie poiché questi parametri determinano l'assetto del corpo, la posizione e rotazione del bacino rispetto alla colonna vertebrale. Il programma utilizzato all'interno del reparto permette di visualizzare tutti gli esami radiografici, pre-intervento e post-intervento, fornendo la possibilità di rilevare questi parametri attraverso gli strumenti di calcolo forniti.

### **3.2.1 ANGOLI PELVICI**

La misurazione degli angoli pelvici è stata ideata per permettere un'analisi più accurata delle caratteristiche anatomiche della pelvi sul piano sagittale. Per poterli misurare è necessario avere una radiografia del rachide dorsale in proiezione latero-laterale (assetto sagittale) in ortostatismo nella quale devono essere ben visibile le teste di femore e il piatto del sacro.

Gli angoli pelvici sono tre: il **Pelvic Incidence**, il **Pelvic Tilt** e il **Sacral Slope**.

### 3.2.1.1 PELVIC INCIDENCE

Il **Pelvic Incidence** (PI) *determina la posizione relativa del piatto del*

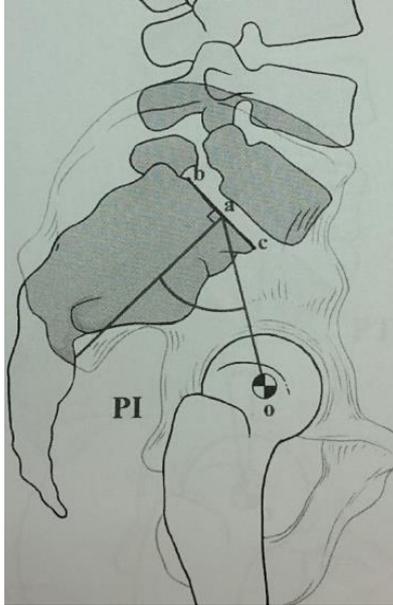


Figura 3. 1: Calcolo Pelvic Incidence con teste di femore sovrapposte [5]

*sacro rispetto alle teste femorali*[5]. Esso fornisce informazioni sostanziali sulla possibilità di retroversione pelvica del bacino. Da recenti studi effettuati su una popolazione asintomatica, è stato dimostrato che il valore più basso di angolo pelvico è  $25^\circ$  mentre quello più elevato è  $80^\circ$ , ottenendo così una media di  $52,5^\circ$ [5].

Il PI è definito come l'angolo sotteso da una linea che congiunge il centro delle teste del femore al punto medio del piatto del sacro (segmento  $oa$  Fig. 3.1) e da una linea perpendicolare al piatto del sacro passante per il suo centro (semiretta a Fig. 3.1). Il

piatto del sacro è definito dal segmento "bc" che parte dall'angolo postero superiore del sacro e termina nella punta anteriore del piatto vertebrale di S1 all'inizio del sacro (Fig. 3.1) [5].

Capita spesso che nelle radiografie le teste femorali non siano perfettamente sovrapposte e per questo la procedura di calcolo del PI viene leggermente modificata. Per prima cosa si traccia, sulla radiografia, una linea (segmento  $qp$  Fig. 3.2) che unisce il centro delle due teste femorali e ne si individua il punto medio. Da qui partirà la retta "oa" che congiunge questo punto medio al centro del piatto del sacro. Questa retta "oa" e la retta perpendicolare al piatto del sacro passante per il suo punto medio descrivono l'angolo di incidenza pelvica (PI)[5].

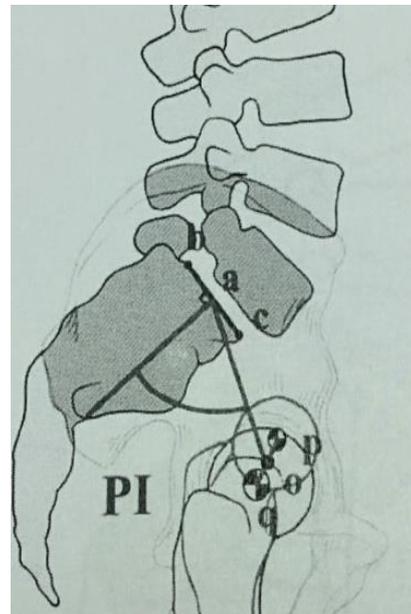


Figura 3. 2: Calcolo Pelvic Incidence con teste di femore non sovrapposte [5]

È possibile vedere raffigurato il procedimento di calcolo dell'angolo di incidenza pelvica nel caso di teste di femore completamente

sovrapposte (Fig. 3.1) mentre nella Figura 3.2 è mostrato il procedimento di calcolo dell'angolo quando le teste non coincidono. Il Pelvic Incidence è, tra tutti i parametri calcolati, quello che meglio descrive la posizione, l'assetto ed l'equilibrio dell'intera colonna vertebrale.

### 3.2.1.2 PELVIC TILT

Il **Pelvic Tilt** (PT) denota l'orientamento spaziale della pelvi e varia in base alla posizione in cui si trova. Come il nome ricorda, questo angolo

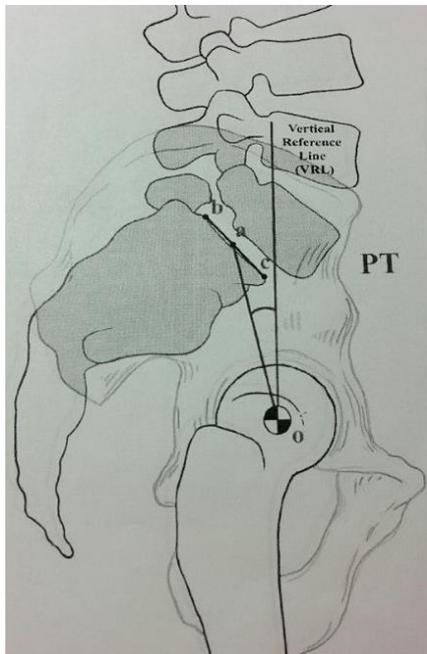


Figura 3. 3: Pelvic Tilt [6]

rappresenta l'inclinazione del bacino in avanti o all'indietro rispetto ad un asse trasversale passante attraverso le due teste di femore. In posizione eretta, l'angolo medio di inclinazione del bacino è intorno ai  $13^\circ \pm 6^\circ$  e in un soggetto con postura normale la pelvi è inclinata leggermente in avanti[6].

Nella Figura 3.3 è rappresentato graficamente il metodo per calcolare l'angolo di inclinazione del bacino. Il PT è definito come l'angolo sotteso da una linea verticale di riferimento (*Vertical Reference Line: VRL*) che ha origine nel punto medio della testa del femore,

indicato nella figura a fianco (Fig. 3.3) con la lettera 'o', e la linea che congiunge il punto "o" al centro del piatto del sacro. Come è possibile dedurre, il PT è influenzato dal PI siccome hanno in comune la linea "oa". Questo angolo di inclinazione ha un valore positivo quando la linea "oa" è posteriore alla VRL mentre è negativo quando la linea "oa" è anteriore alla VRL[6].

### 3.2.1.3 SACRAL SLOPE

Il **Sacral Slope (SS)** determina la posizione della colonna lombare poiché essa rappresenta l'inclinazione del piatto sacrale posto alla base della colonna vertebrale<sup>[6]</sup>. Il SS è definito come l'angolo sotteso dalla linea "bc" che rappresenta il piatto del sacro e la sua proiezione orizzontale chiamata linea orizzontale di riferimento, indicata nella

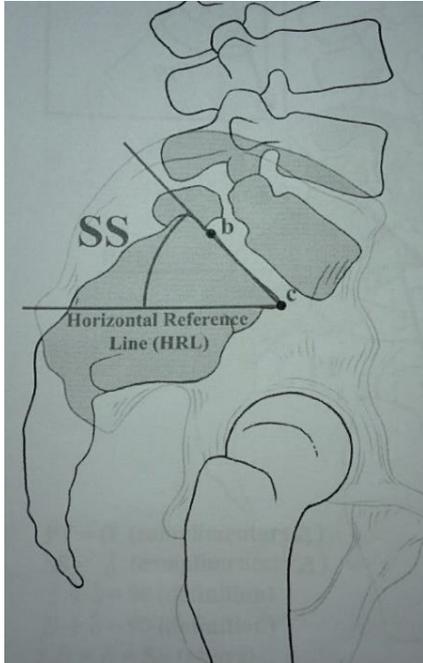


Figura 3. 4: Sacral Slope <sup>[6]</sup>

Figura 3.4 con il nome di *Horizontal Reference Line (HRL)*. La misura di questo angolo è importante anche per valutare l'entità della curva di lordosi lombare. Infatti, più l'angolo di Sacral Slope misurato è grande, ovvero l'inclinazione del bacino è elevata, più la curva di lordosi lombare è ampia ("dynamic back"); al contrario se

l'angolo del Sacral Slope è piccolo allora si rischia di avere una curva di lordosi lombare tendente al piatto. ("static back") <sup>[6]</sup>.

Il Sacral Slope è correlato sia al Pelvic Incidence che al Pelvic Tilt in quanto tutti e tre hanno in comune un lato dell'angolo calcolato: il piatto sacrale.

È, inoltre, interessante sottolineare che il Pelvic Incidence è formato da strutture anatomiche statiche mentre la posizione del Pelvic Tilt e del Sacral Slope è variabile. Infatti, essi dipendono dalla posizione del sacro e della pelvi rispetto alle teste di femore che assumono posizioni differenti in base alla postura assunta dal paziente.

Dalla misurazione di questi tre angoli pelvici è stato dimostrato che il Pelvic Tilt ed il Sacral Slope sono direttamente collegati al Pelvic Incidence (Fig. 3.5). La somma di questi due fornisce il Pelvic Incidence il quale, una volta terminato lo sviluppo, assume un valore che rimane costante per il resto della vita. È, quindi, importante calcolare il PI poiché esso deve rimanere sempre costante prima e dopo gli interventi.

La relazione algebrica (Fig. 3.6) che mette in relazione i tre angoli è la seguente:

$$PI=SS+PT$$

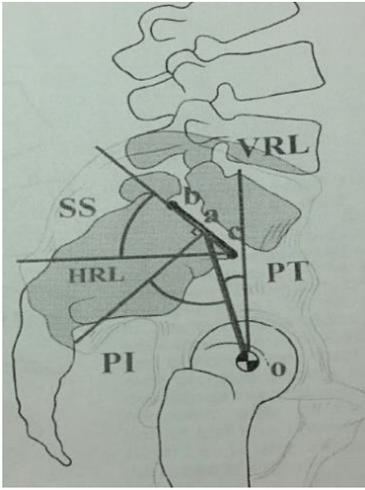


Figura 3.5: Relazione tra PI, PT e SS [6]

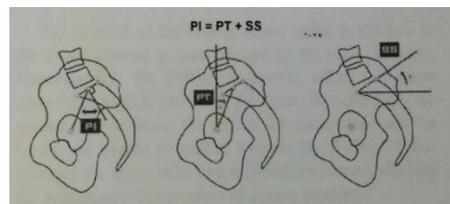


Figura 3.6: Relazione algebrica [6]

### **3.2.2 VALORI DI SBILANCIAMENTO**

Per avere una conoscenza più precisa sulla postura di pazienti sia soggetti a deformazioni del rachide sia sani è bene misurare anche i valori di imbalance, ovvero i valori di sbilanciamento dell'assetto del corpo sul piano frontale e sul piano sagittale. Essi sono due: **Sagittal Balance** e **Coronal Balance**.

#### **3.2.2.1 SAGITTAL BALANCE**

Il **Sagittal Balance** (SB) rappresenta lo sbilanciamento in avanti o indietro del busto rispetto al bacino indicando quindi l'entità della variazione delle curve fisiologiche.

Il SB è definito come la distanza tra la linea verticale (Plumb Line) che prende origine al centro del corpo della settimiana vertebra cervicale (C7) e la linea che parte dall'angolo posteriore-superiore del piatto sacrale.

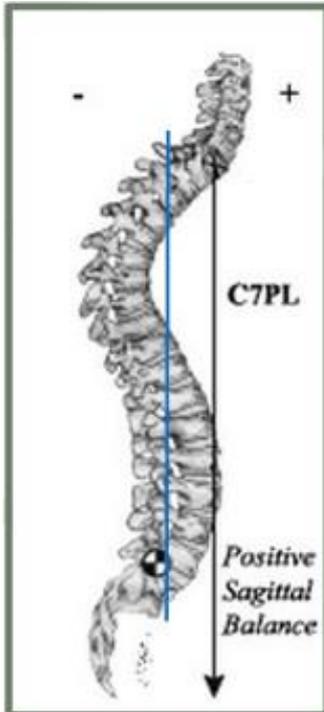


Figura 3. 7: Sagittal Balance  
[XII]

Il Sagittal Balance può essere:

- Neutro: quando le due linee verticali coincidono;
- Positivo: quando la Plumb Line si trova davanti all'angolo posteriore-superiore del sacro;
- Negativo: quando la Plumb Line si trova dietro all'angolo posteriore-superiore del sacro.

Nella figura accanto (Fig. 3.7) è possibile notare i metodi di misurazione del Sagittal Balance.

I valori di sbilanciamento sagittale sono misurati in mm ma non sono valori normalizzati, ovvero non sono calcolati in proporzione all'altezza dell'individuo. Ad esempio un valore di Sagittal Balance di 50mm in un paziente con altezza di 1,50m è più incisivo rispetto allo stesso valore per un paziente con altezza di 1,80m.

### **3.2.2.2 CORONAL BALANCE**

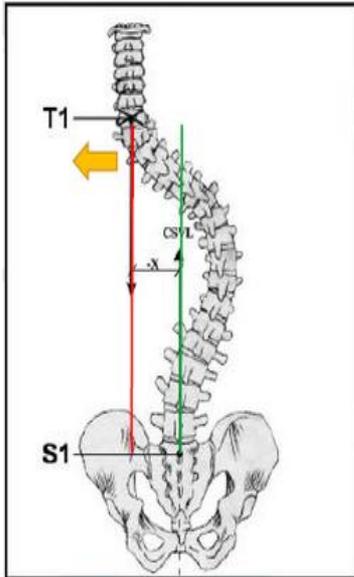


Figura 3. 8: Coronal Balance [XII]

Il **Coronal Balance** (CB) (Fig. 3.7) rappresenta l'entità dello sbilanciamento laterale dell'assetto del corpo; la posizione della colonna vertebrale, normalmente, è perpendicolare al piatto del sacro. Per misurare questo parametro è necessario prendere una radiografia del rachide dorsale in proiezione antero-posteriore e calcolare la distanza tra due linee, una che parte dalla settima vertebra cervicale (C7) e l'altra passante per il punto di incontro delle due creste iliache.

La misura, sempre espressa in millimetri, può essere:

- positiva: quando l'assetto è spostato verso sinistra
- negativa: quando la colonna è sbilanciata verso destra.

Il CB è un valore che indica il grado di deformità del rachide: più la distanza tra le due linee è maggiore più il problema è critico.

### **3.2.3 ANGOLO DI COBB: ANGOLO DI LORDOSI E CIFOSI**

Nel campione di pazienti analizzato sono stati calcolati anche gli angoli di lordosi e cifosi poiché è importante valutare se il valore trovato di questi angoli rientra nel range di curve fisiologiche oppure se, a causa della scoliosi, i valori sono stati alterati e nel caso valutare l'entità della modifica.

Per calcolare questi angoli ci si avvale dell'utilizzo dell'Angolo di Cobb che si deve misurare sulle radiografie del rachide in proiezione latero-laterale. Questo angolo particolare permette, quindi, di misurare i gradi delle curve di lordosi e cifosi, spesso viene utilizzato anche per calcolare l'angolo di scoliosi.

L'angolo di Cobb (Fig. 3.9) è l'angolo compreso tra due linee: una

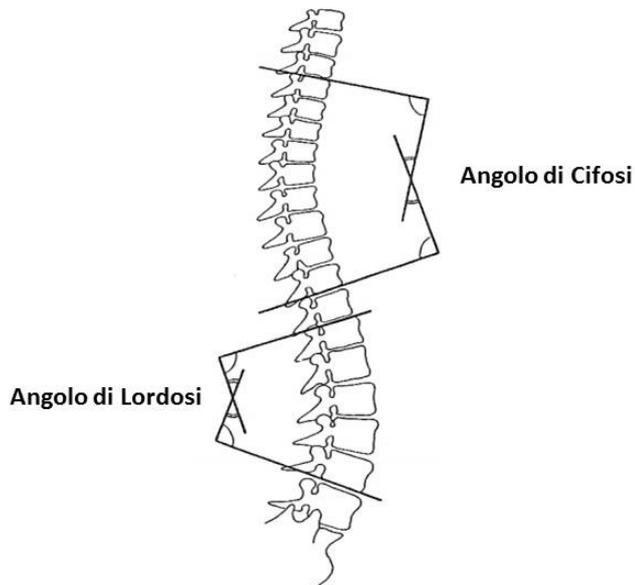


Figura 3. 9: Misurazione angolo di Cobb [XV]

parallela alla faccia superiore dell'ultima vertebra interessata superiormente e l'altra parallela alla faccia inferiore dell'ultima vertebra interessata inferiormente.

Per il calcolo dell'angolo di lordosi le vertebre da considerare sono quelle lombari ovvero l'ultima vertebra

interessata superiormente è L1 mentre quella coinvolta inferiormente è L5.

Una curva della lordosi può essere considerata patologica se ha valori superiori ai  $50^\circ$  ed inferiori ai  $20^\circ$  [XVI].

Per il calcolo dell'angolo di cifosi le vertebre da considerare sono quelle toraciche partendo da T5 fino ad arrivare a T12. In condizioni non patologiche, il valore di una curva cifotica è compresa tra i  $20^\circ$  e i  $45^\circ$  [XVI].

L'angolo di Cobb consente, quindi, di valutare la lordosi e la cifosi e determinare se è patologica o meno. Nel caso in cui il valore dell'angolo di Cobb non rientri all'interno dei range fisiologici, è importante conoscerlo prima dell'intervento poiché si ha una stima sull'entità della possibile correzione da fornire alla curva. Questo valore iniziale può, in seguito, essere confrontato con il valore della effettiva correzione fornita.

### **3.2.4 INDICE DI MASSA CORPOREA: IMC**

L'elevata percentuale di fallimenti non dipende solo da cause meccaniche ma possono esserci fattori di rischio legati alle caratteristiche fisiche del paziente che influenzano il fallimento

dell'intervento. Il fattore che più incide sull'andamento postoperatorio è il coefficiente di Indice di Massa Corporea (IMC) o Body Mass Index (BMI). Questo valore è spesso utilizzato per avere una valutazione generale del peso corporeo. Esso mette in relazione con una semplice formula matematica l'altezza con il peso del soggetto. Si ottiene dividendo il peso in Kg del soggetto con il quadrato dell'altezza espressa in metri:

$$\text{BMI (o IMC)} = \text{massa corporea (Kg)} / (\text{statura})^2 (\text{m}^2)$$

Il risultato di tale formula classifica il soggetto in un'area di peso che può essere: normale, sottopeso, sovrappeso, obesità di medio grado e obesità di alto grado (Tab. 3.1).

Per ogni paziente analizzato è stato calcolato il valore di BMI per valutare quanto questo indice influisca sulla percentuale di fallimenti. Per misurarlo è stato utilizzato un foglio Excel, riportando su due colonne differenti tutti i valori di peso e altezza dei pazienti, estrapolati dalle loro cartelle cliniche e su una terza, applicando la formula scritta precedentemente, sono stati ricavati tutti i valori del coefficiente di massa corporea.

<b>BMI</b>	<b>CONDIZIONE</b>
< 16.5	GRAVE MAGREZZA
16-18.49	SOTTOPESO
18.5- 24.99	NORMOPESO
25-29.99	SOVRAPPESO
30-34.99	OBESITÀ CLASSE I (obesità lieve)
35-39.99	OBESITÀ CLASSE II (obesità media)
≥ 40	OBESITÀ CLASSE III (obesità grave)

Tabella 3.1: Classificazione BMI dell'OMS

### 3.2.5 DENSITÀ VITI E MATERIALE DELLA STRUMENTAZIONE

Altri dati importanti per la ricerca delle cause dei fallimenti in questa tipologia di interventi sono:

- la rilevazione della densità delle viti impiantate, ovvero il numero di vertebre strumentate con viti peduncolari;
- la rilevazione del materiale delle barre che vengono utilizzate.

Il numero di vertebre strumentate è importante poiché contribuisce a valutare la rigidità data alla colonna vertebrale dopo l'intervento; l'elevata densità di viti produce anche un aumento del numero di vincoli all'interno della strumentazione stessa, tale per cui la dissipazione delle forze lungo la barra metallica risulta essere minore e più concentrata.

Per rilevare il numero di vertebre strumentate è utile avere a disposizione una radiografia post-intervento in proiezione antero-posteriore del rachide, nella quale sono visibili le viti impiantate. In questo modo è possibile determinare i vari livelli vertebrali strumentati; non sempre in tutte le vertebre vengono inserite viti peduncolari poiché è una scelta chirurgo dipendente. Come conferma dei dati ricavati, viene consultato il referto operatorio nel quale sono stati riportati la tipologia di protesi utilizzata e i livelli vertebrali strumentati.

Dal referto operatorio redatto dal chirurgo è possibile ricavare, inoltre, la tipologia di protesi impiantata e di conseguenza le caratteristiche delle barre che vengono utilizzate per ripristinare le curve fisiologiche del rachide. Essa può essere in lega di Titanio o in lega di Cromo-Cobalto e il suo diametro in tutti i casi analizzati è di 5 mm.

In alcuni interventi di revisione, vengono impiantate doppie barre in leghe di Titanio e in leghe di Cromo-Cobalto collegate tra di loro

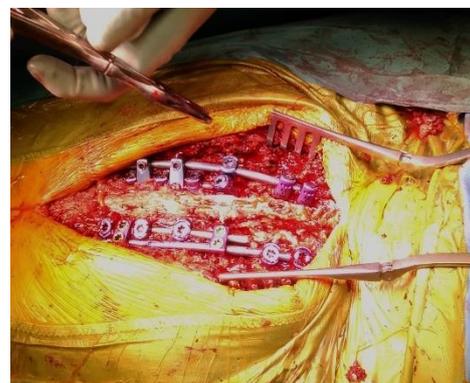


Figura 3.10: Intervento di revisione strumentazione con applicazione di doppie barre

attraverso d'omini (Fig. 3.10). Il motivo di questo rinforzo con le doppie barre è riconducibile al tentativo di ridurre la probabilità di rottura ma in questo modo si incorre in un aumento della rigidità della colonna vertebrale.

### **3.3 RIPETIBILITÀ DELLE MISURE**

Per valutare l'affidabilità dei dati di interesse di questo studio è necessario compiere delle verifiche di ripetibilità di misurazione dei parametri analizzati per verificarne l'accuratezza e la precisione.

La ripetibilità è il grado di concordanza tra una serie di misure di uno stesso misurando (la grandezza oggetto di misurazione) quando le singole misurazioni sono effettuate lasciando immutate le condizioni di misura<sup>[XIX]</sup>. Le misure devono rispettare le seguenti condizioni:

1. deve essere mantenuto lo stesso metodo di misurazione;
2. devono essere effettuate dallo stesso operatore;
3. devono essere effettuate con lo stesso strumento di misura;
4. devono essere fatte nel medesimo luogo;
5. devono essere effettuate con le medesime condizioni di utilizzo dello strumento e del misurando;
6. devono essere effettuate in un breve periodo.

La presenza di discordanze alle medesime condizioni di misura evidenzia l'esistenza di fonti d'errore casuale. Queste ultime sono un naturale effetto dell'impossibilità pratica di controllare alla perfezione tutte le infinite fonti di influenza. Quello che è fondamentale, nella pratica, è che le discordanze non siano così ampie da rendere la misura non significativa. La valutazione della ripetibilità è dunque fondamentale nella definizione della precisione della misura <sup>[XIX]</sup>.

Per i dati analizzati, quindi, ho ripetuto io stessa per due volte le misurazioni cercando di mantenere il più possibile inalterate le condizioni al contorno e limitando così il più possibile l'insorgenza di errori casuali.

Tutte le misurazione dei parametri biomeccanici sono state effettuate da un'unica persona quindi in questo caso è stato possibile verificare la

ripetibilità delle misure ottenute da un solo operatore; non è stato effettuato il confronto con le stesse misure rilevate da operatori diversi.

### **3.4 METODI PER L'ANALISI STATISTICA**

Le variabili categoriche sono presentate in termini di frequenza assoluta e frequenza relativa percentuale. Le variabili continue sono espresse tramite la media aritmetica.

Per i parametri pre e post-operatori esaminati è stata calcolata la Deviazione Standard (DS). Essa è un indice statistico che stima la variabilità di una popolazione di dati. È uno dei modi per esprimere la dispersione dei dati intorno ad un indice di posizione, in questo caso indica quanto i valori medi trovati si discostano dalla loro media aritmetica [XVII]. La Deviazione Standard ha pertanto la stessa unità di misura dei valori osservati e non presenta un range di valori di riferimento con cui confrontare i risultati ottenuti poiché essa dipende dalla variabile analizzata e considerata. Un valore di deviazione standard basso, quindi, esprime un grado di precisione della variabile analizzata elevato poiché indica che la dispersione dei valori studiati è minima.

Per valutare la relazione tra la presenza o meno di un fallimento dell'intervento e le caratteristiche delle paziente espresse sotto forma di categorie è stato utilizzato il *Test esatto di Fisher* che più si addice alla natura dei dati utilizzati, poiché presentano in alcuni casi frequenze inferiori a 5 casi. Per l'analisi delle variabili continue si è utilizzato il "t test" per campioni indipendenti.

I test sopra citati forniscono il p-value. Questo valore è da interpretare come una soglia ed è molto importante poiché indica la presenza di significatività statistica della relazione analizzata che viene considerata statisticamente significativa per valori di p-value inferiori a 0,05 ( $p\text{-value} < 0,05$ ).

L'analisi dei dati è stata eseguita tramite il software STATA 14.0 per Windows (Stata Corp LP, USA).

---

# CAPITOLO 4

---

## **RISULTATI E DISCUSSIONE**

Il campione di pazienti analizzato durante questo progetto è stato scelto inizialmente con l'aiuto dei chirurghi in base ai criteri di omogeneità stabiliti a priori per la realizzazione di questo studio ovvero doveva comprendere tutte pazienti donne di età adulta operate di scoliosi tra gli anni 2009 e 2014. Attraverso il sistema di archiviazione e gestione delle immagini RIS-PACS è stato possibile selezionare 79 pazienti aventi caratteristiche conformi ai criteri sopradescritti. Analizzando le cartelle cliniche e le radiografie di tutte le pazienti scelte ci si è accorti che non per tutti i settantanove casi i dati erano completi: alcune non erano ancora state rioperate, alcune non avevano radiografie nitide o in alcuni casi non erano visibili i punti di repere anatomici necessari per effettuare un'analisi completa.

In definitiva il campione su cui è stata effettuata lo studio comprende 61 pazienti: donne con età media di 63 anni e operate tutte di scoliosi tra il 2009 ed il 2014.

I dati estrapolati dalle radiografie e dalle cartelle cliniche sono stati analizzati per studiare e valutare una possibile relazione tra essi e i fallimenti chirurgici che si presentano più frequentemente.

### **4.1 PERCENTUALE DI FALLIMENTI**

Dall'analisi dei 61 pazienti è stata dimostrata l'elevata frequenza con cui insorgono fallimenti dopo l'intervento chirurgico con follow up a 12 mesi.

I risultati ottenuti sono visibili all'interno della Tabella 4.1 che segue:

Paziente	NO Fallimenti	Fallimenti		
		Solo PJK	Solo Rottura	Rottura+ PJK
1	X			
2	X			
3	X			
4	X			
5			X	
6	X			
7			X	
8	X			
9	X			
10			X	
11	X			
12	X			
13				X
14	X			
15			X	
16	X			
17	X			
18				X
19				X
20			X	
21			X	
22	X			
23	X			
24				X
25			X	
26			X	
27	X			
28			X	
29			X	
30			X	
31	X			
32				X
33	X			
34			X	
35				X
36				X
37	X			
38			X	
39			X	
40			X	
41			X	
42			X	
43	X			
44			X	
45			X	
46			X	
47	X			
48			X	
49			X	
50	X			
51			X	
52			X	
53			X	
54			X	
55	X			
56				X
57	X			
58			X	
59			X	
60	X			
61			X	
<b>Totale</b>	<b>24</b>	<b>0</b>	<b>29</b>	<b>8</b>

Tabella 4.1: Pazienti analizzati

Come è possibile osservare dalla Tabella 4.1, i fallimenti che si sono presentati maggiormente sono:

- Rottura delle barre impiantate
- Rottura delle barre impiantate con contemporanea comparsa di PJK (Proximal Junctional Khyphosis).

È visibile come i casi in cui vi siano fallimenti con conseguente obbligo di sottoporre la paziente al re-intervento sono maggiori rispetto ai casi in cui non si è presentato alcun fallimento dopo il primo intervento.

La Tabella 4.2 sotto riportata mostra le percentuali totali con cui si sono presentati i non fallimenti e i fallimenti, scrivendo per quest'ultimi le relative percentuali delle due tipologie di insuccessi più frequenti.

Variabili	Totale N (%)	No fallimento N (%)	Fallimento N (%)	Rottura N (%)	Rottura + PJK N (%)
<b>Globale</b>	61	24 (39.3)	37 (60.7)	29 (78.4)	8 (21.6)

Tabella 4.2: Percentuale Fallimenti e non fallimenti

Sul campione analizzato, il 39,3% non ha presentato fallimenti ovvero l'intervento ha avuto esito positivo; al contrario il restante 60,7% di casi è dovuto incorrere ad uno o più reinterventi per due diversi motivi: il 78,4% per rottura dei mezzi di sintesi mentre il 21,6% per presenza di rottura delle barre e contemporanea presenza di PJK.

Tutti i fallimenti sono avvenuti entro i 12 mesi dall'intervento.

## **4.2 ANALISI STATISTICA**

In questo studio si è utilizzata l'analisi statistica per determinare la significatività dei parametri analizzati. Attraverso il "t-test" è stato possibile calcolare il *p-value* per le variabili continue studiate. Le variabili continue sono espresse tramite valori medi e deviazioni standard (DS).

Nel caso di questo studio, il p-value dimostra se il confronto che si effettua fra tutte queste variabili (tra le donne che sono andate incontro a fallimento chirurgico e le donne senza fallimento) è significativo,

ovvero se è possibile affermare che una determinata variabile analizzata influisca sull'andamento dell'intervento.

#### **4.2.1 ANALISI STATISTICA DELL'EFFETTO DEI PARAMETRI BIOMECCANICI PRE E POST-OPERATORI**

Per confrontare gli angoli pre e post-operatori e i parametri di sbilanciamento frontale e sagittale si è utilizzato il "t test" per campioni appaiati.

Nella Tabella 4.3 sono riportati i risultati ottenuti dall'analisi statistica di tutti i parametri pre e post-operatori: angoli pelvici, valori di imbalance e angoli di lordosi e cifosi.

Variabili	Totale Media (DS)	No Fallimento Media (DS)	Fallimento Media (DS)	p-value	Rottura Media (DS)	Rottura + PJK Media (DS)
<b>Età:</b>	63 (8.7)	63 (9.3)	63 (8.3)	1.000	62.9 (8.2)	63.5 (9.3)
<b>SS pre-operatorio</b>	23.7 (12.9)	22.9 (13.9)	24.1 (12.3)	0.726	24.9 (12.6)	21.4 (11.9)
<b>PI pre-operatorio</b>	51.3 (12.9)	51.2 (14.8)	51.3 (11.8)	0.976	50.7 (12.8)	53.4 (8.2)
<b>PT pre-operatorio</b>	27.4 (10.8)	29 (10.7)	26.3 (10.9)	0.365	25.6 (8.5)	28.6 (17.3)
<b>LL pre-operatorio</b>	27.1 (17.0)	25.6 (18.2)	28.0 (16.4)	0.621	27.5 (16.0)	29.8 (18.8)
<b>CB pre-operatorio</b>	14.1 (34.9)	9.5 (34.9)	17.1 (35.1)	0.453	17.9 (39.6)	14.4 (16.4)
<b>SB pre-operatorio</b>	52.3 (62.4)	64.4 (55.7)	45.2 (65.9)	0.274	54.5 (71.8)	17.1 (33.4)
<b>Cifosi pre-operatoria</b>	25.2 (14.5)	26.1 (14.9)	24.6 (14.4)	0.727	21.3 (13.3)	34.5 (13.8)
<b>SS post-operatorio</b>	29.1 (10.5)	30.3 (9.7)	28.3 (11.1)	0.456	29.2 (11.4)	24.8 (10.2)
<b>PI post-operatorio</b>	52.2 (13.3)	52.9 (15.3)	51.8 (12.1)	0.763	51.3 (13.1)	53.4 (8.2)
<b>PT post-operatorio</b>	23.3 (10.6)	22.6 (10.3)	23.8 (10.8)	0.676	22.5 (10.9)	28.2 (9.7)
<b>LL post-operatorio</b>	37.4 (13.9)	39.8 (11.9)	35.8 (15.1)	0.252	37.8 (14.7)	28.6 (14.9)
<b>CB post-operatorio</b>	21.9 (60.1)	12.0 (32.0)	27.6 (71.4)	0.262	28.7 (80.5)	23.9 (20.7)
<b>SB post-operatorio</b>	28.6 (38.6)	32.0 (32.8)	26.6 (41.9)	0.598	25.7 (46.8)	30.3 (10.9)
<b>Cifosi post-operatoria</b>	29.2 (8.2)	31.8 (7.6)	27.5 (8.3)	0.052	25.9 (7.0)	33.7 (10.4)

Tabella 4.3: Analisi Statistica Parametri Pre e Post-Operatori

Nella prima colonna della Tabella 4.3 sono riportate tutte le variabili analizzate durante lo studio sia prima dell'intervento sia dopo: età, Sacral Slope (SS), Pelvic Incidence (PI), Pelvic Tilt (PT), Angolo di Lordosi (LL), Coronal Balance (CB), Sagittal Balance (SB) e Angolo di Cifosi.

Nella seconda colonna sono riportati i valori medi dei parametri analizzati di tutti le pazienti e tra parentesi le loro deviazioni standard.

Nella terza colonna sono riportati i valori medi e le deviazioni standard di ogni singolo parametro per le pazienti in cui non si sono presentate complicazioni post operatorie; mentre nella quarta colonna sono riportati i valori medi e di deviazione standard per il campione di pazienti che hanno presentato fallimenti con follow up a 12 mesi dall'intervento.

Nelle ultime due colonne sono descritte le medie dei valori e delle deviazioni standard pre e post-operatorie dei parametri analizzati per ogni paziente che ha presentato fallimento suddividendoli rispettivamente nelle due categorie di complicanze più frequenti: rottura dei mezzi di sintesi e rottura delle barre più PJK.

La quinta colonna della Tabella 4.3 è stata evidenziata in blu in quanto riporta i valori di p-value per ogni variabile analizzata. È il valore più importante della tabella mostrata poiché determina come la variabile riportata nella prima colonna può influire negativamente sull'andamento dell'intervento. Come è possibile osservare dalla Tabella 4.3 nessun valore del p-value è considerabile statisticamente significativo; questo non permette di poter trarre conclusioni statistiche rilevanti riguardo l'influenza dei parametri analizzati e studiati sull'andamento post-operatorio dell'intervento chirurgico.

Tra tutti i valori di p-value è stato evidenziato in giallo quello riguardante il valore medio della correzione della curva di cifosi impostata durante l'intervento. Il p-value di questa variabile è 0,052 ed è molto vicino al valore critico di p-value (0,05), ma non essendo inferiore ad esso non può essere affermata la sua significatività.

Il valore medio di una curva cifotica non patologica è di circa 32,5° [XIII]. È possibile notare nella Tabella 4.3 che la media del valore della curva di cifosi post-operatoria nei pazienti che non hanno riscontrato fallimenti (31,8 °) è molto vicina alla media della popolazione sana; al contrario per i pazienti che sono andati incontro a complicanze il valore

medio dell'angolo della curva cifotica ( $27,5^\circ$ ) post-operatoria è inferiore alla media di  $5^\circ$ .

Entrambi i termini medi riguardanti gli angoli di cifosi ottenuti dopo l'intervento non si discostano in maniera evidente dalla media; ciò nonostante si potrebbe pensare ad una correlazione tra la correzione fornita dall'intervento e la possibilità di incorrere in complicanze, in quanto il valore di p-value non è significativo ma si avvicina molto al valore critico. Dall'evidenza dei risultati sembrerebbe che più la correzione fornita alla curva cifotica si allontana dal valore medio per la popolazione sana, più è possibile andare incontro a fallimento.

Per tutti gli altri risultati non è possibile fare considerazioni di questo genere poiché i valori di p-value si discostano molto dal valore di significatività; una prima riflessione sul valore dei risultati ottenuti porta ad assegnare poca significatività alle variabili considerate.

#### **4.2.2 ANALISI STATISTICA DELL'EFFETTO DEI MATERIALI DELLA STRUMENTAZIONE**

Oltre ai parametri biomeccanici pre e post-operatori analizzati nel paragrafo precedente si è eseguita un'analisi statistica riguardo alcuni dettagli della strumentazione impiantata. In particolare sono stati esaminati, dove le informazioni erano disponibili, il tipo di materiali utilizzati nella realizzazione della strumentazione impiantata. Durante l'analisi delle seguenti caratteristiche è stato riscontrato che in alcuni casi le informazioni riguardo questo aspetto nel referto operatorio erano mancanti; in particolare è stato possibile individuare il materiale utilizzato per 58 pazienti su 61 esaminati.

Nella Tabella 4.4 sono racchiusi i risultati dell'analisi statistica inerente a questo preciso aspetto per i pazienti in cui vi erano informazioni.

	Totale N (%)	No fallimento N (%)	Fallimento N (%)	p-value	Rottura N (%)	Rottura + PJK N (%)
<b>Materiale</b>						
CrCo	10 (17.2)	1 (10.0)	9 (90.0)	0.072	8 (88.9)	1 (11.1)
Titanio	48 (82.8)	21 (43.8)	27 (56.2)		21 (77.8)	6 (22.2)

Tabella 4.4: Analisi Statistica per i materiali utilizzati

La Tabella 4.4 presenta una suddivisione simile a quella riportata per l'analisi statistica legata ai parametri biomeccanici pre e post-operatori. Nella prima colonna della Tabella 4.4 sono riportati i due materiali maggiormente utilizzati per realizzare questa tipologia di protesi: leghe di Cromo-Cobalto (CrCo) e leghe di Titanio.

Nella seconda colonna è riportato il totale di quanti pazienti sono stati trattati con strumentazione realizzata in leghe di Cromo-Cobalto e in quanti invece in leghe di Titanio. Si nota che per l'82,8% dei pazienti analizzati è stata utilizzata una strumentazione completamente in leghe di Titanio mentre per il restante 17.2% sono state utilizzate leghe di Cromo-Cobalto.

Nella terza e quarta colonna della Tabella 4.4 sono riportati rispettivamente il numero e la percentuale di pazienti che non hanno riscontrato fallimento e quelli che al contrario hanno presentato complicanze, suddividendoli in base al materiale della barra ad essi impiantata.

Nella penultima e ultima colonna della Tabella 4.4 è stata eseguita un'ulteriore suddivisione in due gruppi della parte di popolazione esaminata che ha presentato fallimento: il primo (nella penultima colonna) composto da pazienti soggetti solamente a rottura ed il secondo (riportato nell'ultima colonna) composto da pazienti che hanno riscontrato contemporaneamente rottura e PJK. Per entrambi i gruppi sono stati riportati in tabella il valore e la percentuale di pazienti a cui è stata corretta la deformazione sia con una protesi in lega di Cromo Cobalto sia con una protesi in lega di Titanio.

La quinta colonna evidenziata in blu della Tabella 4.4 è la colonna più importante dal punto di vista statistico. Essa riporta il valore di p-value corrispondente all'analisi del materiale utilizzato; il valore di p-value è

di 0,072 ed è quindi prossimo al valore di significatività statistica. Il fatto che non sia minore di 0,05 non permette di affermare statisticamente che il tipo di materiale utilizzato influisca negativamente sull'andamento post-operatorio. Tuttavia se si osservano i valori percentuali riportati nella terza e quarta colonna è possibile notare che la percentuale di fallimenti degli interventi nei quali sono state utilizzate strumentazioni in Cromo-Cobalto (90%) è nettamente maggiore di quella corrispondente alle strumentazioni in Titanio (56,2%). I valori delle percentuali probabilmente sono in parte alterati dal fatto che le frequenze del campione esaminato sono basse. Infatti su 10 pazienti che hanno una strumentazione in leghe di Cromo Cobalto, 9 hanno riscontrato fallimenti. Se la percentuale così elevata potesse venire confermata anche da un campione più ampio probabilmente il p-value potrebbe diminuire e quindi avvicinarsi al valore di significatività. Una considerazione appare possibile: il CrCo essendo un materiale più rigido rispetto al Titanio è anche più soggetto a rottura, in quanto tende ad irrigidire molto la colonna vertebrale limitando la normale funzionalità motoria. Il paziente trattato con questo tipo di impianto, durante la vita quotidiana, cerca di eseguire tutti i movimenti possibili (compresi quelli di flessione) nonostante la strumentazione impiantata tenda ad immobilizzare tutta la colonna vertebrale. I momenti e le forze dovute a questi movimenti effettuati si dissipano lungo la barra impiantata ed essendo il Cromo-Cobalto molto rigido tende ad arrivare prima a rottura rispetto al Titanio che ha rigidità inferiore. Quindi il Titanio, al confronto, presenta una percentuale di fallimenti minore rispetto al CrCo.

Il problema della comparsa di complicanze è comunque evidente anche per quanto riguarda strumentazioni in leghe di Titanio poiché la percentuale dei fallimenti è del 56,2%.

In entrambi i casi, sia con il Titanio sia con il CrCo, il fallimento più ricorrente è la rottura: per strumentazioni in CrCo la percentuale di rottura è dell'88,9% contro l'11,1% di rotture più PJK, al contrario per le strumentazioni in leghe di Titanio la percentuale di rottura è del 77,8% contro il 22,2% di rotture più PJK.

### **4.2.3 ANALISI STATISTICA DELL'EFFETTO DELL'INDICE DI MASSA CORPOREA**

È stata inoltre effettuata l'analisi statistica per il coefficiente di indice di massa corporea studiando una possibile correlazione tra questo indice e l'andamento post-operatorio dell'intervento chirurgico.

Durante lo studio del BMI è stato riscontrato che non in tutte le cartelle cliniche erano riportati i valori di peso e altezza necessari per il calcolo dell'indice di massa corporea; i pazienti da cui è stato possibile ottenere queste precise informazioni sono 42 su 61 analizzati.

La Tabella 4.5 riporta i risultati ottenuti da questo studio statistico per tutti i pazienti per cui è stato possibile eseguire correttamente il calcolo del BMI.

	<b>Totale N %</b>	<b>No fallimento N (%)</b>	<b>Fallimento N (%)</b>	<b>p- value</b>	<b>Rottura N (%)</b>	<b>Rottura + PJK N (%)</b>
<b>BMI</b>						
≤18.5 – grave magrezza e sottopeso	3 (7.1)	0 (0.00)	3 (100.0)	0.062	3 (100.0)	0 (0.0)
≥18.5 e ≤24.99 - normopeso	16 (38.1)	2 (12.5)	14 (87.5)		8 (57.1)	6 (42.9)
≥25.0 e ≤29.99 - sovrappeso	19 (45.2)	9 (47.4)	10 (52.6)		10 (100.0)	0 (0.0)
≥30.0 obesità	4 (9.5)	2 (50.0)	2 (50.0)		2 (100.0)	0 (0.0)

Tabella 4.5: Analisi Statista del BMI

La Tabella 4.5 presenta la stessa suddivisione in colonne delle tabelle riportate per le analisi statistiche analizzate precedentemente.

Nella prima colonna è presente la variabile analizzata (BMI) suddivisa nelle sotto categorie che vengono riportate e descritte solitamente in letteratura (Tabella 4.6).

<b>BMI</b>	<b>CONDIZIONE</b>
< 16.5	GRAVE MAGREZZA
16÷18.49	SOTTOPESO
18.5÷24.99	NORMOPESO
25÷29.99	SOVRAPPESO
30÷34.99	OBESITÀ CLASSE I (obesità lieve)
35÷39.99	OBESITÀ CLASSE II (obesità media)
≥40	OBESITÀ CLASSE III (obesità grave)

Tabella 4.6: Categorie BMI [XVI]

Nella Tabella 4.6 sono presenti le categorie in cui possono essere suddivisi le persone in base al loro BMI calcolato. Nel caso dell'analisi statistica del BMI per i pazienti analizzati in questo studio alcune categorie sono state raggruppate tra di loro ed è quindi possibile vedere nella Tabella 4.5 solo quattro categorie invece che le classiche sei presenti solitamente in letteratura [XVI].

Il motivo di questo raggruppamento è dovuto al fatto che non sono state trovate pazienti con grave magrezza ed obesità di classe II e III.

Nella Tabella 4.5 sono presenti: una riga corrispondente alle pazienti in condizioni di grave magrezza e sottopeso; una per le pazienti normopeso; una per le pazienti sovrappeso e una per le pazienti in condizione di obesità lieve.

Nella Tabella 4.5 sono rappresentati valori e percentuali per ogni sotto categoria di peso riportate e per i singoli eventi.

I risultati ottenuti sono stati anche in questo caso inseriti all'interno delle diverse categorie di peso descritte precedentemente.

La quinta colonna evidenziata in blu è la colonna più significativa dal punto di vista statistico per la Tabella 4.5 poiché riporta il valore di p-value corrispondente alla variabile analizzata; come si può vedere il p-value per il BMI è di 0.062 ed è vicino al valore di significatività statistica. Non è comunque inferiore a 0,05 e quindi statisticamente non è corretto affermare nulla di rilevante. Anche in questo caso una possibile spiegazione della non significatività del p-value può essere dovuta alla limitatezza del campione poiché per 19 pazienti non è stato possibile rilevare i valori di peso e altezza necessari.

Se si osservano le percentuali ottenuti nelle due colonne relative alle pazienti che non hanno riscontrato fallimenti e quelle che al contrario hanno riportato complicanze si nota che i risultati sono sfavorevoli alle

normopeso. Infatti, in questa categoria è possibile notare che la percentuale di fallimenti è dell'87,5% ed è la più elevata rispetto alle altre categorie. Questo risultato è in disaccordo con la letteratura poiché in essa si afferma che un fattore di rischio per i fallimenti chirurgici a cui si incorre può essere un elevato BMI delle pazienti operate<sup>[8-10]</sup>. Questa incongruenza di risultati è giustificabile, come già si è rilevato, dall'assenza dei valori di BMI per il 30% della popolazione studiata. Per cercare di rendere questi risultati meno compromessi, a seguito della mancanza di informazioni necessarie per l'analisi statistica dell'indice di massa corporea, si è pensato di raggruppare le pazienti analizzate in due sole sottocategorie nelle quali vengono individuate due sole condizioni di peso: la prima comprende "le sottopeso e le normopeso" e la seconda comprende "le sovrappeso e le obese". Nella Tabella 4.7 sono riportati i risultati.

	Totale N	No fallimento N (%)	Fallimento N (%)	p-value	Rottura N (%)	Rottura + PJK N (%)
<b>BMI</b>						
≤24.99 – sottopeso e normopeso	19	2 (10.5)	17 (89.5)	0.017	11 (64.7)	6 (35.3)
≥25.0 – sovrappeso e obesità	23	11 (47.8)	12 (52.2)		12 (100.0)	0 (0.0)

Tabella 4.7: Analisi Statistica BMI con due sole sottocategorie di peso

La Tabella 4.7 presenta colonne con la stessa suddivisione e lo stesso significato della Tabella 4.5 ma, come detto, si differenzia da questa per la presenza di due sole macro categorie.

La terza riga della Tabella 4.7 contiene le informazioni riguardo al numero e percentuali di pazienti con un BMI inferiore a 24,99 ovvero racchiude le pazienti sottopeso e normopeso; la quarta riga della tabella riporta il numero e percentuali delle pazienti sovrappeso e obese.

È possibile notare dalla tabella che in questo caso il valore di p-value è di 0.017 ed è inferiore sia al p-value ottenuto con l'analisi statistica precedente (0.062) utilizzando le quattro sotto categorie di peso sia al valore critico di p-value (0.05).

Il valore di p-value ottenuto da quest'ultima analisi statistica essendo significativo dimostra la presenza di un'effettiva influenza del BMI sull'andamento post operatorio dell'intervento chirurgico effettuato. Analizzando le percentuali è possibile notare come i risultati ottenuti siano a sfavore della categoria dei sottopeso e normopeso contraddicendo, quindi, ciò che la letteratura afferma [8-10].

Il motivo di questa incongruenza è riconducibile alla mancanza di dati esaminati poichè non per tutto il campione di 61 pazienti è stato possibile estrapolare il valore di BMI.

---

# CONCLUSIONI

---

Lo scopo di questo studio era quello di individuare una possibile correlazione tra l'elevata percentuale di fallimenti chirurgici riscontrata e i parametri biomeccanici pre-operatori e post-operatori, la strumentazione utilizzata e le caratteristiche fisiche dei singoli pazienti esaminati.

Sono state analizzati 61 pazienti femminili con età media di 63 anni e operate di scoliosi tra il 2009 e il 2014.

È stato riscontrato, attraverso l'analisi statistica, che i parametri biomeccanici pre e post-operatori analizzati (Pelvic Incidence, Sacral Slope, Pelvic Tilt, Angoli di Lordosi, Sagittal Imbalance e Coronal Balance) hanno un valore di p-value non significativo e questo dimostra che nella casistica esaminata, le pazienti che sono andate incontro a fallimento post-chirurgico avevano valori simili alle pazienti senza fallimento.

Tra i parametri biomeccanici studiati, quello che si è dimostrato essere più rilevante al fine dello studio è stato l'entità della correzione impostata alla curva cifotica dopo l'operazione; pare infatti che più il valore medio della curva di cifosi si allontani dal valore medio della popolazione sana, più aumenti il rischio di insorgenza di complicanze. È stata inoltre eseguita un'analisi statistica riguardo alcuni dettagli della strumentazione utilizzata, in particolare si è focalizzata l'attenzione sulla tipologia dei materiali utilizzati per la realizzazione delle protesi impiantate: leghe Titanio e leghe Cromo-Cobalto.

L'analisi statistica sul materiale utilizzato ha messo in evidenza una elevata percentuale di fallimenti ottenuta per le pazienti trattate con una strumentazione in leghe di Cromo-Cobalto (90.0%) rispetto a quelle trattate con una strumentazione in leghe di Titanio (56.2%).

Nonostante il campione di pazienti trattati con questo tipo di materiale sia risultato poco numeroso e la relazione con la presenza o meno dell'evento non sia significativa, seppur vicino al valore di soglia

(p-value: 0,072), è plausibile pensare ad una effettiva relazione tra tipologia di materiale utilizzato e insorgenza di fallimenti.

Le leghe di Cromo-Cobalto sono più rigide rispetto alle leghe di Titanio e questo determina un aumento della immobilità e rigidità dell'intera colonna vertebrale una volta impiantata la strumentazione.

Gli studi che riguardano altri aspetti legati alla correlazione tra intervento e strumentazione (ad esempio la densità delle viti impiantate) sono ancora in corso e sarebbe interessante esplorare ulteriormente i dati con uno studio prospettico che preveda la raccolta di questo e altri dati utili ai fini di una possibile spiegazione del fenomeno.

Per quanto riguarda l'analisi statistica delle caratteristiche fisiche delle pazienti ci si è focalizzati sullo studio di variabili inerenti all'altezza, peso e BMI.

Le pazienti sono state suddivise in due grandi sottocategorie di peso invece che le sei categorie classiche, a causa dell'esiguità del campione: la prima inglobava le pazienti "sottopeso e normopeso" e la seconda comprendeva "sovrappeso e obeso".

Dall'analisi effettuata è emersa una associazione tra la presenza di fallimenti post-operatorio e la condizione di pazienti normopeso (p-value: 0.017). Il valore di p-value ottenuto per l'analisi sul BMI è significativo e questo dimostra l'effettiva correlazione tra BMI delle pazienti e l'andamento dell'intervento post-operatorio ma i valori percentuali ottenuti sono in disaccordo con la letteratura: infatti si evidenzia che l'89,5% delle pazienti sottopeso e normopeso sono andate incontro a fallimento, contro il 52,2% delle pazienti sovrappeso e obeso. In letteratura, al contrario, è stato dimostrato che un possibile fattore di rischio per l'insorgenza di fallimenti è l'elevato indice di BMI, ovvero presenza di sovrappeso e obesità.

Una possibile spiegazione all'incongruenza ottenuta dai risultati di questo studio può essere riconducibile alla non accuratezza e completezza dei dati siccome per il 30% del campione in esame non è stato possibile eseguire l'analisi di questo parametro.

Nonostante i risultati ottenuti attraverso questa analisi statistica non siano completamente esaustivi (prevalentemente a causa della natura retrospettica della studio), è possibile attraverso essi capire quali devono essere gli aspetti da migliorare per poter continuare e

approfondire lo studio sul ruolo della strumentazione nei fallimenti meccanici degli interventi chirurgici.

Una condizione necessaria per ottenere risultati più consistenti è ampliare il campione analizzato e soprattutto cercare di ottenere per tutte le pazienti, individuate in modo consecutivo all'interno del campione, le informazioni necessarie. È bene, quindi, evitare la presenza di dati mancati che come si è visto dai risultati ottenuti in questo progetto rischia di portare a conclusioni fuorvianti.

Un ulteriore miglioramento possibile è quello di scegliere più accuratamente il campione prima di continuare lo studio. È consigliabile scegliere le pazienti da esaminare dopo aver deciso su quali aspetti e parametri focalizzare lo studio da svolgere. Nel caso di questo progetto il campione, infatti, è stato scelto senza decidere a priori quali caratteristiche analizzare su di esso e questo ha comportato la mancanza per alcuni pazienti di informazioni utili ai fini dello studio retrospettivo effettuato.

Questo studio è stato incentrato principalmente sull'analisi di parametri biomeccanici pre e post-operatorio senza considerare e studiare la possibile concomitanza di patologie ossee (ad esempio: osteoporosi).

Può essere interessante analizzare prospetticamente in uno studio futuro questo parametro, poiché la strumentazione utilizzata viene impiantata attraverso delle viti peduncolari nell'osso: risulta evidente che se l'osso presenta delle patologie allora il rischio di cedimento della protesi sia maggiore.

Lo studio effettuato in questi mesi ha confermato la presenza di un effettivo problema della strumentazione utilizzata per ristabilire le curve fisiologiche alterate dalla scoliosi poiché sul campione analizzato è stata riscontrata una percentuale di fallimenti pari al 60,7%.

Dai risultati ottenuti in questo progetto è possibile capire su quali aspetti focalizzare l'attenzione per cercare una possibile soluzione ai fallimenti chirurgici riscontrati. Le variabili che sono risultate essere più significative all'interno di questo studio sono sicuramente la tipologia di materiali utilizzata e l'indice di massa corporea.

Il proseguimento dello studio, apportando le modifiche proposte, è necessario poiché la risoluzione del problema dei fallimenti meccanici in seguito a trattamento chirurgico nelle scoliosi dell'adulto determinerebbe un elevato miglioramento della qualità di vita delle

pazienti affette da patologie del rachide gravi e delicate evitando stress fisici ulteriori dovuti alla rottura e riducendo inoltre il numero di re-interventi.

---

# BIBLIOGRAFIA

---

1. A.Pensa- G. Favaro-L.Cattaneo, *Trattato di Anatomia Umana* UTET
2. Susan Standring, *Anatomia del Grey. Le basi anatomiche per la pratica clinica* 40<sup>a</sup> edizione. Edizione italiana.
3. Sandro Giannini-Cesare Faldini, *Manuale di Ortopedia e Traumatologia* Edizione Minerva Medica
4. Ferdinand P. Beer, E. Russell Johnston, Jr., John T. DeWolf, David F. Mazurek, *Meccanica dei solidi. Elementi di scienza delle costruzioni*, Quarta Edizione. McGraw- Hill.
5. “Biomateriali per protesi e organi artificiali” Riccardo Pietrobona. Pàtron Editore. Collana di Ingegneria Biomedica: diretta da Emanuele Biondi e Claudio Cobelli
6. J.C. Le Huec- S. Aunoble- Leijssen Philippe- Pellet Nicolas: “*Pelvic parameters: origin and significance*”. Eur Spine J (2011) 20 (Suppl 5): S564-S571.
7. Legaye J. Duval- Beaupère- G. Hecquet- J. Marthy C.: “*Pelvic Incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves.*” Eur Spine J 1988. 7: 99-103

8. Fu, Lingjie MD, PhD\*; Chang, Michael S. MD†; Crandall, Dennis G. MD†, ‡, §; Revella, Jan RN‡ “*Does Obesity Affect Surgical Outcomes in Degenerative Scoliosis?*”. Spine: 15 November 2014 - Volume 39 - Issue 24 - p 2049–2055
  
9. Nimesh Patel, M.D.1, Bradley Bagan, M.D.1, Sumeet Vadera, B.A.3, Mitchell Gil Maltenfort, Ph.D.3, HarelDeutsch, M.D.1, Alexander R. Vaccaro, M.D.2, James Harrop, M.D.3, Ashwini Sharan, M.D.3, and John K.Ratliff, M.D.1,3: “*Obesity and spine surgery: relation to perioperative complications*”. Journal of Neurosurgery: Spine - April 2007 / Vol. 6 / No. 4 / Pages 291-297
  
10. Justin S. Smith • Christopher I. Shaffrey • Steven D. Glassman • Leah Y. Carreon • Frank J. Schwab • Virginie Lafage • Vincent Arlet • Kai-Ming G. Fu • Keith H. Bridwell • The Spinal Deformity Study Group: “*Clinical and radiographic parameters that distinguish between the best and worst outcomes of scoliosis surgery for adults*”. Eur Spine J (2013) 22:402–410

---

# SITOGRAFIA

---

- I. <http://www.ilfisiatra.it/colonna.html>
- II. [https://it.wikipedia.org/wiki/Colonna\\_verticale](https://it.wikipedia.org/wiki/Colonna_verticale)
- III. <http://medicinapertutti.altervista.org/argomento/colonna-vertebrale-o-rachide-o-spina-dorsale>
- IV. [http://www.corriere.it/salute/dizionario/colonna\\_verticale/gallery.shtml?pic=9](http://www.corriere.it/salute/dizionario/colonna_verticale/gallery.shtml?pic=9)
- V. <http://medpoint.altervista.org/tag/colonna-vertebrale/>
- VI. <https://www.pinterest.com/pin/528961918707045388/>
- VII. [http://www.albanesi.it/notizie/colonna\\_verticale.htm](http://www.albanesi.it/notizie/colonna_verticale.htm)
- VIII. <http://tomaselloneurochirurgo.unime.it/patologie.php?idpatologie=9>
- IX. <http://www.lasalutedellaschiena.it/patologie-schiena.htm>

- X. <http://www.ior.it/sites/default/files/La%20Scoliosi.%20Aspetti%20clinici%20e%20trattamento.pdf>
- XI. <file:///C:/Users/pc%20asus/Downloads/pdf>
- XII. [http://dma.ing.uniroma1.it/users/scicostr\\_c1/RdBM\\_Cap\\_4.pdf](http://dma.ing.uniroma1.it/users/scicostr_c1/RdBM_Cap_4.pdf)
- XIII. [http://www.ing.unitn.it/~colombo/titaniobiomedico/Ricerca%20metallurgia%20dei%20metalli%20non%20ferrosi%20Federico%20Sella%20131048.htm#\\_Toc216711832](http://www.ing.unitn.it/~colombo/titaniobiomedico/Ricerca%20metallurgia%20dei%20metalli%20non%20ferrosi%20Federico%20Sella%20131048.htm#_Toc216711832)
- XIV. <https://it.wikipedia.org/wiki/Duttilit%C3%A0>
- XV. <http://www.hudsonvalleyscoliosis.com/adult-scoliosis-treatment/adult-scoliosis-coronal-imbalance/>
- XVI. [https://it.wikipedia.org/wiki/Sistema\\_informatico\\_radiologico](https://it.wikipedia.org/wiki/Sistema_informatico_radiologico)
- XVII. <http://www.itaerferrarin.gov.it/didattica/Lordosi%20e%20Cifosi.pdf>
- XVIII. <https://it.wikipedia.org/wiki/Cifosi>
- XIX. <https://it.wikipedia.org/wiki/Ripetibilit%C3%A0>

- XX. [https://it.wikipedia.org/wiki/Indice\\_di\\_massa\\_corporea](https://it.wikipedia.org/wiki/Indice_di_massa_corporea)
- XXI. [https://it.wikipedia.org/wiki/Scarto\\_tipo](https://it.wikipedia.org/wiki/Scarto_tipo)
- XXII. [https://it.wikipedia.org/wiki/Test\\_esatto\\_di\\_Fisher](https://it.wikipedia.org/wiki/Test_esatto_di_Fisher)

---

# RINGRAZIAMENTI

---

Sono riuscita a raggiungere, tra alti e bassi, un tanto atteso e desiderato traguardo. Non è stato semplice ma se sono arrivata alla fine è anche grazie a chi mi ha seguita professionalmente e chi affettuosamente mi è stato vicino e mi ha aiutata.

Un sentito ringraziamento va al Professor Luca Cristofolini che mi ha dato la possibilità di lavorare ad un progetto interessante ed innovativo, seguendomi con pazienza anche nella stesura della tesi.

Vorrei ringraziare, inoltre, il Reparto di Chirurgia delle Deformità del rachide presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli che mi ha accolto e permesso di vivere in maniera piacevole esperienze istruttive.

Un ringraziamento particolare va: al Dottor Francesco Vommaro che, nonostante i suoi innumerevoli impegni, mi ha dedicato i suoi preziosi "minutini", importanti per me per condurre al meglio il mio percorso di Tirocinio e Tesi e al Dottor Andrea Baioni che mi ha aiutata nel momento del bisogno con le radiografie e burocrazie varie.

Un sentito ringraziamento va anche a Flavia poiché il suo aiuto per l'analisi statistica è stato molto prezioso ed accurato.

Se sono riuscita a concludere questo percorso di studi è merito soprattutto dei miei genitori. Mi sono sempre stati vicini e mi hanno spronato a metterci tutta la grinta e tenacia possibile per cercare di raggiungere al meglio questo traguardo. Hanno sempre avuto fiducia in me anche quando io credevo di non potercela fare. Mi hanno permesso di ottenere una grande soddisfazione!

Non posso non ringraziare mia sorella, Eleonora. Abbiamo condiviso insieme tutti i momenti belli e brutti anche durante questi anni di studio. Ha enorme pazienza a sopportarmi fin da quando siamo piccole, aiutandomi sempre nel momento del bisogno.

Un ringraziamento speciale va a Francesco. Ha avuto sempre piena fiducia in me, aiutandomi ogni volta che mi vedeva in difficoltà e parte di questo traguardo è anche per merito suo. Lo ringrazio per tutta la pazienza che ha avuto in questo periodo e per essere riuscito a starmi sempre vicino.

Devo ringraziare anche la nonna Mafalda con la quale ho passato momenti belli ed indimenticabili. Grazie per tutti i suoi “in bocca al lupo” fatti prima di ogni esame: si sono rivelati essere un ottimo porta fortuna! Un pensiero va anche al nonno Valter che ha sempre creduto in me e con il quale vi era un legame di assoluta complicità.

Ringrazio anche Mariapia, Elettra e Zia Olga, perché sono riuscite ad essermi vicine e farmi sentire la loro presenza nonostante la lontananza. Un ringraziamento va anche a tutti gli amici sia di vecchia sia di nuova data che mi hanno fatto vivere momenti felici e mi sono stati vicino nei periodi più difficili.

Grazie a Francesca, Laura e Giulia per i momenti passate insieme. Sono riuscite a rendere meno pesanti le giornate di studio e a farmi vivere momenti piacevoli e divertenti.

Grazie a Eleonora, Matilde e Giulia. Abbiamo passato tanti periodi divertenti e nonostante le nostre strade siano diverse riusciamo sempre ad essere quelle di una volta e trovare momenti per scherzare insieme. Un ringraziamento particolare ad Eleonora per le nostre “corsette” fatte insieme che mi hanno aiutata ad affrontare meglio gli esami e sfogare in parte le mie ansie!!

Grazie a Chiara. È riuscita a starmi vicino e a spronarmi anche se il tempo per vederci è sempre meno.

Grazie a Martina. Ha avuto la pazienza di sopportarmi e di ascoltarmi nei miei momenti più difficili e mi ha permesso di condividere insieme momenti divertenti, aiutandomi a vivere più serenamente questi anni!

Vorrei ringraziare anche tutti gli amici che non ho citato ma che hanno contribuito con il loro supporto al raggiungimento di questo traguardo.