POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in INGEGNERIA MECCANICA



Tesi di Laurea Magistrale

Studio di un modello quantitativo per la correzione di difetti posturali. Sviluppo e prototipazione di un dispositivo indossabile sensorizzato e customizzato mediante ricostruzione 3D di immagini DICOM

Relatore

Candidato

Prof. MASSIMO SORLI

ANTONIO ROMEO

Anno Accademico 2020/2021

Abstract

The aim of the following thesis work is to create an orthopedic corset, customized and sensorized on the patient, in order to monitor and improve his postural defects. In the literature there are already studies of this kind, in which, through the analysis of the finite elements (FEA, finite element analysis), a very simple model of the column is built. In this study, on the other hand, an attempt was made to create a much more accurate and precise tailoring model. Starting from the patient's DICOM images, such as CT scans or magnetic resonances, it was possible to reconstruct his anatomical parts with high precision, creating an anatomical model that is remarkably close to the real biomechanics of the spine. All of this made it possible to reconstruct 3D models of vertebrae, ribs, intervertebral discs, internal organs, muscles and adipose tissue, obtaining a precise and specific structure of the individual patient and not a generic model, as reported by the works in the literature. During the study, two different models were created: the first, more approximate, the second more accurate. As for the first, it was obtained a 3D model of the spine of a patient suffering from idiopathic scoliosis. Using the ANSYS software, there were carried out simulations that made it possible to evaluate the intensity, position and direction of the forces that, applied on the spine, were able to correct the posture of the patient. Once the values of these forces were acquired, a preliminary model of an orthopedic brace was made. In a second phase, a more accurate model was built, with the aim of obtaining the entire structure of the trunk of the patient, always starting from the three-dimensional reconstruction of DICOM images. Once the trunk was brought back to the desired posture again through the Ansys software - a corset was modeled directly on the structure without postural defects. Both braces obtained were subjected to quality checks by carrying out simulations to assess whether deformations were present and possibly obtain a mapping of the stresses on them. The data obtained from the various simulations made it possible to remove material in the less stressed areas of the corset to reduce any complication problems, to improve wearability and to reduce its weight. They also made it possible to evaluate which was the best way to sensor the model in order to monitor, in real time, the progress of the scoliotic pathology and evaluate whether the prototype was worn correctly by the patient.

Sommario

Il seguente lavoro di tesi pone l'obiettivo di realizzare un corsetto ortopedico, customizzato e sensorizzato sul paziente, al fine di monitorarne e migliorarne i difetti posturali. In letteratura sono già presenti studi del genere, nei quali, attraverso l'analisi degli elementi finiti (FEA, *finite element analysis*), viene costruito un modello molto semplice di colonna. In questo studio, invece, si è cercato di realizzare un modello di tipo sartoriale molto più accurato e preciso. Partendo dalle immagini DICOM del paziente, come TAC o risonanze magnetiche, è stato possibile ricostruire le sue parti anatomiche con elevata precisione realizzando un modello anatomico che si avvicina sensibilmente alla reale biomeccanica della colonna vertebrale. Tutto ciò ha permesso di ricostruire modelli 3D di vertebre, costole, dischi intervertebrali, organi interni, muscoli e tessuto adiposo ottenendo una struttura precisa e specifica del singolo paziente e non un modello generico, come riportato dai lavori presenti in letteratura. Nel corso dello studio sono stati realizzati due modelli differenti: il primo, più approssimativo, il secondo più accurato. Per quanto riguarda il primo, si è proceduto ottenendo un modello 3D della colonna vertebrale di un paziente affetto da scoliosi idiopatica. Utilizzando il software Ansys sono state quindi effettuate simulazioni che hanno permesso di valutare l'intensità, la posizione e la direzione delle forze che, applicate sulla colonna, fossero in grado di correggere la postura del paziente. Acquisiti i valori di queste forze, è stato realizzato un modello preliminare di corsetto ortopedico. In una seconda fase è stato costruito un modello più accurato, con l'obiettivo di ottenere l'intera struttura del tronco del paziente partendo sempre dalla ricostruzione tridimensionale di immagini DICOM. Una volta riportato il tronco nella postura desiderata - sempre attraverso il software Ansys – si è proceduto a modellare un corsetto direttamente sulla struttura priva di difetti posturali. Entrambi i corsetti ottenuti sono stati sottoposti a verifica di qualità effettuando simulazioni per valutare se fossero presenti deformazioni ed eventualmente ottenere una mappatura delle sollecitazioni su di essi. I dati ottenuti dalle varie simulazioni hanno permesso di asportare materiale nelle zone meno sollecitate del corsetto per ridurre eventuali problematiche di compliace, per migliorarne l'indossabilità e per diminuire il peso dello stesso. Hanno inoltre permesso di valutare quale fosse il modo migliore per sensorizzare il modello al fine

di monitorare, in tempo reale, il progresso della patologia scoliotica e valutare se il prototipo è stato indossato correttamente dal paziente.

Indice

El	enco	delle tabelle	IX
El	enco	delle figure	Х
1	Intr 1.1 1.2 1.3	oduzioneStato dell'arte: La scoliosi ed il suo trattamentoCenni sull'analisi agli elementi finitiSoftware per la modellazione e la prototipazione	$ \begin{array}{c} 1 \\ 1 \\ 3 \\ 4 \end{array} $
2	Rice part 2.1 2.2	ostruzione di un modello CAD 3D di colonna vertebrale a BioimmaginiModello semplificato di colonna vertebrale2.1.1Ricostruzione di immagini DICOM2.1.2Ottimizzazione del modello2.1.3Simulazione FEM2.2.1Ricostruzione di immagini DICOM2.2.2Ottimizzazione del modello2.2.3Simulazione FEM2.2.3Simulazione FEM2.2.3Simulazione FEM	
3	Pro 3.1 3.2	gettazione di un corsetto ortopedico in BlenderRicostruzione del tronco e modellazione del corsettoSimulazioni FEM	34 34 40
4	Svil post 4.1 4.2	uppo di un modello quantitativo per la correzione di difetti turaliLimiti del modello di tronco realizzato in Blender	$55 \\ 55 \\ 56 \\ 56 \\ 60 \\ 61$

	4.3	Simulazioni FEM	61
5	Pro 5.1	gettazione di un corsetto ortopedico innovativo Modellazione e dimensionamento del corsetto realizzato sul modello	68
	5.2	di tronco corretto quantitativamente	68 69
6	Sen	sorizzazione del corsetto	79
	6.1	Ricerca, valutazione ed integrazione della sensoristica	79
	6.2	Realizzazione del dispositivo elettronico	88
		6.2.1 Sviluppo Hardware del circuito	88
		6.2.2 Sviluppo del case	89
	6.3	Calibrazione sensori	91
7	Rea	lizzazione del corsetto ortopedico	94
	7.1	Stampa 3D	94
	7.2	Montaggio	96
	7.3	Test di funzionamento ed acquisizione dati	98
8	Con	clusioni	100
\mathbf{A}			102
	A.1	Calibrazione Sensore di pressione	102
	A.2	Calibrazione Cella di carico	102
	A.3	Codice Acquisizione Dati	103
Bi	bliog	grafia	109

Elenco delle tabelle

2.1	Caratteristiche meccaniche del modello preliminare di colonna	10
2.2	Valori di forze ottenuti dalla simulazione finale sul primo modello di	
	colonna	17
2.3	Proprietà meccaniche dei dischi intervertebrali	22
2.4	Proprietà meccaniche del modello definitivo della colonna	30
2.5	Valori di forze ottenuti dalla simulazione finale sulla colonna $\ .\ .\ .$	33
3.1	Principali Caratteristiche meccaniche PLA	41
3.2	Valori utilizzati per caratterizzare il tronco	44
4.1	Proprietà meccaniche del tronco	64
4.2	Valori di forze ottenuti dalla simulazione finale sul modello completo	
	di tronco	65
5.1	Valori di forze ottenuti dalla simulazione finale sul modello completo	
	di tronco	71
7.1	Principali parametri di stampa	95

Elenco delle figure

2.1	Immagini DIC \bullet M in piano assiale, coronale e sagittale	7
2.2	Esempio di treshold automatico su ossa	7
2.3	Utilizzo funzione Region Grow	8
2.4	Implementazione della funzione Split Mask	9
2.5	Costruzione modello 3-D senza l'utilizzo della funzione $Split Mask$,	10
2.6	Implementazione della funzione <i>Filter</i>	11
2.7	Utilizzo funzione <i>Reduce</i>	12
2.8	Implementazione della funzione Wrap	13
2.9	Rilevamento di sovrapposizione di triangoli della mesh	14
2.10	Diagnostica overlap	14
2.11	Risoluzione problema di overlap	15
2.12	Inserimento di tre supporti fissi sulla prima vertebra cervicale	16
2.13	Inserimento di due supporti fissi sulla base della sezione dei femori .	16
2.14	Inserimento delle forze nel modello	17
2.15	Simulazione FEM sulla colonna	18
2.16	Modello tridimensionale di colonna	19
2.17	Applicazione comando Split mesk	20
2.18	Zoom vertebra	20
2.19	Modello di colonna segmentata vertebra per vertebra	21
2.20	Ricostruzione del modello della gabbia toracica attraverso il software	
	di modellazione mimics	22
2.21	Metodo di assegnazione dei materiali basato sui valori di intensità	
	di grigio \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots	23
2.22	Metodo di assegnazione omogeneo non basato sui valori di intensità	
	di grigio	23
2.23	Modello di colonna ottimizzato	24
2.24	Utilizzo del comando Adaptative Remesh	25
2.25	Problema di overlap	26
2.26	Problema di fori nella mesh	26
2.27	Ottimizzazione completata	27

2.28	Modello di colonna in vista anteriore (volume generato)	28		
2.29	Modello di colonna in vista posteriore (volume generato)	29		
2.30	Mesh peggiorata con Space Claim	29		
2.31	Contatti tra i corpi	30		
2.32	Contatti tra i corpi	31		
2.33	Posizionamento dei supporti fissi	31		
2.34	Posizionamento dei supporti fissi	32		
2.35	Inserimento delle forze nel modello	32		
2.36	Risultati simulazione finale	33		
3.1	Tresholding tronco	34		
3.2	Funzione Crop Mask	35		
3.3	Funzione <i>Region Grow</i>	35		
3.4	Modello 3-D del tronco del paziente	36		
3.5	Implementazione della funzione <i>Split Mask</i>	37		
3.6	Ottimizzazione del modello del tronco	37		
3.7	Generazione della griglia in Blender	38		
3.8	Implementazione della funzione <i>Edit Lattice</i>	38		
3.9	Modellazione del corsetto customizzato in Blender	39		
3.10	Curva personalizzata del profilo del corsetto	40		
3.11	Confronto tra i corsetti prima e dopo la fase di ottimizzazione	41		
3.12	Applicazione dei supporti e delle forze sul corsetto ortopedico	42		
3.13	Spostamenti ottenuti dalla prima simulazione sul corsetto	43		
3.14	Vista superiore della prima simulazione	43		
3.15	Inserimento di ulteriori vincoli nella parte posteriore del corsetto	44		
3.16	Sollecitazioni sul corsetto cambiando il sistema di vincoli	45		
3.17	7 Modello di tronco con corsetto indossato			
3.18	Ricerca automatica dei contatti tra i corpi	46		
3.19	Applicazione del contatto <i>Bonded</i>	46		
3.20	Schema complessivo di applicazione di forze e vincoli sul modello	47		
3.21	Spostamento del tronco senza indossare il corsetto	48		
3.22	Spostamento del tronco indossando il corsetto	49		
3.23	Deformazioni ϵ_{eq} sul corsetto	49		
3.24	Tensioni σ_{eq} sul corsetto $\ldots \ldots \ldots$	50		
3.25	Inserimento delle sei ulteriori forze per simulare le cinture	50		
3.26	Deformazioni ϵ_{eq} sul corsetto	51		
3.27	Tensioni σ_{eq} sul corsetto $\ldots \ldots \ldots$	51		
3.28	Ottimizzazione della geometria	52		
3.29	Tensioni σ_{eq} sulla geometria ottimizzata sul corsetto	53		
3.30	Scale colorimetriche delle varie simulazioni	54		

4.1	Treshold impostato su <i>soft tissue</i>	57
4.2	Utilizzo del comando <i>split mask</i> sul modello	57
4.3	Utilizzo del comando <i>split mask</i> sul modello	58
4.4	Ricostruzione tridimensionale di fasce muscolare (sx) ed organi	
	interni (dx)	58
4.5	Semplificazione del modello di organi interni e sistema muscolare	59
4.6	Modello semplificato di scapole	60
4.7	Tresholding automatico di <i>fat tissute</i>	61
4.8	Ottenimento del modello 3-D di grasso e cute	62
4.9	Modello complessivo di tronco ricavato dalle immagini DICOM del	
	paziente, a destra è possibile osservare la vista in <i>wireframe</i>	62
4.10	Connessione tra scapole e sistema muscolare	63
4.11	Connessione tra sistema muscolare e sistema scheletrico	63
4.12	Schema di corpo libero del modello	64
4.13	Paziente in postura patologica	65
4.14	Postura ottenuta dopo l'applicazione delle forze	66
4.15	Modello di tronco in cui sono stati nascosti muscoli pelle e grasso	
	mantenendo visibile solo la colonna	66
4.16	Sollecitazione della colonna in seguito all'applicazione delle forze $\ . \ .$	67
5.1	Modellazione del corsetto a partire dalla deformata ottenuta attra-	
	verso il software Ansys	69
5.2	Realizzazione del corsetto attraverso il software di modellazione	
	Blender	69
5.3	Modello completo di tronco con corsetto indossato	70
5.4	Schema di corpo libero del modello	71
5.5	Riconoscimento automatico dei contatti nel modello importato in	
	Ansys	72
5.6	Contatto imposto tra tessuto adiposo e corsetto	72
5.7	Element quality	73
5.8	Jacobian ratio	73
5.9	Aspect ratio	74
5.10	Maximum corner angle	74
5.11	Modello di partenza con busto indossato	75
5.12	Spostamenti in seguito all'applicazione delle forze sul modello	75
5.13	Deformazioni equivalenti ϵ_{eq} in seguito all'applicazione delle forze sul modello	76
5.14	Tensioni equivalenti σ_{eq} in seguito all'applicazione delle forze sul	
	modello	76
5.15	Tensioni equivalenti σ_{eq} valutate sulla geometria ottimizzata del	
0.10	corsetto	77
		•••

5.16	Collisione tra vertebra e disco intervertebrale	78
6.1	Sensore <i>soft</i> stampato in TPU resistivo	80
6.2	Legge lineare sensore TPU Deformazione-Resistenza	80
6.3	Deformazione massima sensore TPU	81
6.4	Prove di cablaggio sensore TPU	82
6.5	Sensore di forza <i>FlexiForce</i> a film sottile [17]	82
6.6	Diagramma di simulazione miglioramento della patologia scoliotica .	83
6.7	Modellazione interfaccia per sensore di pressione	83
6.8	Modellazione e realizzazione interfaccia per sensore di pressione	84
6.9	Realizzazione della mescola siliconica <i>Pro-Lastix</i>	84
6.10	Gradi di durezze Shore $[19]$	85
6.11	Inserimento miscela di <i>Pro-Lastix</i> nella machina per il vuoto	85
6.12	Colata di <i>Pro-Lastix</i> nella base precedentemente dimensionata	86
6.13	Sezione dell'interfaccia tra corsetto e tronco	86
6.14	SparkFun Electronics: SEN-14729	87
6.15	Modellazione sede cella di carico	87
6.16	Modellazione doppio passante per cinghia	88
6.17	Modellazione sede cella di carico	88
6.18	Schema dispositivo elettronico realizzato attraverso il software ${\it Fritzing}$	89
6.19	Realizzazione dispositivo elettronico	90
6.20	Modellazione CAD case per il dispositivo elettronico	90
6.21	Modellazione contenitore per il dispositivo elettronico	91
6.22	Realizzazione del case per il dispositivo elettronico	91
6.23	Assieme del corsetto integrato con elettronica e sensori	92
6.24	Assieme del corsetto integrato con elettronica e sensori	92
7.1	Cubi di calibrazione	94
7.2	Confronto tra le possibili orientazioni di stampa	95
7.3	Realizzazione del corsetto ortopedico	96
7.4	Montaggio elettronica e sensori	97
7.5	Montaggio interfaccia, elettronica e sensori	97
7.6	Montaggio interfaccia, elettronica e sensori	98
7.7	Acquisizione dati	99

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Stato dell'arte: La scoliosi ed il suo trattamento

La scoliosi è una patologia complessa del nostro apparato scheletrico. È caratterizzata da una deviazione permanente laterale e rotatoria del rachide che determina un movimento di flessione laterale e l'alterazione delle curve con una conseguente rotazione delle vertebre. In base alla sua gravità ed estensione può essere associata a gibbosità e lordosi e a varie alterazioni patologiche a carico delle vertebre e delle coste, e, quindi in definitiva dell'intera gabbia toracica e della postura generale. Si manifesta più comunemente durante l'adolescenza e progredisce fino alla fine della crescita con una prevalenza complessiva riportata in letteratura intorno al 12%; colpisce quattro volte di più le ragazze rispetto ai ragazzi [1].

Si tratta, quindi, di una patologia con un alto impatto sulla salute degli adolescenti e di conseguenza sul sistema sanitario nazionale. A tutt'oggi non è ancora completamente chiarita la patogenesi che la determina, anche se i numerosi studi effettuati su ampie popolazioni, avrebbero individuato sia cause genetiche che biomeccaniche nel corso della crescita adolescenziale [2], [3], [4]. Per tale ragione viene generalmente definita idiopatica. Per quanto riguarda la diagnosi, un primo controllo si basa sulla misurazione del grado di sporgenze costali o lombari, la cui entità è proporzionale alla gravità della curva. Per la diagnosi definitiva della scoliosi idiopatica è necessaria una lettura radioscopica della colonna vertebrale del paziente. Un sistema di valutazione delle curve scoliotiche utilizzato comunemente oggigiorno è il metodo di Cobb, che si basa sula misurazione dei gradi di deformità direttamente dall'esame radiografico della colonna. Il trattamento della scoliosi idiopatica dipende dal grado di deviazione della colonna vertebrale del paziente, che come già detto, si misura in gradi di Cobb. I casi che presentano deviazioni della colonna fra i 10° e i 25° Cobb andrebbero tenuti sotto osservazione clinica a cui si dovrebbe affiancare un corretto piano di esercizi di ginnastica posturale. Una situazione intermedia si presenta con angoli di Cobb compresi tra i 25° e i 45°, i cui casi necessitano di trattamenti con corsetti ortopedici. Infine, i casi più gravi (con angoli di Cobb superiori a 45°) hanno bisogno di interventi chirurgici con la presenza di barre in titanio per mantenere la schiena in posizione corretta. La finalità del trattamento è quindi quella di evitare l'incremento della curva e scongiurare quindi l'intervento chirurgico. Attualmente il corsetto ortopedico viene prescritto non solo a ragazzi con curve comprese tra i 25° e 40°, ma anche a quelli con curve di entità maggiori di 20° ma con incrementi di 5° ogni sei mesi, e anche nei casi di immaturità scheletrica, ovvero con solamente due anni di crescita rimanenti per il paziente adolescente. Il corsetto ortopedico viene comunemente realizzato con materiali plastici quali propilene o polietilene, e viene progettato e costruito attraverso vari metodi, fra cui moduli prefabbricati, scansioni computerizzate o con la presenza di un calco gessato che funge da negativo. Le tipologie di busto fino ad oggi utilizzate comprendono il corsetto Milwaukee, il corsetto Boston, il corsetto Lionese e quello Cheneau. Tutte e quattro i metodi si basano sul principio dei tre punti, che si esplica su una spinta sulla curva principale e su due controspinte, che causano meccanismi d'azione: trazione sull'asse della colonna, derotazione ottenuta sollecitando l'asse della colonna e spinta sulla curva di deflessione laterale. La progettazione di un busto ortopedico ha subito negli ultimi anni una evoluzione tecnologica. Le attuali conoscenze mutuate dalla meccanica e dall'elettronica ci rendono in grado di costruire corsetti sempre più efficaci da un lato e sostenibili, perché progettati in maniera sartoriale, dall'altra. Tutto ciò si traduce alla fine in una migliore compliance da parte del paziente e quindi in un successo terapeutico. Un esempio di corsetto ortopedico personalizzato su un paziente con scoliosi idiopatica è stato presentato da [5]. In questo studio è stato simulato l'azione meccanica del corsetto sul tronco del paziente utilizzando il metodo degli elementi finiti. La struttura ossea è stata rappresentata da corpi rigidi, i dischi intervertebrali da travi elastiche, mentre i legamenti sono stati delineati da molle. [6] è stato uno dei primi che ha approfondito la crescita della colonna vertebrale attraverso il metodo degli elementi finiti riproducendo lo sviluppo delle curve spinali e delle alterazioni delle vertebre ad esse correlate. Ognuna delle 26 vertebre del corpo umano è stata modellata da dieci travi interconnesse da un sistema di barre rigide. Qualche anno dopo, anche [7] hanno studiato la correlazione fra corsetto ortopedico ed efficacia biomeccanica. Questo studio ha approfondito i legami tra miglioramenti delle curve coronali e i momenti flettenti delle vertebre. La geometria tridimensionale è stata acquisita da radiografie e tecniche topografiche. [8], [9] e [10], modellato dei corsetti ortopedici tramite la FEM per pazienti con scoliosi idiopatica; i loro studi hanno aiutato questa tecnica a progredire. [11] ha creato un corsetto tramite il metodo degli elementi finiti modellando colonna vertebrale, costole, addome e bacino. L'interazione fra il tronco del paziente ed il busto è stata

Introduzione

dunque modellata attraverso un'interfaccia di contatto per punti. Infine, molto importanti sono stati [12] e [13]. Il primo studio ha dimostrato la praticabilità nell'integrare parametri di comfort nel design di corsetti ortopedici, mantenendone comunque la loro efficienza biomeccanica. I corsetti da loro studiati sono risultati più comodi e pratici dei comuni busti per 11 pazienti su 15, in quanto più leggeri del 61% e con il 32% di materiale in meno rispetto ai busti tradizionali. Ottenere il comfort è dunque possibile anche mantenendo risultati clinici consistenti. Nonostante, tuttavia, l'innovazione tecnologica abbia consentito la progettazione di corsetti sempre più personalizzabili e confortevoli, molto lavoro resta ancora da fare. Scopo del presente studio è stato quello di progettare e costruire un corsetto con caratteristiche innovative che, mantenendo standard di correzione paragonabili ai corsetti tradizionali, fosse in grado di superare le criticità fin qui descritte. Il secondo studio, [13] ha ulteriormente introdotto elementi di novità in quanto è stato modellato un corsetto ortopedico customizzato su paziente; i dati mostrati nel loro lavoro sono stati molto utili per le simulazioni di questo lavoro di tesi.

1.2 Cenni sull'analisi agli elementi finiti

L'analisi agli elementi finiti - FEA, *Finite elements analisys* - è una tecnica che consente di discretizzare un componente reale, che è una struttura elastica continua. in elementi di dimensioni piccole ma non infinitesime, per cui, minori sono le dimensioni degli elementi, più affidabile sarà il risultato della simulazione [14]. I campi di applicazione della FEA possono essere molteplici, come l'analisi statica e dinamica, la propagazione di vibrazioni libere e forzate del calore e del suono. La natura numerica del metodo agli elementi finiti può causare, tuttavia, errori di discretizzazione, durante il passaggio da un sistema continuo ad uno discreto. Possono essere, inoltre, originati errori di modellazione tentando di simulare forze e vincoli propri del caso reale e non riconducibili a modelli specifici [14]. L'insieme di nodi ed elementi che modellano un componente vengono definiti Mesh. Ne consegue che più la mesh è densa, migliori saranno i risultati ottenuti dalla simulazione imposta. Dunque può essere conveniente raffinare la mesh nelle zone in cui si ottengono elevate concentrazioni di tensione o là dove ci sono brusche variazioni geometriche. In generale la FEA permette di ottenere la relazione che lega gli spostamenti nodali f alle forze F di ogni elemento della mesh attraverso l'ottenimento di una matrice di rigidezza [K] (equazione 1.1).

$$F = [K]f \tag{1.1}$$

Dunque, attraverso l'equazione 1.1, con le dovute approssimazioni, si può ottenere il campo degli spostamenti, delle tensioni e delle deformazioni dell'intera struttura. L'analisi agli elementi finiti si compone generalmente di tre fasi [14]:

- *Pre-Processing*, che consiste nella descrizione della geometria, delle proprietà del materiale, dei carichi e delle condizioni al contorno;
- *Solving*, cioè l'analisi numerica che il software risolve generando matrici che descrivono il comportamento di ogni elemento e che combinate tra loro permettono di ottenere un'unica equazione matriciale;
- *Post-processing*, ossia la fase conclusiva, attraverso la quale vengono analizzati i risultati ottenuti dal calcolatore.

Più in particolare, il solving permette di:

- definire le funzioni di forma o di spostamento;
- definire matrici di deformazione e di elasticità;
- ottenere la matrice di rigidezza di ogni elemento;
- combinare le matrici di rigidezza dell'intero assieme;
- applicare i carichi;
- risoluvere il problema statico ricondotto ad un'unica equazione matriciale.

1.3 Software per la modellazione e la prototipazione

Per questo lavoro di tesi sono stati utilizzati differenti software:

- *Materialise MIMICS*, necessario per la ricostruzine tridimensionale di bioimmagini partendo dalle acquisizioni in formato DICOM, uno standard internazionale impiegato per il salvataggio di immagini mediche;
- *Materialise 3-Matic*, impiegato per ottimizzare le mesh dei modelli ricostruiti attraverso il software Mimics;
- *Ansys*, attraverso il quale sono stati gestiti i contatti tra corpi, forze e vincoli e sono state effettuate le simulazioni;
- Blender che ha permesso di realizzare il corsetto ortopedico;
- *Solidworks*, utilizzato per modellare la componentistica atta ad integrare per la sensoristica;
- Catalyst EX/Simplify 3D adoperati per gestire i parametri di stampa;

• Arduino, tramite il quale è stata programmata la sensoristica;

I software verranno analizzati con cura man
 mano che saranno impiegati nel corso dello studio proposto.

Capitolo 2

Ricostruzione di un modello CAD 3D di colonna vertebrale a partire da Bioimmagini

2.1 Modello semplificato di colonna vertebrale

2.1.1 Ricostruzione di immagini DICOM

Il software Mimics è un programma che consente di ricostruire modelli tridimensionali di elementi quali ossa, muscoli, legamenti ed organi, partendo da immagini DICOM. Il formato DICOM è uno standard internazionale impiegato per il salvataggio di immagini mediche. La ricostruzione dei modelli 3-D avviene attraverso un processo di riconoscimento delle tonalità di grigio presenti nelle immagini DICOM, le quali, inoltre, riescono a fornire un'indicazione di densità delle parti analizzate.

Uno dei primi step del presente lavoro di tesi riguarda, dunque, l'analisi di una TAC total body di un paziente scoliotico, effettuata senza metodo di contrasto.

Una volta aperto un nuovo progetto con Mimics, è stato possibile ottenere un file contenente le immagini DICOM del paziente sugli assi sagittali, coronali ed assiali, come mostrato nella figura 2.1. Il softare Mimics lavora attraverso valori di treshold, ovvero valori di soglia della tonalità di grigio. Dunque il software è in grado di evidenziare soltanto alcune tonalità di grigio tramite l'impostazione di un determinato valore di soglia. È importante sottolineare come il programma funzioni attraverso algoritmi di tresholding. Infatti, nel menù a tendina è possibile selezionare determinati valori di soglia che possono consentire il riconoscimento



Figura 2.1: Immagini DICOM in piano assiale, coronale e sagittale

di ossa, tessuti molli, cartilagine, sia per adulti che per bambini. In tutto ciò è ovviamente possibile scegliere un determinato e preciso valore di soglia, al fine di ottenere un mascheramento customizzato.



Figura 2.2: Esempio di treshold automatico su ossa

Un primo problema è insorto nel momento in cui è stato necessario estrarre dall'immagine DICOM solamente le vertebre, la gabbia toracica ed i dischi intervertebrali. Infatti, il software ha erroneamente riconosciuto, nello stesso tresholding, anche il cuore, le vene, le arterie, alcuni nervi e parte del lettino sul quale è stata effettuata la TC. Tutto ciò è stato causato dal fatto che l'intensità di cuore, vene ed arterie è risultata esattamente la stessa delle ossa, come si può notare nella figura 2.2. Per risolvere tale problematica è stato opportuno procedere attraverso due step. Il primo step si è basato sull'utilizzo della funzione *Region Grow*, che ha permesso di ripulire la maschera in maniera del tutto automatica, eliminando le parti non in contatto con essa nel range di sei pixel. Quindi, cliccando con il cursore sulla regione di interesse - gabbia toracica, vertebre e dischi intervertebrali - è stato possibile eliminare le parti non connesse. Come risultato di questa prima fase si è ottenuta una maschera non contenente il lettino sul quale era poggiato il paziente, come mostrato nella figura 2.3.



Figura 2.3: Utilizzo funzione Region Grow

Il secondo step si è basato sull'utilizzo di un'ulteriore funzione, denominata *Split Mask*, come visibile nella figura 2.4.

Impiegando questa funzione è stato possibile suddividere in due la maschera ottenuta in precedenza. La prima presenta vertebre, gabbia toracica e dischi, - sarà questa la nuova maschera di interesse - mentre la seconda, contiene cuore, vene, arterie e nervi. A questo punto è stato possibile procedere nel lavoro utilizzando il comando *Calculate Part*, attraverso il quale il software è stato in grado di interpolare la maschera di interesse sui tre piani, ottenendo un modello tridimensionale di colonna vertebrale e gabbia toracica, come visibile nella figura 2.5.

Di seguito è stato opportuno eseguire la funzione *Create Voxel Mesh*, che ha consentito di generare i *voxel*, lo sviluppo tridimensionale del pixel, elemento bidimensionale. Una volta creato il voxel, il programma ha autonomamente generato la mesh, permettendo di assegnare il materiale, con le relative proprietà meccaniche, al modello attraverso la funzione *Assign Material*. Trattandosi di un modello preliminare e non definitivo, l'intera struttura è stata considerata omogenea. Per l'intero modello sono, infatti, stati utilizzati valori di Modulo di Young *E* coefficiente di Poisson ν e densità ρ ricercati in letteratura [13] ed elencati nella tabella 2.1.





Figura 2.4: Implementazione della funzione Split Mask



Figura 2.5: Costruzione modello 3-D senza l'utilizzo della funzione Split Mask

	$ ho \; [kg/m^3]$	$E \ [MPa]$	$\nu [/]$
Vertebre	1025	1000	$0,\!3$

 Tabella 2.1:
 Caratteristiche meccaniche del modello preliminare di colonna

In questo primo modello si è infatti optato per utilizzare dei valori generici di ossa corticale per tutta la colonna, dischi compresi. Infine, è stato utilizzato il comando attraverso il quale il software Mimics ha permesso l'esportazione del modello ottenuto nel software 3-Matic.

2.1.2 Ottimizzazione del modello

La mesh generata da Mimics risulta essere troppo dettagliata e per nulla ottimizzata, in quanto è la mera ricostruzine tridimensionale delle acquisizioni DICOM. Per ovviare a queste problematiche, è stato utilizzato il software 3-Matic. Nei capitoli successivi, tuttavia, sarà effettuata la verifica qualitativa della mesh. Una volta importato il modello da Mimics, è stato necessario utilizzare tre comandi. Il primo, *Filter Sharp Triangles*, ha consentito di filtrare ed eliminare gli elementi troppo appuntiti della mesh. Essa è visibile nella figura 2.6.



Sharp Triangles





Small Shell

Figura 2.6: Implementazione della funzione $\it Filter$

La seconda funzione, denominata *Filter Small Shell*, ha permesso di evidenziare ed eliminare delle piccole discontinuità nella mesh, come mostrato nella figura 2.6.

Infine, il terzo comando, *Filter Small Edge*, è stato utile per filtrare e cancellare i bordi più appuntiti della mesh, come mostrato in figura 2.6.

Successivamente, è stata utilizzata la funzione *Smooth*, la quale ha permesso di arrotondare e addolcire gli spigoli presenti nella mesh. Il software 3-Matic consente all'utente di selezionare un determinato *smooth factor* in base alla tipologia di mesh da ottenere. In questo caso è stato utilizzato uno smooth factor di 0,9. In seguito si è rivelato necessario ridurre la qualità della mesh ottenuta, intesa come quantità di elementi che compongono il modello, al fine di semplificare la struttura troppo complessa.

È stata quindi applicata la funzione *Reduce*, che ha permesso l'allegerimento del modello. Anche in questo caso è stato possibile ridurre arbitrariamente la mesh, impostando un valore di *geometry error* pari a 0,9, come visibile nella figura 2.7.



Figura 2.7: Utilizzo funzione Reduce

Infine, è stato utilizzato il comando *Wrap*, che ha consentito di rivestire la mesh precedentemente ottimizzata chiudendo eventuali gap e discontinuità (figura 2.8). Avendo importato nel software 3-Matic la singola mesh, è stato necessario generare un volume del modello, per effettuare la simulazione delle forze attraverso



Figura 2.8: Implementazione della funzione Wrap

il programma Ansys. Quindi, al fine di ottimizzare maggiormente il modello, sono state utilizzate le funzioni *Adaptive Remesh*, in grado di effettuare automaticamente un *remesh* del modello, ed il comando *Fix Wizard*, per valutare normali sbagliate nella mesh, suture, gusci fastidiosi, fori e sue sovrapposizioni (figura 2.9).

Successivamente, individuati i problemi, è stato possibile far intervenire automaticamente il software per risolverli. Non sempre l'approccio automatico ha portato ad un risultato ottimale, pertanto in parte il programma ha consentito di risolvere alcune problematiche manualmente, come mostrato nelle figure 2.10 e 2.11. In queste figure, infatti, è possibile notare come siano stati evidenziati alcuni punti in cui vi era una sovrapposizione della mesh e procedere, dopo aver eliminato suddetti elementi, alla creazione manuale di nuovi triangoli.

A questo punto è stato possibile generare il volume del modello appena ottimizzato senza riscontrare alcun tipo di problematica.



Figura 2.9: Rilevamento di sovrapposizione di triangoli della mesh



Figura 2.10: Diagnostica overlap

2.1.3 Simulatione FEM

Una volta ottenuto il volume del modello, 3-Matic ha permesso di esportare il file in formato .cbd leggibile dal software di simulazione *Ansys* direttamente importabile nell'ambiente *Mechanical*.

Il modello ottenuto dal software 3-Matic è stato perfettamente riconosciuto da Ansys, e, dunque, si è potuto procedere effettuando la simulazione attraverso un'analisi di tipo statico, in quanto il monitoraggio della progressione della patologia scoliotica avverrà facendo rimanere il paziente il più fermo possibile.

In Ansys, dopo aver importato il modello precedentemente ottimizzato, è stato



Figura 2.11: Risoluzione problema di overlap

fondamentale valutare i punti esatti in cui inserire i vincoli. I supporti fissi, infatti, sono stati inseriti con l'obiettivo di bloccare il tronco del paziente che, in realtà, non risulta essere vincolato in nessun punto. In seguito a vari tentativi, si è optato per l'inserimento dei supporti fissi alla base dei due femori sezionati e sulla prima vertebra, come mostrato nelle figure 2 .12. Infatti, le cosce e la testa non sono soggette a spinte da parte de corsetto ortopedico e pertanto, restando ferme in posizione in seguito all'inserimento delle spinte, rappresentano, in quei punti, dei vincoli.

Inoltre si è rivelato opportuno inserire le forze in grado di consentire lo spostamento della colonna in posizione non patologica. Come già spiegato precedentemente, la pratica utilizzata per la correzione di difetti posturali patologici, si basa sul principio dei tre punti. Pertanto è stato necessario inserire tre forze.

Le tre forze consistono in una prima spinta appena al di sotto la massima convessità della curva ed in due controspinte: una sotto la spalla e una lungo la cresta iliaca. Tutto ciò è mostrato nella figura 2.14. Completati i ragionamenti sulla posizione di vincoli e forze, è stata effettuata la simulazione partendo da valori arbitrali e molto bassi di spinte. Tramite il comando *Static Force*, Ansys consente di inserire, graficamente - direttamente sugli elementi della mesh - forze statiche in due modalità differenti. È possibile inserire le spinte come vettori, con direzione normale rispetto all'elemento della geometria scelto, oppure fornendo le componenti lungo i tre assi x, y e z. In questo caso si è optato per la scelta delle componenti delle forze. Come visibile in figura 2.14, la forza denominata " F_a ", corrispondente alla spinta sulla curva principale, è stata inserita sulla diciassettesima vertebra, selezionando come componente soltanto quella lungo l'asse x. Per quanto riguarda invece le controspinte, denominate " F_b " e " F_c ", visibili sempre nella figura 2.14, si è optato



Figura 2.12: Inserimento di tre supporti fissi sulla prima vertebra cervicale



Figura 2.13: Inserimento di due supporti fissi sulla base della sezione dei femori

per l'inserimento di una spinta rispettivamente lungo l'asse z
 sulla prima vertebra, e sulla cresta iliaca in linea con la colonna vertebra
le in verso opposto a " F_b ". Un



Figura 2.14: Inserimento delle forze nel modello

primo limite di detta simulazione è stato, dunque, rappresentato dall'impossibilità di inserire la forza F_b sotto la spalla del paziente. I valori ricavati di F_a , $F_b \in F_c$, rispettivamente di 30, 20 e 20 Newton (tabella 2.2), hanno consentito di riportare la colonna vertebrale del paziente in posizione non patologica (figura 2.15).

	asse x	asse y	asse z
F_a	30	0	0
F_b	0	0	20
F_c	0	0	-20

 Tabella 2.2:
 Valori di forze ottenuti dalla simulazione finale sul primo modello di colonna

Osservando il risultato ottenuto dalla simulazione riportata in figura 2.15, è possibile individuare il secondo limite di questo modello preliminare: la struttura unita ed omogenea, realizzata senza alcuna diversificazione di materiali tra dischi e vertebre, è causa di deformazioni inverosimili delle ossa, osservabili per lo più nella zona del bacino.





Deformazione minima colonna vertebrale

Deformazione massima colonna vertebrale

Figura 2.15: Simulazione FEM sulla colonna

2.2 Modello dettagliato di colonna: segmentazione di vertebre e dischi

Nei paragrafi precedenti è stato ricostruito un modello tridimensionale di colonna vertebrale del paziente semplificato. Infatti, non si è tenuto conto della presenza di strati di cartilagini tra ogni vertebra: i dischi intervertebrali. Dunque, l'obiettivo del seguente capitolo è quello di spiegare in che modo si è cercato di migliorare e di rendere più completi i risultati ottenuti attraverso la precedente simulazione.

2.2.1 Ricostruzione di immagini DICOM

Come mostrato nel capitolo precedente, attraverso il software di modellazione Materialise Mimics è stato possibile ottenere una ricostruzione molto precisa di colonna partendo dalle acquisizioni, in formato DICOM, del paziente stesso. Tale risultato è mostrato nella figura 2.16.



Figura 2.16: Modello tridimensionale di colonna

A questo punto è stato necessario utilizzare il comando *Split mask*. Attraverso questo comando è stato possibile effettuare una segmentazione del modello, separando le ossa dai dischi intervertebrali ed ottenendo due maschere. La prima maschera, evidenziata in rosso, mostra le vertebre, mentre la seconda, in verde, presenta i dischi intervertebrali (figura 2.17).

Il passo successivo, che ha portato alla realizzazione di una struttura molto più realistica di quella esaminata nel capitolo precedente, è stato provare a separare ogni vertebra, ottenendo quindi una mesh per ciascun elemento della colonna. Dunque, è stato utilizzato nuovamente il comando *Split mask* questa volta integrato con l'utilizzo di comandi booleani. Tali funzioni si sono rese indispensabili per ottenere un modello più preciso. Infatti, non sempre il programma è stato in grado di separare autonomamente ed in maniera corretta le maschere, attraverso il



Figura 2.17: Applicazione comando Split mask

solo utilizzo del comando Split mask. La causa di queste imprecisioni può essere dovuta sia alla qualità dell'acquisizione DICOM, non molto definita (figura 2.18), sia alla complessità ed alla minuziosità dei dettagli con cui si è ricostruito il modello.



Figura 2.18: Zoom vertebra

Tuttavia, in seguito all'ottimizzazione, realizzata grazie all'implementazione delle funzioni sopra descritte, è stato possibile raggiungere un risultato molto soddisfacente, come mostrato nella figura 2.19.

Bisogna mettere in luce il fatto che il software non sia stato in grado di riconoscere, nella segmentazione delle ossa, la parte finale delle costole terminante con lo sterno. È stato dunque necessario intervenire in tal senso, in quanto la gabbia



Figura 2.19: Modello di colonna segmentata vertebra per vertebra

toracica gioca un ruolo molto importante nella simulazione poiché fa variare notevolmente la rigidezza dell'intera struttura. Quindi, utilizzando un valore di treshold customizzato, è stata messa in evidenza la parte mancante. Inoltre, utilizzando il comando *Crop Mask*, è stato possibile ridurre la zona di interesse ottenendo il modello della cassa toracica (figura 2.20). Come è possibile osservare dalla figura 2.20 la parte terminale delle costole si connette allo sterno attraverso un tessuto cartilagineo. Tuttavia, si è deciso di considerare l'intera gabbia toracica come se fosse composta da solo materiale osseo. Per tale ragione sono state utilizzate nuovamente le funzioni booleane, unendo le zone di interesse in un'unica maschera da collegare al resto del modello di colonna precedentemente ricostruito.

A questo punto, seguendo il processo logico intrapreso nel capitolo precedente, è stato necessario creare i *voxel*, ovvero lo sviluppo tridimensionale del pixel. Dunque, è stato possibile generare la *mesh* tridimensionale del modello assegnando determinate proprietà e caratterizzando il materiale attraverso le funzioni rese disponibili dal programma stesso. Inoltre, avendo ottenuto differenti mesh, che modellano ogni vertebra e disco intervertebrale, è stato possibile migliorare la simulazione effettuata nel capitolo precedente. Infatti, mentre precedentemente Mimics ha permesso un solo metodo di inserimento del materiale, caratterizzando


Figura 2.20: ricostruzione del modello della gabbia toracica attravrso il software di modellazione mimics

la mesh in maniera omogenea su tutto il volume, in questo caso è stato possibile assegnare le proprietà meccaniche dei materiali attraverso un metodo basato sull'intensità del valore di grigio. È infatti opportuno sottolineare come il software fornisca una libreria di valori, con relative referenze, per quasi ogni parte anatomica ossea. Attribuendo ad un elemento del modello i valori di densità ρ , modulo di Young E e coefficiente di Poisson ν , reperibili nella libreria del programma, il software ha permesso di caratterizzare il materiale in base ad una legge di assegnazione di valori differenti punto per punto, in base alla tonalità di grigio dell'acquisizione (figura 2.21). In questo modo è stato possibile superare il limite relativo alla caratterizzare ossea come materiale omogeneo.

Successivamente è stato necessario inserire anche le caratteristiche meccaniche dei dischi intervertebrali. I valori mostrati nella tabella 2.3 sono stati ricercati in letteratura [13].

	$ ho \; [kg/m^3]$	E [MPa]	$\nu [/]$
Dischi	1025	4,2	0,45

Tabella 2.3: Proprietà meccaniche dei dischi intervertebrali

Per quanto concerne l'assegnazione delle proprietà meccaniche dei dischi intervertebrali si è optato, più semplicemente, per un metodo di assegnazione omogeneo, come visibile nella figura 2.22

In definitiva, è possibile affermare che il modello ottenuto attraverso questo procedimento rappresenta una fedele riproduzione della colonna vertebrale del paziente. È tuttavia opportuno sottolineare che nei paragrafi successivi si farà uso



Figura 2.21: Metodo di assegnazione dei materiali basato sui valori di intensità di grigio



Figura 2.22: Metodo di assegnazione omogeneo non basato sui valori di intenstà di grigio

solamente delle mesh ottenute da Mimics, evitando di importare il volume e le caratteristiche meccaniche di ogni componente, che saranno inserite successivamente, attraverso un metodo di assegnazione manuale, utilizzando il software di simulazione *Ansys*. Infatti una così elevata complessità del modello risulterebbe ridondante ed inutile ai fini di valutare le spinte in grado di portare il tronco in postura non patologica e monitorare le sollecitazioni sul corsetto.

2.2.2 Ottimizzazione del modello

Dopo aver ricostruito la colonna del paziente con modelli distinti di vertebre e dischi intervertebrali, è stato necessario ottimizzare il modello ottenuto attraverso il software Mimics. A causa dell'elevata complessità del modello e di alcune problematiche relative alla ricostruzione, si è rivelato impossibile eseguire le simulazioni sulla struttura ottenuta direttamente utilizzando il software di simulazione Ansys. Dunque, dopo aver importato il modello completo nel software 3-Matic, sulla falsariga dell'ottimizzazione effettuata nel capitolo precedente, sono stati applicati i tre comandi *Filter Sharp Triangles, Filter Small Shell* e *Filter Small Edge*. Successivamente, si è fatto uso del comando *Reduce*, necessario a ridurre un modello che sarebbe risultato inutilmente pesante e gravoso per la simulazione. Per il comando Reduce è stato impiegato un *Geometrical error* pari a 0,9. Sono state inoltre preservate le superfici di contorno delle mesh, come visibile nella figura 2.23.



Figura 2.23: Modello di colonna ottimizzato

È stato poi opportuno effettuare un re-mesh automatico del modello per migliorare la qualità generale di ogni singolo elemento. Un esempio di confronto è osservabile nella figure 2.24, prima e dopo l'utilizzo del comando Adaptative remesh sul bacino del paziente - comando esteso poi per tutto il resto delle parti importate. Questa funzione ha permesso di ottimizzare gli elementi del modello adattandosi alla geometria dello stesso. Dove possibile, quindi, gli elementi della mesh sono stati ingranditi provocando un alleggerimento della struttura .





Bacino non ottimizzato Bacino ottimizzato Figura 2.24: Utilizzo del comando Adaptative Remesh

Per concludere la procedura di ottimizzazione è stato necessario utilizzare i comandi *Wrap* e *Fix wizard*. Il primo, tramite il rivestimento del modello, è stato in grado di eliminare eventuali discontinuità o gap nella mesh. Il secondo, come mostrato nelle figure seguenti, è intervenuto automaticamente - se necessario è possibile anche un'azione manuale - alla correzione di eventuali normali sbagliate, overlap (figura 2.25), bordi scorretti e fori nelle mesh.



Figura 2.25: Problema di overlap



Figura 2.26: Problema di fori nella mesh

Tale procedura è stata ripetuta per ogni elemento del modello, quindi per ogni vertebra e disco. In particolare, l'azione manuale è stata necessaria laddove, eliminando alcune sovrapposizioni di triangoli nella mesh, si generava una discontinuità



Figura 2.27: Ottimizzazione completata

nel modello, visibile in figura 2.26. È stato quindi opportuno realizzare manualmente gli elementi, ottenendo un modello più pulito, leggero e senza errori nella geometria (figura 2.27).

2.2.3 Simulatione FEM

In seguito al processo di ottimizzazione, spiegato nel paragrafo precedente, è stato possibile esportare ogni singolo elemento in formato .stl. I file sono quindi stati importati in Ansys. Tuttavia, essendo il modello composto da molteplici parti, è stato necessario utilizzare un nuovo ambiente del software in grado di permettere un assemblaggio dell'assieme: *Space Claim.* In questo ambiente, dopo aver importato i file .stl del modello, è stato generato il volume attraverso il comando *Convert to solid* ed utilizzando come elementi solidi i tetraedi a 10 nodi - denominati *Tet 10* - come mostrato nelle figure 2.28 e 2.29.



Figura 2.28: Modello di colonna in vista anteriore (volume generato)

L'impiego di tali elementi elementi è dovuto alla complessità geometrica ed all'asimmetria della struttura. È importante sottolineare come, anche attraverso l'ambiente *Space Claim*, sia possibile effettuare la fase di ottimizzazione del modello. Tuttavia, provando ad utilizzare il comando *Regularize*, in grado di rendere il modello ancora più omogeneo, facendo diventare ogni elemento che lo compone il più simile agli altri, non si è ottenuto il risultato atteso. Infatti, impostando una lunghezza massima dei bordi - 2 millimetri in questo caso - ed un valore di soglia degli angoli su cui il software non deve intervenire - 30° - il risultato finale, mostrato in figura 2.30, non è per nulla soddisfacente né paragonabile al modello ottimizzato attraverso il software 3-Matic. In questo caso sono, purtroppo, stati persi dettagli geometrici importanti della struttura delle vertebre, presenti, invece,



Figura 2.29: Modello di colonna in vista posteriore (volume generato)

nei modelli ottimizzati attraverso il software 3-Matic ottenuti con un numero minore di elementi.



Figura 2.30: Mesh peggiorata con Space Claim

Effettivamente si sarebbe potuto intervenire infittendo maggiormente la mesh, ma questa procedura avrebbe richiesto un tempo di risoluzione della simulazione estremamente più alto. Il tempo di calcolo è infatti strettamente legato al numero di nodi ed elementi del modello. Tutto ciò fa capire quanto sia stato utile eseguire l'ottimizzazione della struttura ossea della colonna attreverso l'ambiente *Materialize*, perfetto per questo genere di applicazioni.

Ottenuta la geometria desiderata, è stato utilizzato l'ambiente *Mechanical* per effettuare l'analisi statica del modello. Innanzitutto è stato necessario importare i materiali, le cui caratteristiche sono state reperite in letteratura [13]. Nella tabella 2.4 sono mostrati i valori di densità ρ , modulo di Young E e coefficiente di Poisson ν utilizzati per le ossa e per dischi intervertebrali.

	$ ho \; [kg/m^3]$	E [MPa]	ν [/]
Dischi	1025	4,2	0,45
Vertebre	1025	1000	0,3
Sterno	1025	5000	0,1

Tabella 2.4: Proprietà meccaniche del modello definitivo della colonna

Si è inoltre deciso di bypassare le connessioni tra gli elementi ricavate automaticamente dall'algoritmo del software e connettere tutti i modelli tra loro utilizzando un contatto di tipo *Bonded* tra vertebre, dischi e sterno, in modo tale da impedire separazioni o scorrimenti tra di essi (figure 2.31 e 2.32).



Figura 2.31: Contatti tra i corpi

Successivamente è stato necessario impostare l'analisi statica strutturale. È stato essenziale posizionare i vincoli - in questo caso sono stati scelti supporti fissi (figura 2.33) - inseriti sulla prima vertebra e alla base sezionata dei due femori. La scelta di vincolare la colonna nella zona superiore è stata causata dal fatto che, applicando le forze seguendo i criteri utilizzati in letteratura (figura 2.35), si sarebbero sollecitati i dischi e le vertebre ad una trazione innaturale, in quanto si tratta ancora di un modello preliminare di struttura.



Figura 2.32: Contatti tra i corpi



Figura 2.33: Posizionamento dei supporti fissi

In figura 2.35 sono rappresentate le forze applicate alla mesh. Inoltre, avendo a che fare con un modello non definitivo, si è optato per utilizzare nuovamente forze puntuali, seguendo sempre il principio delle tre spinte. Queste tre forze sono state applicate al solo scopo di portare la colonna nella corretta posizione. La disposizione, già descritta nel capitolo precedente, è mostrata nella figura 2.35

Il valore finale delle forze necessarie per riportare la colonna nella postura non patologica è stato ricavato per iterazione, partendo da valori molto bassi di spinte. Nella tabella 2.5 sono mostrati i valori definitivi delle forze, riportate con le componenti lungo i tre assi.

Il risultato della simulazione è mostrato nella figura 2.36.



Figura 2.34: Posizionamento dei supporti fissi



Figura 2.35: Inserimento delle forze nel modello

Appare subito chiaro ed evidente come le due simulazioni fino ad ora svolte siano differenti. La deformata della colonna, ottenuta per questa simulazione, risulta notevolmente più realistica e verosimile, ricalcando la biomeccanica della colonna senza causare deformazioni di ossa, specialmente nella zona inferiore del bacino, contrariamente a quanto avveniva nella simulazione realizzata nel capitolo precedente. Dunque il fatto di aver creato un modello di colonna più complesso,

	asse x	asse y	asse z
F_a	20	0	5
F_b	5	0	20
F_c	5	0	-20

Tabella 2.5: Valori di forze ottenuti dalla simulazione finale sulla colonna



Figura 2.36: Risultati simulazione finale

separando vertebre e dischi, si è rivelato utile per ottenere una simulazione e, di conseguenza dei risultati di forze, più precisi da inserire nella fase di dimensionamento del corsetto (figura 2.36).

Capitolo 3

Progettazione di un corsetto ortopedico in Blender

3.1 Ricostruzione del tronco e modellazione del corsetto

Effettuata la simulazione sul modello della colonna vertebrale è stato necessario realizzare il corsetto customizzato sul paziente. Per ottenere la fisionomia dello stesso si è scelto di seguire una strada innovativa: ricavare il tronco del paziente partendo dalle acquisizioni in formato DICOM, bypassando la tediosa e lunga fase di misurazione della struttura corporea del paziente.

Si è reso nuovamente indispensabile, dunque, l'intervento del software Mimics. In questo caso è stato impiegato un valore customizzato di tresholding, come mostrato nella figura 3.1, al fine di includere completamente la fisionomia del tronco del paziente scoliotico.



Figura 3.1: Tresholding tronco

Si è quindi ottenuta la maschera della fisionomia del paziente sui tre piani: assiale, coronale e sagittale. Tuttavia, nella ricostruzione risulta essere presente anche il lettino su cui era posizionato il paziente al momento dell'esame TAC.

È stato, quindi, necessario utilizzare due comandi. Con il primo, *Crop Mask*, si è intervenuti ritagliando la maschera al fine di eliminare parti non desiderate, in questo caso il lettino, come visibile nella figura 3.2.



Figura 3.2: Funzione Crop Mask



Figura 3.3: Funzione Region Grow

È stata successivamente utilizzata la funzione *Region Grow*, la quale, come spiegato nel paragrafo precedente, relativo alla creazione del modello della colonna vertebrale, ha permesso di ripulire la maschera automaticamente cancellando parti non in contatto con la maschera stessa nel range di 6 pixel. È stato dunque necessario procedere utilizzando la funzione *Calculate Part*, che ha consentito la creazione del modello 3-D del tronco del paziente, a partire dall'interpolazione sui tre piani della maschera ottenuta in precedenza. Una volta ottenuto il modello 3-D, il tronco del paziente è stato importato nel software *3-Matic*, nel quale sono state

utilizzate le funzioni *Wrap* ed *Adaptative Remesh* al fine di ottimizzare il modello (figura 3.4).



Figura 3.4: Modello 3-D del tronco del paziente

Infine, è stato utilizzato il comando *Reduce* per alleggerirlo. È stato, dunque, possibile esportare il modello ottimizzato in formato .stl nel software di modellazione *Blender*. Attraverso il software Blender è stato possibile progettare il corsetto ortopedico e modellarlo sulla fisionomia del paziente, eventualmente riportandolo alla postura non patologica. Nella figura 3.5 è possibile notare l'importazione del tronco precedentemente ricavato dall'immagine DICOM in Blender.

A questo punto è stato necessario centrare il busto nell'origine degli assi, ed è stato possibile apportare opportune modifiche al modello tramite il menù a tendina sulla destra dello schermo. Le modifiche sul modello si sono rivelate indispensabili poiché, non avendo la possibilità di ricavare il tronco del paziente a partire da una scansione laser - pratica attualmente usata - vi erano alcune parti del paziente, in particolare la zona dei glutei, che, essendo poggiate sul lettino, risultavano alterate rispetto alla reale fisionomia. Si è quindi cercato di ovviare a questi problemi ricostruendo le parti di interesse, come mostrato in figura 3.6.

Successivamente è stata utilizzata la funzione Add Lattice, che consente di creare un reticolo con dimensioni e griglie modificabili. In questo caso è stato utilizzato, come mostrato in figura 3.7, una griglia centrata nell'origine degli assi con dimensioni pari a 425 millimetri lungo l'asse x, 325 millimetri lungo l'asse y e di 700 millimetri lungo l'asse z.





Figura 3.5: Implementazione della funzione Split Mask





Figura 3.6: Ottimizzazione del modello del tronco



Figura 3.7: Generazione della griglia in Blender





Figura 3.8: Implementazione della funzione Edit Lattice

Lungo l'asse z il busto del paziente è stato suddiviso in sette sezioni. Una volta definita la griglia, è stato possibile modificarla, utilizzando la funzione *Edit Lattice*, come visibile in figura 3.8.

In questo modo è stato possibile modificare zone precise del lattice, sempre facendo riferimento al principio dei tre punti, pratica maggiormente utilizzata in letteratura, ottenendo come risultato la postura corretta del paziente (fig 3.8).



Figura 3.9: Modellazione del corsetto customizzato in Blender

Il lattice è stato opportunamente modificato inserendo le direzioni ed i versi delle forze ottenute nell'ultima simulazione effettuata nel capitolo precedente, necessarie a raddrizzare la colonna. In questo caso non è stato però possibile gestirne l'intensità. E importante sottolineare la presenza di un ulteriore comando in grado di modificare il lattice, il comando Twist. Esso risulta essere molto importante in quanto la scoliosi idiopatica è una patologia che non si può solo manifestare lungo i tre assi, ma, essendo dovuta ad una erronea crescita del sistema muscolo-scheletrico, può agire anche generando una torsione delle vertebre della colonna. In questo caso si è scelto di non usare tale comando poiché nella ricostruzione del modello della colonna, effettuato in precedenza, non è emersa alcuna torsione delle vertebre. È comunque importante ricordare che lo scopo di questo lavoro è quello di studiare un metodo chiaro e semplice di modellazione da fornire a mani esperte e specializzate nel settore dell'ortopedia e non apportare le modifiche corrette per ricreare la postura non patologica del paziente. Risulta quindi evidente che ogni modifica della griglia, così come le valutazioni di forze da applicare al modello devono essere prescritte da figure specialiste e competenti. Pertanto, i valori utilizzati per la correzione della postura in questo lavoro di tesi non sono da considerare esatti da un punto di vista medico-sanitario.

Procedendo dunque con le operazioni, è stato possibile modellare un vero e proprio corsetto ortopedico sul tronco portato in postura non patologica del paziente, come visibile nella figura 3.9. Una volta modellato il corsetto, è stato possibile sceglierne lo spessore, in questo caso pari a 5 millimetri, e inoltre modificarne il profilo. Per la modifica del profilo dello spessore si è optato per una curva personalizzata, più bombata sui lati al fine di favorire e rendere meno sgradevole il contatto tra il paziente ed il corsetto (figura 3.10).



Figura 3.10: Curva personalizzata del profilo del corsetto

3.2 Simulazioni FEM

Dopo aver ottenuto il modello di corsetto ortopedico customizzato sul paziente, il file è stato esportato come formato .stl in Ansys, dove ne è stata effettuata l'analisi statica strutturale al fine di valutare le sollecitazioni e le deformazioni scaricate sul corsetto in seguito all'indossamento da parte del paziente scoliotico. Quest'analisi potrà risultare utile per ottimizzare il corsetto e per valutare il miglior metodo di implementazione della sensoristica. L'.stl del corsetto è stato dapprima aperto attraverso l'ambiente di modellazione *Space Claim.* È stato possibile, attraverso il comando *Regularize*, rendere la mesh meno infittita ed il più regolare possibile per non appesantire troppo i calcoli. Il comando *Regularize* agisce per lo più su due valori. Per il primo, *Max edge length*, che permette di fissare la lunghezza massima di ogni elemento della mesh, è stato scelto un valore di 10mm. Per il secondo, *Angle Treshold*, che consente di scegliere un valore massimo di soglia degli angoli della mesh su cui il software non deve intervenire, è stato scelto un valore di 40°.



Modello del corsetto esportato da Blender



Modello del corsetto ottimizzato per la simulazione

Figura 3.11: Confronto tra i corsetti prima e dopo la fase di ottimizzazione

In figura 3.11 è possibile notare il confronto tra i due modelli di corsetto in seguito al processo di regolarizzazione della mesh.

A questo punto è stato necessario generare il volume del modello e proseguire aprendolo nell'ambiente *Mechanical* di Ansys al fine di effetuare l'analisi statica su di esso. Per quanto riguarda il materiale utilizzato per la simulazione, è stato selezionato il PLA, le cui principali caratteristiche meccaniche sono mostrate nella tabella 3.1. Si è deciso di optare per l'utilizzo di questo materiale poiché oltre ad essere resistente risulta essere anche biocompatibile, garantendo, senza rischi, il contatto diretto con la cute del paziente.

Densità	$1.24 \ g/cm^{3}$
Modulo di trazione	2346.5 MPa
Modulo di flessione	3150 MPa
Sollecitazione allo snervamento	45.6 Mpa
Sollecitazione a rottura	49.5
Allungamento allo snervamento	3.3%
Allungamento a rottura	5.2%

Tabella 3.1: Principali Caratteristiche meccaniche PLA

Particolare attenzione è stata rivolta al posizionamento dei supporti fissi. Inizialmente si è pensato di posizionarli proprio nei punti in cui dovranno essere agganciate le cinghie di chiusura del corsetto (figura 3.12).



Figura 3.12: Applicazione dei supporti e delle forze sul corsetto ortopedico

Per quanto riguarda la gestione delle spinte, come osservabile sempre in figura 3.12, prendendo come riferimento il modello della colonna vertebrale ottenuto in precedenza, si è optato per utilizzare le stesse forze (figura 2.35) con intensità e direzione invariate ma con verso opposto, poiché è necessario che il busto si opponga alla postura patologica del paziente.

Questa prima simulazione si è rivelata erronea, in quanto, come mostrato nelle figure 3.13 e 3.14, tenderebbe a far ruotare il corsetto intorno ai supporti fissi.

Quindi, per risolvere tale problematica, si è optato per l'inserimento dei vincoli non solo laddove andranno ad insistere le cinture di chiusura del corsetto, ma anche nella zona posteriore cervicale, dorsale e lombare del corsetto al fine di impedirne al rotazione, come mostrato in figura 3.15.

Le forze sono state mantenute invariate, seguendo lo stesso ragionamento illustrato precedentemente.

Tuttavia, come mostrato nella figura 3.16, pur impedendo al corsetto di ruotare, il risultato di tale simulazione non risulta essere in alcun modo realistico. Il modello, infatti, pur rimanendo fermo senza ruotare, si deforma notevolmente soltanto nei punti in cui sono state inserite le forze senza rispettare la meccanica di deformazione



Figura 3.13: Spostamenti ottenuti dalla prima simulazione sul corsetto



Figura 3.14: Vista superiore della prima simulazione

del tronco del paziente.

Il risultato ottenuto, pertanto, non risulta essere per nulla verosimile. Per far seguire al corsetto la deformazione imposta dalla postura errata del paziente, si è deciso di effettuare una simulazione facendo "indossare" il corsetto al paziente stesso. Questa simulazione è stata svolta portando in posizione non patologica il tronco del paziente attraverso la modellazione con il software Blender e ricalcando gli step seguiti per la realizzazione del dispositivo ortopedico. Dunque, si è potuta esportare la geometria così ottenuta dapprima nell'ambiente *Space Claim*, nel quale è stato generato il volume del tronco del paziente e, successivamente, è stato inserito il corsetto già ottimizzato in precedenza (figura 3.17).

Lo step successivo è stato l'apertura del modello nell'ambiente Mechanical.



Figura 3.15: Inserimento di ulteriori vincoli nella parte posteriore del corsetto

Qui è stato necessario fissare i vincoli che sono stati posizionati alla base delle anche del paziente e lungo il bacino, e successivamente stabilire le connessioni tra tronco e corsetto. Il software, come mostrato in figura 3.18, presenta un algoritmo automatico di riconoscimento del contatto. Tuttavia, per semplificare il modello si è optato per utilizzare il contatto di tipo *Bonded* sull'interfaccia di unione tra corsetto e tronco (figura 3.19), al fine di impedire scorrimenti e separazioni tra tutti gli elementi dei corpi selezionati.

Trattandosi di una simulazione non ancora definitiva, il tronco del paziente è stato caratterizzato come se fosse costituito da un unico materiale - tessuto muscolare le cui proprietà meccaniche sono state reperite in letteratura [13]. Nella tabella 3.2 sono riportate le proprietà meccaniche utilizzate per la simulazione.

$ ho \; [kg/m^3]$	E [MPa]	ν [/]
1025	1	0,2

Tabella 3.2: Valori utilizzati per caratterizzare il tronco



Figura 3.16: Sollecitazioni sul corsetto cambiando il sistema di vincoli



Figura 3.17: Modello di tronco con corsetto indossato

In questo caso le forze non sono state applicate più sul corsetto bensì sul tronco del paziente stesso, seguendo sempre il criterio illustrato in precedenza. L'obiettivo è stato quello di simulare la postura patologica del paziente, agendo sul tronco, precedentemente riportato nella postura corretta attraverso il software di



Figura 3.18: Ricerca automatica dei contatti tra i corpi



Figura 3.19: Applicazione del contatto Bonded

modellazione Blender. In figura 3.20 è mostrato quanto appena descritto. Questa simulazione ha permesso di ottenere un risultato molto soddisfacente e sicuramente più realistico. In figura 3.21 è mostrata, infatti, la deformazione del tronco del paziente senza accoppiamento con il corsetto. Ripetendo la simulazione con corsetto indossato (figura 3.22) è stato possibile notare come i valori di deformazione, intesa come spostamento [m] del tronco, siano nettamente inferiori rispetto al caso precedente. In questo modo è stato possibile non solo valutare i punti più sollecitati del corsetto ma anche la reale efficacia sul paziente. Si è quindi rivelato molto importante valutare le eventuali deformazioni ϵ_{eq} (figura 3.23) e le tensioni σ_{eq} (figura 3.24) sviluppate sul corsetto al fine di verificare come quest'ultimo viene sollecitato nel momento in cui risulta essere indossato dal paziente.

Per concludere, al fine di migliorare ulteriormente e rendere ancora più realistica



Figura 3.20: Schema complessivo di applicazione di forze e vincoli sul modello

la simulazione, sono state inserite sei ulteriori forze del valore di 20N - reperito in letteratura [11] - lungo l'assey, con l'obiettivo di simulare le cinture che stringono il corsetto sul tronco del paziente (figura 3.25). Avendo approvato che attraverso questa disposizione di vincoli e forze si ottiene la migliore simulazione possibile, sono state valutate nuovamente la deformazione elastica equivalente ϵ_{eq} sul corsetto (figura 3.26) e la tensione equivalente σ_{eq} (figura 3.27).

Questa simulazione conclusiva ha permesso di:

- Comprendere in che modo il corsetto viene sollecitato quando indossato dal paziente (figure 3.26, 3.27);
- Ottimizzare la geometria del corsetto asportando materiale là dove, in base alla simulazione, fossero presenti zone soggette a bassi valori di sollecitazione;
- Valutare l'entità di deformazioni e tensioni sul corsetto, in maniera tale da stabilire, nella fase conclusiva del lavoro, quale tipologia di sensore possa essere utilizzato per il monitoraggio della patologia scoliotica;

Per quanto concerne la valutazione delle deformazioni ϵ_{eq} generate sul corsetto, esse sono da considerare trascurabili, come riscontrabile dalla figura 3.26. La corona



Figura 3.21: Spostamento del tronco senza indossare il corsetto

cromatica che è possibile osservare lungo il bacino del paziente è da imputare alla disposizione dei supporti fissi proprio in quella zona. La disposizione dei vincoli alla base delle cosce sezionate, non è infatti risultata sufficiente. È stato pertanto opportuno inserire ulteriori vincoli intorno alla cresta iliaca con l'obiettivo di mantenere ancora più salda la struttura del tronco, in quanto composta interamente da tessuto muscolare, proprio come spiegato in precedenza. Le deformazioni ottenute dalla simulazione, rappresentano un dato assolutamente positivo, poiché il corsetto ortopedico deve deformarsi il meno possibile per poter mantenere il paziente nella corretta posizione. Analizzando successivamente le tensioni σ_{eq} che si scaricano sul corsetto, è possibile osservare come le zone più sollecitate si sviluppino per lo più lungo il profilo del corsetto, nella zona in cui viene esercitata la pressione del tronco del paziente a causa della curvatura imposta dalla patologia scoliotica. Ulteriori tensioni sono osservabili, inoltre, dove insistono le cinture. Queste simulazioni sono state valutate anche con l'obiettivo di poter customizzare il corsetto, ottimizzandone la geometria. È infatti possibile osservare come nella zona posteriore del modello le sollecitazioni siano molto basse. Di conseguenza è presumibile pensare che in quelle zone sarà possibile intervenire andando ad asportare del materiale, alleggerendo il corsetto e migliorandone indossabilità e confort. In figura 3.28 è mostrata una possibile configurazione finale del corsetto ottimizzato tenendo conto dei fattori



Figura 3.22: Spostamento del tronco indossando il corsetto



Figura 3.23: Deformazioni ϵ_{eq} sul corsetto

elencati in precedenza.

In conclusione è stata eseguita un'ulteriore simulazione, sulla base delle precedenti, con l'obiettivo di valutare il comportamento del corsetto ottimizzato e customizzato in base ai risultati ottenuti dalle precedenti simulazioni. Dall'analisi



Figura 3.24: Tensioni σ_{eq} sul corsetto



Figura 3.25: Inserimento delle sei ulteriori forze per simulare le cinture



Figura 3.26: Deformazioni ϵ_{eq} sul corsetto



Figura 3.27: Tensioni σ_{eq} sul corsetto

delle sollecitazioni, mostrata in figura 3.29, è possibile osservare come il range di tensioni lungo il profilo del corsetto rimanga pressocché invariato. A subire modifiche, sono al contrario i valori di σ_{eq} nella zona posteriore del corsetto. Questo comportamento è giustificato dalla variazione di geometria del corsetto che non risulta più essere omogenea a causa dell'asportazione di materiale nella porzione della zona dorsale. Tuttavia, pur ottenendo un incremento delle sollecitazioni, causato dall'ottimizzazione del corsetto, i valori di σ_{eq} (1 MPa, 3.30) restano sempre molto al di sotto della tensione di snervamento σ_y del PLA (45,6 MPa, tabella 3.1), materiale utilizzato per la simulazione e la successiva realizzazione del corsetto ortopedico.



Vista Anteriore



Vista Posteriore



Progettazione di un corsetto ortopedico in Blender



Figura 3.29: Tensioni σ_{eq} sulla geometria ottimizzata sul corsetto



 ϵ sul corsetto con simulazione cinture σ_{eq} sul corsetto con simulazione cinture



 σ_{eq} sul corsetto ottimizzato

Figura 3.30: Scale colorimetriche delle varie simulazioni

Capitolo 4

Sviluppo di un modello quantitativo per la correzione di difetti posturali

4.1 Limiti del modello di tronco realizzato in Blender

Nei capitoli precedenti è stata ricostruita la struttura della colonna vertebrale a partire dalle acquisizioni DICOM del paziente. Sono state ricavate le forze in grado di riportare la colonna in posizione non patologica e, successivamente, è stato modellato il corsetto customizzato in base alla fisionomia del paziente ricostruita attraverso le immagini ottenute tramite l'esame TAC. Il limite di quanto svolto finora consiste nel fatto che non si è tenuto in alcun modo conto della reale meccanica di deformazione del tronco del paziente. Non è stato, infatti, possibile valutare l'intensità delle spinte necessarie a riportare il tronco nella postura non patologica. La modifica della griglia effettuata attraverso il software Blender, non ha permesso di ottenere una reale deformazione complessiva del tronco, ma soltanto una deformazione locale nei punti in cui sono state inserite direzioni e versi delle forze ottenute partendo dalle simulazioni sulla colonna. Inoltre, utilizzando la precedente metodologia non è stato possibile ottenere una valutazione quantitativa della correzione del tronco, ma solamente una stima qualitativa, che non ha permesso di valutare l'entità della deformazione del modello. Si è quindi deciso di realizzare una struttura di tronco completo partendo dalle ricostruzioni delle immagini in formato DICOM. In questo modo è stato possibile applicare le forze direttamente sul

corpo del paziente e non più sulla colonna, superando, inoltre, il limite delle spinte puntuali emerso nei capitoli precedenti. Tutto ciò ha permesso di comprendere:

- il modo in cui le forze in gioco siano in grado di riportare la colonna nella corretta posizione;
- come si scarichino le forze sulla struttura attraverso pelle, grasso, muscoli e organi interni;
- come ottenere una più corretta e coerente simulazione al fine di valutare in che modo il paziente raggiunga la postura desiderata senza trascurare l'interazione con organi, tessuti ed altre parti del corpo.

Per ottenere un modello coerente di tronco si è fatto uso dei software *Mimics* ed *Ansys*. Per quanto riguarda le mesh dei vari modelli ricostruiti, non sono state ottimizzate attraverso il software *3-Matic*, come effettuato nei capitoli precedenti. In questo caso è stato sufficiente realizzare modelli di organi più approssimati per non appesantire troppo la simulazione completa.

4.2 Ricostruzione dettagliata del tronco

4.2.1 Ricostruzione di muscoli ed organi interni

Attraverso il software *Mimics*, è stata creata una nuova maschera, impostando il valore di treshold su *Soft Tissue*. È stato poi utilizzato il comando *Region Grow* in grado di rimuovere dalla maschera zone non connesse con l'elemento. Così facendo, la nuova maschera ha messo in evidenza non solo le fasce muscolari del paziente, ma anche gli organi interni. In figura 4.1 è infatti possibile osservare come il software non riesca a differenziare muscoli da organi interni di altro tipo quali stomaco, intestino e fegato. Tutto ciò avviene molto probabilmente perchè nella TAC tutti gli organi risultano avere la stessa tonalità di grigio. Infatti, proprio per questo motivo, come è possibile riscontrare in figura 4.1 i polmoni sono gli unici organi che non vengono inseriti nella selezione.

Per superare tale problematica si è utilizzato il comando *Split mask*, che ha permesso di suddividere in più parti la maschera iniziale, evidenziando, anche in maniera grossolana (figura 4.2), le parti da separare.

Il risultato del comando è riportato dalle figure 4.3 e 4.4 nelle quali è possibile osservare la potenza del software Mimics e l'efficienza degli algoritmi di riconoscimento delle parti, in grado di separare in maniera quasi automatica le zone evidenziate e permettendo di raggiungere un risultato assolutamente convincente.

Come si osserva nella figura 4.4 i modelli tridimensionali, generati attraverso il comando *Calculate part*, non rappresentano una fedele riproduzione né dei muscoli



Figura 4.1: Treshold impostato su soft tissue



Figura 4.2: Utilizzo del comando *split mask* sul modello


Figura 4.3: Utilizzo del comando split mask sul modello



Figura 4.4: Ricostruzione tridimensionale di fasce muscolare (sx) ed organi interni (dx)

e dei legamenti né tantomeno degli organi interni. Tali problemi potrebbero essere risolti intervenendo manualmente sull'algoritmo di riconoscimento automatico delle tonalità di grigio (messo a disposizione da Mimics) ottimizzando la mesh (attraverso il sofware 3-Matic). Tuttavia, come già spiegato in precedenza, l'obiettivo, in questa fase del lavoro, non è legato alla ricostruzione precisa delle singole aree, che risulterebbe inutilmente complessa e pesante per il calcolo finale, bensì alla realizzazione



Figura 4.5: Semplificazione del modello di organi interni e sistema muscolare

di un modello più o meno approssimato che fornisca una rappresentazione di trasmissione delle forze che, applicate sul tronco, si trasmettono sulla colonna. Proprio per tale ragione, le mesh generate sono state importate direttamente nell'ambiente *Space Claim* di Ansys, nel quale, dopo aver utilizzato per entrambi i modelli, il comando *Auto Fix*, in grado di riparare autonomamente eventuali problemi nella geometria, è stato usato il comando *Shrinkwrap*. Tale comando è in grado di eliminare facilmente punte, fori e bordi interconnessi nella mesh. Consente inoltre, se necessario, di preservare le caratteristiche del modello impostando un valore di soglia degli angoli oltre il quale il software non deve intervenire. In questo caso, per le ragioni esposte, legate alla complessità del modello, è stato scelto solamente un valore di *gap size* pari a 15 millimetri per la cavità addominale e pari a 10 millimetri per le fasce muscolari. Tutto ciò ha consentito di ottenere i risultati mostrati in figura 4.5. Successivamente ne sono stati generati i volumi utilizzando sempre elementi tetraedici a 10 nodi.

4.2.2 Ricostruzione delle scapole

Completata la parte relativa al sistema muscolare ed alla cavità addominale, seguendo le procedure elencate precedentemente, le scapole del paziente sono state importate sul modello complessivo nell'ambiente *Space Claim*, come visibile in figura 4.6. In questo caso è stato utilizzato, nuovamente attraverso il comando *Shrinwrap*, un valore di *gap size* pari a 10 millimetri.



Figura 4.6: Modello semplificato di scapole

4.2.3 Ricostruzione di tessuto adiposo e pelle

Per concludere la fase di modellazione del tronco del paziente è stato necessario ricostruire le zone relative a grasso e cute. Per la realizzazione del modello tridimensionale si è ricorso nuovamente al software *Mimics*. Tuttavia il riconoscimento automatico di questi elementi (figura 4.7) non è risultato perfetto. Infatti oltre alle parti di intersse, il software ha inglobato nella selezione anche elementi facenti parte della cavità addominale.



Figura 4.7: Tresholding automatico di fat tissute

Si è quindi ricorso nuovamente al comando *Split mask*, che ha permesso, come mostrato in figura 4.8 di ricavare lo strato di grasso e di cute necessari per poter essere implementati nel modello.

La mesh così generata è stata importata nell'ambiente *Space Claim* di Ansys, ma essendo ancora una volta troppo fitta e non ottimizzata è stato utilizzato nuovamente il comando *Shrinwrap* con un valore di *gap size* impostato su 10 millimetri. In figura 4.9 è possibile osservare il modello di tronco completo di tutti gli organi ricostruiti. Dopo averne generato il volume è stato possibile osservare il risultato finale complessivo. Impostando la visuale su *wireframe*, il software mostra solo i bordi degli oggetti del modello (figura 4.9).

4.3 Simulazioni FEM

Per ottenere un modello quantitativo di correzione, valutando l'intensità delle forze in gioco necessarie per riportare il tronco nella postura non patologica, è stato necessario procedere importando il modello completo del tronco nell'ambiente *Mechanical* di Ansys con lo scopo di poterne effettuare l'analisi statica. Qui si è reso



Figura 4.8: Ottenimento del modello 3-D di grasso e cute



Figura 4.9: Modello complessivo di tronco ricavato dalle immagini DICOM del paziente, a destra è possibile osservare la vista in *wireframe*

necessario, inoltre, gestire ed impostare le tipologie di connessioni tra gli elementi. Bisogna sottolineare che il software presenta un algoritmo di detensione dei contatti tra le parti. Tuttavia si è deciso di operare gestendo manualmente le connessioni tra gli elementi utilizzando la funzione *Bonded*, per impedire la separazione e lo scorrimento tra gli elementi selezionati. Di seguito, in figura 4.10 e 4.11 è riportato qualche esempio, anche se questo tipo di connessione è stato utilizzato per tutti gli organi in contatto. Sono quindi stati soppressi i contatti trovati automaticamente



dal software tra i vari corpi.

Figura 4.10: Connessione tra scapole e sistema muscolare



Figura 4.11: Connessione tra sistema muscolare e sistema scheletrico

Per quanto riguarda le caratteristiche meccaniche dei materiali, queste ultime sono state reperite in letteratura [13]. Nella tabella 4.1 sono stati riportati, per comodità, i valori utilizzati relativi a muscoli, organi interni e tessuto adiposo. È stato quindi possibile procedere con l'analisi statica. I supporti fissi sono stati

	$ ho \; [kg/m^3]$	$E \ [MPa]$	ν [/]
Muscoli	1025	1	0,2
Organi interni	1025	0,01	0,45
Tessuto adiposo	1025	0,1	0,2

Tabella 4.1: Proprietà meccaniche del tronco

posizionati sempre alla base delle anche sezionate, mentre, per quanto concerne le forze, sono state posizionate, anche in questo caso, in accordo con il principio delle tre spinte. Quindi una forza è stata applica in corrispondenza della massima curvatura della colonna, F_a , una lungo l' ascella, F_b , ed infine una lungo la cresta iliaca, F_c . Il tutto è illustrato in figura 4.12.



Figura 4.12: Schema di corpo libero del modello

Anche in questo caso le forze in gioco in grado di riportare il tronco in posizione non patologica sono state ricavate in maniera iterativa. Si è partiti da valori abbastanza bassi di spinte ed è stata effettuata la simulazione per ognuno di essi fino a quando non è stato raggiunto un risultato soddisfacente. Nella tabella 4.2 sono presenti i valori finali di F_a , F_b ed F_c .

	asse x	asse y	asse z
F_a	7	0	3
F_b	10	0	40
F_c	10	0	-40

 Tabella 4.2:
 Valori di forze ottenuti dalla simulazione finale sul modello completo di tronco

Impostando quindi le forze seguendo lo schema illustrato in figura 4.12 è stato possibile riportare il tronco nella posizione desiderata. Nelle figure 4.13 e 4.14 sono messe a confronto le immagini del tronco del paziente prima e dopo la simulazione.



Figura 4.13: Paziente in postura patologica

È sempre necessario sottolineare che lo scopo del seguente lavoro di tesi è quello di fornire un modello da mettere in mano a specialisti nel campo ortopedico e non quello di effettuare una valutazione di intensità, direzione e verso delle forze, né di stabilirne la loro collocazione sul tronco. La creazione di un modello di tronco umano così realizzato ha, inoltre, permesso di osservare, mediante la simulazione, in che modo vengono trasmesse le forze alla colonna (figure 4.15 e 4.16).



Figura 4.14: Postura ottenuta dopo l'applicazione delle forze



Figura 4.15: Modello di tronco in cui sono stati nascosti muscoli pelle e grasso mantenendo visibile solo la colonna



Figura 4.16: Sollecitazione della colonna in seguito all'applicazione delle forze

Capitolo 5

Progettazione di un corsetto ortopedico innovativo

La modellazione del tronco a partire dalle immagini DICOM del paziente ha permesso di:

- Valutare come le forze imposte sul tronco modifichino la postura del paziente;
- Ottimizzare tali forze al fine di raggiungere la postura desiderata;
- Osservare come suddette forze vengano trasmesse alla colonna;
- Ottenere direttamente la postura desiderata ed ottimale attraverso simulazione finale del capitolo precedente.

5.1 Modellazione e dimensionamento del corsetto realizzato sul modello di tronco corretto quantitativamente

È stato quindi possibile dimensionare il corsetto ortopedico direttamente sulla deformata del tronco del paziente ricavata in precedenza. In questo modo è stata evitata la creazione di un lattice e bypassare la fase di modifica meramente qualitativa della griglia per ottenere la postura corretta del paziente. Tale procedura risulta infatti essere superficiale, in quanto non vengono in alcun modo rispettate le proprietà meccaniche dei corpi da deformare. Ciò può provocare problemi di compliance causando grandi fastidi al paziente che deve indossare il corsetto, impedendogliene, in casi estremi, l'utilizzo. Per dimensionare il corsetto si è fatto uso nuovamente del software di modellazione *Blender*. Tuttavia, in questo caso, è



Figura 5.1: Modellazione del corsetto a partire dalla deformata ottenuta attraverso il software Ansys



Figura 5.2: Realizzazione del corsetto attraverso il software di modellazione *Blender*

stata saltata la fase di "creazione" ed "editing" del lattice sul tronco del paziente. Dunque, la deformata del tronco del paziente ricavata nel capitolo precedente è stata importata in formato .stl, in Blender (figura 4.14). A questo punto è stato sufficiente costruire il corsetto direttamente su di essa (figura 5.1).

Seguendo i procedimenti illustrati nei capitoli precedenti è stato modellato un corsetto perfettamente indossabile dal paziente (figura 5.2).

5.2 Simulatione FEM sul nuovo corsetto

È stato necessario, quindi, effettuare la simulazione sul corsetto. Innanzitutto sono state importate nell'ambiente Space Claim di Ansys:

- Il file .stl della deformata del tronco ricavata nel capitolo precedente (figura 4.14);
- Il corsetto appena modellato attraverso il software Blender (figura 5.2).

Per quanto riguarda il file .stl della deformata, questo è stato importato come un unico componente dal software, tuttavia, attraverso il comando *Separate part*, è stato possibile ottenere tutti i corpi modellati nel capitolo precedente (vertebre, dischi, organi, muscoli e tessuto adiposo), potendo, in questo modo, assegnare ad ognuno di essi distinte proprietà meccaniche e gestire i contatti e le connessioni nell'ambiente *Mechanical*, proprio come fatto precedentemente. In figura 5.3 è mostrato quanto appena descritto dopo aver ottimizzato i modelli attraverso il comando *Shrinwrap* e in seguito alla conversione di tutti gli elementi in volumi.



Figura 5.3: Modello completo di tronco con corsetto indossato

Il modello di tronco così ottenuto e completo di corsetto, è stato importato nell'ambiente *Mechanical* di Ansys, nel quale sono stati gestiti i contatti tra i corpi, i vincoli e le forze. In figura 5.4 è riportato lo schema logico seguito per la disposizione di vincoli e forze, facendo riferimento ai ragionamenti già enunciati ed illustrati nei capitoli precedenti (figura 3.20).

Infatti, ipotizzando che la postura ottenuta in precedenza (figura 4.14) sia quella corretta, e, avendo a disposizione i valori delle forze necessarie per portare il tronco in suddetta posizione (tabella 5.1), è stato possibile usare le stesse spinte con eguale intensità e direzione ma verso opposto per riportare il tronco nella postura considerata patologica.

Il raggiungimento della postura di partenza è però impedito dalla presenza del corsetto che viene sollecitato opponendosi alle forze imposte sul tronco. Seguendo questo ragionamento è stato possibile vedere con quale intensità ed in quali zone il corsetto risulti più sollecitato in seguito all'indossamento. In figura 5.5 è possibile osservare come il software gestisca i contatti tra tronco e corsetto.

Per rendere la simulazione più efficiente sono stati sostituiti tali contatti con uno singolo di tipo *Bonded* tra tessuto adiposo e corsetto, in modo da impedire



Figura 5.4: Schema di corpo libero del modello

	asse x	asse y	asse z
F_a	7	0	3
F_b	10	0	40
F_c	10	0	-40

 Tabella 5.1:
 Valori di forze ottenuti dalla simulazione finale sul modello completo di tronco

scorrimenti e separazioni tra le parti (figura 5.6).

Per questa simulazione conclusiva è stata valutata la qualità della mesh del modello attraverso il comando *Mesh Metrics*. Il software ANSYS permette di ottenere, infatti, alcuni valori che possono dare un'indicazione sulla funzionalità del modello e, di conseguenza, sull'affidabilità della simulazione effettuata. In particolar modo sono stati valutati i seguenti indici:

• Element quality, indica la qualità degli elementi e può essere compreso tra valori nulli (che indicano volumi nulli, pertanto non qualitativi), e l'unità (che indica un elemento ideale per il modello). In figura 5.7 è mostrato un grafico a barre che illustra il valore di element quality per il modello realizzato sulle ascisse ed il numero di elementi sulle ordinate. E' possibile osservare come la maggior parte degli elementi abbia valore di element quality prossimi all'unità e pertanto il modello può essere ritenuto qualitativo ed adatto alla



Figura 5.5: Riconoscimento automatico dei contatti nel modello importato in Ansys



Figura 5.6: Contatto imposto tra tessuto adiposo e corsetto

simulazione;

- Jacobian ratio, indica la distorsione dell'elemento e rappresenta il rapporto tra il minore ed il maggiore determinante della matrice Jacobiana calcolato per i 10 nodi dell'elemento stesso (per il modello sono stati utilizzati elementi Tet 10, ossia tetraedi a 10 nodi). Valori di rapporto jacobiano prossimi all'unità indicano elementi poco distorti (figura 5.8);
- Aspect ratio, per un elemento triangolare, indica il rapporto tra il lato più lungo e quello più corto. Dunque un aspect ratio prossimo all'unità indicherà

elementi più regolari e simili tra loro (figura 5.9);

• Maximum corner angle indica l'angolo maggiore tra i lati di un elemento. Angoli prossimi ai 180° sono da evitare poichè indicano elemeti troppo schiacciati. Per il modello in analisi la maggior parte degli elementi possiede un valore di angolo massimo di 100° (figura 5.10) un dato sicuramente accettabile vista l'elevata complessità geometrica della struttura;



Figura 5.7: Element quality



Figura 5.8: Jacobian ratio

Attraverso il comando *mesh metrics* è stato possibile, quindi, verificare come gli elementi del modello risultino assolutamente accettabili. Valori migliori si sarebbero potuti ottenere raffinando la mesh ed aumentando il numero degli elementi. Questo, tuttavia, avrebbe incrementato notevolmente la complessità del modello ed il tempo di compilazione da parte del calcolatore.



Progettazione di un corsetto ortopedico innovativo

Figura 5.9: Aspect ratio



Figura 5.10: Maximum corner angle

Dopo aver appurato la qualità della mesh del modello è stato possibile procedere lanciando la simulazione. I risultati sono riportati nelle figure 5.12, 5.13 e 5.14, nelle quali sono mostrati rispettivamente gli spostamenti, le deformazioni equivalenti ϵ_{eq} e le tensioni equivalenti σ_{eq} che si sono manifestati sul corsetto.

È importante sottolineare come, in questo caso, si sia optato direttamente per la riproduzione dello schema logico seguito per la simulazione conclusiva del capitolo precedente. È, infatti, possibile riscontrare lo stesso sistema di disposizione di forze e vincoli tra il modello rappresentato nella figura 5.4 e quello di figura 3.25 ricavato nel capitolo precedente. Tuttavia, in questo caso, è stato evitato il posizionamento dei vincoli lungo la zona del bacino, in quanto i supporti fissi sono stati collocati sulla sezione dei femori. Infatti, essendo i femori molto più rigidi del materiale utilizzato nella simulazione di cui al capitolo precedente, essi non presentano problemi di deformazioni eccessive che potrebbero causare errori e Progettazione di un corsetto ortopedico innovativo



Figura 5.11: Modello di partenza con busto indossato



Figura 5.12: Spostamenti in seguito all'applicazione delle forze sul modello

risultati inverosimili. Analizzando i risultati ottenuti dalla simulazione conclusiva, è possibile constatare come i valori di tensioni σ e di deformazioni ϵ risultino pressocchè simili a quelli calcolati nelle simulazioni effettuate nel capitolo precedente. Sarà quindi possibile intervenire direttamente sul corsetto asportando materiale nelle zone che non risultino essere notevolmente sollecitate e, sulla base delle nuove

Progettazione di un corsetto ortopedico innovativo



Figura 5.13: Deformazioni equivalenti ϵ_{eq} in seguito all'applicazione delle forze sul modello



Figura 5.14: Tensioni equivalenti σ_{eq} in seguito all'applicazione delle forze sul modello

simulazioni ottenute, valutare quali sensori utilizzare per monitorare al meglio la patologia scoliotica.

Seguendo, quindi, lo stesso criterio utilizzato in precedenza, è stata lanciata un'ultima simulazione (figura 5.15) con lo scopo di valutare le sollecitazioni sulla geometria ottimizzata del corsetto ortopedico, ottenendo, anche in questo caso, valori di σ_{eq} pressocchè simili a quelli ottenuti nel capitolo precedente, in cui è stato utilizzato un modello di tronco molto più semplice, caratterizzato da un unico materiale.



Figura 5.15: Tensioni equivalenti σ_{eq} valutate sulla geometria ottimizzata del corsetto

Nella scala colorimetrica delle figure 5.14 e 5.15 sono presenti valori di tensioni superiori, fino ad un ordine di grandezza, rispetto a quelli ricavati sul corsetto. La causa di tutto ciò è da ricercarsi nella complessità del modello. Infatti, a causa della presenza di organi interni, vertebre e dischi intervertebrali, è possibile che, in seguito all'applicazione dei carichi necessari per effettuare la simulazione, ci siano collisioni tra questi organi, che in alcuni punti possono causare picchi eccessivi e non verosimili di sollecitazioni.

In figura 5.16 è mostrato un esempio di quanto appena descritto.



Figura 5.16: Collisione tra vertebra e disco intervertebrale

Capitolo 6

Sensorizzazione del corsetto

6.1 Ricerca, valutazione ed integrazione della sensoristica

I corsetti in commercio oggi non sono dotati di sensoristica, questo fa sì che sia impossibile tener conto di tre aspetti in particolare:

- monitoraggio del miglioramento della postura;
- valutazione del corretto indossamento del corsetto ortopedico;
- gestione problemi di compliance.

Per quanto riguarda il primo punto, inizialmente si è pensato di intervenire utilizzando un sensore di forza/deformazione *soft* costituito di TPU - Poliuretano Termoplastico - resistivo [15] e quindi stampabile in azienda utilizzando un particolare filamento (NinjaTek EEL [16]). Il concetto alla base del funzionamento di questo sensore sfrutta la teoria del contatto Hertziano tra cilindro e piano. Man mano che sul sensore insiste una determinata forza o viene imposto uno spostamento su di esso, l'area di contatto tra le due superfici aumenta. In questo modo è possibile correlare una forza o una deformazione ad una variazione di resistenza misurabile ai due capi del sensore. Dunque, maggiore sarà la forza applicata, più grande sarà la superficie di contatto tra cilindro e piano, e minore sarà la resistenza del sensore. Inizialmente il sensore è stato modellato e stampato, sulla base dei dati reperiti in letteratura [15] (figura 6.1), al fine di verificarne la legge Forza/Deformazione -Resistenza elettrica.

Tuttavia, il range di forze misurabile dal sensore, di appena 13 N, è risultato limitante per la valutazione della spinta del tronco sul corsetto, che, in base alle simulazioni effettuate nei capitoli precedenti, si aggira intorno ai 40 N. Pertanto, si è deciso di raddoppiare le dimensioni del sensore (figura 6.1), al fine di incrementare il



Figura 6.1: Sensore *soft* stampato in TPU resistivo

range misurabile di forze e sperando, inoltre, di mantenere una legge di linearità tra deformazione imposta e resistenza misurata. Le misure sono state prese attraverso un multimetro.

Nel grafico in figura 6.2 è illustrata la relazione tra Deformazione imposta e Resistenza elettrica misurata per un sensore con le dimensioni raddoppiate rispetto ai dati reperiti in letteratura. Come è possibile osservare dal grafico 6.2, raddoppiando le dimensioni del sensore è stato possibile incrementare il range di forza pur mantenendo una legge quasi lineare tra Deformazione/Forza-Resistenza.



Figura 6.2: Legge lineare sensore TPU Deformazione-Resistenza

Tuttavia, provando ad integrare il sensore nel corsetto ortopedico, sono sorte diverse problematiche. In primo luogo, il sensore, a deformazione massima imposta, quindi massima forza misurabile, è risultato troppo ingombrante, con una lunghezza di 19.5 mm (figura 6.3).



Figura 6.3: Deformazione massima sensore TPU

Tutto ciò avrebbe potuto provocare ulteriori problemi di *compliance*, generando disturbi dovuti all'indossabilità del corsetto ortopedico da parte del paziente, in quanto il sensore sarebbe dovuto essere inserito nella parte interna del tutore al fine di monitorare la spinta del tronco sul corsetto stesso. Un'altra problematica ha riguardato il cablaggio del sensore con il dispositivo di acquisizione dati. Per le misure sperimentali ci si è, infatti, limitati a collegare ai due capi del sensore dei cavetti jumper connessi a loro volta al multimetro (figura 6.1). Tuttavia, tale soluzione non può essere applicata per l'integrazione del sensore nel corsetto. Proprio per questa ragione sono stati sperimentati diversi metodi di cablaggio (figura 6.4). E stato testato l'utilizzo di viti inserite nella parte superiore ed inferiore del sensore sulle quali sono stati saldati i cavi. Successivamente, sono stati realizzati dei supporti in rame ed in alluminio; infine si è provato ad ottenere, nel modello CAD di partenza del sensore, un alloggiamento per i morsetti. Nessuna delle metodologie implementate ha però portato ad un risultato soddisfacente. Infatti, le misure effettuate non sono risultate ripetibili ed inoltre, molto spesso, è stato registrato un rumore fastidioso che andava a compromettere le acquisizioni stesse. Questo rumore potrebbe essere stato causato dal contatto imperfetto tra superficie del sensore e supporti in rame ed alluminio, oppure dal materiale delle viti non totalmente conduttivo.

Proprio per le ragioni sopra elencate si è deciso di utilizzare un sensore di forza resistivo a film sottile, della marca "Flexiforce" (figura 6.5) [17]. Questo tipo di sensore di pressione è in grado di far variare la propria resistenza man mano che una forza viene esercitata su di esso [17]. Dunque, utilizzando tale sensore, sarà possibile valutare l'intensità della spinta esercitata da una determinata area del tronco del paziente. Sarà quindi presumibile ipotizzare che, inserendo il sensore nella zona



Figura 6.4: Prove di cablaggio sensore TPU



Figura 6.5: Sensore di forza *FlexiForce* a film sottile [17]

corretta, si potrà monitorare il variare della spinta esercitata sul corsetto man mano che la postura migliorerà. Sulla base dell'ultima simulazione effettuata ed esposta nel capitolo precedente (figura 5.15), nella quale è stato verificato come il corsetto fosse sollecitato una volta indossato dal paziente scoliotico, sono state effettuate ulteriori simulazioni attraverso il software Ansys. Agendo sulla simulazione in maniera tale da ridurre man mano le forze sul tronco del paziente e simulando una presumibile correzione della patologia scoliotica nel tempo, è stato ricavato un diagramma che mostra come al diminuire delle forze sul tronco sia ottenibile una diminuzione lineare della pressione, esercitata dalla zona sottoascellare sinistra del paziente, sul corsetto (figura 6.6). Pertanto si è deciso di inserire il sensore di pressione in quella determinata zona. Tuttavia, una problematica relativa a questi sensori di forza è legata al fatto che essi devono essere sollecitati nel modo più omogeneo possibile nell'intorno della zona resistiva sensibile al fine di monitorare al meglio

Sensorizzazione del corsetto



Figura 6.6: Diagramma di simulazione miglioramento della patologia scoliotica





Figura 6.7: Modellazione interfaccia per sensore di pressione

la pressione. Tutto ciò ha fatto sì che fosse impossibile limitarsi ad inserire il solo sensore di pressione nella zona scelta. È stato quindi opportuno modellare un'interfaccia che potesse concentrare la spinta effettuata dal tronco del paziente nella zona sensibile del sensore di pressione. Si è pensato, pertanto, di realizzare una doppia sede, attraverso il software di modellazione Blender, realizzata partendo dalla fisionomia del paziente, come mostrato nella figura 6.7.

Successivamente è stato integrato a questa piccola asola un cilindro di circonferenza pari alla zona sensibile del sensore di pressione, al fine di concentrare l'effettiva spinta effettuata dal tronco del paziente sul sensore di forza, posizionato sul corsetto ortopedico (figura 6.8). Al fine di rendere solidale l'interfaccia appena





descritta con il corsetto ortopedico, si è deciso di interporre tra di essi uno spessore siliconico forato nella zona centrale, che permettesse di connettere direttamente il cilindro dell'asola sul sensore. Per questo scopo è stato utilizzato il *Pro-Lastix* [18], un elastomero di base siliconica in grado di polimerizzare a freddo. Tale elemento viene fornito attraverso due componenti, una base A e un indurente B, i quali, mescolati in quantità uguali, danno origine al composto finale (figura 6.9). Questa



Figura 6.9: Realizzazione della mescola siliconica Pro-Lastix

resina è disponibile attraverso varie durezze al fine di poter rispondere alle differenti esigenze degli acquirenti in base all'uso desiderato. Nella figura 6.10 è illustrata

la scala di durezza Shore. Per questa applicazione è stato scelto un Pro-lastix di durezza pari a 20 ShoreA. Una volta mescolati i due componenti, la miscela ha



Figura 6.10: Gradi di durezze Shore [19]

dato origine a bolle, che avrebbero compromesso il risultato finale desiderato. Per evitare ciò, la miscela è stata inserita in una macchina per la realizzazione del vuoto, dove è stata mantenuta per quindici minuti (figura 6.11). Eliminate le bolle



Figura 6.11: Inserimento miscela di Pro-Lastix nella machina per il vuoto

dal componente, esso è stato versato in una base per la colata precedentemente realizzata, con geometrie e dimensioni opportune, come mostrato nella figura 6.12.

Nella figura 6.13 è illustrato lo schema complessivo del sistema sviluppato per concentrare sul sensore di pressione le spinte del tronco.

Per quanto riguarda la valutazione del corretto indossamento del corsetto ortopedico, si è deciso di intervenire utilizzando una cella di carico a flessione della *Sparkfun* da 5 Kg [20] (figura 6.14).



Figura 6.12: Colata di *Pro-Lastix* nella base precedentemente dimensionata



Figura 6.13: Sezione dell'interfaccia tra corsetto e tronco

Il valore della forza massima supportata dalla cella di carico è stato selezionato in base ai dati raccolti in letteratura [11] secondo i quali il corsetto deve essere stretto sul tronco del paziente con una forza pari a circa 20 N, proprio come simulato nelle prove effettuate e descritte nei capitoli precedenti. Dunque, vincolando il trasduttore per un'estremità al corsetto e per l'altra alla cintura, è stato possibile monitorare in tempo reale l'intensità della forza esercitata dalla chiusura della cinghia, e quindi l'efficacia della chiusura del corsetto sul tronco del paziente. Al fine di vincolare la cella di carico al corsetto, è stata realizzata una sede (figura 6.15) per la quale particolare attenzione è stata rivolta alla zona in contatto con il corsetto. Per tale ragione è stata seguita la geometria del profilo del corsetto, al fine di ottenere un migliore accoppiamento tra le parti. Sono stati inoltre realizzati i fori per il serraggio delle viti sulla cella di carico e sul corsetto ortopedico. Per quanto riguarda l'accoppiamento tra la cella di carico e la cinghia di chiusura,



Figura 6.14: SparkFun Electronics: SEN-14729



Figura 6.15: Modellazione sede cella di carico

è stato realizzato un elemento a doppio passante (figura 6.16). In figura 6.17 è riportato lo schema generale del sistema appena descritto utilizzato per gestire e monitorare le forze in gioco.



Figura 6.16: Modellazione doppio passante per cinghia



Figura 6.17: Modellazione sede cella di carico

6.2 Realizzazione del dispositivo elettronico

6.2.1 Sviluppo Hardware del circuito

Al fine di acquisire e registrare i dati in uscita dai sensori è stato opportunamente realizzato un dispositivo elettronico, composto da una batteria da 230 mAh, un interruttore, una resistenza da 1 KOmh, un condensatore da 10000 pF, un amplificatore (*Sparkfun* HX711 [21]) ed infine un microcontrollore (*Feather nRF5232* [22]) dotato di un'interfaccia Bluetooth nativa ed in grado di acquisire le letture ottenute dai sensori e trasmetterle su un canale a radiofrequenza secondo il protocollo BLE

(Bluetooth Low Energy). Attraverso il sofware Fritzing è stato realizzato uno schema del banco prova, mostrato nella figura 6.18.



Figura 6.18: Schema dispositivo elettronico realizzato attraverso il software *Fritzing*

6.2.2 Sviluppo del case

Dopo aver ottimizzato al meglio il layout, al fine di disporre tutto nel minor spazio possibile (figura 6.19), la scheda è stata riprodotta attraverso il software Solidworks, per modellare una sede delle opportune dimensioni che potesse contenerla e proteggerla. Sul case sono stati realizzati quattro fori, due per permettere le connessioni con i sensori, uno per l'attivazione dell'interruttore, ed infine, uno per favorire la ricarica del dispositivo attraverso una connessione di tipo micro USB (figure $6.20 \ e \ 6.21$). Per quanto riguarda il coperchio, si è deciso di realizzare una chiusura ad incastro con la base della scatola (sezione A-A di figura 6.21). Ciò è stato possibile in quanto la stampa del coperchio e della rispettiva sede è stata realizzata attraverso l'utilizzo della stampante Stratasys - uPrint SEplus [23], la quale, pur utilizzando la tecnologia di modellazione a deposizione fusa -FDM, Fuse Deposition Method - che rispetto ad altre tecnologie utilizzate per la fabbricazione additiva risulta essere meno precisa - è in grado di garantire il rispetto delle tolleranze con una precisione garantita fino al decimo di millimetro. Tutto ciò ha permesso di poter dimensionare la sede del dispositivo elettronico senza tolleranze, in quanto la *Stratasys*, oltre ad avere un'elevata precisione, presenta

Sensorizzazione del corsetto



Figura 6.19: Realizzazione dispositivo elettronico







Vista posteriore

Figura 6.20: Modellazione CAD case per il dispositivo elettronico

anche un errore sempre uguale e quindi ripetibile lungo i tre assi. In figura 6.22 sono mostrate alcune immagini relative alla realizzazione del contenitore per il dispositivo elettronico. Una volta ottenuto il modello del case è stata modellata un' interfaccia piatta, attraverso un taglio estruso sulla superficie del corsetto, delle medesime dimensioni della stessa, al fine di integrare il contenitore con il corsetto. Il risultato finale dell'assieme così realizzato è illustrato nelle figure 6.23 e 6.24.

Sensorizzazione del corsetto



Figura 6.21: Modellazione contenitore per il dispositivo elettronico



Figura 6.22: Realizzazione del case per il dispositivo elettronico

6.3 Calibrazione sensori

Definita la sensoristica e le interfacce tra sensori e corsetto ortopedico è stato necessario effettuare la calibrazione dei sensori. La calibrazione è un processo utilizzato per migliorare la relazione che vi è tra i valori di *input* ed *output* del sensore. In questo modo è possibile ottenere letture più ottimali e precise.

In particolar modo, la calibrazione della Cella di Carico da 5 Kg è stata effettuata

Sensorizzazione del corsetto



Figura 6.23: Assieme del corsetto integrato con elettronica e sensori



Figura 6.24: Assieme del corsetto integrato con elettronica e sensori

seguendo due step attraverso l'equazione 6.1:

$$w = \frac{C - off}{f} \tag{6.1}$$

- Valutazione dell'*offset* del sensore in assenza di carico tramite letture digitali non scalate;
- Determinazione di un opportuno valore di scala del sensore attraverso la sollecitazione dello stesso con carichi noti;

Dove:

- *w* corrisponde al carico;
- C è la lettura digitale del sensore non scalata;
- of f rappresenta l'opportuno valore di offset;
- f esprime il valore di scala;

Dunque, analizzando l'equazione 6.1, per il primo step è stato ottenuto $0 = \frac{C-off}{f}$ e si è quindi ricavato il valore specifico dell' offset. Caricando successivamente il sensore attraverso carichi noti è stato possibile ricavare il fattore di scala f.

La calibrazione del sensore di pressione a film sottile *FlexiForce* da 111 N è stata effettuata caricando il sensore attraverso valori noti imposti sull'interfaccia precedentemente descritta e realizzata (figura 6.8). Conoscendo i valori di fondo scala del sensore, è stata impostata la seguente proporzione:

$$\frac{cf \ w_{let}}{w_{max}} = \frac{n_{let}}{n_{max}} \tag{6.2}$$

Dove:

- *cf* è il fattore di calibrazione
- w_{max} corrisponde al carico massimo leggibile dal sensore, pari a 11 Kg;
- w_{let} è il carico noto con cui viene sollecitato il sensore;
- n_{max} pari a 1024, rappresenta il numero di intervalli ottenibile da un microcontrollore a 10 bit (2 x 10²);
- n_{let} esprime il valore quantizzato in uscita dal sensore quando questo è sollecitato dal carico noto;

Dalla proporzione 6.2 è stato possibile ricavare cf. Una volta ottenuto questo valore è stato possibile monitorare carichi incogniti reimpostando l'equazione 6.2 e ponendo come nova incognita w_{let} .
Capitolo 7

Realizzazione del corsetto ortopedico

7.1 Stampa 3D

La fase conclusiva del seguente lavoro di tesi ha riguardato la realizzazione del corsetto ortopedico modellato nei capitoli precedenti attraverso il software di modellazione *Blender* impiegando la tecnologia di fabbricazione additiva di tipo FDM, ossia la modellazione a deposizione fusa. Il modello è stato creato attraverso la *WASP 4070 Industrial 4.0*, una particolare stampante 3D di tipo Delta, in grado di realizzare prodotti finiti di grandi dimensioni [24]. Nella tabella 7.1 sono stati riportati i parametri di stampa più caratteristici utilizzati per la realizzazione del modello stesso. Questi valori sono stati ottenuti attraverso attente valutazioni e molte prove di stampa. Sono stati stampati, infatti, differenti cubi di calibrazione variando alcuni parametri fin quando non è stato ottenuto un risultato soddisfacente e la migliore qualità di realizzazione possibile (figura 7.1).



Figura 7.1: Cubi di calibrazione

Parametri di Stampa	
Temperatura Estrusore Principale	220°C
Temperatura Estrusore Supporto	218°C
Temperatura Letto	$70^{\circ}\mathrm{C}$
Temperatura Camera	$50^{\circ}\mathrm{C}$
Altezza primo layer	0.6 mm
Retraction Speed	2500 mm/m
Infill	20 %
Dimensione estrusore principale	1.2 mm
Dimensione estrusore secondario	0.7 mm

 Tabella 7.1:
 Principali parametri di stampa



Preview gCode non ottimizzato



Preview gCode non ottimizzato

Figura 7.2: Confronto tra le possibili orientazioni di stampa

Implementati i valori sopra elencati nel software Simplify3D è stato necessario generare il gCode del modello da mandare in stampa ottimizzando al meglio l'orientazione del corsetto sul piano di stampa per ridurre eventualmente la generazione di supporti e minimizzare i tempi di realizzazione. Tutto ciò ha comportato la preferenza di stampare il corsetto a testa in giù, ottenendo, a parità di supporto generato, una riduzione del tempo previsto per la stampa di circa un'ora (figura 7.2).

Essendo la WASP 4070 dotata di due ugelli è stato possibile realizzare corsetto e relativi supporti utilizzando bobine di materiale differente. Per quanto riguarda il supporto è stata utilizzata una bobina da 700 gr di filamento PLA della *FiloAlfa* [25] estrusa attraverso un ugello di 0.7 mm di diametro. Il corsetto, invece, è stato stampato con circa 1750 gr di PLA, sempre *FiloAlfa* [25], utilizzando un estrusore del diametro di 1.2 mm, al fine di velocizzare il processo di stampa. Come già spiegato nei capitoli precedenti, è stato scelto di stampare il corsetto ortopedico attraverso il materiale PLA, poiché, oltre ad essere molto economico ed avere caratteristiche meccaniche più che sufficienti per l'utilizzo - come dimostrato nelle simulazioni effettuate nel corso del lavoro - risulta essere bio-compatibile, dettaglio





Figura 7.3: Realizzazione del corsetto ortopedico

sicuramente non trascurabile considerando l'applicazione a diretto contatto con il tronco del paziente. In figura 7.3 è riportato il corsetto a stampa conclusa.

La WASP 4070 è inoltre dotata di una camera sigillata, necessaria a mantere il modello in fase di realizzazione ad una determinata temperatura. Pertanto, al termine della stampa, il corsetto è stato tenuto sul piano per qualche ora al fine di permetterne il completo raffreddamento ed evitare di lesionarlo o generare deformazioni permanenti provando a rimuoverlo preventivamente. Un aspetto senza alcun dubbio negativo è stata la previsione di tempo della stampa del modello. Il software Simplify3D aveva infatti, previsto una durata di stampa di 41 ore (figura 7.2). Per la realizzazione effettiva sono state impiegate invece, circa 55 ore. Il software ha quindi commesso un errore del 35%, un dato sicuramente non trascurabile e non accettabile per un sistema realizzato per applicazioni di grandi dimensioni.

7.2 Montaggio

Staccato il corsetto dal piano di stampa sono stati rimossi i supporti e, successivamente, è stata montata la sensoristica con i vari componenti ed interfacce precedentemente dimensionati e realizzati. Dopo aver scelto il layout migliore per il cablaggio dei sensori, tenuti fermi inizialmente con del nastro carta, (figura 7.4) si è proceduto a fissare il tutto, attraverso l'utilizzo di silicone trasparente, ed integrare così la doppia sede al corsetto (figure 7.5 e 7.6).



Figura 7.4: Montaggio elettronica e sensori



Figura 7.5: Montaggio interfaccia, elettronica e sensori



Figura 7.6: Montaggio interfaccia, elettronica e sensori

7.3 Test di funzionamento ed acquisizione dati

Il codice di acquisizione dati è stato sviluppato utilizzando la piattaforma di prototipazione rapida elettronica *Arduino*. Le acquisizioni sono state ottenute implementando in codice un *buffer* al fine di ottenere letture più pulite dai sensori integrati nel corsetto e bypassando l'impiego di filtri. Il buffer è, infatti, una struttura dati capace di collezionare valori in modo circolare: per ogni ciclo di misurazione il buffer viene riempito con i valori di misura e alla fine la somma dei valori nel buffer viene divisa per la grandezza dello stesso, in modo da ottenere una stima più precisa rispetto alla variazione istantanea. Ogni ciclo di misurazione dura 100 millisecondi e in questo lasso temporale vengono acquisiti 10 valori. Inoltre, attraverso l'interfaccia Bluetooth nativa del microcontrollore integrato nel dispositivo elettronico - Feather nRF5232 - è stato possibile acquisire le letture ottenute dai sensori digitali e trasmetterle su un canale a radiofrequenza secondo il protocollo BLE, come mostrato in figura 7.7, dove:

- CC indica il valore espresso in Kg in uscita dalla cella di carico;
- SP indica il valore espresso in Kg in uscita dal sensore di pressione;

〈 Modules	UART	X	í	۵
C:: 1.90 SP C:: 1.50 SP C:: 0.42 SP C:: 0.42 SP C:: 0.20 SP C:: 0.27 SP C:: 0.33 SP C:: 0.32 SP C:: 0.32 SP C:: 2.03 SP C:: 2.03 SP C:: 2.13 SP C:: 2.14 SP C:: 2.15 SP C:: 2.15 SP C:: 2.15 SP C:: 2.15 SP C:: 2.15 SP C:: 2.17 SP C:: 2.17 SP C:: 2.17 SP C:: 2.17 SP C:: 2.18 SP C:: 2.18 SP C:: 2.18 SP C:: 2.21 SP C:: 2.24 SP C:: 2.24 SP	UART 2.45 0.41 3.27 5.10 4.08 2.65 2.86 3.47 3.47 3.67 3.47 3.27 3.06 3.06 3.06 3.06 3.06 3.06 2.86 2.86 2.86 2.86 2.86 2.86 2.86 2.8	MOTT X		•
CC: 2.11 SP CC: 2.10 SP CC: 1.24 SP CC: 0.00 SP CC: -0.00 SP CC: 0.00 SP	2.65 2.45 1.02 0.00 2.0.00			
Sent: 0 bytes F	Received: 2271 by	rtes	s	

Figura 7.7: Acquisizione dati

Capitolo 8 Conclusioni

Nel presente lavoro di tesi è stato possibile studiare un modello di correzione quantitativo dei difetti posturali attraverso la ricostruzione delle parti anatomiche del paziente, partendo dalle immagini DICOM ottenute dalla TAC. Impostando le giuste considerazioni su vincoli e spinte è stato possibile simulare la postura non patologica del paziente e, di conseguenza, modellare un corsetto ortopedico sulla struttura riportata nella corretta posizione. Successivamente, attraverso ulteriori simulazioni, sono state valutate le sollecitazioni agenti sul corsetto. In questo modo è stato possibile ottimizzare la geometria del busto ortopedico, eliminando il materiale nelle zone che risultavano meno sollecitate al fine di rendere il corsetto più leggero, tollerabile dal paziente, ed inoltre più economico. È importante sottolineare il fatto che lo scopo del lavoro di tesi non è quello di determinare le forze necessarie a riportare il paziente nella postura non patologica, bensì quello di fornire a specialisti nel settore dell'ortopedia, un modello di riferimento per la valutazione delle spinte, ad oggi ancora non quantificate, ed inoltre, uno strumento per la modellazione di corsetti ortopedici bypassando l'acquisizione delle misure sul paziente ed evitando al paziente una fase estremamente sgradevole. Il corsetto così realizzato è stato integrato con la sensoristica. In particolare, è stata utilizzata una cella di carico al fine di monitorare l'intensità della stretta delle cinghie sul tronco del paziente, per di risolvere le problematiche relative al corretto indossamento del corsetto, strettamente legate al tempo di durata della terapia. E stato inoltre montato un sensore di pressione, che attraverso una doppia sede opportunamente realizzata per convogliare la spinta del paziente su di esso, è in grado di monitorare l'intensità della sollecitazione sul corsetto, la quale risulta, in base alle simulazioni effettuate nel corso del lavoro, direttamente correlata con quelle della patologia scoliotica. Attraverso il sensore di pressione sarà quindi possibile monitorare, in prima approssimazione, il miglioramento o il peggioramento della patologia scoliotica e, di conseguenza, valutare l'efficienza del corsetto stesso. Sviluppi futuri potranno, dunque, interessare il monitoraggio costante della patologia e, quindi, la

valutazione dell'efficacia del sensore di pressione come strumento di prima analisi per il controllo continuo della patologia scoliotica nel lungo periodo. Ulteriori sviluppi potranno interessare l'implementazione di algoritmi di IA per la segmentazione automatica dei tessuti, durante la fase di ricostruzione del tronco del paziente.

Appendice A

A.1 Calibrazione Sensore di pressione

```
float cf = 19.5; // calibration factor
int ffs1 = A0; // FlexiForce sensor is connected to analog pin A0
int ffsdata = 0;
float vout;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(ffs1, INPUT);
}
void loop() {
  ffsdata = analogRead(ffs1);
  vout = (ffsdata * 11.0) / 1024.0;
  vout = vout * cf ;
  Serial.print("Flexi Force sensor: [Kg] ");
  Serial.print(vout,3);
  delay(1000);
}
```

A.2 Calibrazione Cella di carico

#include "HX711.h"
#include <bluefruit.h>
#define DAT_PIN 27
#define CLK_PIN 30

```
HX711 scale;
float ref weight = 2.04;
float ref_val = ref_weight;
float calibration factor = 1;
float val = 0.0;
float offset = 0.0;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  while(!Serial){delay(10);}
  Serial.println("HX711 calibration sketch");
  Serial.println("Remove all weight from scale");
  Serial.println("After readings begin, place known weight on scale");
  scale.begin(DAT_PIN, CLK_PIN);
  scale.tare(64); //Reset the scale to 0
  offset = (float)(scale.get_offset());
  Serial.print("Zero factor (offset): ");
  Serial.println(offset);
}
void loop() {
  Serial.print("Reading (digital value - offset):");
  val = scale.get_value()-offset;
  Serial.print(val, 5);
  calibration factor = (val)/ref weight;
  Serial.print("scale factor: ");
  Serial.println(calibration_factor);
  delay(1000);
}
```

A.3 Codice Acquisizione Dati

```
#include <bluefruit.h>
#include "HX711.h"
#define DAT_PIN 27
```

```
#define CLK PIN 30
#define N 10
// BLE Service
BLEDis bledis; // device information
BLEUart bleuart; // uart over ble
BLEBas blebas; // battery
BLEDfu bledfu;
HX711 scale;
//CALIBRATION PARAMETERS
const float scale factor = 423455.0;
float scale_offset = 0.0;
float val sp = 0.0;
float cf = 19; // calibration factor
float ffs1 = A0;
float ffsdata = 0.0;
float val_cc = 0.0;
String str;
char str_pkt[40];
int buf cc[N];
int buf_sp[N];
uint8_t i_buf = 0;
int sum_cc;
int sum_sp;
void setup(){
  analogReference(AR INTERNAL 3 0);
  analogReadResolution(10);
  delay(10);
  Serial.begin(115200);
  delay(200);
  for(int k=0; k<N; k++) buf sp[k] = 0;</pre>
  for(int k=0; k<N; k++) buf_cc[k] = 0;</pre>
  Serial.println("Bluefruit52 BLEUART Load Cell logger");
  Serial.println("-----\n");
```

```
Bluefruit.configPrphBandwidth(BANDWIDTH NORMAL);
  Bluefruit.begin();
  Bluefruit.setTxPower(-12);
  Bluefruit.setName("nRF52832 load cell testbench");
  Bluefruit.Periph.setConnectCallback(connect callback);
  Bluefruit.Periph.setDisconnectCallback(disconnect_callback);
  bledfu.begin();
  // Configure and Start Device Information Service
  bledis.setManufacturer("Biotecnomed SCaRL");
  bledis.setModel("nRF52832 testbench");
  bledis.begin();
  // Configure and Start BLE Uart Service
  bleuart.begin();
  // Start BLE Battery Service
  blebas.begin();
  // Set up and start advertising
  startAdv();
  delay(100);
  Serial.print("Initializing cell...");
  scale.begin(DAT_PIN, CLK_PIN);
  scale.tare(80);
  scale_offset = (float)scale.get_offset();
  pinMode(ffs1, INPUT);
void loop(){
  // send to BLEUART
  if (scale.is_ready()){
    sum cc -= buf cc[i buf];
    sum_sp -= buf_sp[i_buf];
    // leggi valore sensore di pressione
    ffsdata = analogRead(ffs1);
    // salva valori nei buffer
    buf_cc[i_buf] = (scale.read()-scale_offset);
```

}

```
buf_sp[i_buf] = ffsdata;
    sum_cc += buf_cc[i_buf];
    sum_sp += buf_sp[i_buf];
    i_buf = (i_buf+1) % N;
    if(i_buf == 0){
      // assegna ai valori la media
      val_cc = (float)(sum_cc / N)/scale_factor;
      val_sp = (float)cf * (sum_sp / N) * 11 / 1024 ;
      Serial.print("Valore Cella Di Carico: [Kg] ");
      Serial.println(val_cc, 2);
      Serial.print("Valore Sensore di pressione: [Kg] ");
      Serial.println(val_sp, 3);
      // manda via bluetooth
      str = "CC: " + String(val_cc,2) + " SP: " + String(val_sp, 2) + "\n";
      str.toCharArray(str pkt, 40);
      bleuart.write(str_pkt, 40);
    }
  }
  delay(100);
}
/* Start Advertising
   - Enable auto advertising if disconnected
   - Interval: fast mode = 20 ms, slow mode = 152.5 ms
   - Timeout for fast mode is 30 seconds
   - Start(timeout) with timeout = 0 will advertise forever (until connected)
*/
void startAdv(void) {
  // Advertising packet
  Bluefruit.Advertising.addFlags(BLE_GAP_ADV_FLAGS_LE_ONLY_GENERAL_DISC_MODE);
  Bluefruit.Advertising.addTxPower();
  // Include bleuart 128-bit uuid
  Bluefruit.Advertising.addService(bleuart);
  // Secondary Scan Response packet (optional)
  // Since there is no room for 'Name' in Advertising packet
  Bluefruit.ScanResponse.addName();
  Bluefruit.Advertising.restartOnDisconnect(true);
   // in unit of 0.625 ms
```

```
Bluefruit.Advertising.setInterval(32, 244);
  // number of seconds in fast mode
  Bluefruit.Advertising.setFastTimeout(30);
   // Don't stop advertising after n seconds
  Bluefruit.Advertising.start(0);
}
void connect_callback(uint16_t conn_handle) {
  // Get the reference to current connection
  BLEConnection* connection = Bluefruit.Connection(conn handle);
  char central_name[32] = { 0 };
  connection->getPeerName(central_name, sizeof(central_name));
  Serial.print("Connected to ");
  Serial.println(central name);
}
/**
   Callback invoked when a connection is dropped
   conn_handle connection where this event happens
   reason is a BLE_HCI_STATUS_CODE which can be found in ble_hci.h
*/
void disconnect_callback(uint16_t conn_handle, uint8_t reason) {
  (void) conn handle;
  (void) reason;
  Serial.println();
  Serial.println("Disconnected");
}
```

Ringraziamenti

Ringrazio il mio relatore, il Prof. Massimo Sorli, che, in questo periodo di grande difficoltà, ha compreso la situazione e mi ha consentito di sviluppare un lavoro di tesi lontano dal Politecnico, permettendomi di stare vicino alla mia Famiglia.

Ringrazio tutti i membri di Biotecnomed, in particolare l'Ing. Basilio Vescio e l'Ing. Francesca Pardeo, che in questi sei mesi mi hanno accolto come membro di una grande famiglia e sono sempre stati disponibili in ogni circostanza.

In conclusione ringrazio i miei Nonni, i miei Zii, Elvira, Raffaele, Leo, Rossella ed i miei genitori, le persone più importanti della mia vita, che mi hanno sempre sostenuto nei momenti di difficoltà e mi hanno dato la forza e la motivazione per spingermi oltre i miei limiti.

Bibliografia

- Per Trobisch, Olaf Suess e Frank Schwab. «Idiopathic Scoliosis». In: Deutsches *Ñrzteblatt International* 107 (dic. 2010), p. 875. DOI: 10.3238/arztebl.2010. 0875 (cit. a p. 1).
- [2] Stefano Negrini et al. «2016 SOSORT guidelines: Orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth». In: Scoliosis and Spinal Disorders 13 (gen. 2018). DOI: 10.1186/s13013-017-0145-8 (cit. a p. 1).
- [3] Ian A.F. Stokes, Holly BS Spence, David D. Aronsson e Kilmer Nicholas.
 «Mechanical Modulation of Vertebral Body Growth». In: Spine 21 (mag. 1996), pp. 1162–1167 (cit. a p. 1).
- [4] «http://www.tsrhc.org/division-of-molecular-genetics.htm». In: (), pp. 1162– 1167 (cit. a p. 1).
- [5] D Périé, CE Aubin, Y Petit, H Labelle e Dansereau J. «Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis». In: (feb. 2004). DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2003.11.003 (cit. a p. 2).
- [6] I Villemure, Carl-Eric Aubin, J Dansereau e H Labelle. «Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses». In: European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society 13 (mar. 2004), pp. 83–90. DOI: 10.1007/s00586-003-0565-4 (cit. a p. 2).
- Julien Clin, Carl-Eric Aubin, Archana Sangole, Hubert Labelle e Stefan Parent.
 «Correlation Between Immediate In-Brace Correction and Biomechanical Effectiveness of Brace Treatment in Adolescent Idiopathic Scoliosis». In: Spine 35 (ago. 2010), pp. 1706–13. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181cb46f6 (cit. a p. 2).
- [8] J Clin, CE Aubin, S Parent, A Sangole e Labelle H. «Comparison of the biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis using a finite element model». In: *Eur Spine J* (lug. 2010). DOI: 10.1007/s00586-009-1268-2 (cit. a p. 2).

- [9] Frederique Desbiens-Blais, Julien Clin, Stefan Parent, Hubert Labelle e Carl-Eric Aubin. «New brace design combining CAD/CAM and biomechanical simulation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis». In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 27 (set. 2012), pp. 999–1005. DOI: 10.1016/j. clinbiomech.2012.08.006 (cit. a p. 2).
- [10] D Gignac, Carl-Eric Aubin, J Dansereau e H Labelle. «Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model». In: European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society 9 (lug. 2000), pp. 185–90. DOI: 10.1007/ s005860000135 (cit. a p. 2).
- [11] Julien Clin, Carl-Eric Aubin e Hubert Labelle. «Virtual prototyping of a brace design for the correction of scoliotic deformities». In: *Medical biological engineering computing* 45 (giu. 2007), pp. 467–73. DOI: 10.1007/s11517-7-0171-4 (cit. alle pp. 2, 47, 86).
- [12] Nikita Cobetto, Carl-Eric Aubin, Julien Clin, Sylvie Le May, Frederique Desbiens-Blais, Hubert Labelle e Stefan Parent. «Braces Optimized With Computer-Assisted Design and Simulations Are Lighter, More Comfortable, and More Efficient Than Plaster-Cast Braces for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis». In: *Spine Deformity* 2 (lug. 2014), pp. 276–284. DOI: 10.1016/j.jspd.2014.03.005 (cit. a p. 3).
- [13] Delphine Perie, Carl-Eric Aubin, M Lacroix, Yoann Lafon e H Labelle. «Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface». In: *Medical biological engineering computing* 42 (giu. 2004), pp. 339–44. DOI: 10.1007/BF02344709 (cit. alle pp. 3, 8, 22, 30, 44, 63).
- [14] Richard G. Budynas e J. Keith Nisbett. «Progetto e costruzione di macchine». Pp. 753–773 (cit. a p. 3).
- [15] Dilpreet Singh, Charbel Tawk, Rahim Mutlu, Emre Sariyildiz, Vitor Sencadas e Gursel Alici. «A 3D Printed Soft Force Sensor for Soft Haptics». In: (mag. 2020), pp. 458–463. DOI: 10.1109/RoboSoft48309.2020.9115991 (cit. a p. 79).
- [16] «https://ninjatek.com/eel/». (cit. a p. 79).
- [17] «https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a201». (cit. alle pp. 81, 82).
- [18] https://www.prochima.it/pro-lastix.html (cit. a p. 84).
- [19] https://arwmisure.com/gli-shorimetri-la-determinazion e-della-durezza-plastica-gomme/ (cit. a p. 85).

- [20] «https://www.infinity-component.hk/product/SparkFun_SEN 14729.aspx». (cit. a p. 85).
- [21] «https://www.sparkfun.com/products/13879». (cit. a p. 88).
- [22] «https://learn.adafruit.com/bluefruit-nrf52-feather-learning-guide?view=all» (cit. a p. 88).
- [23] «https://www.technimoldsistemi.com/prodotto/uprint-se-plus-fdm/? gclid=Cj0KCQiAgomBBhDXARIsAFNyUqNhoggKHTPqEbks6ophFyMZwNtzFp1WJj2K7kgypFohBZn2MIumFsaAtOWEALw_wcB». (cit. a p. 89).
- [24] «https://www.3dwasp.com/stampante-3d-professionale-delta-wasp-4070-industrial/». (cit. a p. 94).
- [25] «https://www.filoalfa3d.com/it/content/9-pla». (cit. a p. 95).