POLITECNICO DI TORINO

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA MECCANICA E AEROSPAZIALE Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Analisi patient-specific della procedura chirurgica di Nuss nel trattamento del Pectus Excavatum: valutazione dell'outcome operatorio mediante modellazione agli Elementi Finiti e Multibody.



Relatori: Prof. Alberto Audenino Prof.ssa Cristina Bignardi Ing. Mara Terzini Candidato: Marco Carta

Ringraziamenti

Prima di procedere con la trattazione dell'elaborato, vorrei spendere qualche riga per tutti coloro che mi sono stati vicini in questo percorso di crescita professionale e personale.

In primis, un grazie al mio relatore, il professore Alberto Audenino, per la sua immensa pazienza e per le conoscenze trasmesse durante tutto il percorso di stesura. Un sentito ringraziamento è d'obbligo per l'Ing. Mara Terzini, per la sua infinita disponibilità e tempestività ad ogni mia richiesta. Grazie per i suoi preziosi consigli e per avermi fatto migliorare professionalmente.

Ringrazio infinitamente tutta la mia famiglia ed in particolare mia madre e mio padre. Senza i loro insegnamenti e senza il loro costante supporto, non solo morale ma anche economico, questo lavoro di tesi non esisterebbe nemmeno.

Nell'affrontare una laurea magistrale lontano da casa, non sono stato l'unico a rinunciare a qualcosa di importante. Per questo motivo, ringrazio in maniera particolare la mia fidanzata Sara che mi è sempre stata accanto in questo lungo percorso di studi e di tesi senza mai dubitare delle mie capacità e possibilità. Senza il tuo sostegno non sarei la persona che sono.

Ringrazio le mie due colleghe Michela ed Erika per essermi state accanto in questo periodo intenso e per gioire, insieme a me, dei traguardi raggiunti. Un ultimo ringraziamento, ma non per importanza, va a tutti gli amici, vicini e lontani, capaci di ascoltarmi e sopportarmi ogni qualvolte ce ne fosse stato bisogno. Per questo motivo, in particolar modo Giacomo, Luca, Edoardo, Andrea, Federico e Martina, grazie di cuore.

Grazie a tutti, senza di voi non ce l'avrei mai fatta.

Indice

\mathbf{A}	Abstract				
1	Intr	coduzione	2		
2	Ana	atomia del torace	4		
	2.1	La gabbia toracica	4		
	2.2	Le costole	5		
	2.3	La cartilagine costale	5		
	2.4	Lo sterno	6		
	2.5	Articolazioni della gabbia toracica	6		
	2.6	Le inserzioni muscolari	7		
3	Pec	tus Excavatum	8		
	3.1	Epidemiologia	9		
	3.2	Sintomatologia	9		
	3.3	Eziologia	10		
	3.4	Diagnosi	10		
	3.5	Trattamenti	12		
	3.6	Terapie non chirurgiche	12		
	3.7	Terapie chirurgiche	13		
		3.7.1 Tecnica originale di Ravitch e modificazioni successive	13		
		3.7.2 Tecnica mini-invasiva	14		
		3.7.3 Interventi puramente estetici	15		
4	Stat	to dell'arte	16		
	4.1	Tecniche a confronto	16		
	4.2	La barra chirurgica	22		
	4.3	Analisi agli elementi finiti	23		
5	Mat	teriali e Metodi	27		
	5.1	Moleddo 3D	27		
		5.1.1 Ricostruzione delle geometrie toraciche	27		
		5.1.2 Modello Adams	31		
		5.1.3 Modello Hypermesh	34		
	5.2	Realizzazione della barra chirurgica	38		
		5.2.1 Materiale utilizzato	39		
		5.2.2 Geometria della barra	39		
	5.3	Simulazioni	41		
		5.3.1 Simulazioni multibody	41		
		5.3.2 Simulazioni agli elementi finiti	46		

~	л.		. –			
6	Rist	tati e Discussione	47			
	6.1	Risultati simulazioni del modello Multibody	47			
		6.1.1 Ottimizzazione delle cartilagini	47			
		6.1.2 Risultati simulazioni della tecnica chirurgica	48			
	6.2	Risultati simulazioni del modello agli Elementi Finiti	55			
7	7 Conclusione e sviluppi futuri 59					
A	Appendices 61					

Abstract

Il Pectus Excavatum (PE) è una tra le più comuni deformità toracica probabilmente causata da un processo di crescita anormale ed eccessiva delle cartilagini costali con conseguente infossamento sternale. Colpisce circa 1 bambino su 400 con un'occorrenza significativamente superiore in soggetti di sesso maschile.

Tra le tecniche chirurgiche più utilizzate per il trattamento del PE, la procedura chirurgica proposta da Nuss è sicuramente la meno invasiva per il paziente in quanto consiste nell'inserimento di una barra metallica mediante due piccole incisioni a livello laterale del torace. Pur essendo una tecnica sufficientemente sicura, l'esperienza e l'abilità del chirurgo rivestono un ruolo fondamentale nell'esito dell'intervento in quanto la geometria del supporto da impiantare, così come il suo posizionamento e fissaggio, viene definito in sala operatoria sulla base delle osservazioni e considerazioni dell'equipe chirurgica. Il fattore che maggiormente influenza l'esito dell'operazione risulta essere la geometria della barra, in quanto deve essere in grado di poter provocare un sollevamento sternale sufficiente e di garantire una certa stabilità a medio-lungo termine.

Lo studio condotto ha avuto come obiettivo la valutazione della tecnica chirurgica di Nuss, con particolare riferimento all'analisi delle forze prodotte dall'inserimento del supporto metallico a livello retrosternale. In seguito alla ricostruzione tridimensionale di un torace appartenente ad un soggetto affetto da PE, si è proceduto con le simulazioni e le analisi in ambiente multibody e FEM. Al fine di verificare l'influenza del design della barra metallica sono state realizzate 4 diverse tipologie di supporti, valutando le forze scambiate con il sistema toracico e i sollevamenti ottenuti. Tutte le configurazioni della barra sono state analizzate mediante il software MSC Adams, simulando una procedura capace di replicare risultati analoghi alla tecnica chirurgica in esame e fornire i punti di contatto tra barra e cassa toracica. Le simulazioni sono state condotte variando specifici parametri di interesse clinico, al fine di valutarne l'influenza sui risultati finali. Le forze di contatto ottenute saranno utilizzate in studi successivi come input di un modello agli elementi finiti dello stesso paziente, implementato al fine di verificare e confrontare i risultati ottenuti. Il confronto tra due semplici simulazioni nei due differenti modelli ha avuto lo scopo di definire alcune caratteristiche del sistema toracico scarsamente documentate in letteratura, ed utili ad ottimizzare il modello multibody, caratterizzato da un minor costo computazionale e da pari accuratezza.

Le finalità del lavoro conducono ad una serie di possibili sviluppi futuri, con lo scopo di fornire al chirurgo un aiuto maggiore durante l'operazione. In particolare, si potrebbe essere in grado di ottenere dei supporti maggiormente patient-specific, con la realizzazione di geometrie ottimali per il singolo paziente, così come l'ottimizzazione dei siti di posa delle barre e dunque fornire, al chirurgo operante, una serie di informazioni supplementare capaci di aiutarlo a raggiungere il risultato voluto.

Capitolo 1

Introduzione

Le deformità scheletriche sono patologie abbastanza frequenti e possono presentarsi in diversa forma a seconda del segmento corporeo interessato. Possono essere asintomatiche ed essere diagnosticabili a causa di evidenti deficit estetici, ma possono anche compromettere il normale funzionamento di diversi organi vitali. Tra le deformità toraciche, la deformità dello sterno intesa come posizione non anatomica del segmento, è sicuramente la più frequente nelle due sue tipologie: infatti, questo genere di deformità si presenta sia come rotazione esterna della base sternale, sia come infossamento interno della stessa. Le due patologie, note rispettivamente anche come "Pectus Carinatum" e "Pectus Excavatum", sono facilmente diagnosticabili grazia ad una semplice ispezione visiva e nella maggior parte dei casi sono asintomatiche. Solamente in casi severi, soprattutto nel Pectus Excavatum, la pressione dello sterno sul cuore e polmoni può causare compromissioni e disfunzioni tali da necessitare una operazione chirurgica.

Da alcuni studi è emerso che il Pectus Excavatum (PE) è una patologia molto più frequente di quanto ci si possa immaginare. Si stima che un nuovo nato ogni quattrocento circa sia portatore di questa deformità, con un rapporto di 4:1 tra soggetti di sesso maschile e femminile. La deformità potrebbe avere natura genetica, con un infossamento dovuto ad una crescita anormale delle cartilagini costali. Una tale patologia comporta problemi non solo fisici, comunque variabili in funzione della severità, ma anche psicologici. Molti soggetti rivelano alterazioni nella propria sfera emotiva e comportamentale, soprattutto in età giovanile e adolescenziale. Questi soggetti mostrano comportamenti simili quali vergogna di esporre il proprio corpo in pubblico e disagio con il proprio aspetto estetico.

Ci sono diverse soluzioni, chirurgiche e non, al Pectus Excavatum. L'intervento chirurgico viene preso in considerazione solo in determinati casi in quanto è spesso molto traumatico e doloroso per il paziente. Esistono principalmente due tecniche chirurgiche nel trattamento del PE: tecnica mini-invasiva di Nuss e tecnica "open-air" di Ravitch. Entrambe prevedono l'inserimento di supporti metallici, la prima (Tecnica di Nuss) per deformare le cartilagini e provocare il sollevamento sternale, la seconda (Tecnica di Ravitch) per sostenere le strutture toraciche in seguito alle resecazione chirurgica del tessuto cartilagineo e alle fratture sternali. Molti studi hanno rivelato che risulta essere più facile intervenire su soggetti giovani, con età anche inferiori ai 10-15 anni in quanto le cartilagini sono ancora sufficientemente flessibili e più facilmente rimodellabili chirurgicamente.

L'esito estetico e funzionale dell'intervento dipende ancora molto dalla esperienza e dal giudizio della equipe chirurgica in quanto è proprio in sede intraoperatoria che la barra metallica viene modellata sulle geometrie extratoraciche del paziente. Un procedimento di questo tipo lascia molto spazio quindi alla valutazione del chirurgo sul miglior posizionamento e sulla migliore geometria della barra.

Dalle precedenti considerazione nasce questo progetto di tesi. In particolare, l'obiettivo dello studio è stato quello di fornire una prima panoramica del problema, con la realizzazione del complesso sistema di corpi, muscoli e legamenti della gabbia toracica, al fine di analizzarne criticità ed effettuare alcune prove computazionali su modelli patient-specific.

All'interno del lavoro di tesi sono stati realizzati due modelli computazionali, uno in ambiente multibody a corpi rigidi ed uno agli elementi finiti. Il primo modello è quello sul quale ci si è concentrati maggiormente grazie ai vantaggi dell'analisi dinamica multibody. Nel software MSC Adams, in seguito alla ricostruzione della struttura ossea, cartilaginea e legamentosa di un soggetto affetto da PE, sono state sviluppate differenti simulazioni capaci di replicare il risultato ottenuto tramite la tecnica mini-invasiva di Nuss. Per valutare la dipendenza dei risultati dalla geometria della strumentazione protesica utilizzata, le prove sono state effettuate utilizzando 4 differenti conformazioni di barra, realizzate sempre a partire dalle geometrie toraciche del paziente oggetto di studio. Differenti criticità sono state incontrate nel vincolamento della barra e nella ricerca di una posizione di equilibrio. Per tale motivo, durante tutte le simulazioni, la barra è stata in qualche modo "legata" alla struttura toracica al fine di simularne l'ancoraggio tramite suture. Per ogni barra sono state effettuate un totale di 18 simulazioni variando parametri di interesse clinico e biomeccanico. È stato realizzato anche un modello deformabile agli elementi finiti utilizzando come ambienti di lavoro il software Altair Hypermesh. Questo modello è stato modificato rispetto a quello multibody con lo scopo di renderlo più completo e veritiero, aggirando problematiche che in Adams non potevano essere risolte. Questi cambiamenti sono stati effettuati anche per validare le soluzioni trovate nel primo modello e per compararne i risultati.

La problematica della dipendenza dei risultati dal giudizio operatorio dei chirurghi pregiudica il buon esito del trattamento, soprattutto quando questo è effettuato da personale con poca esperienza a riguardo. Lo sviluppo naturale del lavoro prevede il perfezionamento di modelli già sufficientemente accurati, che potrebbero essere utilizzati per ottenere, tramite anche algoritmi automatici o semi-automatici una o più geometrie delle barre metalliche in funzione del risultato voluto, aiutando e guidando il chirurgo nella definizione dei supporti da impiantare nel paziente.

Capitolo 2

Anatomia del torace

2.1 La gabbia toracica

La gabbia toracica corrisponde anatomicamente alla porzione di corpo umano collocata tra il collo, superiormente, il muscolo diaframma, inferiormente, e lateralmente tra le due spalle. Può essere individuata come la regione appartenente al petto (o torace) e alla parte superiore della schiena. Nello specifico la gabbia toracica è quel composto osseo-cartilagineo che consta di:

- Dodici coppie di costole che rappresentano le porzioni laterali, e una discreta parte della porzione anteriore;
- Cartilagini costali che uniscono le costole allo sterno;
- Lo sterno che ne costituisce la regione centrale anteriore;
- Dodici vertebre toraciche che ne rappresentano la porzione centrale posteriore.

Nell'ottica della vita umana la gabbia toracica svolge un ruolo fondamentale, ricoprendo almeno tre importanti funzioni. Fornisce infatti protezione meccanica ad organi quali il cuore, i polmoni, l'esofago, l'aorta, le vene cave e il midollo spinale, e più in generale, garantisce il sostegno del corpo umano grazie alle vertebre toraciche. Infine, svolge la funzione di supporto alla respirazione, garantita dalla mobilità delle costole che permettono di ampliare o diminuire il volume interno alla gabbia toracica. Le patologie principali a carico di questo sistema sono: fratture ossee (soprattutto a carico delle costole), infiammazioni delle cartilagini (come la sindrome di Tietze e la costocondrite) e malformazioni (esempi classici sono il Pectus Excavatum o il Pectus Carinatum). In Figura 2.1 viene rappresentata l'anatomia della gabbia toracica.



Figura 2.1: Parti anatomiche della gabbia toracica

2.2 Le costole

L'essere umano possiede un totale di 24 costole, dodici per lato anatomico del corpo. Le costole sono ossa affusolate e ricurve, definite anche come nastriformi arcuate. Ogni paio è connesso, posteriormente, a una delle 12 vertebre toraciche.

Le costole hanno una composizione ossa e al termine del loro decorso, in corrispondenza dell'estremità anteriore, possiedono delle cartilagini costali. Queste sono brevi elementi dalla forma affusolata costituite da tessuto cartilagineo di tipo ialino. Analizzando la struttura della gabbia toracica dall'alto verso il basso, le prime sette paia di costole si proiettano direttamente sullo sterno, trovando inserzione su di esso attraverso le rispettive cartilagini costali. Queste costole sono note anche come "costole vere".

L'ottavo, il nono e il decimo paio si agganciano in maniera indiretta allo sterno, in quanto ognuna delle cartilagini confluisce verso quella della costola precedente, tendendo così a fondersi prima di raggiungere lo sterno. Le costole che formano l'undicesimo e il dodicesimo paio, chiamate "fluttuanti", sono libere da cartilagini e sono anche decisamente più corte delle precedenti. Le costole dall'ottavo al dodicesimo paio vengono chiamate anche "costole false".

Una generica costola, viene suddivisa dagli anatomisti in tre regioni principali, ovvero estremità posteriore, estremità anteriore e corpo. L'estremità posteriore è la parte della costola che interagisce direttamente con la vertebra attraverso due parti chiamate testa e collo, e nel complesso formano un tipo di articolazione detta doppia artrodia. L'estremità anteriore è invece la regione d'inserzione con le cartilagini costali. Queste sono dei prolungamenti naturali della costola e ne costituiscono una parte integrante, ma data la composizione tissutale completamente differente, gli esperti di anatomia hanno ritenuto più adeguato distinguerle con una denominazione specifica. Il corpo di una costola, infine, è la regione compresa tra le regioni precedentemente elencate. Lo spazio presente due costole vicine prende il nome di spazio intercostale. In Figura 2.2 vengono raffigurate le varie parti di una generica costola.



Figura 2.2: Anatomia di una generica costola

2.3 La cartilagine costale

Nel corpo umano si trovano diverse tipologie di tessuto cartilagineo alle quali corrispondono differenti proprietà e funzioni. Le cartilagini costali, in particolare, corrispondono al tipo "ialino", la tipologia di cartilagine più abbondante.

La cartilagine ialina ha un aspetto bianco-bluastro ed è caratterizzata da un certo grado di elasticità che le permette di ricoprire un ruolo importante sia nella funzione di sostegno al corpo, sia di conferire allo scheletro una certa flessibilità. Nelle varie fasi dello sviluppo fetale essa costituisce gran parte dello scheletro, ma con la cresscita viene quasi completamente sostituita dal tessuto osseo. Nell'adulto è possibile ritrovare questa tipologia di tessuto unicamente nelle cartilagini costali, nasali, tracheali, bronchiali e laringee, ma anche come rivestimento delle superfici articolari. Questo tipo di cartilagine è rivestita da un sottile involucro di tessuto connettivo compatto, propriamente detto pericondrio. La matrice (o sostanza intercellulare) della cartilagine ialina è amorfa e ricca di fibre di tipo collagene oltre che di proteoglicani, mentre sono quasi assenti le fibre elastiche.

2.4 Lo sterno

Dal punto di vista anatomico, lo sterno è un osso piatto e allungato, impari e mediano, che si trova nella parte anteriore centrale del torace, concavo posteriormente e leggermente convesso anteriormente.

È costituito internamente da tessuto osseo spugnoso ed esternamente da un sottile strato di tessuto osseo compatto. Lo sterno è un osso con una ricca vascolarizzazione e presenza di midollo osseo, ed inoltre è il punto d'origine di uno dei due capi dei muscoli sternocleidomastoidei. Lo sterno consta di tre parti fondamentali, ovvero il manubrio, il corpo e il processo xifoideo.

Il manubrio è la regione superiore e possiede una forma trapezoidale. Questa parte fornisce i punti di ancoraggio per le due clavicole e le prime due paia di cartilagini costali. Il corpo è il segmento intermedio, presenta una forma allungata e garantisce l'inserzione a sei paia di cartilagini costali. Infine, il processo xifoideo si trova nella porzione inferiore. Quest'ultimo è un elemento piccolo rispetto al resto dello sterno e ha una conformazione variabile [1] ed è caratterizzato da una lieve depressione, che, insieme ad una zona del corpo, permette l'inserimento del settimo paio di cartilagini costali. In Figura 2.3 viene raffigurato lo sterno in vista frontale e laterale.



Figura 2.3: Anatomia sternale: (A) vista frontale dello sterno; (B) vista laterale dello sterno; (C) posiizione anatomica dello sterno

2.5 Articolazioni della gabbia toracica

Nella gabbia toracica troviamo tre tipologie differenti di articolazioni, che sono:

• articolazioni sternali: articolazioni proprie dello sterno che collegano manubrio e processo xifoideo al corpo;

- articolazione sterno-costale: articolazioni fra sterno e le rispettive cartilagini;
- articolazione sterno-clavicolare: articolazioni fra sterno, in particolare il manubrio, e la clavicola;
- articolazione costo-vertebrale e costo-trasversale.

L'articolazione manubrio-sternale, vista lateralmente è quella che mette in evidenza l'angolo sternale [1]o angolo del Louis. Questo angolo possiede una certa mobilità e libertà di movimento: per esempio varia durante il ciclo della respirazione, passando da un valore medio di 162,7° in inspirazione profonda a quello di 164,7° in espirazione profonda. Quest'angolo, che forma un rilievo trasversale sporgente, è molto importante in semeiotica in quanto viene utilizzato come punto di riferimento [1] nella ricerca del secondo e dei tre successivi spazi intercostali. Questi vengono utilizzati per effettuare una ottimale auscultazione o il corretto posizionamento delle derivazioni precordiali durante un ECG. L'articolazione manubrio sternale, da un punto di vista biomeccanico, è una sinfisi [1], che solamente in determinati casi può calcificarsi diventando una sinostosi, la quale non permette più movimenti (10 % dei soggetti sopra i 30 anni). La sinfisi in questione è composta da un disco fibrocartilagineo localizzato fra le due facce articolari di manubrio e corpo. L'articolazione xifo-sternale, invece, è una sincondrosi, che tende ad ossificarsi con lo sviluppo, diventando una sinostosi [1].

Altre articolazioni della gabbia toraciche sono quelle che le costole formano con la colonna vertebrale. Queste articolazioni vincolano le costole in due differenti punti. Le articolazioni costo-vertebrale e costo-trasversale sono mostrate in Figura 2.4



Figura 2.4: Anatomia delle articolazioni tra le costole e le vertebre

2.6 Le inserzioni muscolari

Nella gabbia toracica trovano inserzione molti muscoli, alcuni anche molto importanti per quanto riguarda la meccanica respiratoria e quella locomotoria. Nella parte anteriore dello sterno a livello del manubrio, per esempio, si inserisce il muscolo sternocleidomastoideo [1]. Il gran pettorale invece trova inserzione lungo il manubrio (lateralmente all'inserzione dello sternocleidomastoideo) fino a tutto il corpo dello sterno, mentre a livello del processo xifoideo si inseriscono i fasci più mediali del muscolo retto dell'addome. Posteriormente invece, nella regione supero-mediale del manubrio si colloca la parte iniziale del muscolo sternoiodeo, e in posizione infero-laterale il muscolo sternotiroideo [1]. Lungo tutto il corpo, in posizione infero-laterale si trova anche il muscolo trasverso del torace, e infine, all'altezza del processo xifoideo partono alcuni fasci appartenenti alla parte sternale del diaframma [1].

Capitolo 3

Pectus Excavatum

Dopo la prima descrizione di Pectus Excavatum (PE) nel 1494 da parte di Bauhinus [2], molti autori hanno descritto in dettaglio l'anatomia, la fisiopatologia e il trattamento chirurgico di questa deformità [3].

Il Pectus Excavatum, o torace ad imbuto, è un'anomalia congenita a livello sterno-costale della gabbia toracica, contraddistinta da un infossamento al centro del torace dovuto ad un'angolatura dello sterno verso l'interno, in direzione della colonna vertebrale. Altre evidenze posturali possono essere riscontrate nelle spalle cadenti e una lieve ipercifosi. In Figura 3.1 viene mostrata la conformazione esterna del torace e la differenza, in un piano trasversale, tra un torace normale e uno deformato.



Figura 3.1: Pectus Exavatum: rappresentazione dell'anatomia del torace con dettaglio su un piano trasversale

La malformazione toracica in esame può manifestarsi in forma simmetrica o asimmetrica. La deformazione non avviene a carico delle coste, che risultano al contrario perfettamente conformate, ma solamente a carico dello sterno e cartilagini ad esso collegate. Nei soggetti di sesso femminile, l'anomalia spesso comporta anche un asimmetrico sviluppo delle mammelle. La depressione della parete toracica anteriore rappresenta sicuramente la caratteristica principale di questa patologia, mentre il grado di deformità può variare da una depressione banale senza compromissione funzionale, ad una deformità anatomica estremamente grave, con possibile insorgenza di complicanze come l'insufficienza polmonare e, occasionalmente, alla dislocazione e compressione cardiaca [4]. In Figura 3.2 viene mostrato come il PE può modificare la morfologia anatomica del cuore.



Figura 3.2: Compromissione cardiaca nel PE: (A) Torace normale; (B) Compressione del cuore dovuta al PE; (C) Dislocamento cardiaco dovuto al PE

I problemi di carattere fisiologico possono peggiorare con l'avanzare dell'età se il paziente non viene operato nell'infanzia a causa del processo di calcificazione delle ossa [5]. Nella maggioranza dei casi il PE risulta essere comunque asintomatico, fatta eccezione per i disagi estetici di natura psicologica ad esso collegato che, soprattutto in età adolescenziale, possono farsi prorompenti. Infatti, in alcuni casi seppur in assenza di sintomi, il quadro psicologico e comportamentale del soggetto può variare significativamente: alcuni bambini, o bambine, mostrano infatti repulsione per tutte quelle situazioni che comportano l'esibizione del petto nudo, circostanze molto comuni in spiaggia, in piscina o nella pratica di diverse attività sportive. La distorta percezione della propria immagine e l'espressione di un disagio psicologico più o meno accentuato, anche in base alla severità della patologia, possono condurre fino al netto rifiuto di alcune tra le normali attività sopra citate [6] [5].

3.1 Epidemiologia

Il Pectus Excavatum è la più comune deformità della parte anteriore del torace, infatti, circa il 90% delle deformazioni sternali è rappresentato dal "petto escavato". Sebbene l'incidenza di PE varia considerevolmente da una relazione all'altra, è evidente un tratto genetico predisponente: circa 40% dei soggetti con torace a imbuto presenta almeno un familiare diretto con la stessa anomalia toracica [7] [6]. La maggior parte delle fonti analizzate riportano un'incidenza di PE stimata di 1 bambino affetto ogni 400 nati circa [7] [8] [9], con una percentuale di soggetti di sesso maschile colpita circa quattro volte più alta rispetto alla controparte femminile [10] [8].

3.2 Sintomatologia

La patologia è essenzialmente asintomatica e solamente in rari casi, e nell'eventualità in cui ci sia una depressione sternale sufficientemente severa, possono ricorrere sintomi e segni clinici. Questi consistono generalmente in dolore e precordialgie, che tende a manifestarsi soltanto in seguito alla ripetizione di determinati sforzi. In casi particolarmente gravi in cui si verifica una compressione del cuore e dei polmoni da parte dello sterno, si può assiste a comparsa di aritmie e sincope.

In generale, le compressioni di diverse entità di cuore e polmoni causata dal Pectus Excavatum, possono pregiudicare il normale funzionamento di questi organi e potrebbero portare alla comparsa di:

• Ridotta tolleranza all'esercizio fisico e agli sforzi in generale [11]

- Dolore toracico [12]
- Tachicardie e/o palpitazione
- Infezioni respiratorie croniche
- Senso di fatica
- Affanno o tosse [7]
- "Rumori" cardiaci

3.3 Eziologia

Le cause che portano alla manifestazione del PE non sono ancora del tutto certe: fra le varie ipotesi ve ne sono alcune che riguardano un'anomalia dello sterno o del diaframma, mentre altre secondo cui la patogenesi sarebbe dovuta a un'anomala crescita condro-costale, eccessiva e asimmetrica, con successivo affossamento sternale.

In molti casi l'anomalia mostra familiarità e, in circa il 15% dei casi, il paziente risulta affetto da una forma di scoliosi. Solamente nel 2% dei soggetti la malformazione si associa a una cardiopatia.

Si registrano, però, anche diversi casi di soggetti in cui questa patologia può essere associata clinicamente ad anomalie dell'apparato respiratorio, come patologie retraenti croniche (e.g. di-splasia bronco-polmonare) o pazienti affetti da patologie ostruttive delle alte vie respiratorie.

Nonostante nella maggioranza dei casi, il pectus Excavatum sia una patologia a se stante, in alcuni casi invece, il PE rappresenta un possibile segno patologico di alcuni stati morbosi, come :

- La sindrome di Marfan: una malattia genetica a carico del tessuto connettivo, che causa principalmente deformazioni muscolo-scheletriche, problemi cardiocircolatori, deficit visivi, dispnea e altri disturbi polmonari.
- Il rachitismo: osteopatia che si manifesta precocemente in età infantile dovuta ad un difetto di mineralizzazione della sostanza intracellulare ossea. A provocare tale difetto è la carenza di vitamina D e calcio, oltre che una non adeguata esposizione alla luce solare.
- La scoliosi, ovvero un'anomala curvatura della colonna vertebrale.

3.4 Diagnosi

La pratica diagnostica, in genere, parte sempre dall'esame obiettivo, nel quale il medico osserva il soggetto. Nei casi di presenza di PE questo è spesso sufficiente ad effettuare una diagnosi in quanto il medico può analizzare l'aspetto del torace e misurare la depressione sternale. Per determinare la severità e le possibili implicazioni funzionali a carico del cuore e polmoni, il medico ricorre ad altre tipologie di test diagnostici che permettono di avere un quadro completo e dettagliato. Tra gli esami solitamente prescritti troviamo:

- Radiografia del torace (RX-torace)
- TC (o tomografia computerizzata)
- Electrocardiogramma (o ECG)

- Ecocardiogramma
- Prove di funzionalità respiratoria

La radiografia al torace è un esame radiologico di diagnostica per immagini, che consente di analizzare, solitamente da una vista frontale e laterale, le principali strutture ossee toraciche. È possibile localizzare anche cuore e polmoni anche se con un livello di dettaglio sicuramente molto basso. La RX-Torace viene utilizzata per visualizzare l'andamento della colonna vertebrale e l'eventuale infossamento sternale. È una procedura indolore, ma che presenta comunque dei livelli di rischio dovuti all'esposizione ad una certa dose di radiazioni ionizzanti nocive.

Altro esame ampiamente utilizzato è la tomografia computerizzata (TC): esame diagnostico per immagini, che consente una visualizzazione abbastanza nitida e accurata degli organi interni. Anche in questo caso l'esame è basato su radiazioni ionizzanti, per cui il test è da considerarsi invasivo. Questo esame è quello che in genere viene utilizzato per quantificare la severità della patologia, in quanto vengono dalle immagini tridimensionali ottenute si calcolano alcuni parametri capaci di quantificare la gravità della patologia.

L'indice di Haller o Haller Index (HI), è un indice misurato tramite immagini TC, calcolato come il rapporto matematico tra la larghezza interna della gabbia toracica e la distanza dello sterno dalla colonna vertebrale. Tutte queste misure vengono effettuale a livello toracico in cui la depressione sternale è maggiormente pronunciata. In Figura 3.3 viene mostrata un immagine Tc del torace che evidenzia le distanze necessarie al calcolo dell'HI.



Figura 3.3: Utilizzo delle immagini di tomografia computerizzata nella valutazione del PE e calcolo dell'Haller Index.

Utilizzando le immagine ottenute mediante tomografia computerizzata, al soggetto viene assegnato un valore che corrisponde alla severità della deformità toracica.

- Torace normale: <2
- Pectus excavatum lieve: $2.0 \div 3.2$
- Pectus excavatum moderato: $3.2 \div 3.5$
- Pectus excavatum grave: >3.5

Altri esami accessori sono l'elettrocardiogramma (ECG) e l'ecocardiogramma che permettono di fare una valutazione funzionale sugli organi interni alla cassa toracica. L'ECG permette al cardiologo di rilevare eventuali anomalie del ritmo cardiaco mentre l'ecocardiogramma può evidenziare la presenza di alterazioni anatomiche, come difetti nei setti cardiaci, difetti valvolari e malformazioni del miocardio. Al fine di valutare anche la funzionalità respiratoria, possono essere richiesti anche esami come la spirometria, che valuta la capacità polmonare e l'apertura delle vie respiratorie, e un test sotto sforzo, che permette di evidenziare variazioni di diverse grandezze cardiache e polmonari.

3.5 Trattamenti

Nei casi in cui il PE si manifesti in forme gravi esiste la possibilità di intervenire mediante trattamento chirurgico. Esistono diverse tecniche operatorie che vengono scelte dal chirurgo in base e alla sua personale opinione e formazione, alla conformazione della deformità e all'età del soggetto. Ci sono essenzialmente due tecniche principali: una serie di tecnica tradizionali e invasive, che si basano sulla tecnica di Ravitch, e una più recente "mini-invasiva", nota come tecnica di Nuss. Nella maggiorparte dei casi, l'intervento chirurgico risulta essere molto efficace, portando ad una riduzione della sintomatologia eventualmente presente e ad un sollevamento sternale esteticamente apprezzabile. Recentemente è stata sviluppata anche una tecnica non chirurgica che consiste nell'applicazione di un dispositivo medico "sotto vuoto". Questo dispositivo, chiamato Vacuum Bell, ha mostrato risultati promettenti nonostante non esistano ancora studi su effetti a lungo termine [13]

Il trattamento chirurgico non è precluso anche a forme asintomatiche nel caso in cui il soggetto mostri evidenti motivazioni psicologiche che lo spingano a voler risolvere la propria situazione. A tale scopo sono state sviluppate anche tecniche meno traumatiche che vertono sulla sola correzione estetica della patologia. In questi casi la correzione prevede l'inserimento di un supporto in silicone, modellato a partire dalle immagini tomografiche del torace del paziente al fine ottenere un risultato estetico migliore e una riduzione dei rischi per il soggetto.

3.6 Terapie non chirurgiche

Nei casi di PE lieve o moderato, soprattutto in pazienti molto giovani, possono essere eseguiti anche dei trattamenti fisioterapici che consistono prevalentemente in esercizi di allungamento e rinforzo muscolare, svolti con l'obiettivo di rallentare il processo d'infossamento dello sterno e tentare di correggere la postura.

La seconda tecnica non chirurgica esistente è l'applicazione del Vacuum Bell, adottata per lo più in diversi ospedali tedeschi. Questa procedura prevede l'applicazione di un presidio esterno di correzione composto principalmente da una ventosa a campana, chiamata ventosa Klobe, dal nome del suo inventore, un ingegnere tedesco che tentò di trovare una soluzione alla stessa malformazione toracica di cui era affetto. Il tempo di applicazione della ventosa varia in base alla severità della patologia e al risultato che si vuole ottenere. Il dispositivo può essere utilizzato come strumento ausiliario anche durante l'applicazione della barra metallica nella pratica chirurgica di Nuss, ottenendo un sollevamento sternale momentaneo che permette un più facile inserimento della stessa [13].D'altra parte, molti medici sconsigliano l'applicazione della tecnica a paziente morbosi, in particolare nel caso i cui ci siano pregresse angiopatie, aneurismi dell'aorta e emofilia. In Figura 3.4 viene mostrato il dispositivo in esame.



Figura 3.4: Tipica conformazione del dispositivo Vacuum Bell

3.7 Terapie chirurgiche

3.7.1 Tecnica originale di Ravitch e modificazioni successive.

La tecnica chirurgica proposta da Ravitch rappresenta l'approccio chirurgico tradizionale anche se oggi, nella sua forma originale, la procedura a "cielo aperto" descritta viene applicata con meno frequenza. La procedura prevede un'incisione longitudinale lungo lo sterno negli uomini e sub-mammaria nelle donne, l'asportazione di tutte le cartilagini costali deformate, responsabili dell'infossamento a causa del loro sviluppo anomalo e un rimodellamento sternale. Lo sterno, libero dai vincoli cartilaginei, viene mobilizzato e riposizionato in una sede anatomicamente più corretta. Viene quindi poggiato su di un sostegno metallico che viene poi rimosso dopo circa sei mesi/un anno (tempo necessario alla completa stabilizzazione delle strutture toraciche) o su di una rete di tessuto plastico. Sia il posizionamento della struttura che la sua rimozione vengono eseguiti in anestesia generale, durante operazioni chirurgiche della durata di 2-3 ore, con un tempo medio di ospedalizzazione di 5-7 giorni. Nel corso dei decenni la tecnica ha subito molte modificazioni proposte dagli stessi chirurghi che utilizzavano questa tecnica per il trattamento del PE. In particolare, ci si è spostati verso una resecazione minima della cartilagine collegata a diverse osteotomie sternali al fine di diminuire le forze a carico dello sterno e poterlo meglio modellare. Preservare una porzione maggiore delle cartilagini costali infatti fornisce una migliore stabilità allo sterno riducendo anche i tempi operatori e i tempi di recupero. Altre modificazioni riguardano per esempio il tipo di supporto da applicare in posizione retrosternale. Sono state proposte infatti diverse strutture sia in titanio [14] sia in acciaio inossidabile dalle diverse forme, come quella ad "ali di gabbiano" che sembrerebbe fornire un supporto migliore allo sterno [15]. In Figura 3.5 vengono mostrate le principali fasi della tecnica chirurgica esposta.



Figura 3.5: Fasi salienti della tecnica di Racitch. Da sinistra a destra: Incisione sub-mammaria nelle donne; localizzazione delle cartilagini costale; rimozione delle cartilagini; lieve frattura dello sterno; posizionamento barra e in seguito chiusura. [9]

3.7.2 Tecnica mini-invasiva

Nel 1998 circa, il dottor. Donald Nuss, mise appunto una procedura chirurgica per il trattamento del PE, rinominata successivamente come tecnica mini-invasiva o tecnica di Nuss. La procedura è nota anche con l'acronimo MIRPE che sta per "Minimally Invasive Repair of Pectus Excavatum". La procedura, svolta interamente in laparoscopia, prevede la realizzazione di due brevi incisioni ai lati del torace (3-5 cm), attraverso le quali il chirurgo, tramite supporto toracoscopico, inserisce una "guida" che poi utilizzerà per il posizionamento di una flangia metallica appositamente conformata dal chirurgo in sede operatoria. La struttura viene inserita con la concavità rivolta anteriormente in modo da non danneggiare le strutture interne e solo dopo il corretto posizionamento viene fatta ruotare e adagiare sulle costole, alle quali viene fissata, talvolta utilizzando degli stabilizzatori. La barra utilizzata per questa tecnica viene solitamente realizzata in acciaio inossidabile di tipo chirurgico, o da titanio nel caso di allergie al nichel o altri componenti. Possono essere necessarie più barre per ottenere la correzione voluta.

L'effetto dell'intervento è visibile subito dopo l'applicazione della barra, così come la correzione estetica. La rimozione del supporto avviene dopo un lasso di tempo variabile tra i 24 e i 36 mesi a seconda dei casi, mentre negli USA viene rimossa solitamente dopo 12 mesi. I tempi di ospedalizzazione richiesti sono mediamente brevi per soggetti giovani in cui la rimodellazione delle ossa o cartilagini è meno complicata. Si parla di 4-6 giorni in bambini, mentre per gli adulti si va dai 10 giorni fino a più di 20 giorni di ricovero. I tempi sono giustificati dal fatto che bisogna monitorare la stabilità della barra e fornire al paziente una adeguata terapia analgesica. L'intervento, infatti, pur essendo mini-invasivo a livello di tagli cutanei, è altamente traumatico e doloso soprattutto per i soggetti più adulti. In Figura 3.6 vengono mostrate le principali fasi della procedura chirurgica ideata da Donald Nuss.



Figura 3.6: Procedura di Nuss. Da sinistra a destra: inserimenti guida mediante ausilio toracoscopico; inserimento barra di Nuss; rotazione della barra mediante l'uso di strumentazione apposita.

Un impianto posizionato e ancorato correttamente, permette al soggetto di compiere attività sportiva già a qualche mese dall'intervento, anche se la presenza di stabilizzatori può limitare il movimento, soprattutto degli arti superiori, e causare dolori. La complicanza più rilevante derivante dalla procedura chirurga MIRPE è la migrazione della barra, molto comune soprattutto nei casi in cui la procedura venga svolta da equipe non specializzate o con una adeguata esperienza. In questo caso lo spostamento dell'impianto genera dolore che progressivamente aumenta insieme al dislocamento. Con la migrazione possono insorgere una serie di pericoli quali il decesso per danni al sistema cardiaco, infatti, una volta accertato il dislocamento, si interviene tempestivamente alla rimozione del supporto metallico.

3.7.3 Interventi puramente estetici

Nel caso in cui la patologia non manifesti particolari limitazioni fisiologiche è possibile intervenire per soli fini estetici, in modo da risolvere disturbi di origine psicologica collegati alla deformità. Nei casi in cui il PE non richieda interventi chirurgici, una correzione estetica può essere ottenuta più agevolmente mediante l'inserzione nella cavità toracica di materiali autologhi, come il grasso (lipofilling), o sintetici. Purtroppo, a differenze dei trattamenti chirurgici, gli esiti finali di queste tecniche, non sempre raggiungono i risultati voluti.

La soluzione più diffusa, in questi casi, è quella di utilizzare un impianto sintetico modellato sulla conformazione deformata del singolo paziente. Questa tecnica è un punto di riferimento in quanto risulta essere semplice e affidabile, con risultati esteticamente gradevoli [16]. Ovviamente non può essere utilizzata per risolvere la sintomatologia collegata al PE, ma può essere una valida alternativa nel trattamento di deformità non troppo accentuate, nelle quali i problemi principali riguardano la psiche del soggetto. La realizzazione degli impianti può essere resa altamente personalizzata, sfruttando dei calchi in gesso realizzati sul torace del paziente o mediante ricostruzione delle geometrie con tecniche CAD che rendono la progettazione dell'impianto molto più accurata [17]. Questo genere di impianti sono realizzati prevalentemente in gomma siliconica medica, un materiale resistente all'invecchiamento e infrangibile.

Capitolo 4

Stato dell'arte

4.1 Tecniche a confronto

Nel corso dei decenni sono state sviluppate differenti tecniche chirurgiche per il trattamento del PE. Uno degli aspetti più controversi dell'intervento chirurgico scelto come rimedio della deformità toracica in questione, è sempre stato il metodo utilizzato per garantire un sollevamento sternale duraturo nel medio-lungo termine.

Le prime soluzioni proposte riguardarono un fissaggio rigido interno o esterno allo sterno [18] [19] [20] [21], la stabilizzazione dello stesso mediante l'utilizzo di fili [22] [23] o reti metalliche [24], o strutture metalliche trans-sternali [25]. Altri autori proposero tecniche chirurgiche basate principalmente sulla resecazione delle cartilagini, allo scopo di diminuire le forze sullo sterno, senza nessun tipo di fissaggio particolare [26] [27].

A partire dagli anni sessanta si iniziano ad utilizzare strutture metalliche più simili a delle barre. Già nel 1961 era prassi, in determinate strutture, utilizzare barre metalliche retrosternali e ante-costali per sostenere lo sterno elevato in seguito a resecazioni delle cartilagini costali. Sbokos et al. [28] nel suo studio del 1975 presentò un resoconto su un totale di 72 pazienti operati tra il 1961 e 1973 con l'utilizzo di una tecnica basata sull'inserimento di una barra in acciaio inossidabile posizionata retrosternalmente. Dallo studio emersero dei risultati che confermarono la bontà della tecnica, sia in termini di sollevamento ottenuto sia come percentuali di successo. Da analisi ulteriori, gli autori indicarono l'età ideale per effettuare il trattamento proposto, e individuarono questa fascia tra i 6 e 10 anni compiuti per via della flessibilità delle cartilagini intercostali. La tecnica si dimostrò egualmente applicabile anche in quei pazienti nei quali una prima riparazione non portò i risultati sperati. I sei pazienti che rientravano in questa categoria ottennero risultati "eccellenti" o "buoni" in seguito all'intervento. In Tabella 4.1 sono mostrati i dati relativi ai risultati finali dello studio.

Follow up]Risultati						
ronow-up	Numero di casi	Eccellente		Buono		Scarso		Seconda operazione
(ann)		n.	%	n.	%	n.	%	
1-3	18	13	72	1	6	4	22	3
4-6	16	15	94	1	6	0	0	
7-10	23	17	74	5	22	1	4	
> 10	15	8	53	5	33	2	14	
Totale	72	53	73	12	17	7	10	3

Tabella 4.1: Risultati follow-up a lungo termine

Negli anni successivi si svilupparono sempre nuove tecniche chirurgiche con lo scopo di diminuire l'invasività dell'intervento e quindi il trauma a carico dello sterno e delle cartilagini. In un primo momento si andò a minimizzare la resecazione delle cartilagini intercostali, apportando differenti modifiche alle tecniche di Welch [29] e Ravitch [30], sino ad arrivare ad una nuova tecnica "mini-invasiva" proposta da Nuss [31].

Fonkalsrud [32] nel 2004 presentò uno studio dove venivano riassunte le modificazioni e gli sviluppi proposti per quanto concerne il tipo di trattamenti "open repair" basate sulla tecnica di Ravitch. Durante un periodo di 12 mesi (settembre 2002-settembre 2003) Fonkalsrud seguì 75 pazienti affetti da PE sintomatico operati con una nuova tecnica meno invasiva. Dopo la resecazione delle cartilagini, e una delicata frattura senza distacco dello sterno, una sottile struttura di acciaio inossidabile di Adkins [19] veniva posizionata posteriormente allo sterno e alla cartilagine costale per poi essere fissata alle costole. Per 9 pazienti sotto i 12 anni o sopra i 40 anni, è stata necessaria una minima resecazione retrosternale e la struttura metallica è stata posizionata anteriormente allo sterno e fissata ad esso per garantirne la stabilità. Tutti i pazienti sottoposti all'intervento, a meno di un individuo, hanno ottenuto risultati ottimi o buoni. In questo caso il tempo medio di intervento è stato di 174 minuti, con una ospedalizzazione breve di 2.7 giorni. Inoltre non sono state rilevate particolari complicanze o decessi. La barra è stata sempre rimossa entro un periodo medio di 6 mesi, mentre il follow-up per ogni paziente è durato in media 8.2 mesi.

Come spesso accade nel contesto di procedure di tipo chirurgico, gli interpreti cercano di dare un tocco personale alle procedure, ricercando sempre di perfezionare la tecnica basandosi sulla propria formazione ed esperienza. Dato et al. ha proposto diverse modifiche ed accorgimenti per entrambe le tecniche più utilizzate, ovvero la procedura di Nuss e per quella di Ravitch [15] [33]. In particolare, per quanto riguarda la prima tecnica, propose un semplice "trick" che consisteva in una sternotomia anteriore parziale a forma di T, eseguita dopo il posizionamento della barra di acciaio inossidabile, al fine di promuovere un meccanismo a cerniera dello sterno per ridurre la tensione sul rinforzo. La seconda modifica proposta riguardava la geometria della barra utilizzata sia per la tecnica di Ravitch sia per quella di Nuss. Notò che una forma definita "ad ali di gabbiano" potrebbe essere più idonea per la modellizzazione di questo genere di supporti. Questa forma fornirebbe un maggior sostegno retrosternale, permettendo un più facile equilibrio delle forze di contatto tra la barra e le costole. Tra il 1958 e 1991 testò questa tipologia di barra, applicando alla tecnica di Ravitch modificata a 315 pazienti. I risultati ottenuti sono mostrati in Tabella 4.2.

	Numero di pazienti	%
Mortalità complessiva	1	0.3
Infezione della ferita sternale	4	1.3
Seconda operazione	7	2.2
Ospedalizzazione media	8.2 ± 2.1 giorni	-
Risultato estetico:		
Eccellente	246	78
Buono	57	18
Scarso	12	4

Tabella 4.2: Risultati dopo l'intervento chirurgico per PE

La protesi si è dimostrata essere sicura, facile da impiantare e da rimuovere, oltre che confortevole per i pazienti. La tecnica proposta nello studio ha mostrato buoni risultati a medio-lungo termine indipendentemente dal tipo di deformità e età dei soggetti. Con l'avvento di nuove e differenti tecniche operatorie il chirurgo ha la possibilità di scegliere la procedura che più si adatta al paziente e che reputa, in base all'esperienza personale, la migliore. Antonoff et al. [34] in uno studio condotto nel 2009, diede la possibilità ai pazienti di scegliere con quale tecnica venir operati. Proposero tre differenti tecniche: la procedura di Leonard [35], di Nuss e di Ravitch. In un periodo di quattro anni sono stati selezionati pazienti affetti da PE sintomatico, escludendo soggetti con precedenti trattamenti falliti e con anormalità anatomiche o fisiologiche. Durante la preospedalizzazione, il personale medico ha informato le famiglie e i pazienti riguardo le tre diverse procedure, i tempi medi di intervento, ospedalizzazione, necessità di secondi interventi e anestesie. In Tabella 4.3 sono state riportate le caratteristiche dei pazienti in base alla tecnica scelta.

Tipologia intervento		Ravitch	Nuss	Leonard
n (%)		56(60.9%)	14 (15.2%)	22(23.9%)
Maschi (%)		47 (83.9%)	12 (85.7%)	20 (20.9%)
Età media (anni) \pm SEM		23.4 ± 1.5	19.5 ± 1.4	20.7 ± 1.9
Comorbilità	Asma	3(5.4%)	-	-
	Sindrome di Marfan	1(1.8%)	1(7.1%)	1(4.6%)
	Scogliosi	2(3.6%)	1 (7.1%)	2(9.1%)
	Cardiaci/vascolari	2(3.6%)	-	1(4.6%)
	GERD	1 (1.8%)	-	-
	Psichiatrici	3(5.4%)	2(1402%)	1 (4.6%)

Tabella 4.3: Caratteristiche dei pazienti

GERD indica la patologia di reflusso gastroesofageo

I risultati dello studio sono mostrati in Tabella 4.4 e 4.5 che riportano rispettivamente informazioni sul decorso ospedaliero e le complicanze riscontrate dai pazienti.

	Tabella 4.4:	Decorso	ospedaliera
--	--------------	---------	-------------

Tipologia intervento	Ravitch	Nuss	Leonard
OR time (min) \pm SEM	110 ± 4	109 ± 8	111 ± 4
Follow-up OR time (min) \pm SEM	24.3 ± 3	48 ± 12	-
Costi (primo intervento)	19838	\$34 795	18 094
Costi (follow-up)	\$ 7576	\$ 8954	-
Costi Totali	27 414	43749	18 094
$LOS \pm SEM$ (giorni)	2.2 ± 0.1	3.9 ± 0.6	1.5 ± 0.1
% Anestesia necessaria	$50 \ \%$	$100 \ \%$	5 %
Mesi con la Barra/Struttura \pm SEM	9.6 ± 0.6	27.3 ± 3.6	-
Mesi con sostegno \pm SEM	-	-	2.9 ± 0.06

OR indica la sala operatoria; LOS tempo ospedalizzazione;

	Ravitch	Nuss	Leonard
Totale pazienti con complicazioni	8 (14.3%)	5(35.7%)	2(9.1%)
Infezioni ferita	-	-	1~(4.6%)
Pneumotorace o versamento pleurico che richiede il posizionamento del tubo toracico	3 (5.4%)	1 (7.1%)	-
Polmonite	2(3.6%)	-	-
Versamento pericardiale	3(5.4%)	-	-
Pseudoartrosi	1(1.8%)	-	-
Neuroprassia	-	1 (7.1%)	-
Dislocamento necessario di operazione	3(5.4%)	4(28.6%)	-

Tabella 4.5: Complicazione dei pazienti

La procedura scelta maggiormente è stata quella di Ravitch (60.9%) seguita da quella di Leonard (23.9%) e da quella di Nuss (15.2%). Dal confronto è emerso anche che i giorni di ricovero, le spese, gli analgesici necessari e la percentuale di complicanze sono tutte più alte nel gruppo operati con la procedura di Nuss.

In letteratura, sono numerosi gli studi comparativi tra le varie tecniche al fine di studiarne le differenze e compararne l'efficacia e le complicanze. Per quanto riguarda pazienti prepuberali, la procedura mini-invasiva di Nuss risulta essere quella più adatta, ma in pazienti adulti la questione risulta attualmente essere aperta e spesso discussa.

Uno studio di Muhammad [36] del 2013 si pone l'obiettivo di dare una risposta al problema. Allo studio, condotto tra luglio 2009 e luglio 2012, hanno partecipato 31 soggetti tra i 18 e 35 anni, suddivisi in modo casuale in tre gruppi:

- Gruppo A: 9 pazienti operati con la procedura di Ravitch modificata
- Gruppo B: 11 pazienti operati con la procedura di Nuss (riparazione toracoscopica video-assistita) con stabilizzatori metallici
- Gruppo C: 11 pazienti operati con la procedura di Nuss (riparazione toracoscopica video-assistita) con stabilizzatori riassorbibili.

In Tabella 4.6 sono riportati i dati riguardanti i partecipanti, oltre i dati operatori ed eventuali complicanze per ogni gruppo.

Tabella 4.6: Profilo dei pazienti sottoposti a tre differenti tecniche operatorie per il trattamento del PE

	Gruppo A	Gruppo B	Gruppo C	p
n	9	11	11	ľ
Età, media \pm SD (anni)	25.2 ± 6.8	26.5 ± 5.4	25.7 ± 6.0	0.900
Sesso (M/F)	8/1	9/2	9/2	
Haller Index, media \pm SD	3.05 ± 0.34	3.09 ± 0.40	3.07 ± 0.35	
Tempo operatorio, media \pm SD (min)	198 ± 13	65 ± 30	74 ± 30	0.0001
Ricovero posoperatorio, media \pm SD (gg)	5 ± 2	9 ± 3	9 ± 3	0.012
Complicazioni postoperatorie				
Pneumotorace	0	2	1	
Siermoa della ferita	0	1	1	
Dislocazione barra	-	0	0	
Pericarditi	0	0	0	
Versamento pericardico	0	0	0	
Versamento pleurico	1	0	0	
Rottura degli stabilizzatori	-	0	1	
Mortalità perioperatoria	0	0	0	

L'unica differenza significativa riguarda i tempi intraoperatori: nel gruppo A questi sono superiori più di due ore rispetto agli altri due. Dallo studio sembra non emergere una tecnica preferenziale da utilizzare su soggetti adulti ma tutte le procedure analizzate possono essere usate efficacemente senza complicanze intraoperatorie e buoni risultati finali. Tra le tecniche proposte, quella meno invasiva per il paziente è sicuramente quella di Nuss. Questa viene spesso scelta proprio per il merito di prevedere delle incisioni cutanee minime. La procedura ha dimostrato di poter essere un'efficace soluzione a lungo termine nel trattamento del PE, oltre che sicura. Anche se raramente questo tipo di intervento mette a repentaglio la vita del paziente, complicanze più o meno gravi collegate alla riparazione di Nuss sono state riscontrate in un range che va dal 2% al 35% dei casi [36] [37] [38] [39] [40].

L'efficacia della tecnica e la validità della procedura è stata dimostrata anche da Nuss et al. [31] in uno studio del 1998 della durata di 10 anni. I risultati mostrati in Tabella 4.7 e 4.8 riportano i dati relativi alle complicanze post operatorie e i risultati estetici a lungo termine. I dati confermano sia la validità della tecnica sia la significatività delle complicanze ad essa collegate.

Tabella 4.7: Complicanze nei pazienti esaminati

Complicazioni	N. pazienti
Pneumotorace	4
Irritazione cutanea	4
Dislocamento barra	2
Infezione ferite	1
Polmonite virale	1

Tabella 4.8: Risultati a lungo termine dell'intervento minimamente invasivo

Risultati	N. Pazienti
Ottimo	22
Buono	4
Discreto	2
Scarso	2
Numero pazienti a cui la barra è stata rimossa	30
Numero di pazienti con la barra ancora in sede	19
(esclusi dalla valutazione risultati)	12
Totale pazienti operati	42

L'utilizzo di un materiale come l'acciaio inossidabile pone sempre problemi legati all'allergia ad alcuni suoi componenti, come il Nichel e il Cobalto, riscontrata in letteratura intorno al 13% dei casi di interventi con impianti in acciaio INOX [41] [42] [43]. Bisogna sottolineare però che nella maggior parte dei casi ci si riferiva sempre a articolazioni metalliche d'anca ed altre parti mobili, quindi niente di statico come la barra impiantata per il trattamento del PE.

Nel 2007, Rushing et al. [44] pubblicarono uno studio condotto su un totale di 862 soggetti affetti da PE e trattati seguendo la procedura di NUSS. Solamente il 2.2% dei pazienti ha riportato manifestazioni di allergia al metallo utilizzato. L'autore suggerì la possibilità di effettuare test allergici preoperatori, in modo da optare, in caso di esito positivo, su di una barra in titanio. Risultati simili sono stati ottenuti da Obermeyer et al. [45]. Nel 2017 condussero uno studio su 932 pazienti ai quali vennero fatti anche test allergici preoperatori per valutare l'utilizzo di una barra in materiali sostitutive dell'acciaio inossidabile. La percentuale di complicanze dovute all'allergia dal metallo è stata del 1.8%. In questo gruppo la presenza di elementi femminili era statisticamente significativa, come anche individui con ipersensibilità ai metalli o pregressi familiari di sensibilità a questi materiali. Importante segnalare come alcuni pazienti con test preoperatori negativi, in seguito all'inserimento della barra metallica, abbiano poi sviluppato delle allergie al Nichel, Cromo o Cobalto. L'utilizzo di patch test allergici preoperatori negativi non preclude quindi la possibilità di un'allergia postoperatoria.

L'acciaio inossidabile rimane tutt'oggi la prima scelta per la produzione di supporti metallici utilizzati nel trattamento del PE sia in pazienti giovani che adulti. L'alternativa maggiormente testata nel corso degli anni è stata il titanio sia per quanto riguarda la procedura di Nuss che quella di Ravitch modificata. In particolare, una barra in titanio, nota come "Stratos bar, è stata spesso utilizzata ma i suoi risultati risultano essere ancora poco documentati.

Stefani et al. [14] nel 2013 presentarono un case report su due differenti pazienti ai quali era stata impiantata una Stratos bar per correggere la deformità toracica causata dal PE. In un caso il risultato ottenuto è stato ritenuto eccellente anche al termine del follow-up di 5 anni, mentre nel secondo, dopo 30 mesi dall'intervento, la barra si è rotta all'interno del torace del paziente. Nello studio viene ipotizzato che l'utilizzo di una seconda barra possa diminuire le probabilità di rottura ma il fatto mette in dubbio la reale efficacia della soluzione proposta.

Un secondo studio più recente (2018) riscontrò lo stesso problema con un campione di soggetti più grande, tentando di fare chiarezza sui benefici che questa tipologia di barra possa o meno portare. Muthialu et al. [46] ha condotto uno studio della durata di 5 anni seguendo un totale di 39 pazienti operati con la tecnica Stratos.

Il dato principale riguarda le percentuali di trattamenti falliti: 12 pazienti su 39 totali (31%) hanno riportato una rottura della barra impiantata prima della rimozione programmata. In 6 casi sui 12, la rottura è stata riscontrata solo durante radiografie del torace di routine, mentre, nei restanti 6, si sono manifestate sintomatologie collegate alla rottura del supporto. La maggior parte delle rotture è avvenuta al nelle zone centrali (42%), mentre le restanti sono avvenute nei connettori o nelle clip della barra. Non sono emerse correlazioni tra la rottura della stratos bar e la comorbilità dei soggetti. Per quanto riguarda i pazienti che hanno portato a termine il "tempo di posa" della barra, il tempo medio di impianto è stato di 27 mesi. In Figura 4.1 e in Tabella 4.9 sono riportate rispettivamente i design della "Stratos bar" e le parti con le occorrenze in cui è avvenuta la rottura.



Figura 4.1: Parti costitutive della "Stratos Bar" [46]

Posizione	Numero di fratture
Clip destra	0
Angolo destro	1
Connessione destra	2
Corpo della barra	6
Connessione sinistra	2

3

0

Angolo sinistro

Clip sinistra

Tabella 4.9: Posizioni e occorrenze della rottura della barra

4.2 La barra chirurgica

Oltre ad analizzare le tecniche esistenti e le loro differenze in termini di complicane, costi e efficacia, molte ricerche e studi si sono focalizzati sul comportamento meccanico dell'intervento. È stato studiato ciò che accade alla barra metallica in seguito al collocamento all'interno del corpo sia da un punto di vista chimico [47] che meccanico attraverso diverse analisi su campioni reali e simulazioni agli elementi finiti [48].

Un altro aspetto molto trattato riguarda l'utilizzo di nuovi e diversi materiali per la costruzione di queste barre. In particolare, sono stati proposti sia metalli a bassissimo contenuto di nichel, come l'acciaio "Nickel-Free" o "P558" [49] [50] [51], ma anche diverse soluzioni polimeriche, con o senza integrazioni metalliche. Uno studio di Leonardo Ricotti et al. [52] ha permesso di analizzare il comportamento meccanico di una barra di Nuss realizzata sia in materiali metallici che polimerici. L'analisi del supporto è stata condotta utilizzando la simulazione gli elementi finiti: la barra è stata caricata, in corrispondenza del punto di appoggio retrosternale, con una forza di 250 N. La forza media per raggiungere una correzione soddisfacente è tra i 100 N e i 140 N nei bambini, mentre negli adulti è necessaria una forza superiore ai 200 N [53] [54]. Sono state testate soluzioni costituite da materiali omogenei sia combinazioni di materiali diversi, come fili o lamine metalliche vicine tra loro e disposte all'interno di una matrice polimerica biocompatibile. La Figura 4.2 mostra i risultati in termini di massimo sforzo e deformazione della barra nelle varie combinazioni di materiali testati.



Figura 4.2: Risultati della simulazione FEM: Stress massima (A) a deformazione massima (B) per differenti combinazioni di materiali metallici/polimerici e per due differenti design della barra, rispettivamente in foglietti metallici (sinistra) e barrette metalliche(destra). Le linee tratteggiate rappresentano le tensioni di snervamento delll'AISI 316L (verde), Ti-6Al-4V (blu) e Tungusteno (rosso) [52]

L'idea di utilizzare dei coating polimerici viene riproposta anche da Betti et al. [55] che sviluppò un rivestimento di Acido Polilattico (PLA) al fine di minimizzare le risposte tissutali che un contatto diretto con l'acciaio inossidabile (316L) potrebbe portare. Nella progettazione di questo nuovo prototipo, inserirono anche della sensoristica capace di rilevare le forze di spinta in corrispondenza dello sterno e trasmetterle a dispositivi esterni per il loro monitoraggio. Anche in questo caso, per quanto riguarda l'analisi meccanica della barra, è stata condotta una simulazione agli elementi finiti, vincolando le estremità e applicando, al centro della barra, una forza perpendicolare di 250 N in grado di simulare le spinte sternali in maniera sufficientemente realistica. Sono state simulate sette tipologie di barre diverse unicamente per la lunghezza. In Figura 4.3 vengono riportati i risultati ottenuti in termini di massimo stress per le diverse tipologie di barre testate.



Figura 4.3: Massimo Stress in corrispondenza dei diversi tipi di barra, caricate con una forza di 250 N.Il set di barre denominato "short" è rappresentato in rosso, mentre il "lungo" è impostato in blu. I valori di deformazione massima ($\epsilon_M[\%]$) e massima la deformazione ($d_M[mm]$) è riportata nelle caselle, per ogni tipo di barra. [55]

4.3 Analisi agli elementi finiti

La procedura di Nuss ormai è tra le più eseguite, ma esistono comunque diverse complicanze associate all'intervento, come il dolore per il paziente e l'incertezza chirurgica dovuta al giudizio umano e all'esperienza di chi opera. Per migliorare l'esito chirurgico, l'analisi agli elementi finiti potrebbe offrire una reale possibilità di predire importanti parametri biomeccanici come stress e deformazione, superfici di contatto con la barra e pressioni ad esso collegato. Tutti questi dati potrebbero essere utilizzati per ridurre l'incertezza e guidare il chirurgo non ancora esperto durante la pratica chirurgica. Ci sono solamente alcuni studi che utilizzano la FEM collegata ad un modello biomeccanico del torace per studiare questa particolare patologia e i suoi trattamenti chirurgici. Naagasao et al. [56] sviluppò un modello tridimensionale FEM di un adulto e di un bambino partendo da immagini di tomografia computerizzata di 18 soggetti, analizzando i pattern di stress e deformazioni. Trovarono un livello significativamente più alto di stress nei toraci adulti, così come distribuzioni più ampie rispetto ai bambini. Wei et al. [57] [58] ricostruirono un modello di cassa toracica affetta da PE preoperatorio, posizionando una barra di Nuss e applicando uno spostamento fino ad ottenere un sollevamento simile a quello ricavato dalle immagini postoperatorie.

L'effetto ortopedico dell'operazione di Nuss, così come qualsiasi procedura di correzione del PE, è valutato principalmente utilizzando l'Haller Index e la conformazione esterna della cassa toracica. Per cercare di migliorare i risultati ortopedici, Xie et al. [59] proposero un metodo per individuare il design ideale della barra e una posizione ottimale di posa. Partendo da una ricostruzione 3D del torace, è stato simulato l'inserimento di diverse barre al fine di raggiungere diversi sollevamenti sternali, e a diverse quote. Per ogni prova è stato calcolato l'Haller Index finale, il sollevamento dello sterno e la distribuzione degli sforzi a carico del modello toracico. Sono stati valutati posizionamenti della barra dal secondo al quinto spazio intercostale.

Le analisi condotte hanno mostrato come un posizionamento nel quinto e nel secondo spazio intercostale non permette di raggiungere un sollevamento sternale accettabile. Nello specifico caso preso in esame le soluzioni migliori sono risultate essere due:

- Posizionamento della barra nel terzo spazio intercostale, con un sollevamento di 25 mm.
- Posizionamento della barra nel quarto spazio intercostale, con un sollevamento di 30 mm.

In quest'ultima configurazione risulta essere minore anche il massimo sforzo a carico della gabbia toracica.

Ricavare la distribuzione di stress e deformazioni a carica della componente ossea del torace è stato anche l'obiettivo di Chang et al. [60], che al fine di investigare gli effetti biomeccanici provocati dalla MIRPE, crearono dei modelli tridimensionale agli elementi finiti. Allo studio parteciparono 3 soggetti affetti da PE di età compresa tra i 7 e 8 anni, ai quali fu misurato il sollevamento sternale ottenuto in seguito all'intervento mediante immagini postoperatorie (tomografia computerizzata e radiografia planare). Basandosi su questi spostamenti, costruirono un'analisi FEM per investigare gli effetti della tecnica sulle componenti osee del torace.

La Tabella 4.10 mostra i dati biomeccanici postoperatori dei tre soggetti partecipanti, mentre in Figura 4.4 viene mostrato il modello 3D creato e la distribuzione degli stress in uno dei casi studiati.

	Caso 1	Caso 2	Caso 3
Sesso / età	M / 8	F / 7	M / 7
Pectus Index	5.3	4.7	5.2
Elevazione nella parte terminale dello sterno (cm) a	4.47	3.40	3.90
Risultati simulazione:			
1. Spostamento simulato della parte terminale dello sterno (cm)	4.49	3.43	3.9
2. Forza di carico nella parte terminale dello sterno (N)	140	120	190
3. Massimo stress nella terza costola posteriormente (MPa)	24.88	48.50	33.25
4. Allungamento della quarta cartilagine destra $(\%)$	4.30	5.74	5.26

Tabella 4.10: Dati biomeccanici delle tre simulazioni della procedura di Nuss

 a Il sollevamento della parte terminale dello sterno è stata misurata come differenza

in c
m dal margine interno dell'estremità sternale alla superficie anteriore $% \left({{{\bf{n}}_{\rm{s}}}} \right)$

del corpo vertebrale basato sulla TAC preoperatoria e lastra ai raggi X postoperatoria



 (a) Modello agli elementi finiti del Pectus Excavatum corretto utilizzando la barra di Nuss. La freccia vuota indica F_E e le frecce solide indicano F_{SR}.

(b) Distribuzione dello stress con una forza di elevazione 140 N per il modello del paziente 1.

Figura 4.4: Modello 3D del torace per simulare la procedura di Nuss. [60]

Dopo che la depressione sternale è stata completamente recuperata attraverso l'inserimenti della barra di Nuss, si generano alcune forze di reazione lungo le costole. La barra genera, come azione primaria, una forza (F_E) che agiste sullo sterno e lo mantiene in una posizione anatomica più corretta. Per preservare l'equilibrio, si generano anche due "forze di supporto" (F_{SR}) che si distribuiscono, lungo i muscoli intercostali, sulle costole nelle quali la barra poggia. Queste forze non possono essere misurate per cui, in questo studio, è stato ritenuto accettabile assumere che tutta la forza di sollevamento dello sterno si distribuisca equamente tra i due lati del torace e lungo le costole con le quali la barra entra in contatto. Il posizionamento delle forze F_E e F_{SR} è stato ottenuto analizzando le radiografie postoperatorie e valutando i punti di contatto. I risultati indicarono che la deformazione maggiore avviene a carico della cartilagine, soprattutto dalla terza alla settima nei punti di giunzione con lo sterno. Inoltre, si evidenziò un'alta distribuzione bilaterale degli sforzi nella parte posteriore delle costole dalla terza alla settima, in prossimità della colonna vertebrale. Le conclusioni dello studio suggeriscono ulteriori studi per verificare se gli stress che vengono a crearsi in seguito ad una procedura altamente traumatica come quella di Nuss, possano alterare, in qualche modo, lo sviluppo toracico e vertebrale in giovani soggetti.

Tutti gli studi riportati precedentemente non prevedevano una vera e propria simulazione della tecnica in quanto presenta diverse problematiche che, sfruttando questo genere di strumenti, non sempre è facile superare. Nello studio di Tse et al. [61] viene simulata tutta la procedura di Nuss, partendo dalla struttura preoperatoria, fino ad arrivare al posizionamento finale della barra, sfruttando differenti step di rotazioni e traslazioni. I 22 micro-step sono riportati in Figura 4.5.



Figura 4.5: Fasi di caricamento per il processo di rotazione della barra nella procedura di Nuss. [?]

In questo studio, come in numerosi altri, si è scelto di calcolare la distribuzione di Von Mises insieme alla massima deformazione principale, identificata come un ottimo indicatore per valutare le fratture ossee [62] [63]. Tutte le simulazioni e le indagini fatte sono state anche comparate con immagini TC prese a distanza di tre anni dall'intervento per verificare che la simulazione restituisca informazioni sufficientemente corrette. I dati riguardanti la validità predittiva del modello creato sono mostrati in Tabella 4.11.

Tabella 4.11: Confronto deviazione sternovertebrali nel piano medio-sagittale e trasversale nel
preoperatorio, misurazione TC e simulazione FEM postoperatoria(post-OP).

Deviazione sternovertebrale dalla colonna	Sollevamento medio-sagittale	Sollevamento trasversale
Pre-operatorio (media)	114.7 mm	$125.3 \mathrm{~mm}$
Misurazione post-operatorio TC (media)	129.9 mm	$140.0 \mathrm{mm}$
Simulazione post-operatorio FE (media)	125.9 mm	$143.7 \mathrm{~mm}$
Incongruenza (%)	- 3.08 %	2.64~%
Min. differenza tra misura-TC e simulazione-FEM post-OP	0.00 mm	1.59 mm
Max. differenza tra misura-TC e simulazione-FEM post-OP	$5.32 \mathrm{~mm}$	3.82 mm

Dall'analisi della distribuzione degli sforzi si nota come un livello relativamente alto di stress è distribuito nella parte posteriore del modello, in particolar modo vicino ai legamenti tra costole e colonna vertebrale. Dati simili sono stati trovati anche da Chang et al. [60], così come quelli a carico delle cartilagini costali, soprattutto in prossimità del processo xifoideo.

Capitolo 5

Materiali e Metodi

5.1 Moleddo 3D

5.1.1 Ricostruzione delle geometrie toraciche

La fase preliminare del progetto prevede la realizzazione di un modello tridimensionale di un torace affetto da Pectus Excavatum, al fine di utilizzarlo come base nella simulazione della tecnica chirurgica di Nuss.

Le immagini utilizzate in questo lavoro di tesi sono in formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Questo tipo di formato rappresenta lo standard in ambiente biomedico, definendo in modo univoco i criteri che devono essere utilizzati per la visualizzazione, la comunicazione e l'archiviazione di informazioni di interesse medico, come per esempio immagini tomografiche, di risonanza magnetica o radiologiche. Il formato DICOM rende disponibile all'utente diverse tipologie di informazioni supplementari alla semplice immagine, come per esempio: le dimensioni dei pixel dell'immagine; la tecnica con la quale le immagini sono state acquisite; i dati del paziente oggetto dell'esame; le dimensioni delle singole immagini e del dataset; la dimensione scelta tra due slices consecutive.

Per la realizzazione del modello si è proceduto come segue:

- Valutazione delle immagini di tomografia computerizzata (TC) di diversi pazienti;
- Scelta del soggetto più adatto allo studio;
- Ricostruzione delle varie strutture toraciche del soggetto in esame;
- Pulizia complessiva e smoothing manuale e automatico delle superfici.

Per la realizzazione delle geometrie si è partiti da immagini di tomografia computerizzata preoperatorie di quattro soggetti affetti da PE di diverso sesso ed età. In nessuno dei casi analizzati sono state fornite immagini postoperatorie. Su tutti i soggetti è stato condotto uno studio qualitativo sulle immagini, sul numero di "fette" o "slices" e sulla presenza di eventuali altre deformità a carico della struttura scheletrica. Quest'analisi è stata condotta tramite il supporto del software "RadiAnt DICOM viewer", capace di rappresentare le immagini tomografiche in formato DICOM anche in un modello tridimensionale e di poter "navigare" attraverso i vari tessuti del paziente. I dati relativi ai soggetti studiati sono riportati in Tabella 5.1.

Sulla base dei parametri riportati, si è scelto di procedere con la ricostruzione della geometria toracica relative al soggetto identificato come "BG" in quanto le immagini possiedono un livello di dettaglio sufficientemente elevato (dato dalla tipologia di macchinario utilizzato), un numero di slices discreto e assenza di altre deformità. Il soggetto "CE" non è stato considerato adatto nonostante una qualità delle immagini superiore e un numero più elevato di slices,

anche se suddivise su un segmento corporeo più ampio, a causa di una grave deformità della colonna vertebrale che avrebbe potuto complicare in maniera significativa il modello e ridotto drasticamente una qualsiasi forma di generalità dei risultati ottenuti. In Figura 5.1 e 5.2 sono mostrate le immagini tomografiche lungo tre piani anatomici e una ricostruzione tridimensionale automatica delle stesse immagini.

Tabella 5.1: Parametri utilizzati nella valutazione qualitativa delle immagini DICOM dei pazienti

Paziente	Sesso	Numero di Slices	Segmento corporeo	Deformite (eccetto PE)
BG	\mathbf{F}	245	Torace	Assenti
CE	Μ	747	Total body + Torace	Grave deformità colonna
GM	Μ	74	Torace	Assenti
TA	\mathbf{F}	104	Torace	Assenti



Figura 5.1: Immagini tomografiche e ricostruzione tridimensionale del paziente BG



Figura 5.2: Immagini tomografiche e ricostruzione tridimensionale del paziente CE

In seguito alla selezione del paziente designato alla ricostruzione toracica, la realizzazione del modello è iniziata importando le immagini in un software open-sources chiamato "InVesalius". Questo nuovo software presenta caratteristiche e funzionalità simili a altri tipi di programmi utilizzati nella ricostruzione di geometrie a partire da immagini mediche tomografiche, come Mimics, avendo però il vantaggio della libertà di utilizzo senza licenze a pagamento. Il programma presenta incorporate diverse funzionalità come il riconoscimento automatico di alcuni tessuti basati su livelli di tonalità medi noti, anche se rimane la possibilità per l'operatore di intervenire ed agire sui suddetti livelli, o di impostarne altri manualmente. Il software si è dimostrato abbastanza adatto al riconoscimento automatico del tessuto osseo corticale, permettendo così di avere velocemente una discreta segmentazione delle strutture ossee del torace, come vertebre e costole, oltre che i vari componenti dello sterno. In Figura 5.3 è mostrato il risultato ottenuto tramita l'applicazione del tool automatico di riconoscimento del tessuto osseo corticale



Figura 5.3: Riconoscimento automatico del tessuto osseo corticale

Nonostante le potenzialità mostrate dal programma è stato comunque necessario intervenire manualmente su ogni immagine planare processata per apportare un miglioramento alle strutture individuate. In particolare, per ogni fetta è stata svolta:

- Una pulizia e ridefinizione dei contorni del tessuto osseo corticale analizzato;
- Un riempimento manuale del tessuto spongioso ed assegnazione di tali strutture al tessuto corticale. Questo è stato necessario in quanto, per semplificare il modello, è stato deciso di considerare l'osso come un elemento omogeneo senza distinzioni tra componente corticale e spongiosa;
- Eliminazione di strutture erroneamente riconosciute, in base al livello di intensità, come componente ossea;
- Eventuale individuazione di cartilagini costali e successiva ricostruzione.

Il risultato finale è mostrato in Figura 5.4 nel quale sono presenti tutte le superfici toraciche ricostruite.



Figura 5.4: Strato assiale e coronale: ricostruzione manuale delle cartilagini. Volume: Ricostruzione volumetrica finale delle superfici toraciche.

Per rendere utilizzabili le superfici create ad altri software è necessario esportarle dall'ambiente di InVesalius e creare nuovi file in appositi formati. Questo processo prevede la discretizzazione

automatica delle componenti secondo una tecnica chiamata "meshing". Il concetto che ne sta alla base è molto semplice. Le strutture tridimensionali e continue vengono suddivise in piccole aree, chiamate "elementi", collegati tra di loro da "nodi" che ne costituiscono i vertici e gli spigoli. Ogni elemento è caratterizzato da un numero di nodi, di gradi di libertà e da una formulazione di ciascun nodo che ne definisce le proprietà.

Dopo aver raggiunto un risultato preliminare soddisfacente, le superfici sono state quindi esportate, visualizzate ed analizzate mediante l'utilizzo di software come "MeshLab" e "MeshMixer". In seguito alla separazione di tutte le componenti toraciche (colonna vertebrale, sterno, singole costole e cartilagini) si è proceduto con una fase di pulitura e smoothing delle strutture, ancora dall'aspetto grezzo e spigoloso dovuto ad una ricostruzione mista automatico-manuale non perfetta, causata dalle limitazioni dalle funzionalità e usabilità del software precedente. Per eliminare il maggior numero di asperità presenti nelle superfici si è scelto di applicare un filtraggio preliminare di tipo laplaciano capace di preservare la morfologia e, successivamente, di agire manualmente solo dove necessario, al fine di migliorare la qualità complessiva delle strutture.

Il filtraggio laplaciano o il processo di smoothing laplaciano rientra nella categoria di algoritmi di "levigatura" o smoothing per le mesh poligonali [64] [65]. All'interno del software MeshLab è presente, oltre alla definizione classica del filtro, anche una variante in grado di preservare la morfologia andando ad agire selettivamente sui singoli nodi della mesh. Nel filtraggio tradizionale, per ciascun vertice della mesh, viene calcolata una nuova posizione in base ad una informazione si tipo locale, basata quindi sulle posizioni dei vertici vicini. Formalmente l'operazione di smoothing viene descritta come segue:

$$\overline{x_i} = 1/N \sum_{j=1}^{N} \overline{x_j} \tag{5.1}$$

Dove, N è il numero di vertici adiacenti al nodo i, x_j è la posizione del j-esimo vertice vicino e x_i è la nuova posizione del vertice ieesimo [66].

Il filtro utilizzato, diversamente dal laplaciano classico, modifica la posizione del vertice solamente nel caso in cui la nuova posizione sia in prossimità della superficie originale. Il significato di prossimità viene regolato da un parametro settato adeguatamente per ottenere un risultato adeguato. In questo modo si mantiene la morfologia della costola o dello sterno e si ottiene anche un buon risultato di smoothing. Nel completamento della fase automatica sono stati applicati anche altri algoritmi capaci di localizzare e chiudere eventuali piccoli buchi presenti nella superficie, o eliminare difetti geometrici che potrebbero compromettere la qualità complessiva della mesh. In Figura 5.5 è mostrato il confronto tra le superfici esportate da Invesalius e quelle ottenute tramite uno smoothing superficiale di tipo laplaciano modificato.



Figura 5.5: Confronto tra superici pre-smoothing (strutture anteriore) e post-smoothing laplaciano (struttura posteriore).

Successivamente si è passati ad un controllo manuale. Questo è stato necessario in quanto non sempre gli algoritmi applicati sono stati in grado di svolgere un lavoro ottimale: in superfici spigolose, come alcuni tratti della colonna vertebrale, sono state riscontrate delle asperità o dei difetti complessi che hanno richiesto un intervento da parte di un operatore. Per trattare questi problemi, e per effettuare una fase di pulizia finale, si è deciso di utilizzare maggiormente il software MeshMixer in quanto presenta una usabilità superiore rispetto al software utilizzato in precedenza.

Le geometrie sono state quindi esportate in diversi formati(.stl,.obj) ed utilizzate nella creazione di due differenti modelli, uno agli elementi finiti ed uno che sfrutta la tecnica del multibody, ovvero corpi rigidi collegati tra loro. Le componenti esportate sono composte da una mesh di tipo triangolare ottenuta automaticamente da questi software. Non è stato effettuato, in questa fase, un controllo sulla qualità effettiva della mesh in termini di dimensione degli elementi o delle loro features. In Figura 5.6 viene mostrata l'interfaccia intuitiva e facilmente utilizzabile del software MeshMixer nel caso specifico delle superfici costali trattate.



Figura 5.6: Front end del software MeshMixer utilizzato nella modifica delle superfici costali.

5.1.2 Modello Adams

Come primo approccio si è deciso di realizzare un modello in un ambuente dedicato allo sviluppo e alla simulazione dinamica multibody. Un sistema dinamico multibody è un insieme di corpi rigidi connessi tra loro attraverso dei giunti che ne limitano il relativo movimento. Lo studio della dinamica multibody, o della dinamica diretta, è l'analisi di come questi sistemi si muovono sotto l'influenza di specifiche forze.

Il software utilizzato, ovvero Adams, fa parte della famiglia MSC Software, ed è tra quelli più utilizzati al mondo nello studio della dinamica multibody. Il software ha il grosso vantaggio di poter condurre un'analisi dinamica real-time e poter verificare come il modello evolve, visualizzando le forze, gli spostamenti e le interazioni tra i vari componenti. Presenta anche la possibilità di integrare o creare dei corpi flessibile FEA grazie a specifiche routine e all'interazione con MSC Nastran. Questa possibilità è anche uno dei motivi per i quali si è scelto di utilizzare questo software. Nello specifico caso si è intenzionati a realizzare un modello a corpi rigidi della cassa toracica per minimizzare i tempi di esecuzione e realizzare una barra flessibile da inserire nel torace in modo da poterne studiare in maniera più approfondita le interazioni e le distribuzioni delle forze. Questo genere di analisi può fornire informazioni che poi possono essere applicate al modello agli elementi finiti sia per validarne i risultati sia per poter osservare cosa succede a carico di tutta la struttura toracica. La prima fase realizzativa del modello consiste nell'importazione
delle singole geometrie toraciche assegnandole a parti differenti, rendendole così entità autonome e libere di interagire. Essendo entità disgiunte, è necessario connetterle tra loro ove l'anatomia lo prescrive. In tal senso sono stati realizzati dei collegamenti tra specifiche parti per replicare la struttura complessa della cassa toracica. In particolare, sono state collegate tra loro:

- Le costole con le rispettive cartilagini costali;
- Le cartilagini e lo sterno;
- I vari segmenti dello sterno (manubrio, corpo e appendice xifoidea);
- Le costole e la colonna vertebrale;
- Le varie costole per replicare la muscolatura intercostale.

Anatomicamente, quasi tutte queste articolazioni sono presenti all'interno della cassa toracica. Le costole si adagiano sulla colonna vertebrale mediante due articolazioni, la costo-vertebrale e quella costo-trasversale, mentre tra le varie parti dello sterno ci sono della articolazioni con differenti libertà di movimento. Quella superiore, ovvero quella tra il manubrio e il corpo, è di tipo semi-mobile e permette ancora dei piccoli movimenti tra i due corpi, soprattutto rotazionali lungo l'asse medio-laterale. Quella tra corpo e appendice xifoidea, invece, è molto più rigida e in molti casi risulta essere addirittura calcificata. Quest'ultima è stata simulata rappresentandola tramite un vincolo rigido che connette corpo e appendice xifoidea.

Differente è il discorso per le articolazioni tra costole o sterno e le cartilagini costali. Infatti, in questi segmenti non esistono dei veri e propri legamenti o articolazioni in quanto sono le stesse cartilagini ad inserirsi nelle superfici costali o sternali e ne costituiscono il proseguimento naturale. Infine, le varie costole sono state collegate tra loro per replicare l'azione della muscolatura intercostale.

In tutti questi casi, fatta eccezione per la muscolatura, è stato deciso di realizzare i collegamenti utilizzando dei "bushing", o boccole. Questi elementi presentano 6 gradi di libertà (tre traslazionali e tre rotazionali) sia in termini di rigidezza che di smorzamento. Un buon dimensionamento di questi parametri ha permesso di modellizzare con sufficiente accuratezza le giunzioni tra questi corpi. Per quanto concerne invece la muscolatura intercostale, questa è stata ricreata utilizzando delle molle unidimensionali, capaci di simulare adeguatamente il comportamento passivo del tessuto muscolare. In Figura 5.7 sono rappresentate le molle utilizzate per replicare l'azione della muscolatura.



Figura 5.7: Posizionamento delle molle lineari utilizzate per simulare il comportamento della muscolatura intertoracica.

In letteratura sono presenti diversi studi in merito alle caratteristiche di queste articolazioni, e ai rispettivi valori di rigidezza [67] [68] [69], in particolare per quanto riguarda i legamenti tra costole e colonna vertebrale. Uno tra i più citati e famosi è sicuramente quello di Andriacchi e Schultz [69] i cui valori di rigidezza per le articolazioni in esame sono riportati in Tabella 5.2.

Le fonti citate, nella definizione delle proprietà del sistema costola-cartilagine-sterno, trattano unicamente l'articolazione costo-sternale, non riferendosi quindi alle rigidezze che vengono a crearsi a cavallo delle costole e delle cartilagini, ma valutando il sistema complessivo. Per tale motivo si è deciso di utilizzare nella definizione dei bushing, unicamente i valori di rigidezza delle due articolazioni vertebrali. Non essendo possibile simulare in questa fase la proprietà non lineari dei tessuti si è deciso di utilizzare i valori di rigidezza più alti e di intervenire successivamente ove necessario.

Per i bushing utilizzati nelle cartilagini il ragionamento fatto è stato differente. Si è partiti dai valori riportati in Tabella 5.2 per poi effettuare un processo di ottimizzazione dei parametri basandosi su dei dati presenti in letteratura. Il procedimento svolto è spiegato nel dettaglio nel capitolo relativo all'ottimizzazone dei bushing cartilaginei.

In Figura 5.8 è mostrato il posizionamento delle boccole che collegano i segmenti toracici modellati.





(a) Posizionamento dei due bushing relativi alle costole e alla colonna vertebrale

(b) Posizionamento dei bushing relativi alle cartilagini costali

Figura 5.8: Realizzazione dei collegamenti tramite bushing tra i differenti corpi toracici.

Tabella 5.2: Parametri di rigidezza delle articolazioni toraciche: Costo-vertebrale (CV), costo-trasversale (CT), costo-sternale (CS) e muscolatura intercostale (IC)

	Tensione	Compressione	Taglio	Piegamento	Torsione
	[N/mm]	[N/mm]	[N/mm]	[N mm/deg]	[N mm/deg]
CV	4.9	49	-	-	-
CT	4.9	49	123	120	170
\mathbf{CS}	7.4	74	8	40	170
IC	20	20	-	-	-

La definizione del modello termina con l'imposizione dei vincoli e nella scelta dei materiali. Si è scelto di vincolare solamente la colonna vertebrale tramite l'assegnazione di un giunto di tipo "fixed" che vincola la colonna alla posizione originale, analogamente a quello che avviene nella realtà. Infatti, durante tutti i movimenti della gabbia toracica, l'unica componente ossea "ancorata" al resto del corpo risulta essere la porzione di colonna vertebrale interessata. In Tabella 5.3 sono riportate le caratteristiche di tutti i materiali assegnati alle diverse componenti del modello in esame [61] [70]. Coerentemente con la scelta di considerare i corpi come omogenei, ai vari componenti sono stati assegnati unicamente i valori riportati per il tessuto osseo corticale.

Componente	Densità $[kg/mm^3]$	E [MPa]	Coefficiente di Poisson
Vertebra spongiosa	1 E-06	1000	0.3
$Vertebra\ corticale$	2.5 E-06	11000	0.4
$Sterno\ spongioso$	1 E-06	40	0.45
$Sterno\ corticale$	2 E-06	10000	0.3
$Costola\ spongiosa$	1 E-06	40	0.45
$Costola\ corticale$	2 E-06	10000	0.3
$Cartilagine \ costale$	1 E-06	49	0.4

Tabella 5.3: Propiretà meccaniche dei materiali utilizzati nella realizzazione del modello

Nel complesso, il modello multybody presenta:

- 38 corpi rigidi separati
- 73 bushing
- 38 molle monodimensionali
- 1 vincoli

5.1.3 Modello Hypermesh

Nella realizzazione del modello agli elementi finiti si è scelto di utilizzare il software Altair Hypermesh. L'applicativo citato fa parte del pacchetto di programmi Hyperworks, soluzione molto utilizzata anche in ambiente aziendale per la simulazione, creata per scegliere e valutare diverse soluzioni progettuali. È composta da una suite CAD ampia e integrabile e comprende tutta una serie di strumenti per la modellizzazione, la visualizzazione e gestione di dati, l'analisi e l'ottimizzazione di strutture con soluzioni lineari e non.

La fase iniziale consta nell'importazione delle geometrie toraciche in un formato adeguato, e nella scelta dell'ambiente di lavoro. In questo caso si è scelto di utilizzare MSC NASTRAN come solutore delle simulazioni future.

Trovandoci in un caso 3D, ogni forza o componente, così come lo spostamento di ogni nodo, sarà caratterizzata da un vettore di tre componenti. Questo fa sì che il numero totale di incognite sia tre volte il numero complessivo di nodi utilizzati nel modello. Nel caso si effettui un'analisi di tipo statico, l'equazione classica da risolvere è

$$\{f\} = [k]\{u\} \tag{5.2}$$

dove [k] è la matrice di rigidezza, $\{u\}$ è il vettore degli spostamenti o gradi di libertà ed $\{f\}$ è il vettore delle forze esterne agenti sui nodi.

Dopo aver risolto l'equazione, l'analisi agli elementi finiti utilizza l'interpolazione (lineare o quadratica) delle grandezze caratteristiche sul volume di ogni elemento per calcolarne tutti i parametri. L'ordine di interpolazione dipende unicamente dalle caratteristiche dell'elemento, ovvero dalle loro "funzioni di forma" che variano in base al numero di nodi presenti nell'elemento. In Figura 5.9 è mostrato un classico elemento tetraedrico utilizzato nella realizzazione di modelli agli elementi finiti.



Figura 5.9: Elemento tetraedrico utilizzato nella realizzazione delle mesh volumetriche.

In seguito all'importazione dello sterno, della colonna vertebrale e delle varie costole e cartilagini, è stata condotta una analisi sulla qualità di tutte le mesh superficiali. Questo passo risulta essere fondamentale in un programma agli elementi finiti in quanto dalla qualità complessiva delle strutture dipendono i risultati e il buon esito della simulazione. Le mesh triangolari generate in modo automatico dai programmi utilizzati per lo smoothing e pulizia delle superfici risultano essere inadeguate, in quanto composte da elementi con dimensioni molto diverse tra di loro e molto deformati rispetto alla definizione standard. Dall'analisi visiva e del "quality index" della mesh si è quindi proceduto ad un nuovo meshing delle strutture. Tramite un tool di "automeshing" è stata imposta la tipologia degli elementi da utilizzare, così come la loro dimensione. Si è scelto di mantenere una tipologia di elemento superficiale triangolare in quanto questa permette di rappresentare meglio geometrie complesse. L'applicazione di questa funzione ha permesso di ottenere una buona qualità complessiva della discretizzazione, anche se è sempre stato necessario un intervento manuale su determinate situazioni puntuali. Nelle Figure 5.10 e 5.11 sono riportate le mesh superficiali di una costola prima e dopo l'applicazione dell'algoritmo di "automesh" interno a Hypermesh.



Figura 5.10: Mesh superficiale iniziale di una costola ottenuta dall'esportazione delle superfici toraciche da Meshlab/MeshMixer.



Figura 5.11: Rimeshatura automatica della costola della Figura 5.10 tramite tools interni di Hypermesh.

Nella realizzazione di questo modello si è cercati di riprodurre con più fedeltà la condiziona anatomica, soprattutto delle giunzioni costo/sterno-cartilaginee, evitando l'ambiguità data dalla carenza di dati riguardo questi collegamenti. Dalla ricostruzione manuale delle cartilagini non si è stati in grado di ottenere un continuum tra costole, cartilagini e sterno, cosa che in realtà avviene. Per far combaciare le superfici, che dalla prima ricostruzione risultavano spesso o troppo lontani o addirittura compenetranti, è stata duplicata e riassegnata ogni superfice costale e sternale che costituiva un sito anatomico di attacco alle cartilagini. In seguito, le cartilagini sono state modificate manualmente nei tratti interessati per riadattarle alle nuove superfici laterali. A conclusione della modifica è stato effettuato un ciclo di "combaciamento" dei nodi duplicati, in modo che i corpi risultino essere effettivamente collegate e che le forze possano trasmettersi in maniera adeguata. Effettuando queste modifiche alla struttura non è stato quindi necessario inserire nessun collegamento per esempio tra le costole e le rispettive cartilagini, contrariamente a quanto successo nel modello sviluppato in ADAMS. In Figura 5.12 viene mostrata la situazione iniziale delle cartilagini: in questa costola di esempio si può notare la mancata continuità tra la geometria costale e quella cartilaginea e la presenza di compenetrazioni non volute tra i corpi dovute ad una ricostruzione delle componenti non perfetta. Sotto, in Figura 5.13, viene rappresentato il confronto tra la condizione iniziale e quella finale, ottenuta in seguio alla ricostruzione manuale delle cartilagini.



Figura 5.12: Compenetrazione dei corpi cartilaginei e di quelli costali corrispondenti



Figura 5.13: Morfologia finale della giunzione in seguito alla ricostruzione manuale delle cartilagini costali.

Una volta risolto il problema dei collegamenti toracici anteriori si è passati a quelli posteriori, riguardanti le costole e la colonna vertebrale. Diversamente dal primo modello, si è deciso di non ricreare i legamenti attraverso dei bushing o delle molle con un numero di gradi di liberta variabile, in quanto la labilità del sistema sarebbe stata eccessiva, non permettendo la convergenza della simulazione. Utilizzando gli stessi siti anatomici, sono stati creati dei vincoli rigidi tra le costole e la colonna vertebrale sia nell'articolazione costo-vertebrale che costo-trasversale. I gradi di libertà vincolati sono stati scelti valutando il movimento anatomico e analizzando alcuni dati di output del modello multibody, come la traslazione e la rotazione dei bushing di alcune costole, al fine di valutare quali movimenti traslazionali e rotazionali fossero di piccola intensità per poterli vincolare minimizzando la possibilità di errori. Utilizzando informazioni riguardanti il movimento biomeccanico delle articolazioni, si è deciso di vincolare maggiormente le articolazioni costo-trasversali, anche sulla base della maggior rigidezza documentata in letteratura. Partendo da questa considerazione è stato analizzato anche lo spostamento e la rotazione delle due articolazioni in alcune simulazioni del modello ricreato in Adams, realizzato rispettando le configurazioni di rigidezza delle articolazioni documentate in letteratura. Sulla base di tutte queste analisi si è deciso di vincolare le traslazioni lungo tutti gli assi e le rotazioni lungo l'asse medio-laterale per l'articolazione costo-trasversale e unicamente le rotazioni lungo lo stesso asse medio-laterale in quella costo-vertebrale. Il vincolamento è avvenuto bloccando rigidamente nodi vicini in piccole zone delle costole e della colonna vertebrale e successivamente legando tra loro i nodi "master" di queste piccole aree, vincolando solo i gradi di libertà sopradescritti. Un vincolamento del genere permette di ottenere un primo modello abbastanza accurato, ma potenzialmente migliorabile andando ad inserire dei vincoli specifici per i singoli legamenti, realizzati seguento l'orientamento anatomico delle articolazioni.

Un'altra modifica per rendere il modello più realistico riguarda il legamento tra il manubrio e il corpo sternale: a tal proposito è stato riempito con cartilagine articolare lo spazio tra i due corpi evitando di mettere bushing o elementi simili.

Sino a questo momento si è lavorato solamente sulle superfici delle strutture toraciche. Per poter proseguire con le fasi di vincolamento e successivamente a quella di analisi, è stato necessario trasformare le superfici in solidi tramite la realizzazione di una mesh composta da elementi tridimensionali. Coerentemente con quanto scelto in precedenza, sono state prodotte mesh basate su elementi tetraedrici: questi elementi presentano facce triangolare e possiedono 4 o 10 nodi in base alla formulazione scelta.

L'ultima fase nella definizione del modello è rappresentata dall'imposizione dei vincoli e dall'assegnamento dei vari materiali. In particolare, il modello è stato vincolato unicamente nella colonna vertebrale, bloccando tutti i gradi di libertà di una piccola porzione inferiore e superiore della stessa. Questa soluzione rispecchia quella che è la situazione reale dove tutte le componenti sono ancorate, direttamente o indirettamente, alla colonna vertebrale che rimane sicuramente la più stabile. Ad ogni componente è stato assegnato il materiale corrispondente in termini di densità, modulo elastico e coefficiente di Poisson. I parametri sopradescritti sono riportati in Tabella 5.3. In Figura 5.14 è mostrato il modello finale agli elementi finiti del torace del paziente analizzato.

Il modello, nella sua definizione finale, risulta essere composto da:

- 39 corpi
- 1795539 elementi tetraedrici
- 413630 nodi
- 9308 nodi vincolati



Figura 5.14: Ricostruzione agli elementi finiti della cassa toracica affetta da PE.

5.2 Realizzazione della barra chirurgica

Il processo di modificazione geometrica della barra metallica utilizzata nel trattamento del PE è tutt'ora una procedura non definita in maniera accurata. Il chirurgo, che ha a disposizione una serie di barre non deformate di diversa lunghezza, basandosi su misure prese sulla superficie esterna del torace, seleziona quella con dimensione idonea e tramite strumentazione apposita provvede a deformarla dandole la forma che reputa più adatta, . Questo modo di procedere lascia spazio a tutta una serie di situazioni dove i rischi di complicanze post-operatorie aumentano. Il buon esito della correzione avviene grazie all'abilità del chirurgo, alla sua esperienza personale e alle valutazioni che fa sulla forma della barra. La realizzazione di tali supporti potrebbe essere facilmente personalizzabile e in teoria sarebbe possibile creare degli strumenti automatici in grado di aiutare il chirurgo durante l'intervento, fornendogli magari una o qualche tipologia di geometria maggiormente adatta al trattamento dello specifico paziente.

In questo lavoro di tesi, per la realizzazione della barra, si è deciso di mantenere l'operatoredipendenza in quanto risulta essere tutt'oggi un fattore determinante. Lo sviluppo naturale del progetto potrebbe essere quello di parametrizzare la barra e il torace ricercando regole geometriche e matematiche che permettano, tramite algoritmi automatici, di definire la miglior geometria possibile in base al sollevamento sternale voluto. Le barre chirurgiche sono state sviluppate per un loro inserimento in Adams, al fine di simulare la procedura chirurgica e verificarne i risultati real-time. Nel modello multibody, si è scelto di ricostruire le barre sfruttando la funzione "FE Part", che permette la modellizzazione di corpi flessibili nativi in Adams. Questa funzionalità permette di velocizzare i tempi computazionali soprattutto di componenti dalle geometrie semplici come quelle studiate. Per poter creare una FE-Part è necessario unicamente fornire il materiale, la curva che ne descrive la "centerline" o un lato, e la sezione desiderata.

5.2.1 Materiale utilizzato

La tipologia di materiale più utilizzato per la realizzazione di questi dispositivi è l'acciaio inossidabile, e in particolare una sottofamiglia dell'acciaio inossidabile 316 noto come "acciaio chirurgico". Questa tipologia di materiale rientra nella famiglia degli acciai inossidabili austenitici. Questi possiedono un tenore di Carbonio inferiore allo 0.1%, Cromo tra il 18 % e il 25% e Nichel compreso tra l'8% e il 20%. La presenza di questi componenti, pur essendo fondamentale per stabilizzare il campo austenitico, potrebbe anche essere causa di fenomeni allergici da parte di alcuni pazienti. In tal caso si cercano soluzioni alternative come protesi realizzate in titanio. In particolare, l'acciaio inossidabile 316 (designazione americana) o l'acciaio X5CrNiMo17-12-2 (designazione europea) è una lega di acciaio inox austenitica composta da cromo tra il 16%ed il 18%, da nichel tra l'11% e il 14% e di molibdeno tra il 2% ed il 3%. Si differenza dagli altri acciai inossidabili per l'aggiunta di molibdeno, utile al miglioramento della resistenza alla corrosione elettrolitica, nota come "pitting". La versione "chirurgica", chiamata 316L (o EN X2CrNiMo17-12-2) presenta un tenore di carbonio inferire allo 0.035%, mentre normalmente questo può arrivare fino allo 0.08% nella classe dei 316. Una percentuale così bassa di carbonio riduce la precipitazione dei carburi di cromo, diminuendo così il manifestarsi di fenomeni corrosivi. Le caratteristiche meccaniche del materiale sono riportate in Tabella 5.4:

Tabella 5.4:	Propiretà	$fisiche \ e$	meccaniche	dell'acciaio	316L
--------------	-----------	---------------	------------	--------------	------

Caratteristiche	fisiche	Caratteristiche meccaniche $(T_{Ambiente})$			
Modulo elastico	200 GPa	Carico a snervamento	>200 MPa		
Conduttività termica	$15 \mathrm{W/mK}$	Carico a rottura	500-700 MPa		
Calore specifico	$500 \mathrm{~j/KgK}$	Allungamento	A 5% ≥ 40		
Coefficiente di dilatazione lineare $(20^{\circ}-200^{\circ})$	17.5 E-06 K-1	Durezza brinnel	$\mathrm{HB} \leq 215$		

Questo materiale viene comunemente utilizzato per applicazioni mediche in quanto possiede diverse proprietà che lo rendono un candidato ideale all'impiantazione chirurgica in tessuti umani. Tra queste, le più rilevanti sono:

- La non porosità. Il fatto che l'acciaio chirurgico non sia poroso lo rende adatto ad usi temporanei, minimizzando quelli che sono fenomeni come l'osteointegrazione. Questa qualità è molto importante anche in ottica di sterilizzazione e pulizia del dispositivo prima dell'impianto. Possiede infatti un elevato coefficiente igienico e alta facilità di pulitura.
- È resistente alla corrosione, grazie non solo alle alte concentrazioni di cromo ma anche alla presenza del molibdeno e alle basse percentuali di carbonio.
- È Ipoallergenico e molto duro. Questo fa si che raramente si vada incontro ad intolleranze o fenomeni allergici e che difficilmente venga danneggiato.

5.2.2 Geometria della barra

Lo sviluppo della barra come centerline e dell'elemento tridimensionale è avvenuta all'interno del software Rhinoceros 6. Questo programma permette di intervenire a vari livelli su modelli tridimensionali. Dopo aver importato le strutture toraciche di interesse (costole e cartilagini numero 3, 4, 5, 6 e lo sterno) si è deciso di tagliare le strutture trasversalmente a due quote ritenute adatte al posizionamento della barra. Lavorando sul piano trasversale, è stata disegnata una linea guida in grado di adagiarsi sulle superfici costali e sostenere la futura posizione dello sterno. In base alla curvatura scelta e al conseguente innalzamento sternale desiderato sono state

realizzate differenti geometrie di barre e successivamente simulate. In Figura 5.15 è mostrata la procedura di definizione delle linee guida utilizzate nella realizzazione della barra.



Figura 5.15: Creazione delle centerline per la creazione di FE part in Adams

Per la creazione della barra in Adams, avendo scelto una modellizzazione attraverso FE part, è stato necessario inserire unicamente la centerline, il materiale e la sezione. Una volta esportati da Rhinoceros i punti di creazione della barra, questi sono stati inseriti all'interno di Adams e utilizzati per la creazione di una curva assegnata poi alla FE Part. La sezione scelta per tutte le barre è di 2.5 mm di spessore e 11 mm di altezza. I valori scelti rientrano nel range di quelli maggiormente utilizzati e sono stati quindi ritenuti adatti alla simulazione [55]. In Figura 5.16 sono mostrate le diverse FE Part realizzate all'interno del software MSC Adams.



(a) Vista superiore delle quattro barre realizzate

(b) Prospettiva delle quattro barre realizzate

Figura 5.16: Realizzazione delle barre come FE part in ambiente Adams

5.3 Simulazioni

5.3.1 Simulazioni multibody

Ottimizzazione delle giungioni cartilaginee

La rigidezza complessiva del modello è fortemente dipendente dai legamenti creati tra le varie componenti, e in particolar modo dalle loro proprietà. Per quanto riguarda le articolazioni tra costole e colonna vertebrale, sono stati ritenuti affidabili i parametri di rigidezza articolare documentati in letteratura [69]. Diverso il discorso per quanto riguarda l'interfaccia tra le cartilagini costali e costole/sterno. In nessun caso analizzato sono state riportate le caratteristiche di queste giunzioni, probabilmente perché anatomicamente sono di fatto un corpo unico anche se per via della differenza tissutale vengono suddivisi in costole e cartilagini.

Partendo dalle considerazioni di rigidezza complessive della struttura costo-sternale, presenti in Tabella 5.2, la prima considerazione fatta riguarda il posizionamento dei bushing e su come una loro conformazione in serie (costole-cartilagine e cartilagine-sterno) potesse influire sulle caratteristiche complessive. Analizzando la situazione si è giunti alla conclusione che le singole caratteristiche di rigidezza avrebbero dovuto avere un valore doppio rispetto a quello complessivo, essendo stati considerati uguali nell'interfaccia costo-cartilaginea e sterno-cartilaginea. Questo in quanto il comportamento di due "molle" o rigidezze poste in serie è descritto dalla formula 5.3.

$$\frac{1}{K_{Equivalente}} = \frac{1}{K_1} + \frac{1}{K_2}$$
(5.3)

Questo approccio è stato successivamente abbandonato in quanto è stato notato che iniziare il processo automatico di ottimizzazione, partendo da valori così alti, non permetteva di avere un risultato estetico ottimale a causa dell'eccessiva rigidezza del sistema che trovava equilibrio per una combinazione di valori non ottimale. Si è quindi deciso di partire dai valori presenti in letteratura e su quelli effettuare il processo di ottimizzazione.

Nell'ottimizzazione dei quattro parametri di rigidezza delle cartilagini (rigidezza assiale e a taglio traslazionale, rigidezza a torsione e piegamento rotazionale) si è partiti dalla ricerca di un sollevamento sternale noto dovuto ad una forza applicata. La risposta di un torace così deformato all'applicazione di una forza esterna è molto variabile e dipende dalla conformazione del soggetto. Per tale motivo è stato individuato, nello studio di Chang [60], un soggetto con HI prossimo a quello del soggetto in esame (HI di 4.7 dello studio contro 4.691 del soggetto analizzato) sul quale è stato evidenziato un sollevamento sternale simulato di 34.3 mm, mentre sullo sterno è stata rilevata una forza di 120 N nella sua parte terminale.

La seconda considerazione su cui si è basato il processo di ottimizzazione dei parametri riguarda un eventuale "slittamento" delle cartilagini sulle costole in seguito al sollevamento sternale. Questo potrebbe verificarsi nel momento in cui i parametri risultino essere troppo bassi, non garantendo un movimento armonioso delle varie componenti connesse. Per tale motivo si è deciso di creare una "funzione obiettivo" capace di tener conto di entrambe queste situazioni mediante l'utilizzo di una media pesata fra due misure:

- Differenza finale tra sollevamento target e reale;
- Massima traslazione finale tra le costole e le cartilagini.

La funzione è descritta matematicamente come segue:

$$f_{obiettivo}(t) = 0.3 \cdot (34.33 - SS(t)) + 0.7 \cdot max(\Delta_{CS}(t))$$
(5.4)

dove, SS(t) è il sollevamento sternale e $max(\Delta_{CS}(t))$ è il massimo scostamento tra costole e cartilagini. Il processo di ottimizzazione si è concentrato su una minimizzazione del valore di

questa funzione ottenuto al termine della simulazione.

La scelta dei fattori moltiplicativi è stata basata sull'osservazione ed ha seguito un processo di "tuning" fino al raggiungimento di un compromesso tra sollevamento finale e distaccamento costole-cartilagini sufficientemente buono. Il processo di ottimizzazione automatico è stato effettuato autonomamente dal software Adams nel quale sono state impostate solamente:

- La simulazione su cui effettuare l'ottimizzazione: in un lasso temporale della durata di 8 secondi, viene applicata una forza alla base dello sterno variabile da 0 N a 120 N nell'arco di 6 secondi lasciando il modello libero di evolvere.
- La funzione obiettivo da minimizzare.
- I parametri da ottimizzare. Il processo di ottimizzazione lavora su variabili che possono essere assegnate ai vari componenti. Sono state create 4 variabili e assegnate ai vari bushing per poter eseguire il lavoro di ottimizzazione.

Definizione contatti

In Adams, senza la definizione di contatti o giunzioni di qualche tipo, i corpi sono indipendenti e in grado di compenetrare senza interagire. Per rendere il modello realistico, quindi, è stato necessario definire i contatti tra la barra e le varie componenti con cui interagirà. In base al posizionamento della barra, questa entrerà a contatto sicuramente con il quinto e quarto paio di costole e lo sterno. In aggiunta sono stati definiti anche quelli con il terzo paio di costole e dal terzo al quinto paio di cartilagini costale. L'interazione tra i corpi viene definita mediante il tool "contact" di Adams che permette di definire il tipo di contatto e i parametri ad esso associato. Vista la natura del contatto, ovvero tra una FE Part e componenti rigide, è stata selezionata una tipologia "Solid to Solid" nella quale sia presente anche l'attrito. I parametri impostati sono mostrati in Figura 5.17, nella quale è presente la schermata dedicata di Adams.

			^	
Contact Name	CONTACT_sterno_2			
Contact Type	Solid to Solid		•	
I Solid(s)	SHELL_1080			
J Solid(s)	Sterno_2			
✓ Force Display	Green			
Normal Force	Impact		•	
Stiffness	500			
Force Exponent	1.7			
Damping	10			
Penetration Depth	0.1			
Augmented Lagrar	igian			
Friction Force	Coulomb		•	
Coulomb Friction	Off		•	
Static Coefficient	0.5			
Dynamic Coefficient	0.1			
Stiction Transition Ve	H. 30			
Friction Transition Ve	1000.0			
		ок	Apply Close	

Figura 5.17: Definizione dei contatti tra la barra e i corpi toracici interessati.

Non essendo presente niente in letteratura sulla definizione dei contatti tra un corpo metallico e le varie componenti biologiche, la scelta dei parametri si è basata sulla ricerca di una congruenza della simulazione in tempi computazionali ragionevoli. Infatti, questi parametri hanno un'alta rilevanza nei tempi di calcolo necessari alle singole simulazioni. Trovare un'adeguata configurazione di parametri è spesso non semplice e richiede diversi tentativi. Per ogni parametro però, si è sempre partiti da osservazioni specifiche, come nel caso del "Force Exoinent" che nel caso di presenza di metalli deve essere impostato intorno al valore di 1.5/2 per ottimizzare i risultati. La rigidezza dei contatti deve essere tale da evitare compenetrazioni troppo elevate tra i corpi, cercando di non superare i 0.6/0.7 mm. È stato scelto di utilizzare la formulazione di contatti con attrito di tipo coulombiano con un coefficiente di attrito statico abbastanza alto in relazione alla mancanza, nel modello sviluppato, di tutta una serie di tessuti e strutture toraciche in grado di conferire stabilità alla barra.

Simulazione tecnica chirurgica di Nuss

L'obiettivo delle simulazione è quello di replicare la procedura chirurgica di Nuss, che consiste nell'inserimento, rotazione e fissaggio di una barra metallica. Simulare nell'interezza una procedura del genere si è dimostrato computazionalmente molto oneroso e complicato per via della complessità del modello e di tutte le interazioni tra i corpi. Inoltre bisogna considerare anche la complessità nel far ruotare un oggetto che deve essere necessariamente vincolato, ed in seguito renderlo libero di evolvere nella ricerca di una posizione di equilibrio. Il problema principale riscontrato è sempre stato la disattivazione di vincoli o movimenti che avrebbero permesso una fedele replica del trattamento chirurgico. Il software comprensibilmente non risulta essere in grado di gestire questo genere di situazioni, nelle quali forze e momenti presenti nei vincoli, anche di intensità molto elevata, decadono molto rapidamente fino ad annullarsi. Si è anche tentato di sostituire i vincoli con forze generalizzate a 6 componenti in grado di replicare la configurazioni che si generavano nei vincoli, e di farli decrescere nel tempo. Il risultato però raramente si è dimostrato soddisfacente poiché nella maggioranza dei casi si assiste comunque ad un'interruzione della simulazione dovuta al "brusco salto" compiuto dalle forze. Per tale motivo ci si è concentrati maggiormente sull'ottenimento della configurazione finale dell'intervento senza preoccuparsi del metodo con la quale questa possa essere stata raggiunta.

In particolare, si è deciso di vincolare la barra alla quinta coppia di costole e di utilizzare una forza applicata alla base dello sterno in modo tale da sollevarlo. Mantenendo i contatti tra le cartilagini, lo sterno e la barra disattivati, si è stati così in grado di ottenere una configurazione nella quale lo sterno viene a posizionarsi anteriormente alla barra. Una volta che lo sterno ha superato il supporto metallico, la forza applicata decresce fino ad annullarsi e vengono riattivati tutti i contatti con la protesi. In questo modo, al diminuire della forza, lo sterno entra in contatto con la barra che gli impedisce di tornare nella sua posizione originale. La simulazione avviene in un intervallo temporale della durata di 30 secondi così suddivisi:

- 5 secondi di sollevamento sternale mediante una forza "step" definita crescente in un intervallo di 0 – 280 N per un supporto temporale che varia da 0 a 3 secondi;
- 10 secondi durante i quali la stessa forza decresce fino al suo azzeramento;
- 15 secondi di assestamento durante i quali la barra e lo sterno ricercano una posizione di equilibrio compatibile con i vincoli imposti.

Le fasi salienti delle simulazioni condotte sono mostrate anche in Figura 5.18.



Figura 5.18: Principali steps della simulazione svolta.

La barra è stata collegate alle costole mediante dei "bushing" ai quali viene associata una certa rigidezza traslazionale e rotazionale che ne limita i movinenti, per simulare quella che durante l'intervento è la stabilizzazione della barra mediante suture alle costole. È chiaro che durante l'intervento la stabilità della barra non viene conferita da queste suture ma piuttosto dal raggiungimento di una posizione di equilibrio di forze scambiate tra le diverse strutture toraciche e il supporto metallico. Bisogna sottolineare però che nel torace del paziente è presente tutto un insieme di tessuti e strutture che favoriscono la stabilità della barra a breve termine, mentre a lungo termine intervengono anche fenomeni quali osteointegrazioni o processi che portano alla formazione di tessuti fibrosi vicino alla barra che aiutano la sua stabilizzazione. Non potendo simulare determinate situazioni si è ritenuto accettabile vincolare in questo modo la barra alle costole. Nella Figura 5.19 viene mostrato il "vincolamento della FE Part alla quinta costola sinistra e alla quinta costola destra.



Figura 5.19: Posizionamento dei Bushing tra le costole e la barra.

Il fattore maggiormente decisivo nel sollevamento sternale finale risulta essere sicuramente la geometria della barra utilizzata. In particolare, la concavità che questa presenta è ciò che determina di quanto lo sterno è in grado di stabilizzarsi in una configurazione elevata. Il semplice funzionamento che sta alla base della tecnica di Nuss e quello di far ruotare la barra metalliche sulle costole, facendo leva su di esse e provocare un sollevamento sternale. La stabilizzazione della barra è proprio dovuta alle diverse forze in gioco che trovano una configurazione di equilibrio mantenendo la barra stabile nel tempo. Variando la concavità della barra si possono osservare situazioni diverse. Per investigare questa ipotesi sono state proposte 4 diverse barre e per ognuna di esse sono state fatte differenti simulazioni.

Per valutare il sollevamento sternale e verificare eventuali altri parametri di influenza sono state effettuate diverse simulazione variando un parametro specifico per volta e valutando il comportamento del modello in termini di sollevamento sternale, HI finale, forze di contatto con lo sterno e le costole e forze generate nei bushing tra la barra e le costole. I parametri seguenti sono stati fatti variare singolarmente mantenendo gli altri costanti:

- Stiffness traslazionale dei bushing costole-barra uguale per i tre assi;
- Stiffness rotazionale dei bushing costole-barra lungo asse assiale del bushing (perpendicolare al contatto);
- Stiffness di contatto.

Diversi valori di rigidezza nei bushing sono stati modificati per verificare come la barra rispondesse ad una loro variazione e in particolare come questa stiffness influenzasse la ricerca della posizione di equilibrio. Ovviamente per valori più elevati la giunzione risulta essere più rigida e la barra è meno libera di effettuare movimenti e rotazioni dovuti alle forze di contatto, generando così delle forze nei bushing più elevate. Le configurazioni testate sono riportate in Tabella 5.5.

 Tabella 5.5: Combinazioni di rigidezze traslazionali e rotazionali assegnate ai bushing della barra durante le simulazioni

Combinazione	Rigidezza Traslazionale* [N/mm]	Rigidezza rotazionale** [Nmm/deg]
1	100	100
2	50	100
3	50	50
4	30	50
5	30	30
6	10	30
γ	10	10
8	5	10
9	5	5

 \ast Rigidezza uguale per tutti gli assi di riferimento del bushing (x,y,z)

** Rigidezza riferita al solo asse assiale del bushing (z). Nei restanti assi è stata mantenuta costante una rigidezza di 5 Nmm/deg.

Ogni test è stato effettuato variando anche la rigidezza di contatto in quanto in letteratura non è stato trovata nessuna documentazione riguardante le caratteristiche che un contatto del genere debba avere. Il parametro impostato in partenza (500 N/mm) è stato scelto per ottimizzare le tempistiche di simulazione e garantire una penetrazione non eccessiva tra i corpi. Il modello è stato valutato considerando quindi anche un valore inferiore, ovvero per una stiffness di 400 N/mm.

Estrazione dei punti di contatto

Al fine di applicare le forze di contatto ottenute mediante le simulazioni Adams ad altri modelli, come per esempio quello agli elementi finiti, si è deciso di ricavare i punti di contatto tra la barra e le strutture toraciche al termine della simulazione. Questo è stato fatto per una sola simulazione ovvero per quella riguardante la barra numero 4, per valori di stiffness rotazionale di 5 Nmm/deg, traslazionale di 5 N/mm e rigidezza di contatto di 400 N/mm.

Il software fornisce le coordinate globali del contatto ma solo nelle posizioni in cui esso avviene, non permettendo quindi di individuare la posizione esatta dei punti nella configurazione indeformata del modello. Per poter utilizzare le forze applicate nei specifici punti è stato quindi necessario effettuare un processo iterativo per ricavare le coordinate dei marker nel modello indeformato.

5.3.2 Simulazioni agli elementi finiti

Una volta definito il modello agli elementi finiti, lo stesso è stato utilizzato per simulare il sollevamento sternale applicando una forza nota. Si è scelto di utilizzare come solutore Nastran, appartenente alla stessa suite di Adams. Le simulazioni sono state effettuate mediante un'analisi statica lineare, vincolando in maniera rigida la colonna vertebrale in una piccola porzione superiore e inferiore. Per tutte le simulazioni sono stati analizzati spostamenti e la distribuzione degli sforzi di Von Mises.

Simulazione sollevamento sternale

Come prima simulazione si è deciso di replicare la situazione simulata nell'ottimizzazione dei bushing delle cartilagini costali del modello multibody. Questo è stato fatto per verificare la bontà della definizione del modello in termini di sollevamento sternale. In particolare si è voluto verificare che ad una forza di 120 N, applicata alla fine dello sterno, corrisponda un sollevamento simile dello sterno e quindi, una risposta simile del sistema toracico. In Figura 5.20 è mostrato il caricamento dello sterno mediante una forza postero-anteriore di 120 N.



Figura 5.20: Posizionamento della forza da 120 N sullo sterno

Capitolo 6

Risultati e Discussione

6.1 Risultati simulazioni del modello Multibody

6.1.1 Ottimizzazione delle cartilagini

L'ottimizzazione dei bushing che collegano le cartilagini toraciche allo sterno e alle rispettive costole è stata effettuata minimizzando la funzione obiettivo 5.4. Questa funzione è stata creata tenendo conto sia dello scostamento tra le costole e le rispettive cartilagini, sia del sollevamento sternale ottenuto mediante l'applicazione di una forza nota posizionata alla base dello sterno. I risultati del processo iterativo di ottimizzazione sono mostrati in Tabella 6.1, nella quale sono riportati, per le diverse iterazioni svolte, i valori di rigidezza traslazionale e rotazionale delle cartilagini. L'andamento degli stessi viene anche riportato anche in Figura 6.1.

Iterazione	Funzione obiettivo	Stiffness Taglio [N/mm]	Stiffness Assiale [N/mm]	Stiffness Piegamento [N mm/deg]	Stiffness Torsione [N mm/deg]
0	5.4523	8.0000	74.000	40.000	170.00
1	2.8974	15.910	71.739	16.389	139.73
2	1.1748	17.991	67.294	10.224	131.83
3	0.87686	18.218	66.450	9.4487	130.83
4	0.91105	18.259	66.160	9.2660	130.60

Tabella 6.1: Risultati ottimizzazione dei bushing cartilaginei.



Figura 6.1: Ottimizzazione delle rigidezze traslazionali e rotazionali dei bushing cartilaginei.

Grazie all'ottimizzazione automatica, si è giunti ad un movimento armonioso della gabbia toracica, ottenendo così non solo un sollevamento adeguato per quelli che erano i carichi applicati, ma anche uno scostamento tra cartilagini e le rispettive costole minimo. Utilizzando i valori iniziali, questo spostamento risultava essere molto rilevante, incidendo maggiormente sul valore della funzione obiettivo da minimizzare. La variazione percentuale maggiore è stata riscontrata nel parametro relativo alla rigidezza traslazionale al taglio. Durante l'apertura del torace, il valore troppo basso di questo parametro è il maggior responsabile dello slittamento delle cartilagini sulle rispettive costole. Questo avviene perchè lo sterno, sollevandosi, causa un sollevamento delle cartilagini ad esso collegate nel piano trasversale all'asse del bushing. Per poter minimizzare lo scostamento tra le due componenti toraciche è stato quindi necessario aumentare questa rigidezza per un valore complessivo del 128 % rispetto al suo valore iniziale. Ad un aumento della rigidezza traslazionale negli assi diversi da quello assiale è corrisposto una diminuzione di quella rotazionale, rendendo così più semplice per le costole ruotare lungo questi assi. In particolare il parametro descritto ha avuto una diminuzione del 76.8 % rispetto al proprio valore iniziale.

6.1.2 Risultati simulazioni della tecnica chirurgica

Utilizzando i parametri ottenuti dal processo precedente sono state effettuate un totale di 72 simulazioni, 18 per geometria di barra metallica. Nella valutazione delle singole prove ci si è concentrati sull'analisi di determinati parametri, come:

- Sollevamento sternale finale;
- Parametro clinico dell'Haller Index finale;
- Forza di contatto tra la barra e lo sterno, le costole e le cartilagini;
- Forze generate sui bushing di collegamento tra la barra e le costole.

Le 18 simulazioni per barra comprendono la ripetizione di 9 configurazioni di rigidezza rotazionale dei bushing per due valori differenti di rigidezza di contatto.

L'esito della procedura chirurgica si valuta verificando che a seguito dell'intervento si verifichi un significativo sollevamento dello sterno che permetta di recuperare la deformità iniziale. Per tale motivo l'innalzamento del segmento osseo centrale del torace riveste un ruolo fondamentale nella valutazione del trattamento, così come nei test condotti. Nelle Figure 6.2 6.3 sono riportati i sollevamenti sternali ottenuti per le 4 differenti barre al variare delle combinazioni di rigidezza testata per valori di stiffness di contatto di 500 N/mm e 400 N/mm.



Figura 6.2: Sollevamento sternale nelle 4 differenti barre per una rigidezza di contatto di 500 N/mm.



Sollevamento sternale per stiffness di contatto di 400 N/mm

Figura 6.3: Sollevamento sternale nelle 4 differenti barre per una rigidezza di contatto di 400 N/mm.

I dati tabulati relativi alle figure 6.2 e 6.3 sono riportati nell'Appendice. Dai grafici emerge che variando la rigidezza di contatto dimiscono lievemente i sollevamenti sternali finali. In particolare, le configurazioni con una stiffness relativa al contatto di 400 N/mm, mostrano un'innalzamento al termine della simulazione inferiore di 0.2-0.7 mm per quanto riguarda la barra numero 1, mentre per le restanti barre lo scostamento si assesta intorno ai 0.2/0.4 mm. Come evidente in figura 5.16, le barre si differenziano per geometria e in particolare per quanto riguarda la concavità del supporto metallico. La barra 4 è quella più arcuata, con una linea molto più decisa che conseguentemente porta ad un sollevamento sternale superiore in tutte le configurazioni.

In termini assoluti, la barra che porta ad un sollevamento maggiore è quella numero 4, mentre il supporto che causa l'innalzamento finale minore è la barra numero 1. Tutte e quattro le barre mostrano un comportamento simile al variare delle configurazioni: variando gradualmente e ad alternanza le rigidezze traslazionali e rotazionali, ciò che si può osservare è che i sollevamenti diventano meno significativi. Questo avviene perchè diminuendo quelli che sono i vincoli tra costole e la barra, e quindi le rigidezze dei bushing, la barra risulta essere più libera di muoversi e ruotare, cercando una configurazione di equilibrio migliore, a scapito magari del sollevamento e vincolamento in quanto per valori bassi di rigidezza, come per esempio quelli della configurazione numero 9 (rigidezza rotazionale di 5 Nmm/rad e traslazionale di 5N/mm), la barra risulta essere sufficientemente libera di traslare e ruotare cercando una situazione di equilibrio tra le forze applicate agli estremi e le forze di contatto con costole, cartilagini e sterno.

Tra le barre numero 2 e 3 ci sono poche differenze in termini di sollevamento sternale. Questo dipende dal fatto che in realtà queste hanno una forma molto simile, in particolar modo per quanto riguarda la zona centrale, ma si differenziano nelle zone di contatto con le costole. Questa modifica non si ripercuote tanto sull'innalzamento dello sterno ma sull'entità delle forze di contatto con le singole costole e su quelle che si vengono a creare nei bushing. Nelle Figure 6.4 e 6.5 sono mostrate le forze e i momenti nei due bushing delle barre 2 e 3 nelle diverse configurazioni per un valore di rigidezza di contatto di 500 N/mm.



Figura 6.4: Forze dei bushing sinistri e destri nelle barre numero 2 e 3 per un valore di rigidezza di contatto di 500 N/mm.



Figura 6.5: Momenti dei bushing sinistri e destri nelle barre numero 2 e 3 per un valore di rigidezza di contatto di 500 N/mm.

Come si può notare dai grafici, pur avendo un sollevamento finale molto simile, una piccola variazione nelle geometria delle componenti laterali della barra causa una distribuzione completamente diversa delle forze applicate ai bushing che tengono la barra vincolata alla cassa toracica. Sia le forze che i momenti diminuiscono nel corso delle combinazioni testate a cause della diminuzione della rigidezza imposta. Le barre 2 e 3 mostrano un comportamento inizialmente opposto per quello che riguarda la distribuzione delle forze nei lati destro e sinistro: la barra 2 mostra in tutte le combinazioni una forza applicata al bushing sinistro sempre maggiore rispetto a quella destra, mentre nella barra 3 la situazione è invertita, almeno inizialmente. Infatti, dopo la combinazione 5 le forze nei due lati tendono ad eguagliarsi e a non sbilanciarsi troppo verso

un lato. Questo comportamento è sicuramente dovuto alla distribuzione differente nelle forze di contatto che si vengono a generare tra la barra e le diverse strutture toraciche. In Tabella 6.2 sono riportati i valori delle forze di contatti con lo sterno e le sole costole, mentre in Tabella 6.3 i contatti con le cartilagini costale per le barre 2 e 3 per valori di stiffness di contatto di 500 N/mm.

	Ste	rno	Costol	a Sx 4	Costol	Costola Sx 5 Costola Dx 3 Costola Dx 4 Costola		a Dx 5				
Sim.	Barra 2	Barra 3	Barra 2	Barra 3	Barra 2	Barra 3	Barra 2	Barra 3	Barra 2	Barra 3	Barra 2	Barra 3
1	180.80	178.80	87.17	71.21	40.10	0.00	0.00	0.00	76.30	67.24	90.77	40.39
2	184.80	179.50	87.13	73.67	0.00	0.00	0.00	0.00	74.42	66.46	81.48	41.63
3	187.10	182.60	93.60	74.69	76.30	0.00	0.00	0.00	75.47	67.46	70.16	32.76
4	185.70	183.50	93.31	77.18	90.77	0.00	0.00	0.00	73.67	66.12	63.02	35.89
5	184.30	183.00	98.66	79.42	40.37	0.00	0.00	0.00	74.27	66.86	58.37	29.45
6	179.90	179.70	95.39	88.65	0.00	0.00	2.87	0.49	72.72	65.09	45.04	31.52
7	178.30	178.90	101.40	92.95	74.42	0.00	4.93	2.78	75.69	68.75	41.12	26.77
8	173.00	176.40	100.70	96.67	81.48	1.84	9.45	7.49	77.64	71.74	33.21	23.49
9	173.30	177.60	101.80	97.87	29.71	0.77	9.50	7.20	77.98	72.09	32.46	22.63

Tabella 6.2: Contatti tra la barra 2 e 3 e le strutture ossee del torace nelle diverse configurazioni. Le forze sono espresse in N.

Tabella 6.3: Contatti tra la barra 2 e 3 e le strutture cartilaginee del torace nelle diverse configurazioni.Le forze sono espresse in N.

	Cartilagine Sx 3		Cartilagine Sx 4		Cartilagine Dx 3		Cartilagine Dx 4	
Simulazione	Barra 2	Barra 3	Barra 2	Barra 3	Barra 2	Barra 3	Barra 2	Barra 3
1	0.00	0.00	5.34E-02	3.35	0.00	0.00	8.06	4.58E
2	0.00	0.00	2.46E-14	0.611	0.00	0.00	3.38	3.76
3	4.45	0.00	1.37E-14	7.77E-15	0.00	0.00	1.71E-14	0.495
4	7.47	0.00	0.00	1.17E-14	0.00	0.00	1.29E-14	1.38E-14
5	12.32	2.95	7.34E-15	1.49E-14	0.00	0.00	3.65E-15	1.55E-14
6	17.43	11.26	7.38E-15	0.00	0.00	0.00	2.84E-14	7.72E-15
7	21.07	13.67	1.66E-15	1.39E-14	0.00	0.00	1.74E-14	1.31E-14
8	25.70	17.36	1.83E-14	1.73E-14	0.00	0.00	1.03E-14	6.90E-15
9	25.94	18.03	0.00	2.52E-14	0.00	0.00	1.08	1.49E-14

Più comunemente, da un punto di vista clinico, ciò che si va ad analizzare è la variazione di Haller Index tra il pre e il post- operatorio. Questo parametro risulta essere in qualche misura inversamente proporzionale al sollevamento sternale. In Tabella 6.4 viene riportato la variazione di HI in funzione delle configurazioni testate nelle differenti barre.

Tabella 6.4: Valori finali di Haller ndex nelle diverse simulazioni.

	Barra 1		Barra 2		Barra 3		Barra 4	
Simulazione	Stiff 500*	Stiff 400*						
1	3.28	3.29	3.00	3.01	3.01	3.02	2.79	2.81
2	3.29	3.30	3.02	3.03	3.02	3.02	2.81	2.82
3	3.29	3.30	3.03	3.04	3.02	3.03	2.83	2.84
4	3.30	3.28	3.04	3.05	3.04	3.04	2.84	2.85
5	3.28	3.28	3.05	3.06	3.04	3.05	2.85	2.86
6	3.30	3.31	3.07	3.08	3.07	3.08	2.88	2.90
7	3.30	3.33	3.08	3.09	3.08	3.09	2.91	2.92
8	3.34	3.36	3.11	3.11	3.11	3.12	2.98	2.99
9	3.35	3.36	3.11	3.11	3.11	3.13	2.98	2.99

* la stiffness si riferisce alla stiffness di contatto variata tra 500 e 400 N/mm nelle diverse prove.

I risultati ottenuti attraverso tutte le simulazioni mostrano una variazione del parametro clinico in esame tra 2.79 e i 3.36. La valutazione del risultato ottenuto è stata effettuata basandosi su uno studio di Nakagawa et al. del 2008 [71] nel corso del quale sono stati analizzati i risultati post-operatori su un totale di 380 pazienti affetti da PE e trattati con la techinca chirurgica di Nuss. I risultati principali dello studio sono mostrati in Tabella 6.5.

	Halle Index pre-operatorio	Haller Index post operatorio
Severità elevata	7.44 ± 3.82	3.25 ± 0.69
Severità media	4.15 ± 0.62	2.88 ± 0.50

Tabella 6.5: Risultati dello studio di Nakagawa [71] in termini di HI pre e post operatorio medio con relativa deviazione standard dei due gruppi analizzati.

Il soggetto esaminato ha un valore di HI iniziale di 4.691. Questo valore di Haller Index lo colloca in entrambe le categorie analizzate da Nakagawa, mostrando una severità della patologia al limite tra un livello medio e elevato. Per tale motivo, basandosi sui dati dello studio, è stato ritenuto accettabile avere un HI post-operatorio compreso tra 3 e 3,3. In tal senso quasi tutte le configurazioni risultano rispettare questa condizione con valori del parametro clinico minori per la barra 4 in seguito ad un sollevamento maggiore, più alti e molto simili per le barre 2 e 3, e maggiori per la barra numero 1.

L'azione principale che svolge la barra è quella si reggere lo sterno facendo leva sulle altre costole. Questo contatto genera una forza molto alta sullo sterno che viene poi equilibrata da quelle agenti sulle altre costole, sulle cartilagini e sui bushing di ancoraggio. Variando le geometrie, variano i sollevamenti ottenuti e con loro anche i carichi agenti a livello sternale. In Figura 6.6 vengono riportati le forze di contatto tra barra e lo sterno per una rigidezza di contatto di 500 N/mm per le 4 barre analizzate nelle diverse configurazioni. Il dati relativi alla stiffness di contatto di 400 N/mm è riportato nell'Appendice.



Figura 6.6: Forza di contatto sternale per un valore di rigidezza di contatto di 500 N/mm.

Dal grafico emerge che le forze di contatto sternale più elevate, come ci si poteva aspettare, risultano essere quelle della barra 4. Gli andamenti di queste forze riflettono quelli degli innalzamenti sternali alla quale sono collegati. Si nota infatti un comportamento simile nelle barre 2 e 3 e minore per la barra responsabile di un'apertura toracicae post operatoria minore, ovvero la barra numero 1. Utile analzzare il modulo della forza in quanto risultano tutti essere nei range documentati in letteratura. Per un soggetto adulto spesso si ha la necessità di dover applicare forze anche maggiori ai 200 N mentre per soggetti più giovani, o con conformazioni del torace non troppo severe, potrebbero essere sufficienti anche valori intorno ai 150/180 N se non minori.

Le diverse configurazioni sono state testate per valutare l'influeza dei vincoli posti lateralmente

rispetto alla barra, necessari per garantire un buon esito delle simulazioni. L'assenza dei tessuti e delle strutture complesse nel modello ha reso necessario una qualche forma di ancoraggio della barra alla cassa toracica, ma nel caso reale il posizionamento del supporto metallico è influenzato e determinato quasi unicamente dall'equilibrio delle forze agenti su di esso. È propabile che le suture poste in sede di intervento diano un minimo di stabilità nell'immediato post-operatorio e che questa sia poi favorita da processi biologici di osteointegrazione e incapsulamento della barra, ma sicuramente non sono le suture chirurgiche a garantirne il saldo posizionamento nel tempo. Per tale motivo sono state analizzate anche combinazioni con una rigidezza sia rotazionale che traslazionale basse. Queste configurazioni sono quelle ritenute più realistiche, con delle forze ai vincoli ridotte e sollevamenti quasi sempre accettabili: solamente la barra 1, al termine delle simulazioni, ha avuto un valore di Haller Index leggermente al limite (3.35 e 3.36 nei casi di rigidezza di contatto rispettivamente di 500 e 400 N/mm).

Avendo delle stiffness molto basse, le barre risultano essere debolmente ancorate alle costole e si trovano in una condizione di più facile movimento rispetto al compartimento osseo. Questa condizione porta a delle distribuzioni di carichi molto più realistici sia per quanto riguarda le forze agenti sulle estremità sia sui singoli contatti. In Figura 6.7 e 6.8 sono riportate le principali interazioni tra le varie barre e il torace. Dai grafici sono stati esclusi alcune componenti di entità in modulo trascurabile, anche se riportate nell'Appendice.



Figura 6.7: Forza di contatto sternale per un valore di rigidezza di contatto di 500 N/mm.



Forze di contatto per una stiffness di contatto di 400 N/mm

Figura 6.8: Forza di contatto sternale per un valore di rigidezza di contatto di 400 N/mm.

Dai grafici si evince che le interazioni più significative, che generano quindi forze più intense, sono quelle con la quarta coppia di costole e lo sterno. Queste forze ovviamente sono opposte come verso: la barra applica una forza che mantiene lo sterno sollevato (forza esterna rispetto alla cassa toracica), mentre applica sulle costole una forza di compressione. La quarta coppia di costola è sempre quella maggiormente coinvolta nel contatto con la barra ma a seconda delle geometrie possono diventare rilevanti anche altri contatti come quelli con le costole numero 3 e 5 e alcune cartilagini.

Nei casi in cui le rigidezze dei bushing siano alte, la distribuzione di forze e momenti tra lato destro e sinistro è spesso sbilanciata e distribuita a seconda della geometria della barra. Con il diminuire delle stiffness, anche le forze tra i due lati diminuiscono raggiungendo valori relativamente bassi, mantenendo però rapporti tra i due lati dati da fattori di natura geometrica della barra ma dovuti anche alla deformità non simmetrica del paziente. In Tabella 6.6 sono riportati i valori di forza e momento nelle differenti barre per valori di rigidezza traslazionale di 5 N/mm e rotazionale di 5 N/mm/deg.

Tabella 6.6: Forze e momenti dei bushing delle diverse barre nella configurazione numero 9. Le forze sono espresse in N, mentre i momenti in Nmm.

		Barra 1		Barra 2		Barra 3		Barra 4	
		Stiff 400*	Stiff 500*						
Fanna	Dx	20.51	20.63	15.42	15.67	23.45	23.35	17.70	18.24
FUIZa	Sx	37.43	37.45	26.66	27.26	28.72	27.38	37.19	36.96
Momento	Dx	65.36	65.09	89.21	88.14	89.85	89.10	115.83	112.46
	Sx	61.89	61.60	76.95	75.33	90.91	90.23	115.05	111.53

*Stiff 400 e Stiff 500 si riferiscono alle stiffness di contatto tra la barra e le strutture toraciche

Dalla tabella emerge che mentre le forze mantengono rapporti geometrici tra parte destra e sinistra, lo stesso non avviene per quanto rigurada i momenti. Questi infatti si assestano su valori paragonabili tra i due lati anatomici.

Al fine di utilizzare le simulazioni svolte per analizzare la distribuzione delle forze agenti sulla cassa toracica e poterle utilizzare come futuro elemento di paragone con altri modelli, attraverso un processo iterativo sono stati ricavati i punti di contatto tra la barra e le costole, sterno e cartilagine della configurazioni indeformata del modello. Questo è stato fatto per una sola simulazione, ovvero quella riguardante la barra numero 4 con valori minimi di stiffness sui bashing e valori di rigidezza di contatto di 400 N/mm. In Tabella 6.7 vengono mostrate le coordinate nel sistema di riferimento di Adams con le rispettive forze e momenti.

Tabella 6.7: Coordinate, Forze (N) e Momenti (Nmm) delle forze di contatto della combinazione 9 per la
barra 4 e stiffness di contatto di 400 N/mm

Contatto	Coordinate	Forza contatto (N)	Momento contatto (Nmm)
Storpo	(x,y,z)	(x,y,z)	(x,y,z)
Sterno	5.5570, 95.1575, 45.2400	-0.030, 10.109, -204.043	195.019, -115.209, -55.901
$Costola \ Sx \ 3$	73.3132, 99.305, 61.8640	-0.350, -7.410, 2.112	3.488, -1.212, -3.674
Costola Sx 4	102.60, 99.202, 62.5129	37.175, 14.667, 115.324	402.978, 7.731, -130.885
$Costola \ Sx \ 5$	118.2114, 86.5906, 51.6895	6.990, 2.456, 7.850	-6.548, 7.264, 3.557
Costola Dx 3	-57.1411, 103.5387, 69.2313	0.274, -5.881, -17.209	-30.995, 3.918, -1.831
Costola Dx 4	-100.45, 109.7922, 69.8278	-28.708, 25.726, 75.514	132.524, -25.068, 58.922
$Costola \ Dx \ 5$	-114.3106, 89.3063, 60.0149	-20.577, 15.653, 22.612	-122.004, -15.454, -100.326
Cartilagine Sx 3	69.540, 98.4831, 60.6856	-1.589, -18.683, -2.154	-29.006, 2.725, -2.232

6.2 Risultati simulazioni del modello agli Elementi Finiti

Per quanto concerne il modello toracico realizzato attraverso tecniche FEM, in questa fase di progetto, non è stata applicata nessuna barra, ma si è proceduto con una valutazione delle geometrie in una configurazione di carichi simile a quello dell'ottimizzazione delle cartilagini per il modello multibody. Questo è stato fatto per confrontare la situazione di un modello rigido nel quale le costole e le cartilagini sono tenute insieme da delle molle tridimesionali opportunamente dimensionate, e un modello deformabile realizzato in Hypermesh, dove le stesse componenti sono considerate come un corpo deformabile unico. In seguito al caricamento della base dello sterno con una forza nota di 120 N, il sollevamento sternale è il primo parametro di confronto preso in considerazione. Nelle Figure 6.9 e 6.10 viene mostrato lo spostamento ottenuto su tutte le strutture toraciche e in particolare sullo sterno.



Figura 6.9: Modulo dello spostamento in mm delle strutture toraciche.



Figura 6.10: Modulo dello spostamento in mm nell'area finale dello sterno.

Il sollevamento ottenuto a livello della base sternale è paragonabile a quello ottenuto mediante simulazione multibodies. Questo dato mostra che il collegamento tra cartilagini e costole mediante bushing è una valida approssimazione della situazione reale e che, se ben dimensionata, causa piccoli errori nel corso delle elaborazioni. Per quanto riguarda il movimento complessivo della cassa toracica, gli spostamenti maggiori sono avvenuti nella parte inferiore dello sterno, dove è stata applicata la forza. L'innalzamento di questo segmento osseo ha avuto come conseguenza anche l'apertura delle altre strutture toraciche ad esso collegate. In Figura 6.11, 6.12 e 6.13 sono mostrati gli spostamento lungo i tre differenti assi di riferimento di Hypermesh. Bisogna porre attenzione all'orientamento degli assi: a differenza di Adams, l'asse antero posteriore ha un verso opposto ed è l'asse y; l'asse longitudinale del corpo invece mantiene lo stesso orientamento ma nel software di Altair quest'asse è quello z.



Figura 6.11: Spostamenti in mm lungo l'asse medio laterale (X).





Figura 6.12: Spostamenti in mm lungo l'asse antero posteriote(Y)



Figura 6.13: Spostamenti in mm lungo l'asse infero superore o longitudinale (Z)

Ovviamente la direzione lungo la quale avviene il maggior spostameto è l'asse antero posteriore, quella di applicazione della forza. Il movimento di apertura delle costole, provocato dall'innalzamento sternale è evidente anche negli altri assi, sopratutto in quello medio laterale.

Dopo aver analizzato la deformazione della gabbia toracica, sono stati analizzati gli sforzi ai quali le strutture ossee e cartilaginee sono sottoposte durante un semplice movimento di apertura. Si è scelto di valutare gli stress a carico del torace attraverso la distribuzione degli sforzi di Von Mises, come mostrato in Figura 6.14 e 6.15.



Figura 6.14: Distribuzione degli sforzi di Von Mises (MPa) della cassa toracica anteriore.



Figura 6.15: Distribuzione degli sforzi di Von Mises (MPa) della cassa toracica posteriore.

Dai dati emerge che la maggior parte degli stress è ovviamente concentrata posteriormente a livello dei vincoli con la colonna vertebrale. Le costole maggiormente interessate sono le coppie di costole tre, quattro e cinque con una distribuzione di stress che si estende lungo tutto la linea anatomica dei segmenti ossei. Sulla colonna vertebrale e sulle cartilagini gli stress sono minimi e se non nei punti di giunzione con le costole. I valori massimi di stress nelle costole solo localizzati nella parte laterale, con una intensità di circa 35-38 Mpa. Valori simili sono stati riportati anche nello studio di Chang et al. [60], il quale in seguito al caricamento del modello toracico con un sistema di forze in grado di simulare l'inserimento della barra chirurgica di Nuss, ha evidenziato dei valori di stress massimi lungo le costole di circa 38- 43 Mpa. I valori ottenuti da Chang, nel caso riportato, sono il risultato dell'applicazione di una forza di sollevamento sternale di 140 N, non 120 come nel caso analizzato.

Capitolo 7

Conclusione e sviluppi futuri

Lo studio condotto in questo lavoro di tesi è una fase preliminare di un progetto dalle tantissime potenzialità.

L'attività principale è stata quella di valutare come differenti geometrie di supporti protesici possano impattare sull'esito dell'intervento chirurgico forse più praticato nel trattamento del Pectus Excavatum. Questo è stato fatto utilizzando un software capace di simulare, mediande un'analisi dinamica l'interazioni tra i vari corpi presenti del modello e in particolar modo tra una barra metallica e la componente osteo-cartilaginea del torace. Il confronto tra le quattro geometrie di supporti testati ha evidenziato la dipendenza dell'esito chirurgico dalla conformazione della barra data dell'equipe chirurgica in fase intra-operatoria. Tra i parametri di valutazione, i principali sono stati il sollevamento sternale e il parametro clinico dell'Haller Index. Valutando quest'ultimo, e ritenendo l'esito accettabile sulla base di valori riportati in letteratura, quasi tutte le prove hanno condotto a situazioni post-operatorie considerati soddisfacenti.

Su entrambi i modelli realizzati, sono state effettuate delle simulazioni con semplici configurazioni di carichi, come una singola forza retrosternale, al fine di comfrontarne i risultati e poter utilizzare questi dati per migliorare a vicenda i modelli. Le prove condotte hanno evidenziato una soddisfacente modellizzazione del collegamento al livello delle cartilagini sternali nel modello multibody usando come riferimento il modello agli elementi finiti, più accurato da un punto di vista anatomico vista la possibilità di realizzare il complesso costo-cartilagineo come un'unica entità senza bisogno di collegamenti tra le parti. Per quanto riguarda invece il modello FEM, le criticità riscontate riguardano il vincolamento tra le varie costole e la colonna vertebrale: in questa fase di progetto le costole sono state vincolate rigidamente in alcuni gradi di libertà lungo le articolazioni costo-vertebrali e costo-trasversali. In letteratura sono presenti diverse metodiche di vincolamento tra queste componenti, per cui una modellizzazione univocamente accettata al momento non è ancora presente ma dipende molto dalla complessità generale del modello realizzato. Uno sviluppo futuro riguarderà sicuramente la revisione dei modelli al fine di rendere il sistema ancora più affidabile e capace di sviluppare un movimento anatomico il più corretto possibile.

Il modello tridimensionale è stato realizzato basandosi su un numero molto limitato di pazienti e con dettaglio delle immagini tomografiche limitato in termini di area analizzata. Solo in un caso si aveva a disposizione l'intero torace del paziente, ma il soggetto è stato scartato in quanto presentava una severa scoliosi della colonna che avrebbe reso il modello molto meno generale e molto più complesso sia in fare di realizzazione che di simulazione. Il non aver avuto a disposizione tutte le costole e le rispettive cartilagini costali nella loro interezza ha reso il modello approssivamativo, o meglio parziale. Le analisi condotte avrebbero portato probabilmente a risultati simili, in quanto le componenti principali coinvolte nel sollevamento sternale sono state tutte modellizzate adeguatamente. Dunque, per rendere il modello completo e anatomicamente più valido, bisognerebbe ricostruire un torace patologico completo evitando ambiguità riguardanti le costole finte, ovvero quelle senza un collegamento diretto con lo sterno.

La possibilità di avere a disposizione una modello tridimensionale per ogni singolo paziente da operare chirurgicamente lascia aperte diverse soluzioni per un trattamento maggiormente patient-spacific, come la realizzazione di barre personalizzate sulla geometria toracica reale e non su una valutazione della conformazione esterna del torace, come avviene ancora oggi. La realizzazione delle barre potrebbe essere ottenuta anche attraverso algoritmi automatici o semi automatici capaci di rilevare alcune caratteristiche geometriche della cassa toracica deformata e determinare la linea ottimale per ottenere una situazione di completo recupero della deformità. Inoltre, le diverse situazioni chirurgiche potrebero essere correttamente analizzate sfruttando le simulazione attraverso le tecnologie affrontate nel lavoro esposto. In particolare le potenzialità del software multibody e FEM potrebbero essere utilizzate per valutare i migliori posizionamenti delle barre, anche al fine di minimizzare eventuali problematiche post-operatorie, come il flipping, che comporta il fallimento dell'impianto oltre che un serio pericolo per la vita del paziente. Il chirurgo operante potrebbe avere così a disposizione non solo diverse geometrie consigliate basate magari su un sollevamento ritenuto accettabile o voluto dal chirurgo, ma anche la reale situazione scheletrica del paziente sul quele deve intervenire. Lo sviluppo naturale del processo potrebbe riguardare la realizzazione di barre personalizzate direttaemtne da impiantare o semplicemente la creazione di prototipi ottenuti mediante stampa 3D sui quali il chirurgo potrà modellare in maniera più accurata la barra metallica.

Appendice

				Bush	Bushing Sx Bushing Dx								
	Combinazione	Fx	Fy	\mathbf{Fz}	Tx	Ту	Tz	Fx	Fy	\mathbf{Fz}	Tx	Ту	Tz
	1	-53.74	-29.70	25.21	-138.05	-16.35	857.06	-58.07	-25.70	-45.48	-68.82	45.82	-329.34
	2	-48.32	-28.85	17.18	-142.11	-21.35	819.59	-51.53	-25.53	-30.27	-68.94	46.02	-330.82
	3	-47.65	-29.49	11.17	-98.69	-22.95	497.00	-51.10	-23.27	-34.25	-52.99	44.07	-207.90
	4	-41.61	-28.53	6.58	-95.56	-28.70	459.60	-44.48	-22.23	-23.11	-52.89	44.95	-204.95
Barra 1	5	-42.91	-30.41	4.92	-74.36	-32.46	310.88	-46.41	-24.20	-23.39	-49.85	43.08	-152.62
	6	-25.56	-31.16	0.60	-62.28	-43.01	244.51	-30.33	-17.03	-6.92	-50.16	46.95	-144.66
Barra 2	$\tilde{7}$	-25.08	-30.66	0.04	-38.74	-49.60	96.77	-30.15	-15.76	-7.92	-35.08	52.53	-53.84
	8	-15.17	-31.96	-1.14	-35.35	-53.40	80.30	-19.94	-10.73	-2.01	-27.51	56.99	-49.14
Barra 1 Barra 2 Barra 3 Barra 4	9	-14.49	-30.41	-1.16	-28.46	-55.64	42.06	-19.04	-7.64	-2.18	-18.25	58.08	58.08
	1	50.31	-45.10	-27.31	-148.23	-57.21	618.22	37.41	-26.21	3.35	131.76	50.50	475.12
Barra 2	2	46.18	-44.30	-22.00	-141.94	-57.70	590.30	35.76	-26.88	2.39	133.81	52.78	475.70
	3	42.72	-38.93	-26.48	-99.35	-55.36	379.06	34.34	-22.68	5.70	98.56	55.72	315.23
	4	37.40	-37.50	-21.22	-102.52	-55.42	387.03	31.44	-21.62	3.39	94.24	58.72	300.01
	5	35.47	-35.36	-24.97	-83.86	-54.86	282.81	30.70	-18.70	4.96	75.64	61.37	215.16
	6	22.30	-29.57	-12.03	-70.39	-58.69	235.45	20.19	-15.08	0.98	59.89	69.44	166.82
	γ	20.65	-27.67	-13.05	-44.74	-63.46	101.90	19.98	-12.35	1.72	37.46	73.72	70.36
	8	12.30	-24.93	-7.97	-42.47	-63.94	90.91	12.85	-9.47	0.62	31.53	77.13	61.26
	9	12.19	-24.36	-8.01	-34.87	-66.72	49.75	12.86	-8.93	0.76	24.14	78.42	32.19
	1	31.85	-36.87	69.41	-213.23	-15.01	911.53	31.20	-25.20	58.92	93.71	64.35	316.81
	2	27.59	-35.64	46.37	-213.84	-23.62	853.52	27.77	-23.11	53.05	85.69	65.10	291.07
	3	25.38	-32.37	39.66	-150.76	-29.45	535.99	27.80	-23.71	51.50	75.50	63.31	229.40
	4	22.50	-33.69	27.11	-147.56	-35.36	505.06	26.16	-24.30	46.68	77.69	62.93	238.03
$Barra \ 3$	5	21.08	-32.33	25.30	-109.83	-43.90	337.01	26.49	-24.03	44.71	72.13	61.98	195.24
Barra 3	6	10.15	-30.28	9.22	-94.05	-54.91	275.81	16.86	-16.92	28.72	56.46	65.88	157.50
	γ	9.39	-28.98	8.42	-62.23	-66.53	118.50	17.48	-17.04	26.19	42.36	69.67	75.41
	8	2.51	-26.38	2.94	-69.92	-68.13	112.15	12.17	-12.35	16.38	38.20	70.61	72.27
Barra 1 Barra 2 Barra 3 Barra 4	9	2.38	-26.07	2.77	-57.37	-74.55	59.90	12.35	-11.31	16.28	32.24	72.50	40.54
	1	38.31	-48.31	69.41	-213.23	-15.01	911.53	42.59	-27.55	-25.76	162.76	31.80	575.12
	2	32.47	-45.82	46.37	-213.84	-23.62	853.52	39.87	-27.19	-17.08	161.63	37.64	550.65
	3	29.43	-40.32	39.66	-150.76	-29.45	535.99	38.64	-22.67	-12.29	124.00	43.52	372.09
	4	24.45	-39.09	27.11	-147.56	-35.36	505.06	35.42	-21.45	-8.49	120.08	48.60	352.65
Barra 4	5	22.80	-35.82	25.30	-109.83	-43.90	337.01	34.01	-17.83	-5.50	94.67	54.83	245.50
	6	11.41	-29.46	9.22	-94.05	-54.91	275.81	23.97	-15.42	-2.36	78.69	67.21	193.37
	7	9.63	-29.21	8.42	-62.23	-66.53	118.50	24.72	-12.42	-0.81	58.43	74.63	94.42
	8	0.10	-36.87	2.94	-69.92	-68.13	112.15	18.23	-5.58	-0.22	61.98	77.96	110.82
	9	-0.25	-36.86	2.77	-57.37	-74.55	59.90	17.89	-3.55	0.26	47.90	82.16	60.03

Tabella 7.1: Forze (N) e momenti (Nmm) sui Bushing destri e sinistri in tutte le barre per le configurazioni testate per una rigidezza di contatto di 500 N/mm.

		Bushing Sx						Bushing Dx					
	Combinazione	Fx	Fy	\mathbf{Fz}	Tx	Ту	Tz	Fx	Fy	\mathbf{Fz}	Tx	Ту	Tz
	1	-53.39	-29.77	55.43	74.56	-47.69	-361.36	-57.63	-25.80	-45.36	-67.47	46.52	-322.89
	2	-48.02	-28.93	52.58	70.79	-48.52	-336.35	-51.24	-25.37	-30.89	-69.08	45.97	-329.39
	3	-47.29	-29.62	51.77	56.94	-44.87	-228.20	-50.97	-23.23	-34.88	-54.09	43.63	-210.00
	4	-43.07	-30.92	43.78	61.62	-42.38	-241.85	-46.52	-25.30	-22.01	-60.52	40.44	-228.58
Barra 1	5	-42.63	-30.34	45.53	50.03	-44.62	-162.77	-46.24	-24.16	-24.06	-50.21	42.95	-152.96
	6	-25.27	-30.95	20.58	50.75	-45.39	-150.94	-30.21	-17.23	-7.80	-49.72	47.00	-143.79
	γ	-23.69	-29.32	22.95	31.77	-52.42	-50.12	-28.83	-12.90	-8.48	-31.29	53.03	-50.68
	8	-14.46	-30.52	16.57	25.37	-53.80	-32.60	-18.76	-7.95	-2.34	-22.43	57.20	-45.17
Barra 1 Barra 2 Barra 3 Barra 4	9	-14.46	-30.36	16.45	23.59	-54.55	-17.28	-18.95	-7.48	-2.35	-19.22	57.83	57.83
	1	49.67	-45.05	23.58	-141.33	-16.17	860.76	37.32	-26.08	6.34	136.00	50.08	487.11
	2	45.68	-44.37	15.78	-146.33	-20.68	829.40	35.89	-27.04	4.51	139.75	51.85	494.13
	3	41.54	-38.23	9.39	-101.05	-22.62	499.21	33.98	-22.03	7.48	102.38	54.63	326.23
	4	36.57	-36.94	5.76	-98.47	-27.48	467.26	31.03	-20.84	4.70	98.42	57.39	311.83
Barra 2	5	34.56	-34.74	3.56	-76.40	-31.96	314.72	30.20	-17.93	6.22	78.39	60.59	221.83
	6	21.49	-29.52	0.08	-66.17	-41.87	254.01	19.91	-14.32	1.53	64.92	68.32	180.03
	γ	20.21	-27.26	-0.35	-40.49	-49.18	99.67	19.59	-11.42	2.33	39.43	73.20	73.80
	8	12.12	-24.46	-1.29	-37.18	-52.86	83.69	12.64	-8.80	1.03	33.62	76.59	64.79
	9	12.16	-23.68	-1.35	-30.00	-55.32	44.28	12.68	-8.71	1.11	26.13	78.17	34.14
	1	31.18	-36.62	-28.02	-147.67	-57.64	611.97	30.96	-25.25	59.17	94.72	64.29	319.98
	2	26.97	-35.51	-22.65	-141.18	-58.15	583.91	27.58	-23.20	53.27	86.70	65.00	294.71
	3	24.96	-32.33	-27.96	-103.53	-54.43	389.93	28.05	-24.05	51.50	80.41	61.80	243.39
	4	22.14	-33.61	-22.67	-106.97	-54.30	399.42	26.10	-24.60	46.74	82.95	61.55	253.41
$Barra \ 3$	5	20.51	-31.94	-26.40	-87.08	-53.85	290.40	26.18	-23.75	44.46	75.91	60.69	204.78
	6	9.82	-30.06	-12.46	-74.86	-57.52	247.27	16.72	-17.00	28.42	61.48	64.73	170.19
	γ	9.22	-28.77	-13.61	-46.55	-62.92	105.39	17.52	-17.07	26.22	44.57	68.83	79.45
	8	2.24	-26.24	-8.23	-43.74	-63.54	93.75	11.97	-12.06	16.44	38.82	70.34	75.02
Barra 3	9	1.78	-27.37	-8.52	-36.41	-66.24	50.52	12.37	-10.94	16.65	32.96	72.02	42.43
	1	38.12	-48.35	64.93	-221.04	-14.06	925.82	42.49	-27.48	-22.03	170.99	29.97	597.54
	2	32.28	-45.69	43.53	-220.79	-22.24	868.98	39.62	-26.96	-14.60	168.97	35.77	570.91
	3	28.95	-39.91	36.92	-154.71	-28.43	543.74	37.85	-21.57	-9.12	127.90	42.44	381.23
Barra 4	4	24.08	-38.74	25.28	-152.13	-33.85	515.44	34.79	-20.42	-6.23	124.90	47.00	365.09
	5	22.40	-34.70	23.29	-112.48	-42.74	343.37	33.29	-17.03	-3.20	97.28	53.87	251.07
	6	10.23	-29.95	8.39	-106.10	-51.71	300.83	24.22	-14.37	-1.63	91.58	63.93	223.82
	γ	9.17	-28.01	7.71	-64.61	-65.83	122.37	24.41	-11.40	-0.34	61.16	73.87	98.57
	8	-0.04	-36.73	2.56	-72.70	-67.12	116.37	17.89	-4.42	0.24	64.71	76.90	115.93
	9	-0.39	-37.10	2.65	-61.18	-73.86	63.55	17.58	-1.96	0.48	51.41	81.29	64.53

Tabella 7.2: Forze (N) e momenti (Nmm) sui Bushing destri e sinistri in tutte le barre per le configurazionitestate per una rigidezza di contatto di 400 N/mm.

Tabella 7.3: Forze di contatto sullo sterno per le 4 barre testate nelle diverse configurazioni di rigidezza

	Bar	ra 1	Bar	ra 2	Bar	ra 3	Barra 4		
Sim.	Stiff 400*	Stiff 500*							
1	174.0	174.5	180.8	180.8	177.3	178.8	203.8	202.8	
2	171.4	171.9	185.1	184.8	177.9	179.5	204.9	205.1	
3	170.6	171.0	186.4	187.1	182.0	182.6	211.7	212.2	
4	170.1	167.4	185.1	185.7	182.2	183.5	210.6	211.0	
5	169.5	170.0	183.5	184.3	183.3	183.0	210.4	211.2	
6	162.6	163.2	178.4	179.9	179.7	179.7	205.1	208.2	
7	162.2	163.9	177.9	178.3	180.4	178.9	206.0	206.7	
8	156.3	158.0	172.7	173.0	177.2	176.4	203.6	203.4	
9	156.1	156.1	173.6	173.3	175.7	177.6	204.8	204.3	

* Stiff 400 e 500 si riferiscono alla rigidezza di contatto tra la barra e i corpi toracici.

		Costole						Cartilagini				
	Combinazione	Sx 3	Sx 4	Sx 5	Dx 3	Dx 4	Dx 5	Dx 3	Dx 4	Sx 3	Sx 4	
	1	0.0	71.45	0.57	0.0	69.93	0.0	0.0	1.6E-14	2.50	1.7E-14	
	2	0.0	75.00	10.68	0.0	67.98	0.0	0.0	2.5E-14	6.13	1.6E-14	
	3	0.0	77.03	3.92	0.0	67.58	0.0	0.0	7.5E-15	7.68	1.6E-14	
	4	0.0	81.23	9.60	0.06	65.88	0.35	0.0	1.2E-14	11.08	6.2E-15	
Barra 1	5	0.0	78.60	10.72	0.00	65.88	3.48	0.0	8.7E-15	6.98	4.2E-15	
	6	0.0	88.58	12.53	3.55	65.30	19.98	0.0	7.4E-15	14.24	1.2E-14	
	$\tilde{\gamma}$	0.0	89.11	10.13	2.64	64.82	18.33	0.0	1.1E-14	14.19	1.0E-14	
	8	1.51	90.79	9.96	6.23	65.11	18.69	0.0	9.0E-15	17.91	1.6E-14	
	9	4.53	91.92	7.27	7.07	66.05	14.91	0.0	6.5E-15	17.57	1.9E-14	
	1	0.0	87.17	40.10	0.0	76.30	90.77	0.0	8.06	0.00	5.3E-02	
	2	0.0	87.13	40.37	0.0	74.42	81.48	0.0	3.38	0.00	2.5E-14	
	3	0.0	93.60	29.71	0.0	75.47	70.16	0.0	1.7E-14	4.45	1.4E-14	
	4	0.0	93.31	30.89	0.0	73.67	63.02	0.0	1.3E-14	7.47	0.00	
$Barra \ 2$	5	0.0	98.66	24.86	0.0	74.27	58.37	0.0	3.6E-15	12.32	7.3E-15	
	6	0.0	95.39	25.00	2.87	72.72	45.04	0.0	2.8E-14	17.43	7.4E-15	
	γ	0.0	101.40	19.19	4.93	75.69	41.12	0.0	1.7E-14	21.07	1.7E-15	
	8	0.0	100.70	16.98	9.45	77.64	33.21	0.0	1.0E-14	25.70	1.8E-14	
	9	0.0	101.80	15.72	9.50	77.98	32.46	0.0	$1.1\mathrm{E}{+00}$	25.94	0.00	
	1	0.0	71.21	0.00	0.0	67.24	40.39	0.0	4.58	0.00	3.35	
	2	0.0	73.67	0.00	0.0	66.46	41.63	0.0	3.76	0.00	0.61	
	3	0.0	74.69	0.00	0.0	67.46	32.76	0.0	0.50	0.00	7.8E-15	
	4	0.0	77.18	0.00	0.0	66.12	35.89	0.0	1.4E-14	0.00	1.2E-14	
$Barra \ 3$	5	0.0	79.42	0.00	0.0	66.86	29.45	0.0	1.6E-14	2.95	1.5E-14	
	6	0.0	88.65	0.00	0.49	65.09	31.52	0.0	7.7E-15	11.26	0.00	
	γ	0.0	92.95	0.00	2.78	68.75	26.77	0.0	1.3E-14	13.67	1.4E-14	
	8	0.0	96.67	1.84	7.49	71.74	23.49	0.0	6.9E-15	17.36	1.7E-14	
	9	0.0	97.87	0.77	7.20	72.09	22.63	0.0	1.5E-14	18.03	2.5E-14	
	1	0.0	97.37	69.14	0.0	79.44	130.60	0.0	12.91	1.6E-14	1.2E-14	
	2	0.0	96.82	60.45	0.0	77.55	106.70	0.0	8.72	5.3E-14	9.0E-14	
	3	0.0	104.20	47.88	0.0	79.02	94.47	0.0	2.2E-14	2.56	3.8E-15	
	4	0.0	104.00	43.01	0.0	77.37	80.64	0.0	1.8E-14	4.96	1.0E-14	
Barra 4	5	0.0	108.40	35.46	1.80	79.63	74.79	0.0	0.00	7.96	0.00	
	6	0.0	105.10	30.04	6.78	80.60	51.53	0.0	3.2E-15	12.04	4.5E-15	
	γ	0.0	115.80	21.75	12.34	87.11	45.91	0.0	0.00	16.05	0.00	
	8	3.22	119.20	14.84	19.18	85.76	36.62	0.0	2.0E-14	20.49	0.00	
	9	5.57	121.10	12.05	18.67	85.47	35.24	0.0	2.7E-14	19.61	1.3E-14	

Tabella 7.4: Forze di contatto sulle costole e cartilagini per le 4 barre testate nelle diverse configurazioni di rigidezza per valori di rigidezza di contatto di 500 N/mm.

			Costole Cartilagini								
	Combinazione	Sx 3	Sx 4	Sx 5	Dx 3	Dx 4	Dx 5	Dx 3	Dx 4	Sx 3	Sx 4
	1	0.0	70.85	0.78	0.0	69.57	0.0	0.0	1.87E-14	2.29	0.0
	2	0.0	74.67	9.99	0.0	67.71	0.0	0.0	9.61E-15	6.00	3.77E-15
	3	0.0	76.80	3.28	0.0	67.16	0.0	0.0	2.13E-14	7.74	1.46E-14
	4	0.0	77.00	13.62	0.0	65.79	5.81	0.0	9.07E-15	6.01	1.31E-14
Barra 1	5	0.0	78.30	10.09	0.00	65.62	3.05	0.0	1.94E-14	7.00	2.10E-14
	6	0.0	87.80	12.01	3.35	64.96	19.26	0.0	1.18E-14	13.96	1.59E-14
	$\tilde{\gamma}$	0.46	90.69	7.13	4.44	65.99	14.35	0.0	1.36E-14	16.74	2.17E-14
	8	5.06	91.53	7.57	6.82	65.61	14.74	0.0	1.70E-14	17.25	1.71E-14
	9	5.12	91.49	7.10	6.72	65.56	14.53	0.0	2.19E-14	17.11	8.83E-15
	1	0.0	87.17	40.10	0.0	76.36	90.77	0.0	8.064	0.0	0.05335
	2	0.0	87.05	38.24	0.0	74.06	80.15	0.0	2.849	0.0	1.37E-14
	3	0.0	93.51	27.84	0.0	75.13	67.73	0.0	6.87E-15	5.51	1.19E-14
	4	0.0	93.37	29.18	0.0	73.44	61.58	0.0	1.01E-14	8.31	1.80E-14
Barra 2	5	0.0	98.86	23.01	0.0	74.03	56.40	0.0	1.64E-14	13.02	1.99E-14
	6	0.0	96.45	23.49	3.60	73.55	43.79	0.0	1.38E-14	18.65	3.93E-15
	$\tilde{\gamma}$	0.0	101.80	17.75	5.12	75.77	40.05	0.0	1.77E-14	21.43	0.0
	8	0.0	101.10	15.82	9.44	77.61	32.40	0.0	0.0	25.82	0.0
	9	0.0	102.20	14.56	9.65	78.19	31.48	0.0	1.27E-14	25	1.48E-14
	1	0.0	70.52	0.0	0.0	67.25	39.21	0.0	5.735	0.0	3.451
	2	0.0	73.06	0.0	0.0	66.49	40.49	0.0	4.989	0.0	0.6028
	3	0.0	74.56	0.0	0.0	66.81	31.46	0.0	0.8281	0.0	1.03E-14
	4	0.0	76.67	0.0	0.0	65.97	34.17	0.0	1.33E-14	0.0	4.29E-14
$Barra \ 3$	5	0.0	79.32	0.0	0.0	66.78	27.44	0.0	1.30E-14	3.56	2.06E-14
	6	0.0	89.25	0.0	0.92	65.52	30.58	0.0	2.76E-14	11.91	1.04E-14
	$\tilde{7}$	0.0	91.10	0.0	3.07	68.92	25.61	0.0	0.0	11.22	1.32E-14
	8	0.0	96.31	1.20	7.33	71.80	22.49	0.0	1.87E-14	17.02	0.0
	9	0.47	97.53	0.09	8.16	71.14	22.07	0.0	2.31E-16	17.88	1.26E-14
	1	0.0	97.65	65.41	0.0	79.04	126.40	0.0	11.52	0.0	1.79E-14
	2	0.0	97.01	57.74	0.0	77.30	103.80	0.0	8.367	6.25E-15	1.76E-14
	3	0.0	104.80	43.84	0.0	78.67	91.48	0.0	9.17E-15	3.512	1.07E-14
	4	0.0	104.90	39.82	0.0	77.03	78.45	0.0	2.57E-14	5.97	8.88E-15
Barra 4	5	0.0	108.90	32.41	2.71	80.10	71.91	0.0	0.0	8.55	0.0
	6	0.0	109.20	27.50	9.03	82.71	49.99	0.0	2.64E-14	15.16	1.10E-14
	$\tilde{\gamma}$	0.0	116.60	20.51	12.86	87.25	44.20	0.0	1.61E-14	17.15	3.28E-14
	8	5.23	119.50	13.42	18.75	85.22	35.59	0.0	0.0	19.38	0.0
	9	7.71	122.10	10.80	18.16	84.76	34.36	0.0	2.76E-14	18.90	4.82E-14

Tabella 7.5: Forze di contatto sulle costole e cartilagini per le 4 barre testate nelle diverse configurazioni
di rigidezza per valori di rigidezza di contatto di 400 N/mm.

Bibliografia

- [1] Trattato di anatomia umana. 1. 1. Milano: Edi. Ermes, 2006, oCLC: 889151546.
- [2] Bauhinus, I, "Sterni cum costis ad interna reflexis nativa spirandi difficultatis causa," Observationum rarum, novarum, admirabilium et monstruosorum. Frankfurt: Tomus I, Librum II, vol. 1600, pp. 507–508.
- [3] O. A and De Bakey ME, "Chonechondrosternon: report of a case and review of the literature." J Thorac Surg, no. 8, pp. 469–471, 1939.
- [4] Dato, Angelo Actis, Gentilli, R, and Calderini, P, Il pectus excavatum: diagnostica e terapia. Minerva Medica, 1962.
- [5] D. Jaroszewski, D. Notrica, L. McMahon, D. E. Steidley, and C. Deschamps, "Current Management of Pectus Excavatum: A Review and Update of Therapy and Treatment Recommendations," *The Journal of the American Board of Family Medicine*, vol. 23, no. 2, pp. 230–239, Mar. 2010. [Online]. Available: http: //www.jabfm.org/cgi/doi/10.3122/jabfm.2010.02.090234
- [6] E. W. Fonkalsrud, J. C. Dunn, and J. B. Atkinson, "Repair of pectus excavatum deformities: 30 years of experience with 375 patients," *Annals of Surgery*, vol. 231, no. 3, pp. 443–448, Mar. 2000.
- [7] E. W. Fonkalsrud, "Current Management of Pectus Excavatum," World Journal of Surgery, vol. 27, no. 5, pp. 502–508, May 2003. [Online]. Available: http://link.springer.com/10.1007/s00268-003-7025-5
- [8] C. B. Huddleston, "Pectus excavatum," Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery, vol. 16, no. 3, pp. 225–232, Sep. 2004. [Online]. Available: https: //linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1043067904000528
- [9] S. Singhal, "Total pectus excavatum repair_ Open approach," p. 22.
- [10] H. Geisbe, H. Mildenberger, A. Flach, and H. Fendel, "The aetiology and pathogenesis of funnel chest," *Progress in Pediatric Surgery*, vol. 3, pp. 13–26, 1971.
- [11] Brown, AL, "Pectus excavatum (funnel chest). Anatomic basis; Surgica! treatment of the incipient stage in infancy; and correction of the deformity in the fully developed stage," J Thorac Surg, vol. 9, no. 164-1S4, p. 8, 1939.
- [12] H. A. Brodkin, "Congenital Anterior Chest Wall Deformities of Diaphragmatic Origin," Diseases of the Chest, vol. 24, no. 3, pp. 259–277, Sep. 1953. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0096021715332246

- [13] F.-M. Haecker and J. Mayr, "The vacuum bell for treatment of pectus excavatum: an alternative to surgical correction?" *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, vol. 29, no. 4, pp. 557–561, Apr. 2006. [Online]. Available: https://academic.oup.com/ejcts/ article-lookup/doi/10.1016/j.ejcts.2006.01.025
- [14] A. Stefani, J. Nesci, and U. Morandi, "STRATOSTM system for the repair of pectus excavatum," *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, vol. 17, no. 6, pp. 1056–1058, Dec. 2013. [Online]. Available: https://academic.oup.com/icvts/article-lookup/doi/10.1093/ icvts/ivt394
- [15] G. M. A. Dato, R. De Paulis, A. A. Dato, C. Bassano, N. Pepe, R. Borioni, and G. B. Panero, "Correction of Pectus Excavatum With a Self-Retaining Seagull Wing Prosthesis," *Chest*, vol. 107, no. 2, pp. 303–306, Feb. 1995. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0012369216349522
- [16] A. André, M. Dahan, E. Bozonnet, I. Garrido, J.-L. Grolleau, and J.-P. Chavoin, "Pectus excavatum : correction par la technique de comblement avec mise en place d'une prothèse en silicone sur mesure en position rétromusculaire profonde," *EMC - Techniques chirurgicales -Chirurgie plastique reconstructrice et esthétique*, vol. 5, no. 2, pp. 1–9, Jan. 2010. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1286932510466856
- [17] J.-P. Chavoin, A. André, E. Bozonnet, A. Teisseyre, J. Arrue, B. Moreno, D. Gangloff, J.-L. Grolleau, and I. Garrido, "Apport de l'informatique à la sélection des implants mammaires ou à la fabrication sur mesure des implants thoraciques," Annales de Chirurgie Plastique Esthétique, vol. 55, no. 5, pp. 471–480, Oct. 2010. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0294126010001044
- [18] L. D. Abrams, "Operative treatment of funnel chest," Acta Chirurgica Belgica, vol. Suppl 2, pp. 11–16, 1961.
- [19] P. C. Adkins and B. Blades, "A stainless steel strut for correction of pectus escavatum," Surgery, Gynecology & Obstetrics, vol. 113, pp. 111–113, Jul. 1961.
- B. T. Le Roux, "Maintenance of Chest Wall Stability," *Thorax*, vol. 19, no. 5, pp. 397–405, Sep. 1964. [Online]. Available: http://thorax.bmj.com/cgi/doi/10.1136/thx.19.5.397
- [21] K. Moghissi, "Long-term Results of Surgical Correction of Pectus Excavatum and Sternal Prominence," *Thorax*, vol. 19, no. 4, pp. 350–354, Jul. 1964. [Online]. Available: http://thorax.bmj.com/cgi/doi/10.1136/thx.19.4.350
- [22] R. M. Peters and G. Johnson, "STABILIZATION OF PECTUS DEFORMITY WITH WIRE STRUT," *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 47, pp. 814–816, Jun. 1964.
- [23] L. P. Johnson, "Criteria for the management of moderate funnel chest deformities in children," *The American Surgeon*, vol. 38, no. 9, pp. 498–503, Sep. 1972.
- [24] S. Borgeskov and D. Raahave, "Long-term result after operative correction of funnel chest," *Thorax*, vol. 26, no. 1, pp. 74–76, Jan. 1971. [Online]. Available: http://thorax.bmj.com/cgi/doi/10.1136/thx.26.1.74
- [25] A. M. May, "Operation for pectus excavatum using stainless steel wire mesh," The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, vol. 42, pp. 122–124, Jul. 1961.

- [26] C. R. Lam, "Indications and Results in the Surgical Treatment of Pectus Excavatum," Archives of Surgery, vol. 78, no. 2, p. 322, Feb. 1959. [Online]. Available: http: //archsurg.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/archsurg.1959.04320020144022
- [27] M. M. Ravitch, "The Operative Treatment of Pectus Excavatum," Annals of Surgery, vol. 129, no. 4, pp. 429–444, Apr. 1949.
- [28] C. G. Sbokos, I. K. R. McMILLAN, and C. W. Akins, "Surgical correction of pectus excavatum using a retrosternal bar," p. 6.
- [29] K. J. Welch, "Satisfactory surgical correction of pectus excavatum deformity in childhood; a limited opportunity," *The Journal of Thoracic Surgery*, vol. 36, no. 5, pp. 697–713, Nov. 1958.
- [30] M. M. Ravitch, "Operative technique of pectus excavatum repair," Annals of Surgery, pp. 429–444, 1949.
- [31] D. Nuss, R. E. Kelly, D. P. Croitoru, and M. E. Katz, "A 10-year review of a minimally invasive technique for the correction of pectus excavatum," *Journal* of *Pediatric Surgery*, vol. 33, no. 4, pp. 545–552, Apr. 1998. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022346898903141
- [32] E. W. Fonkalsrud, "Open Repair of Pectus Excavatum With Minimal Cartilage Resection:," Annals of Surgery, vol. 240, no. 2, pp. 231–235, Aug. 2004. [Online]. Available: https://insights.ovid.com/crossref?an=00000658-200408000-00006
- [33] G. Ravenni, G. M. Actis Dato, E. Zingarelli, R. Flocco, and R. Casabona, "Nuss procedure in adult pectus excavatum: a simple artifice to reduce sternal tension," *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, vol. 17, no. 1, pp. 23–25, Jul. 2013. [Online]. Available: https://academic.oup.com/icvts/article-lookup/doi/10.1093/icvts/ivt136
- [34] M. B. Antonoff, A. E. Erickson, D. J. Hess, R. D. Acton, and D. A. Saltzman, "When patients choose: comparison of Nuss, Ravitch, and Leonard procedures for primary repair of pectus excavatum," *Journal of Pediatric Surgery*, vol. 44, no. 6, pp. 1113–1119, Jun. 2009. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022346809001705
- [35] L. Soto, Kirzeder D, and L. D, "The Leonard modification of the Ravitch procedure for pectus excavitum repair," J Amer Coll Surg, p. 197:232, 2003.
- [36] M. I. A. Muhammad, "A Comparison of the Ravitch Repair With the Nuss Thoracoscopic Technique With a Standard Metal Bar or an Absorbable Bar," vol. 8, no. 3, p. 5, 2013.
- [37] A. Hebra, B. Swoveland, M. Egbert, E. P. Tagge, K. Georgeson, H. Othersen, and D. Nuss, "Outcome analysis of minimally invasive repair of pectus excavatum: Review of 251 cases," *Journal of Pediatric Surgery*, vol. 35, no. 2, pp. 252–258, Feb. 2000. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022346800900198
- [38] S. Engum, F. Rescorla, K. West, T. Rouse, L. Scherer, and J. Grosfeld, "Is the grass greener? Early results of the Nuss Pprocedure," *Journal of Pediatric Surgery*, vol. 35, no. 2, pp. 246–251, Feb. 2000. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022346800900186
- [39] S. C. Fallon, B. J. Slater, J. G. Nuchtern, D. L. Cass, E. S. Kim, M. E. Lopez, and M. V. Mazziotti, "Complications related to the Nuss procedure: Minimizing risk with operative
technique," Journal of Pediatric Surgery, vol. 48, no. 5, pp. 1044–1048, May 2013. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022346813001152

- [40] C. Castellani, J. Schalamon, A. K. Saxena, and M. E. Höellwarth, "Early complications of the Nuss procedure for pectus excavatum: a prospective study," *Pediatric Surgery International*, vol. 24, no. 6, pp. 659–666, Jun. 2008. [Online]. Available: http://link.springer.com/10.1007/s00383-008-2106-z
- [41] D. Gawkrodger, "Metal sensitivities and orthopaedic implants revisited: the potential for metal allergy with the new metal-on-metal joint prostheses," *British Journal* of Dermatology, vol. 148, no. 6, pp. 1089–1093, Jun. 2003. [Online]. Available: http://doi.wiley.com/10.1046/j.1365-2133.2003.05404.x
- M. W. Elves, J. N. Wilson, J. T. Scales, and H. B. Kemp, "Incidence of metal sensitivity in patients with total joint replacements." *BMJ*, vol. 4, no. 5993, pp. 376–378, Nov. 1975.
 [Online]. Available: http://www.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bmj.4.5993.376
- [43] R. Deutman, T. J. Mulder, R. Brian, and J. P. Nater, "Metal sensitivity before and after total hip arthroplasty," *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, vol. 59, no. 7, pp. 862–865, Oct. 1977.
- [44] G. D. Rushing, M. J. Goretsky, T. Gustin, M. Morales, R. E. Kelly, and D. Nuss, "When it is not an infection: metal allergy after the Nuss procedure for repair of pectus excavatum," *Journal of Pediatric Surgery*, vol. 42, no. 1, pp. 93–97, Jan. 2007. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022346806006592
- [45] R. J. Obermeyer, S. Gaffar, R. E. Kelly, M. A. Kuhn, F. W. Frantz, M. M. McGuire, J. F. Paulson, and C. S. Kelly, "Selective versus routine patch metal allergy testing to select bar material for the Nuss procedure in 932 patients over 10 years," *Journal of Pediatric Surgery*, vol. 53, no. 2, pp. 260–264, Feb. 2018. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002234681730739X
- [46] N. Muthialu, D. McIntyre, N. McIntosh, J. Plumridge, and M. J. Elliott, "Disturbingly high fracture rate of STRATOS bars in pectus corrections," *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, vol. 55, no. 2, pp. 300–303, Feb. 2019. [Online]. Available: https://academic.oup.com/ejcts/article/55/2/300/5033533
- [47] W. Chrzanowski, D. A. Armitage, J. C. Knowles, J. Szade, W. Korlacki, and J. Marciniak, "Chemical, Corrosion and Topographical Analysis of Stainless Steel Implants after Different Implantation Periods," *Journal of Biomaterials Applications*, vol. 23, no. 1, pp. 51–71, Jul. 2008. [Online]. Available: http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0885328207083728
- [48] A. Krauze, W. Kajzer, W. Walke, and J. Dzielicki, "Physicochemical properties of fixation plates used in pectus excavatum treatment," *International Journal of Computational Materials Science and Surface Engineering*, vol. 1, no. 3, p. 351, 2007. [Online]. Available: http://www.inderscience.com/link.php?id=16429
- [49] E. C. Morelli, M. Zinn, Rodriguez-Arbaizar, and M. Bassas, "Nickel-free P558 stainless steel processed from metal powder – PHA biopolymer feedstocks," in *European Cells and Materials*, vol. 32 Supp. 2, 2016, p. 32.
- [50] R. F. V. V. Jaimes, M. L. C. d. A. Afonso, S. O. Rogero, S. M. L. Agostinho, and C. A. Barbosa, "New material for orthopedic implants: Electrochemical

study of nickel free P558 stainless steel in minimum essential medium," *Materials Letters*, vol. 64, no. 13, pp. 1476–1479, Jul. 2010. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167577X10002818

- [51] K. Yang and Y. Ren, "Nickel-free austenitic stainless steels for medical applications," Science and Technology of Advanced Materials, vol. 11, no. 1, p. 014105, Feb. 2010. [Online]. Available: http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1088/1468-6996/11/1/014105
- [52] L. Ricotti, G. Ciuti, M. Ghionzoli, A. Messineo, and A. Menciassi, "Metal/polymer composite Nuss bar for minimally invasive bar removal after *Pectus Excavatum* treatment: FEM simulations: COMPOSITE METAL/POLYMER DEVICES FOR *PECTUS EXCAVATUM* TREATMENT," *International Journal for Numerical Methods* in Biomedical Engineering, vol. 30, no. 12, pp. 1530–1540, Dec. 2014. [Online]. Available: http://doi.wiley.com/10.1002/cnm.2682
- [53] E. S. Boia, R. Susan-Resiga, P. C. Raicov, C. M. Popoiu, and R. E. Iacob, "Determination of the Mechanical Requirements for a Progressive Correction System of Pectus Excavatum in Children," *Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques*, vol. 15, no. 5, pp. 478–481, Oct. 2005. [Online]. Available: http: //www.liebertpub.com/doi/10.1089/lap.2005.15.478
- [54] P. G. Weber, H. P. Huemmer, and B. Reingruber, "Forces to be overcome in correction of pectus excavatum," *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 132, no. 6, pp. 1369–1373, Dec. 2006. [Online]. Available: https: //linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022522306014693
- [55] S. Betti, G. Ciuti, L. Ricotti, M. Ghionzoli, F. Cavallo, A. Messineo, and A. Menciassi, "A Sensorized Nuss Bar for Patient-Specific Treatment of Pectus Excavatum," *Sensors*, vol. 14, no. 10, pp. 18096–18113, Sep. 2014. [Online]. Available: http://www.mdpi.com/1424-8220/14/10/18096
- [56] T. Nagasao, M. Noguchi, J. Miyamoto, H. Jiang, W. Ding, Y. Shimizu, and K. Kishi, "Dynamic effects of the Nuss procedure on the spine in asymmetric pectus excavatum," *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 140, no. 6, pp. 1294–1299.e1, Dec. 2010. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022522310006744
- [57] Y.-b. Wei, Y.-k. Shi, H. Wang, and Y. Gao, "Simulation of Nuss Orthopedic for Pectus Excavatum," in 2009 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics. Tianjin, China: IEEE, 2009, pp. 1–4. [Online]. Available: http://ieeexplore.ieee.org/document/5305262/
- [58] Y. Wei, D. Sun, P. Liu, and Y. Gao, "Pectus Excavatum Nuss Orthopedic finite element simulation," in 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics. Yantai, China: IEEE, Oct. 2010, pp. 1236–1239. [Online]. Available: http://ieeexplore.ieee.org/document/5639283/
- [59] L. Xie, S. Cai, L. Xie, G. Chen, and H. Zhou, "Development of a computer-aided design and finite-element analysis combined method for customized Nuss bar in pectus excavatum surgery," *Scientific Reports*, vol. 7, no. 1, p. 3543, Dec. 2017. [Online]. Available: http://www.nature.com/articles/s41598-017-03622-y
- [60] P. Y. Chang, Z.-Y. Hsu, D.-P. Chen, J.-Y. Lai, and C.-J. Wang, "Preliminary analysis of the forces on the thoracic cage of patients with pectus excavatum after the Nuss

procedure," *Clinical Biomechanics*, vol. 23, no. 7, pp. 881–885, Aug. 2008. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003308000582

- [61] K. M. Tse, L. B. Tan, S. J. Lee, M. Z. Rasheed, B. K. Tan, and H. P. Lee, "Feasibility of using computer simulation to predict the postoperative outcome of the minimally invasive Nuss procedure: Simulation prediction vs. postoperative clinical observation," *Journal* of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery, vol. 71, no. 10, pp. 1496–1506, Oct. 2018. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1748681518301803
- [62] E. Schileo, F. Taddei, L. Cristofolini, and M. Viceconti, "Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 2, pp. 356–367, Jan. 2008. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929007003752
- [63] H. H. Bayraktar, E. F. Morgan, G. L. Niebur, G. E. Morris, E. K. Wong, and T. M. Keaveny, "Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue," *Journal of Biomechanics*, vol. 37, no. 1, pp. 27–35, Jan. 2004. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929003002574
- [64] Herrmann and Leonard R, "Laplacian-isoparametric grid generation scheme," Journal of the Engineering Mechanics Division, vol. 102, no. 5, pp. 749–907, 1976.
- [65] O. Sorkine, D. Cohen-Or, Y. Lipman, M. Alexa, C. Rössl, and H.-P. Seidel, "Laplacian surface editing," in *Proceedings of the 2004 Eurographics/ACM SIGGRAPH symposium* on Geometry processing - SGP '04. Nice, France: ACM Press, 2004, p. 175. [Online]. Available: http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=1057432.1057456
- [66] H. G. A, D. R. W, and Z. Andrew, Mesh Enhancement: Selected Elliptic Methods, Foundations And Applications. World Scientific, Mar. 2005.
- [67] Y.-C. Deng, W. Kong, and H. Ho, "Development of a Finite Element Human Thorax Model for Impact Injury Studies," Mar. 1999, pp. 1999–01–0715. [Online]. Available: https://www.sae.org/content/1999-01-0715/
- [68] D. Ignasiak, S. Dendorfer, and S. J. Ferguson, "Thoracolumbar spine model with articulated ribcage for the prediction of dynamic spinal loading," *Journal* of Biomechanics, vol. 49, no. 6, pp. 959–966, Apr. 2016. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929015005588
- [69] T. Andriacchi, A. Schultz, T. Belytschko, and J. Galante, "A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage," *Journal* of Biomechanics, vol. 7, no. 6, pp. 497–507, Nov. 1974. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929074900840
- [70] F. Wang, J. Yang, K. Miller, G. Li, G. R. Joldes, B. Doyle, and A. Wittek, "Numerical investigations of rib fracture failure models in different dynamic loading conditions," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 19, no. 5, pp. 527–537, Apr. 2016. [Online]. Available: http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842. 2015.1043905
- [71] Y. Nakagawa, S. Uemura, T. Nakaoka, T. Yano, and N. Tanaka, "Evaluation of the Nuss procedure using pre- and postoperative computed tomographic index," *Journal*

of Pediatric Surgery, vol. 43, no. 3, pp. 518–521, Mar. 2008. [Online]. Available: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022346807008329