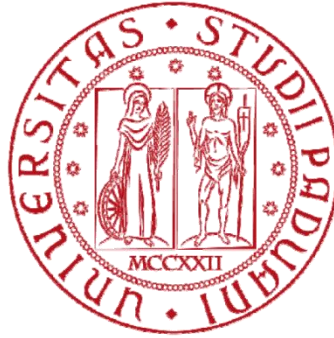


UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA



**ANALISI NUMERICA DELL'INTERAZIONE
MECCANICA TRA LA PARETE ADDOMINALE
E LE MESH NELLA CHIRURGIA
RICOSTRUTTIVA**

Relatore:

Prof. PIERO PAVAN

Laureanda:

CRISTINA CAVINATO

Corso di laurea magistrale in Bioingegneria

Anno Accademico 2014/2015

Alla mia famiglia

Indice

Introduzione	1
1. La parete addominale anteriore	3
1.1 Introduzione	3
1.2 Strutture anatomiche della parete addominale anteriore	4
1.2.1 Muscolo retto.	5
1.2.2 Linea alba.	7
1.2.3 Muscolo obliquo esterno	7
1.2.4 Muscolo obliquo interno	8
1.2.5 Muscolo trasverso	9
1.2.5 Fascia trasversale	10
1.2.6 Altre strutture anatomiche	10
2. Caratterizzazione biomeccanica dei tessuti della parete addominale anteriore	13
2.1 Introduzione	13
2.2 Configurazione istologica dei principali tessuti	14
2.2.1 Istologia del muscolo scheletrico	15
2.2.2 Istologia della fascia	20
2.3 Configurazione morfometrica dei principali tessuti	22
2.3.1 Morfometria dei muscoli della parete addominale anteriore	22
2.3.2 Morfometria delle fasce della parete addominale anteriore	25
2.4 Proprietà meccaniche della parete addominale anteriore	31
2.4.1 Valutazione degli stati pressori intraddominali	31
2.4.2 Comportamento meccanico passivo	35
3. Modellazione solida della parete addominale anteriore	45
3.1 Introduzione	45
3.2 Acquisizione delle immagini biomedicali	45

3.3	Definizione dei segmenti di riferimento.	48
3.4	Ricostruzione tridimensionale	52
3.5	Definizione del modello solido virtuale.	55
4.	Cenni sulle ernie addominali e la ricostruzione chirurgica.	
	Modellazione solida di un caso chirurgico	63
4.1	Introduzione	63
4.2	Ernia e laparoccele	64
4.3	Tecniche di ricostruzione principali.	68
4.3.1	Plastica indiretta per ernie addominali e laparoceli	71
4.4	Materiali protesici riparativi	73
4.4.1	Risposta tissutale all'impianto di biomateriali	74
4.4.2	Classificazione generale delle reti protesiche	76
4.5	Modello solido virtuale di un caso di ernia riparata	83
4.5.1	Definizione della conformazione del difetto	84
4.5.2	Definizione della conformazione dell'apparato protesico	85
5.	Modellazione costitutiva dei tessuti della parete addominale anteriore e delle protesi chirurgiche	87
5.1	Introduzione	87
5.2	Caratterizzazione costitutiva nell'ambito dei tessuti molli	88
5.3	Definizione dei modelli costitutivi dei tessuti della parete addominale	93
5.3.1	Modello costitutivo dei muscoli scheletrici	95
5.3.2	Modello costitutivo degli elementi fasciali e aponeurotici	98
5.4	Definizione dei modelli costitutivi delle protesi	100
5.4.1	Modello costitutivo di protesi sintetiche	101
5.4.2	Modello costitutivo di protesi di derivazione biologica	102
6.	Modellazione numerica della parete addominale anteriore	105
6.1	Introduzione	105

6.2	Modello numerico della parete addominale	106
6.2.1	Introduzione al Metodo degli Elementi Finiti	106
6.2.2	Meshing	110
6.2.3	Proprietà.	114
6.2.4	Condizioni al contorno	119
6.2.5	Analisi	121
6.2.6	Affinamento delle proprietà	122
6.3	Analisi numerica del comportamento della parete addominale sana. .	124
6.3.1	Valutazioni sulla validità del modello	130
6.4	Analisi numerica del comportamento della parete addominale erniata.	132
6.5	Analisi numerica del comportamento della parete addominale riparata.	138
	Conclusioni	151
	Bibliografia	155

Sommario

Il lavoro esposto nella presente tesi ha come obiettivo l'analisi numerica, mediante metodo degli elementi finiti, dell'interazione meccanica tra la parete addominale anteriore umana e le reti protesiche utilizzate nella ricostruzione chirurgica dell'ernia.

Si propone, in primo luogo, una procedura per la creazione di un modello numerico della parete addominale anteriore con cui analizzare il comportamento meccanico passivo dei tessuti in condizioni di carico fisiologiche. Per la definizione del modello della parete nella sua reale geometria si parte da immagini tomografiche della regione ottenute da un paziente sano. Si usufruisce dei dati disponibili sulla caratterizzazione sperimentale del meccanismo passivo dei muscoli e dei tessuti fasciali addominali per la definizione di modelli costitutivi che meglio riproducono le proprietà iperelastiche anisotrope di questi materiali quasi incomprimibili. Una volta caratterizzato il modello nelle sue strutture principali, è possibile realizzare la simulazione numerica e riprodurre condizioni pressorie in una geometria complessa per la quale la soluzione analitica non è possibile.

In secondo luogo, la simulazione di un'ernia e della sua riparazione nel modello numerico realizzato può essere una strategia interessante per analizzare ulteriori aspetti meccanici e operare un confronto con lo scenario sano. L'obiettivo che ci si prefigge, quindi, è la modellazione di un laparocele di piccole dimensioni e la sua riparazione con un impianto protesico. Due sono le differenti tipologie di *mesh* commerciale che si considerano in questa sede, valutate nelle loro proprietà costitutive impiegando i dati sperimentali a disposizione: la prima è una rete sintetica composita che ha mostrato lo stesso comportamento meccanico a trazione lungo due direzioni testate; la seconda è una protesi biologica derivata da derma porcino, che pure ha manifestato isotropia nelle prove sperimentali. Pertanto si analizzano, a stati di carico fisiologico analoghi a quelli imposti al modello di parete sana, il campo di deformazioni e di tensioni prodotti sui tessuti addominali adiacenti al difetto e sull'impianto.

Il confronto tra la situazione sana, patologica e post-chirurgica che ne consegue suggerisce un metodo strutturato per l'analisi paziente-specifica e una prima linea guida per la valutazione computazionale preventiva di nuove protesi chirurgiche.

Introduzione

L'ernia è una delle patologie più comuni in campo medico. Essa è definita come la protrusione di uno o più organi interni attraverso un'apertura nella parete che li contiene, in corrispondenza di una zona di debolezza. La regione più comunemente implicata è la parete addominale: una struttura muscolo-aponeurotica complessa composta di due parti simmetriche che si uniscono nel piano sagittale. La cavità addominale non è protetta da nessuna struttura ossea o cartilaginea, per cui la protezione di questa regione anatomica è interamente fornita dalla parete addominale.

L'integrità della parete addominale sottoposta a continue variazioni di pressione, pertanto, concorre a garantire il corretto funzionamento degli organi contenuti nella cavità addominale. Tale condizione può essere persa per una contingenza di cause di varia origine e dare luogo all'ernia. I fattori più comuni includono l'aumento della pressione addominale dovuto a tosse cronica, stipsi, affaticamento fisico eccessivo, ostruzione urinaria, obesità o storia familiare; un'ulteriore causa è l'indebolimento dei tessuti di conseguenza a più gravidanze o dopo un'incisione chirurgica.

Gli interventi chirurgici per la riparazione delle ernie addominali si basano sull'impianto di reti protesiche nella regione in cui si presenta il difetto e hanno l'obiettivo di rinforzare la parete danneggiata. L'utilizzo di materiali protesici per questo tipo d'interventi è ormai diventato una procedura standard benché non sia stato tuttora ancora individuato il materiale protesico ottimale. Pertanto, la scelta di una specifica rete e la sua disposizione sono decisioni che i chirurghi prendono principalmente in base alla loro esperienza.

L'intento principale della ricostruzione è quello di assicurare in maniera adeguata la guarigione della ferita e l'integrazione tessutale della protesi. Inoltre la protesi utilizzata dev'essere in grado di riprodurre il comportamento meccanico della parete addominale sana e di assorbire le sollecitazioni dovute ai carichi fisiologici a cui quest'ultima è sottoposta.

In questo contesto si inserisce il lavoro qui presentato. Esso propone un approccio computazionale alla valutazione degli stati meccanici della parete addominale umana

sana in condizioni pressorie fisiologiche. L'analisi quindi si espande alla simulazione di una condizione patologica di ernia incisionale e alla situazione post-chirurgica in seguito all'inserimento di particolari protesi con una tecnica chirurgica diffusamente utilizzata. Il principale vantaggio che consegue all'utilizzo del metodo numerico risiede nelle grandi potenzialità che esso ha in termini di tempistica e peso economico rispetto alla tradizionale sperimentazione animale. Se sommata alla sperimentazione fisica, l'analisi ad elementi finiti permette di raggiungere un livello superiore di conoscenza del comportamento delle regioni studiate; risulta infatti attuabile una simulazione di diversi scenari d'azione, talvolta difficili o impossibili da concretizzare e misurare sperimentalmente. Con il presupposto che l'analisi sperimentale di fondo alla modellazione costitutiva dei tessuti e dei materiali coinvolti sia una base sufficientemente valida, questa peculiarità conferisce all'approccio numerico eccezionali possibilità per una predizione precisa, accurata e ripetibile.

Capitolo 1

La parete addominale anteriore

1.1 Introduzione

La parete addominale si compone di una porzione anterolaterale e di una posteriore (Figura 1.1). La parete anterolaterale dell'addome è descritta topograficamente come l'insieme di una regione anteriore, sternocostopubica, in cui è inserita la zona ombelicale, e due regioni laterali, costoiliaca e inguinoaddominale.

Si può anche considerare la parete addominale in una chiave anatomo-funzionale unitaria che si fonda sulla comune origine embriologica, sulla presenza di una sistema di fasce, muscoli, aponeurosi e guaine in sinergia, sull'innervazione e sull'irrorazione condivise, sulle connessioni con i gruppi muscolari, con le strutture ossee e le strutture fasciali delle regioni attigue, sulla presenza di aree di debolezza nelle regioni o nelle sedi di confine tra di esse.

Nella parete anterolaterale in sezione sagittale si descrivono tre strati: superficiale, medio (o mioaponeurotico) e profondo.

Lo strato superficiale è dato dalla cute e dalla tela sottocutanea con le fasce di Camper e di Scarpa. Lo strato medio presenta un sistema muscolare mediale, costituito dal muscolo retto e il muscolo piramidale rivestiti dalla guaina rettale, e un sistema muscolare laterale, composto dai muscoli obliquo esterno, obliquo interno e trasverso, con il relativo apparato aponeurotico d'inserzione tra le regioni anteriore e laterali. Lo strato profondo è costituito dalla fascia trasversale, dal tessuto connettivo lasso preperitoneale e dal peritoneo parietale [1].

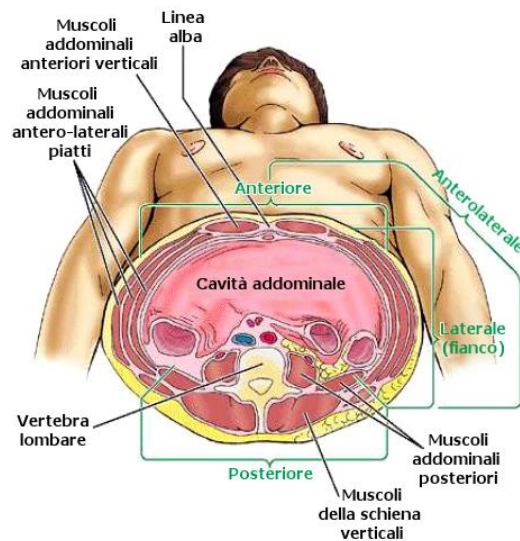


Figura 1.1 – Suddivisione della parete addominale dell'addome in visione inferiore.

1.2 Strutture anatomiche della parete addominale anteriore

La parete anterolaterale dell'addome (Figura 1.2) è composta da quattro lamine muscolari che formano i muscoli obliqui esterno e interno, trasverso e retto dell'addome nella parete addominale, e due muscoli più piccoli chiamati cremastere e piramidale [2]. Essi compongono una parete forte ma elastica, che mantiene nella propria sede i visceri e si oppone alla forza di gravità. Attraverso l'azione antagonista delle coppie muscolari, costituite rispettivamente dai muscoli retto e trasverso e dai muscoli obliquo esterno ed interno, si realizza l'equilibrio funzionale.

I muscoli della parete addominale anterolaterale sono vascolarizzati dalle seguenti arterie: le ultime due o tre arterie intercostali posteriori; l'arteria sottocostale; l'arteria muscolofrenica; le arterie epigastriche superiore, inferiore e superficiale; le arterie iliache circonflesse superficiale e profonda; la continuazione di quattro arterie lombari e dell'arteria lombare inferiore; i rami dell'arteria ileo-lombare. Altri contributi vascolari dipendono da anastomosi tra molte delle arterie appena elencate.

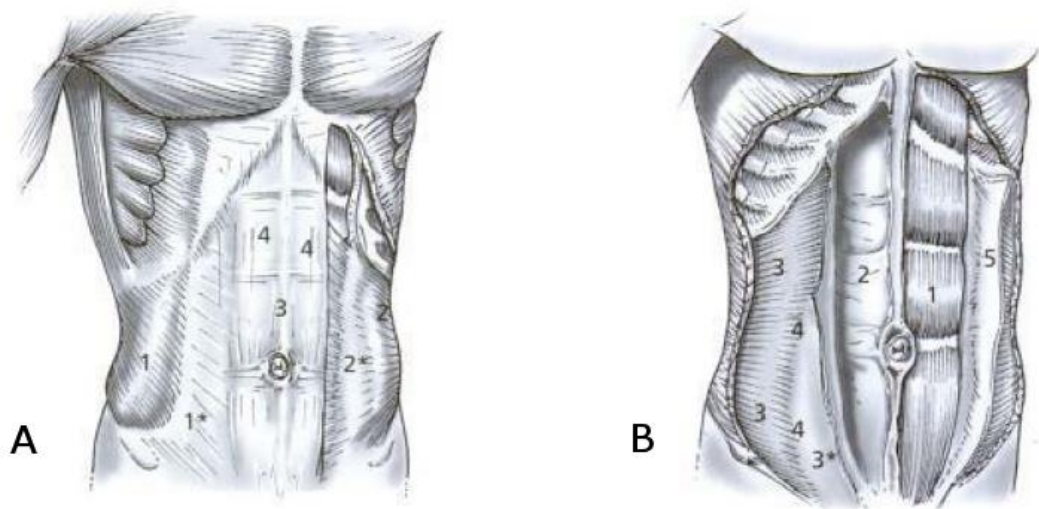


Figura 1.2 - Strati della parete anterolaterale in visione frontale. A) Strato medio. 1 e 1'=muscolo obliquo esterno e aponeurosi; 2 e 2'=muscolo obliquo interno e aponeurosi; 3=linea alba; 4= guaina anteriore del retto. B) Strato medio profondo. 1=muscolo retto; 2= guaina posteriore del retto e 3 e 3'=trasverso e aponeurosi; 4=linea semilunare di Spigelio; 5=aponeurosi obliquo interno.

1.2.1 *Muscolo retto*

Il muscolo retto dell'addome è un muscolo doppio diviso in due parti simmetriche lunghe e nastriformi, più larghe e sottili superiormente, che percorrono tutta l'altezza della parete anteriore dell'addome. In alto si legano con tre capi alla faccia esterna della V, VI, VII costa e dal processo xifoideo e in basso terminano tra il tubercolo del pube e la sinfisi pubica, inserendosi con un robusto tendine.

I fasci muscolari del retto sono percorsi trasversalmente oppure a zig-zag da tre bande fibrose, dette iscrizioni tendinee, in genere a livello ombelicale, vicino alla punta del processo xifoideo e a metà tra le due precedenti. Esse comunque non giungono in profondità nel muscolo, attraversandolo in genere solo per metà spessore. I due muscoli sono divisi da un rafe tendineo detto linea alba. Il margine mediale è in stretto collegamento con la linea alba, mentre il margine laterale può determinare la linea semilunare, un solco curvo che collega la nona costa al tubercolo pubico. La regione di aponeurosi collocata tra la linea semilunare ed il margine esterno di ciascun muscolo retto è detta fascia di Spigelio e presenta una zona potenzialmente debole inscritta tra la linea spino-ombelicale e la linea bispinoiliaca (Figura 1.3).

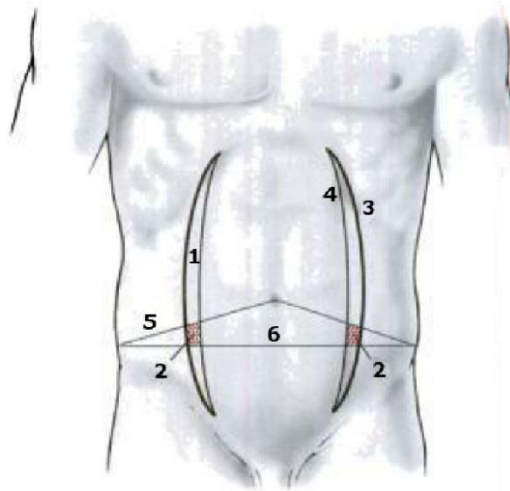


Figura 1.3 - Zona di debolezza della fascia di Spigelio. 1=fascia di Spigelio; 2=area debole; 3=linea semilunare; 4=margine esterno retto; 5=linea spino-ombelicale; 6=linea bispinoiliaca.

Il muscolo è compreso tra le aponeurosi dei muscoli obliqui e trasverso, che passano anteriormente e posteriormente ad esso e formano la cosiddetta guaina del retto. La fascia anteriore, nella regione superiore all'ombelico, è data dall'unione dell'aponeurosi del muscolo obliquo esterno con una parte di quella del muscolo obliquo interno. Il muscolo trasverso non contribuisce a formare la fascia anteriore a tale livello; solo nella regione posta inferiormente alla linea arcuata dell'addome la fascia anteriore è data dal contributo di tutte le aponeurosi. La fascia posteriore è analogamente descrivibile in funzione alla posizione: superiormente all'ombelico è costituita dall'aponeurosi del muscolo trasverso e del muscolo obliquo interno; sotto l'ombelico la fascia inizia ad assottigliarsi fino a che tutte le aponeurosi passano solo anteriormente al muscolo retto. La linea arcuata rappresenta il limite inferiore della guaina posteriore, acquistando una forma di mezzaluna, sito circa a due terzi della lunghezza del muscolo partendo dall'alto.

Nella linea mediana le fibre delle guaine del retto si intrecciano a formare la linea alba (Figura 1.4).

Oltre al retto, la guaina del retto contiene anche il muscolo piramidale, i vasi epigastrici superiore e inferiore e i tratti di alcuni nervi intercostali. I fasci fibrosi delle guaine dei muscoli retti circoscrivono, a livello della linea alba, una lacuna fisiologica detta anello ombelicale che, talvolta, rappresenta un'area debole [3].

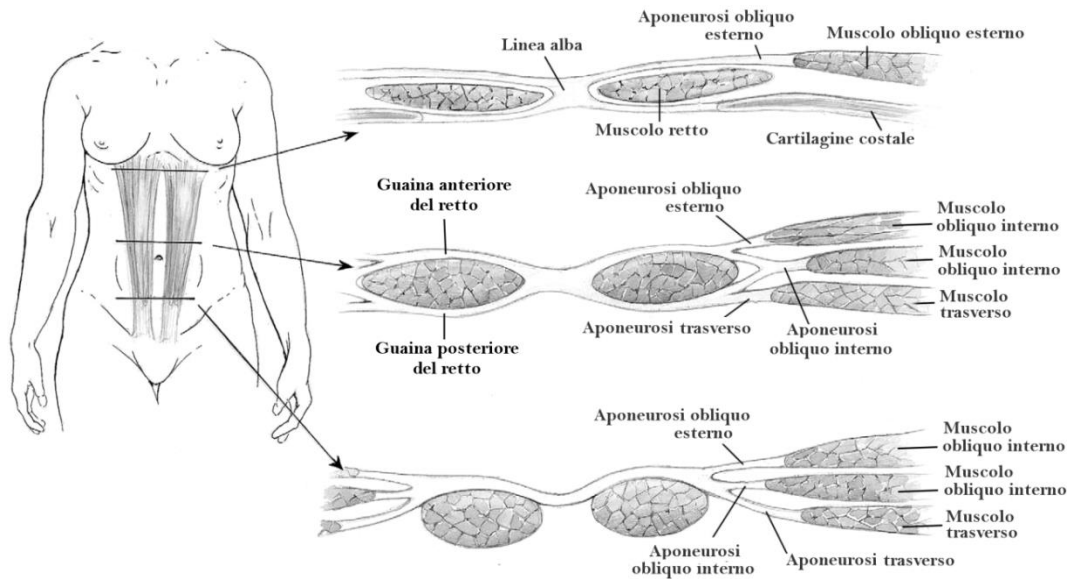


Figura 1.4 - Sezioni trasversali della parete anterolaterale differenziate in base alla posizione lungo il muscolo retto in direzione cranio-caudale [4].

I muscoli retti sono soprattutto interessati nella flessione del tronco e nell'elevazione della pelvi contro la forza di gravità o una resistenza di altro tipo. Collabora all'espirazione e alla compressione addominale, un processo che permette di aumentare la pressione intra-addominale per compiere alcuni sforzi.

1.2.2 *Linea alba*

La linea alba consiste in una banda di tessuto fibroso denso formato dalla fusione delle aponeurosi dei muscoli laterali (muscoli obliqui e muscolo trasverso). Essa è collocata tra i bordi mediali dei muscoli retti e si estende dallo xifoide alla sinfisi pubica. Nella parte sopraombelicale della linea alba le fibre intrecciate delle aponeurosi creano piccoli fori in cui transitano vasi e nervi.

1.2.3 *Muscolo obliquo esterno*

Questo muscolo collega le parti laterale e anteriore dell'addome. Esso è il più esteso e superficiale dei muscoli laminari di questa regione. Ha origine dalla superficie esterna e dal margine inferiore delle ultime otto coste, e segue poi una linea obliqua che si porta in basso e indietro. I fasci divergono gradualmente dirigendosi verso le loro intersezioni. Quelli che originano dalle ultime due coste si portano quasi verticalmente

verso il basso e si vanno ad inserire nella cresta iliaca. I fasci medi e superiori invece si portano in basso e in avanti e finiscono in un'aponeurosi, secondo una linea diagonale che scende dalla nona cartilagine costale fino a sotto all'ombelico e poi gira lateralmente verso la spina iliaca. L'aponeurosi è una singola lamina tendinea densa la quale contribuisce a formare la guaina anteriore del retto e la linea alba. Successivamente la fibra si fissa al margine superiore della sinfisi pubica e al tubercolo pubico (Figura 1.5). Le funzioni unilaterali del muscolo obliquo esterno sono la rotazione del tronco dalla parte opposta ad esso, il mantenimento dell'arco laterale del tronco e del bordo pelvico laterale rialzato. Le azioni bilaterali sono i mantenere l'arco anteriore del tronco sollevando il bacino e, anche, di contribuire alla compressione addominale durante l'espirazione.



Figura 1.5 – Muscolo obliquo esterno dell'addome.

1.2.4 Muscolo obliquo interno

L'obliquo interno è situato in gran parte più profondamente rispetto al muscolo obliquo esterno ed è più sottile e meno massiccio. Ha origine, mediante fasci muscolari, dalla cresta iliaca, dalla spina iliaca e dalla fascia toraco-lombare, a sua volta ancorata all'ultima vertebra lombare e alla prima sacrale. È inserito nella linea alba, nel margine costale delle ultime tre costole e nella linea pettinea. Le fibre tendinee continuano nella direzione di quelle muscolari con una grande aponeurosi. Assieme alle fibre aponeurotiche del muscolo trasverso, le sue fibre più basse contribuiscono a formare il tendine congiunto (falce inguinale). Le fibre intermedie, sopra la linea arcuata, divergono e finiscono in un'aponeurosi che si divide in entrambe le guaine del retto, per poi riunirsi a formare la linea alba. Sotto la linea arcuata, la proiezione aponeurotica

del muscolo obliquo interno diventa parte solo della guaina del retto anteriore (Figura 1.6).

Ai muscoli obliqui, e in particolare a quello interno, è dovuta la capacità di contenimento in situ dei visceri, di compressione e di flessione. La contrazione attiva di questi muscoli tende la guaina del retto, la linea alba e la linea semilunare, comprimendo i visceri addominali. Ciò permette un'azione fondamentale sulla respirazione, sull'espulsione delle feci, dell'urina, del vomito e del feto nel parto. Contraendosi bilateralmente flette la colonna vertebrale; contraendosi monolateralmente flette e ruota controlateralmente la colonna vertebrale.



Figura 1.6 - Muscolo obliquo interno dell'addome.

1.2.5 *Muscolo trasverso*

Il muscolo trasverso, tendineo alle estremità e carnoso nella parte mediana, è il più interno dei muscoli piatti anterolaterali nella regione esaminata. Si attacca alla superficie interna delle ultime sei coste, alla fascia toracolombare, alla cresta iliaca e alla fascia del muscolo ileo-psoas (Figura 1.7).

Il muscolo termina con un'aponeurosi complessa, variabile e bilaminare, con fasci inferiori piegati verso il basso e medialmente, che si fondono con l'aponeurosi del muscolo obliquo interno nel tendine congiunto. Il resto dei fasci si dirige medialmente, unendosi alle fibre della guaina posteriore del muscolo retto, fino a confluire nella linea d'alba. Sotto la linea arcuata le aponeurosi del muscolo non passano più posteriormente al retto ma confluiscono nella guaina anteriore.

L'azione particolare del trasverso permette una compressione e un rilassamento del

contenuto addominale e la rotazione del tronco.

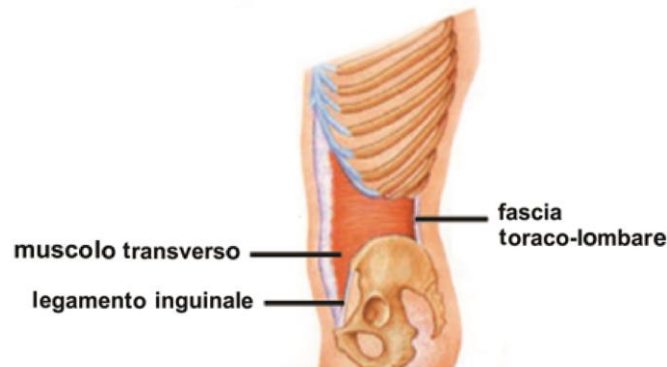


Figura 1.7 - Muscolo trasverso dell'addome.

1.2.6 Fascia trasversale

La fascia trasversale, o fascia transversalis, è un foglietto connettivo che ricopre l'interno dell'intera superficie muscolare. Anteriormente è in contatto diretto con l'intera estensione della superficie profonda del muscolo trasverso, fatta eccezione per una parte inferiore delle sue aponeurosi, che invece si portano anteriormente al retto. Posteriormente, invece, confina con il tessuto sottoperitoneale. Inoltre è intimamente fuso al diaframma superiormente e aderisce al legamento inguinale e alla fascia iliaca inferiormente.

1.2.7 Altre strutture

Muscolo piramidale

Il muscolo piramidale è un muscolo piccolo e triangolare, posto anteriormente alla parte inferiore del retto nell'interno della sua guaina, su cui esercita un'azione tensiva. Si fissa alla cresta del pube e alla linea alba.

Esso è un tensore della linea alba ma sua funzione non è essenziale e risulta mancante in un individuo su sei.

Muscolo cremastere

Il cremastere è un muscolo composto da più fascetti non compatti disposti lungo il cordone spermatico, collegati da connettivo lasso.

La porzione laterale, che origina dal legamento inguinale, è una formazione in

continuità con l'obliquo interno e con il trasverso. La parte mediale parte dal tubercolo pubico, dal tendine congiunto, dal muscolo trasverso e può avere diverso sviluppo e eventualmente non essere presente.

Sottocutaneo

Il sottocutaneo si compone di un unico strato, posto tra la pelle e lo strato medio muscolare, che nella parte inferiore può, specie nei casi di obesità, dividersi in due strati: superficiale e profondo. In genere ognuno di questi strati può essere a sua volta multiplo.

Lo spesso strato superficiale ha costituzione areolare con un quantitativo variabile di adipe. Nella parte inferiore passa sopra al legamento inguinale e continua diventando sottocutaneo della coscia.

Lo strato profondo è maggiormente membranoso e contiene più fibre elastiche rispetto a quello superficiale. Viene unito all'aponeurosi del muscolo obliquo esterno.

Connettivo sottoperitoneale

Il connettivo sottoperitoneale è uno strato areolare sito tra il peritoneo e il rivestimento fasciale interno della cavità addominale e pelvica.

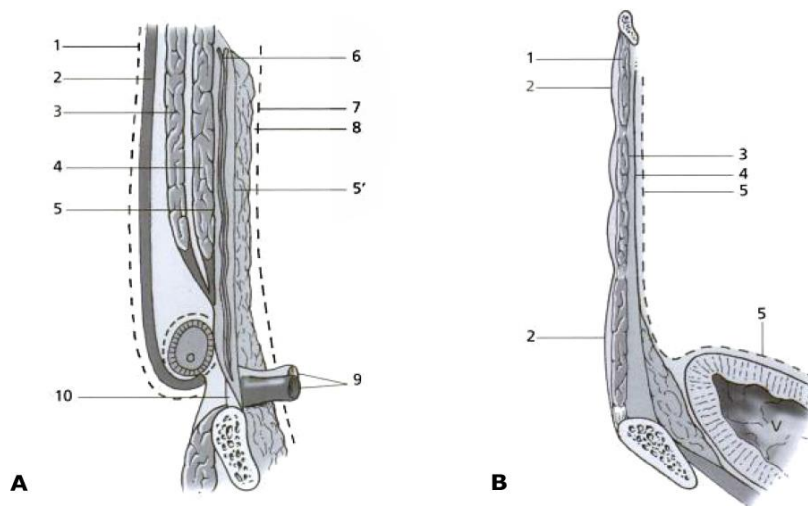


Figura 1.8 - Strati della parete anterolaterale in visione sagittale. A) Laterale. 1=fascia obliquo esterno; 2=aponeurosi obliquo esterno; 3=obliquo interno; 4=trasverso e aponeurosi; 5 e 5'=lamine anteriore e posteriore fascia trasversale; 6=vasi epigastrici inferiori; 7=peritoneo; 8=spazio di Bogros; 9=vasi iliaci esterni; 10=legamento di Cooper. B) Anteriore. 1=retto; 2 e 3= guaina anteriore e posteriore del retto; 4=fascia trasversale; 5=peritoneo; V=vescica.

Capitolo 2

Caratterizzazione biomeccanica dei tessuti della parete addominale anteriore

2.1 Introduzione

Il coordinamento all'interno della parete addominale è specifico e varia sulla base delle esigenze di movimento, torsione e di stabilizzazione. Alcune indagini elettromiografiche dei muscoli addominali dimostrano chiaramente che i muscoli obliqui sono più attivi nel contribuire ai movimenti del tronco, mentre il muscolo trasverso gioca un ruolo più significativo nella generazione della pressione intra-addominale e nella respirazione [10]. Essi sono tuttavia componenti di un sistema complesso, dove la perturbazione di un componente può influenzare le funzioni delle altre parti. L'attività muscolare è caratterizzata da un'adattabilità veloce e dinamica di tale sistema secondo le esigenze di movimento e di posizione.

Le fibre delle proteine strutturali contenute nel tessuto connettivo dell'addome, al contrario, rappresentano gli elementi più stabilizzanti della parete addominale. Anch'esse, però, influenzano le caratteristiche meccaniche della struttura con la loro morfologia e la loro orientazione. La loro configurazione può deformarsi più o meno intensamente e, a sua volta, dimostra un alto potenziale di adattabilità.

A fronte di tutto ciò, le proprietà meccaniche della parete addominale variano considerevolmente anche all'interno di aree limitate dello stesso tessuto.

Per consentire una migliore comprensione delle capacità funzionali specifiche della parete addominale quindi, più propriamente, del tessuto muscolare e del tessuto connettivo addominale, è fondamentale non soffermarsi alla sola anatomia di larga scala. Conoscere le caratteristiche microarchitetturali è necessario se si considerano le implicazioni funzionali che sono in grado di causare.

2.2 Configurazione istologica dei principali tessuti

L'istologia studia la morfologia dei tessuti e le cellule che li compongono, sia da un punto di vista morfologico che funzionale. Gli strumenti essenziali per l'esame sono il microscopio ottico ed elettronico, che permettono l'osservazione diretta dei tessuti e delle cellule precedentemente sezionati, colorati e specificatamente trattati. Mediante studi immunoistochimici su campioni di tessuto è possibile individuare l'organizzazione specifica e, ad esempio, correlare la presenza di collagene ed elastina con le proprietà biomeccaniche del tessuto. La microstruttura di un tessuto è fortemente dipendente dalla sua matrice extracellulare (ECM), che fornisce al tessuto resistenza ed elasticità e che conserva la forma, l'orientazione, il movimento e l'attività metabolica, fungendo da impalcatura biologica attiva in cui le cellule migrano e aderiscono in un ambiente acquoso.

L'ECM varia molto da un tessuto all'altro, in base alle cellule che la popolano e la mantengono, e serve come ancoraggio per molte proteine, come fattori di crescita ed enzimi. Essa è costituita principalmente dalle proteine collagene, elastina, fibronectina, laminina e glicosaminoglicani (GAGs). Alcune di queste proteine possono polimerizzare in strutture allungate, fibre reticolari, ed elastiche, unite in alcuni punti da legami crociati creando così un reticolo tridimensionale. Le molecole sono attorcigliate e mantenute in moto termico costante dall'energia termica. La configurazione delle molecole, quindi l'entropia, cambia con la forza e, di conseguenza, con la tensione applicata. Le fibre reticolari sono date dalla proteina collagene mentre le fibre elastiche sono composte principalmente dalla proteina elastina. Queste fibre conferiscono proprietà specifiche al tessuto a seconda del tipo di fibra predominante.

Il collagene è una proteina fibrosa strutturale presente nella maggior parte dei tessuti umani molli e duri ed è la proteina più comune del corpo umano. Essa è secreta all'interno della matrice extracellulare come tropocollagene, una catena elicoidale destrorsa compatta, formata da 3 catene polipeptidiche strettamente intrecciate tra di loro. La polimerizzazione delle molecole di tropocollagene forma le fibrille. Le fibrille si dispongono lungo uno stesso asse a creare file parallele sfalsate: l'instaurazione di legami incrociati tra fibrille limitrofe realizza la fibra di collagene. Le sue più importanti funzioni sono di offrire resistenza alla trazione e integrità meccanica. Sulla base della morfologia, della composizione aminoacidica e delle proprietà fisiche sono

stati finora identificati 19 tipi diversi di collagene.

L'elastina è un'altra importante proteina strutturale, con composizione aminoacidica simile al collagene. Strutturalmente è formata da molte molecole di tropoelastina ed organizzata in fibre e fogli discontinui nella matrice extracellulare di vari tessuti, ai quali essa conferisce proprietà di allungamento e ritorno elastico (Figura 2.1).

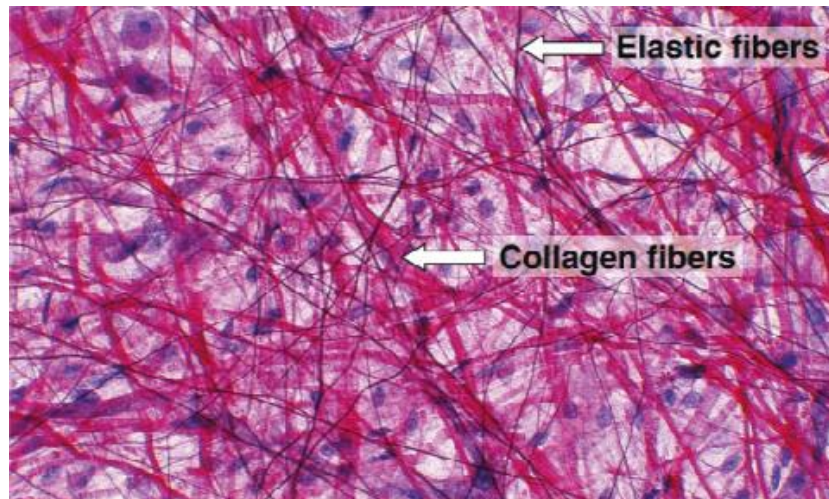


Figura 2.1 - Fibre di collagene ed elastina [6].

2.2.1 Istologia del muscolo scheletrico

In muscolo scheletrico è un organo del sistema muscolare e, in quanto organo, esso contiene più tipi di tessuto agenti assieme per una funzione. Nel caso del muscolo scheletrico questa funzione è di contrazione e di creazione di una forza di trazione.

I due principali tipi di tessuto contenuti nel muscolo scheletrico sono il tessuto muscolare scheletrico e il tessuto connettivo fibroso fasciale.

Poiché il tessuto muscolare scheletrico esibisce un aspetto striato se osservato al microscopio, esso è spesso chiamato muscolo striato. Un'altra caratteristica importante di questo tipo di muscolo è il controllo volontario.

Il muscolo scheletrico si fissa su due ossa, attraversando così il giunto collocato tra di esse; tipicamente i punti di fissazione sono due, ciascuna su un osso, ma alcune volte ci possono essere più di due zone di attacco osseo o anche zone di attacco sul tessuto molle.

Il quadro generale del funzionamento dell'organo si basa sulla possibilità di contrazione e accorciamento della propria lunghezza verso il centro. Questa contrazione crea una forza di trazione sui punti di legame all'osso che, se sufficientemente potente, permette di tirare verso il centro del muscolo una o entrambe le ossa. Poiché le ossa si trovano all'interno di parti del corpo, il movimento delle ossa risulta essere un movimento di intere parti del corpo. Per comprendere meglio l'aspetto completo delle funzionalità muscolari è necessario analizzare la microanatomia e la microfisiologia del tessuto.

Il muscolo scheletrico è composto da cellule chiamate fibre muscolari, allungate fusiformi, multinucleate, parallele tra loro e tenute assieme da tessuto connettivo. Tali cellule sono le principali unità strutturali e funzionali del muscolo. Le singole fibre muscolari presentano un diametro variabile tra 10 e 100 μm e possono avere una lunghezza pari anche a quella dell'intero muscolo, raggiungendo una lunghezza massima di circa 35 cm (Figura 2.2) [7].

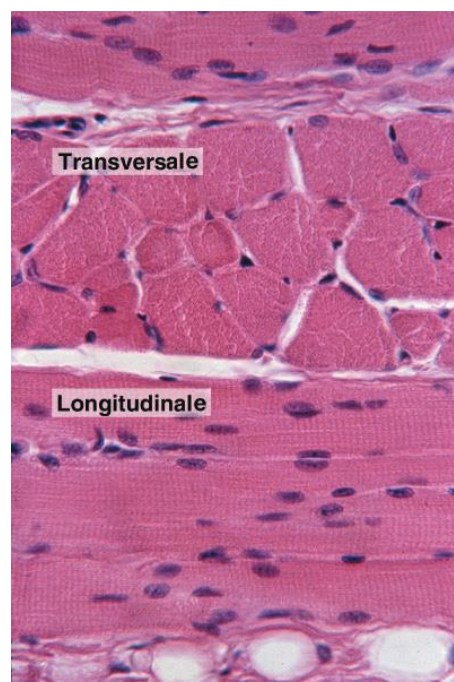


Figura 2.2 - Fibre muscolari in sezione trasversale e longitudinale.

E' comunque raro per le fibre muscolari attraversare tutto il muscolo in lunghezza e spesso si dispongono in serie o in parallelo e si sovrappongono l'una con l'altra come in figura 2.3.

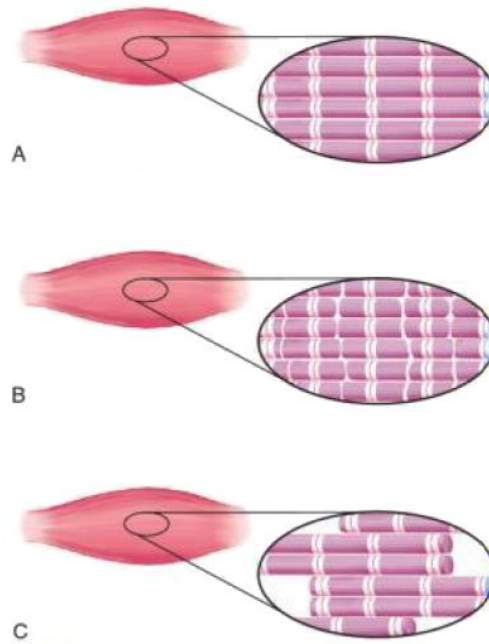


Figura 2.3 - Vari modi in cui le fibre muscolari si possono organizzare all'interno del muscolo. A: fibre lunghe disposte in parallelo attraversando in lunghezza il muscolo; B: fibre corte disposte in parallelo e in fila lungo il muscolo; C: fibre disposte in parallelo e in fila lungo il muscolo; C: fibre disposte in parallelo e con sovrapposizioni.

La membrana cellulare, detta sarcolemma, delimita il sarcoplasma della cellula, nel quale sono immersi numerosi filamenti lunghi quanto la fibrocellula; tali filamenti vengono chiamati miofibrille, a loro volta formati da tante unità contrattili dette sarcomeri e costituiti quasi esclusivamente da componenti proteici. I principali sono:

- miosina, filamenti spessi distribuiti lungo il sarcomero;
- actina, filamenti sottili distribuiti lungo il sarcomero;
- altre proteine strutturali che consentono e favoriscono il mantenimento della struttura.

Si possono riconoscere alcune microstrutture interne al sarcomero, ovvero:

- la banda I, regione in cui si trovano solo filamenti sottili;
- la banda A, regione in cui si trovano entrambi i filamenti;
- la zona H, regione in cui si trovano solo filamenti spessi;
- la linea M, linea scura su cui si inseriscono i filamenti di miosina, trasversale al centro del sarcomero;
- la linea Z, linea su cui si inseriscono i filamenti di actina, all'inizio e alla fine del sarcomero.

Le cellule sono specializzate a generare il movimento attraverso il processo di contrazione, sotto il controllo dei nervi motori. La forza motrice è generata attraverso l'interazione di actina e miosina, disposte in modo tale da originare il tipico aspetto striato da cui prende il nome il muscolo striato. La forza sviluppata si trasmette dal citoscheletro alla una membrana basale extracellulare attraverso proteine che attraversano la membrana basale stessa. Le cellule muscolari sono conglobate a gruppi dal tessuto fibroso che raggruppa le singole fibre in un'unità funzionali uniche, fasci allungati chiamati fascicoli (figura 2.4). Un fascicolo muscolare può contenere fino a 200 fibre muscolari.

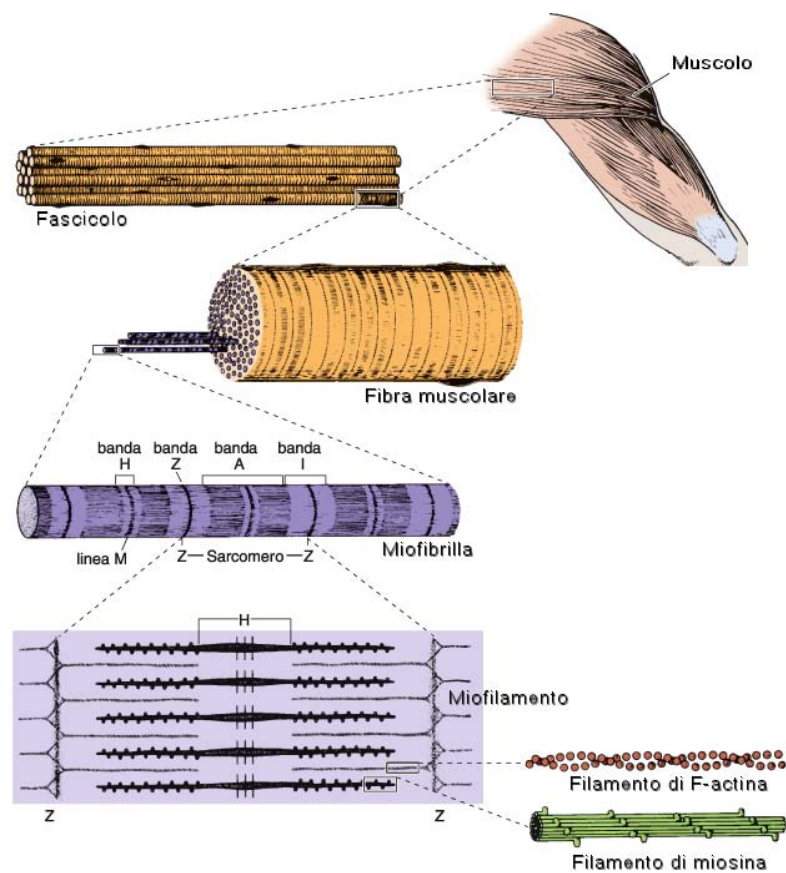


Figura 2.4 - Schematizzazione della composizione dei fascicoli muscolari scheletrici.

Il tessuto che crea l'organizzazione strutturale del muscolo è il tessuto connettivo fibroso fasciale chiamato anche fascia muscolare o fascia profonda. Il maggior componente della fascia muscolare è il collagene, mentre una più piccola parte è data da elastina. Sebbene tutta la fascia muscolare sia uniforme nella sua composizione, ad essa sono associati differenti nomi in base alla collocazione. Sottili strati di tessuto connettivo,

detti endomisio, separano le fibre muscolari tra loro; i fascicoli a loro volta sono circondati da tessuto connettivo lasso chiamato perimisio, mentre l'intero muscolo è rivestito da denso tessuto connettivo esterno detto epimisio (figura 2.5).

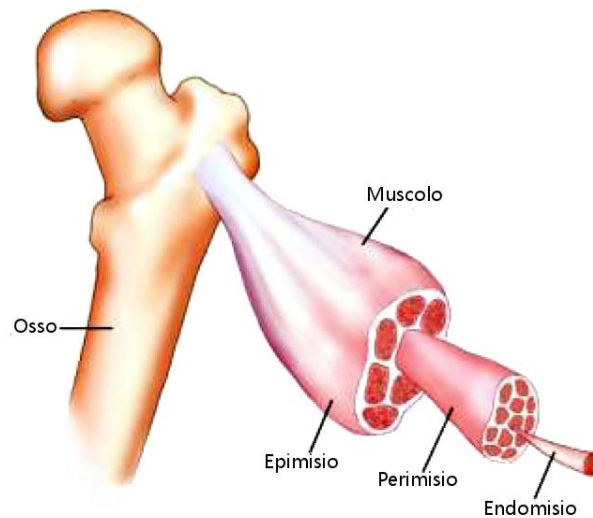


Figura 2.5 - Organizzazione della fascia muscolare all'interno del muscolo.

La dimensione del singolo fascicolo e il contenuto in tessuto connettivo rispecchiano la funzione dello specifico muscolo: i muscoli responsabili di movimenti ampi, come appunto quelli considerati della parete addominale, hanno grossi fascicoli e relativamente poco perimisio. Nel complesso la componente connettivale, costituita sia da collagene che da elastina, agisce da supporto flessibile alle fibre ed ai fascicoli, permettendo di legare assieme le fibre lateralmente. L'endomisio di fibre adiacenti crea una connessione fasciale che serve alla trasmissione laterale della forza di contrazione lateralmente da una fibra a quella adiacente. La trasmissione laterale della forza può avvenire anche tra fascicoli adiacenti del muscolo attraverso il loro perimisio e si è osservata anche tra muscoli adiacenti attraverso l'epimisio. Questo fenomeno non è trascurabile: è stato dimostrato che viene trasferito più del 30% della forza contrattile da un muscolo al muscolo rilassato adiacente per mezzo della trasmissione laterale delle forze [8].

E' importante notare che tutti e tre gli strati della fascia muscolare si fondono assieme e si trovano in continuità con il tessuto dei tendini e delle inserzioni muscolari. Tali connessioni connettivali hanno il compito di ridistribuire e dirigere opportunamente la forza motrice del muscolo allo scheletro, alla pelle e agli altri tessuti.

Se la fascia muscolare che collega il muscolo all'osso ha sezione tondeggianti ed è

simile ad un cavo allora è detta tendine. Se invece è larga e piatta allora è detta aponeurosi. Per quanto riguarda la loro composizione aponeurosi e tendini sono uguali; essi differiscono solo nella forma. Va evidenziato il fatto che, sebbene i muscoli scheletrici si leghino solitamente alle componenti ossee, esse spesso si legano ai tessuti molli del corpo. Una ragione dell'aver aponeurosi larghe e piatte al posto di tendini simili a corde è che un'aponeurosi è un grado di diffondere la forza della contrazione muscolare al suo sito di ancoraggio; ciò allora permette ai muscoli di fissarsi ai tessuti molli che altrimenti non sarebbero in grado di resistere alla forza concentrata in un tendine.

2.2.2 Istologia della fascia

Con il termine fascia si indicano comunemente tutte le lamine dense e irregolari di tessuto connettivo, come le aponeurosi e le guaine muscolari (figura 2.6) [2]. I tendini e i legamenti possono essere considerati come ispessimenti locali delle fasce, atti a sostenere carichi maggiori grazie alla disposizione di più fibre in parallelo. La fascia crea uno strato di rivestimento di organi e muscoli, sostenendoli e riducendo l'attrito. Tendini e aponeurosi sono parti integranti del muscolo e molti testi, infatti, si riferiscono al muscolo e alla fascia come ad un'unica unità miofasciale.

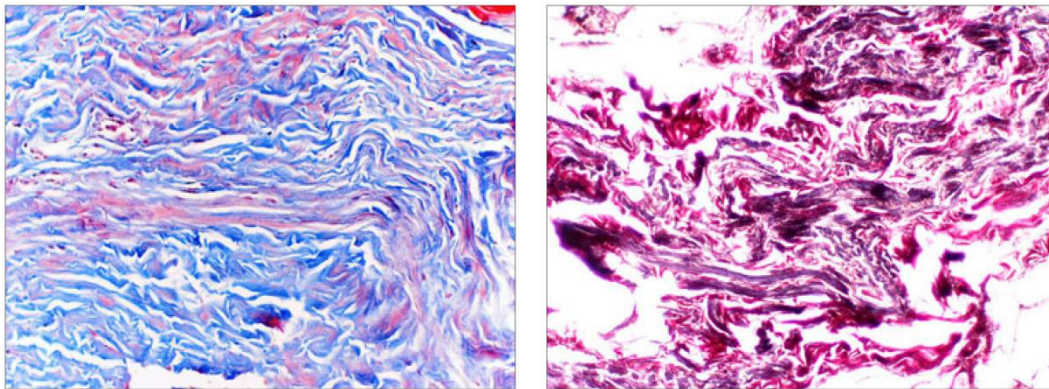


Figura 2.6 - Fibre di collagene (sinistra) e di elastina (destra) nella guaina del retto umano visibili grazie a delle colorazioni specifiche [9].

La fascia della parete addominale antero-laterale è costituita da tre porzioni: la porzione superficiale o sottocutanea, la porzione profonda e la porzione endoaddominale o intra-addominale. La fascia superficiale è composta da tessuto connettivo lasso,

esteriormente, e da uno strato membranoso più interno. La fascia profonda è data dai rivestimenti fibrosi densi dei muscoli e dalle loro aponeurosi e non è facile separarla dai muscoli. La fascia intra-addominale è uno strato membranoso di vario spessore che riveste la superficie interna dei muscoli addominali.

Ai fini di questo lavoro di tesi l'interesse è limitato alle fasce profonda e endoaddominale.

Dal punto di vista istologico, la fascia profonda risulta organizzata in più strati di fibre sovrapposti (figura 2.7). In media ha uno spessore di circa 1 mm.

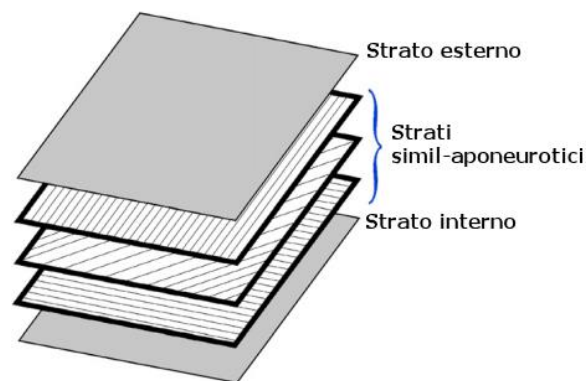


Figura 2.7 - Rappresentazione della fascia profonda.

Il primo e l'ultimo strato sono sottili lamine date da molte fibre di elastina disposte in maniera disordinata tra corte fibre di collagene ondulate e immerse in abbondante ECM. Le regioni esterne della fascia sono inoltre ricche di terminazioni nervose, distribuite in maniera uniforme su tutta la fascia ma particolarmente numerose in prossimità di vasi sanguigni. Gli strati interni alla fascia profonda sono di costituzione simil-aponeurotica, con file di fibre di collagene disposte in parallelo. I vari strati di fibre scorrono tra loro grazie alla presenza di sottili inserzioni di tessuto connettivo areolare. I fasci di fibre di collagene paralleli che compongono questi strati si trovano orientati in modo differente da strato a strato. Grazie a tale caratteristica il sistema è in grado di rispondere a sollecitazioni lungo diverse direzioni, in maniera tale da seguire il muscolo nelle sue contrazioni e dare una buona resistenza alle tensioni applicate.

2.3 Configurazione morfometrica dei principali tessuti

Per poter passare ad una successiva modellazione computazionale dell'addome è importante agire con cognizione di causa su quali sono le principali grandezze associate alle forme in analisi. Ciò è necessario non soltanto per stabilire confronti tra le immagini biomedicali a disposizione nella creazione del modello solido ma anche per ottenere le specifiche microstrutturali di base nella caratterizzazione costitutiva dei tessuti.

2.3.1 Morfometria dei muscoli dell'addome anteriore

Le principali misure delle strutture muscolari valutate, come lunghezza, larghezza e spessore, si differenziano in relazione alle caratteristiche individuali, tra le quali l'altezza, l'indice di massa corporea, l'età, il sesso, la presenza di patologie e molte altre, dimostrando per questo un'estesa variabilità. Secondo uno studio condotto da Asghar Norasteh et al. [10], che utilizza strumentazione ad ultrasuoni B-mode su 20 soggetti asintomatici, gli spessori, ossia le dimensioni lungo l'asse sagittale, dei muscoli addominali a livello mediale (regione sopraombelicale/ombelicale) risultano in media quelli mostrati in tabella 2.1. I dati per i muscoli obliqui e trasverso si riferiscono a misure effettuate a metà tra la dodicesima costola e la cresta iliaca, in una zona centrale del muscolo, mentre per i muscoli retti la misura viene effettuata 2-3 cm sopra l'ombelico e a 2-3 cm dalla linea mediana, a metà della larghezza del muscolo.

Muscolo	Spessore	
	Media (mm)	SD (mm)
Retto	10,8	2,18
Obliquo Esterno	5,38	1,64
Obliquo Interno	9,35	3,42
Trasverso	4,36	1,03

Tabella 2.1 - Medie e SD per gli spessori dei muscoli addominali soggetti asintomatici.

Le differenze in spessore sono evidenti anche tra regioni differenti dello stesso muscolo. In altri studi ad ultrasuoni si dimostra che la parete addominale superiore è più spessa della parete addominale inferiore [11].

Altre misure antropometriche sono state valutate da Urquhart et al. [12] suddividendo concettualmente la parete addominale anteriore nelle regioni osservabili in figura 2.8. Si indica come superiore la regione che si estende dalla sesta cartilagine costale al bordo inferiore della gabbia toracica. La regione centrale è definita tra il bordo inferiore della gabbia toracica e una linea di collegamento tra i bordi superiori della cresta iliaca, mentre la regione inferiore si trova tra questa linea e la sinfisi pubica.

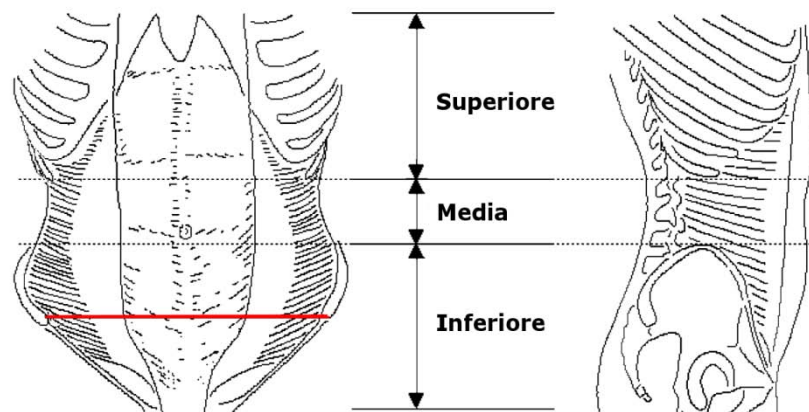


Figura 2.8 - Rappresentazione delle regioni della parete addominale di riferimento. La linea rossa è un riferimento che collega le spine iliache superiori anteriori destra e sinistra.

Le dimensioni verticali di ciascuna regione, espresse come media e percentuale della dimensione longitudinale totale della parete addominale, sono riassunte nella tabella 2.2.

Regione	Dimensione longitudinale	
	Media \pm SD (cm)	Proporzione (%)
Superiore	15,0 \pm 3,3	40
Media	5,2 \pm 2,1	14
Inferiore	17,0 \pm 2,6	46

Tabella 2.2 - Dimensioni longitudinali delle regioni della parete addominale valutate in 26 soggetti.

L'orientazione dei fascicoli muscolari dei muscoli laterali è stata esaminata da immagini digitali dei campioni sezionati in riferimento alla linea orizzontale di collegamento della spina iliaca superiore anteriore sinistra e destra. I fascicoli paralleli a questo riferimento sono associati ad un valore di 0°, quelli con orientazione infero-mediale corrispondono a valori negativi, quelli con orientazione supero-mediale corrispondono a valori positivi. Le misure sono indicate in tabella 2.3 e rappresentate con una schematizzazione in figura 2.9.

Regione	Orientazione dei fascicoli media \pm SD (deg)		
	M. Obliquo Esterno	M. Obliquo Interno	M. Trasverso
Superiore	-49,3 \pm 7,0	48,2 \pm 12,9	-2,7 \pm 9,3
Media	-58,6 \pm 10,5	35,3 \pm 9,9	-13,3 \pm 9,8
Inferiore (1)	-	0 \pm 7,2	-21,2 \pm 10,5
Inferiore (2)	-	-8,2 \pm 9,1	-20,3 \pm 11,3
Inferiore (3)	-	-15,5 \pm 10,3	-

Tabella 2.3 - Valori di orientazione valutati nelle rispettive regioni. (1) indica la linea orizzontale alle creste iliache; (2) è di 2 cm inferiore e (3) è posto a metà tra la linea e la sinfisi pubica.

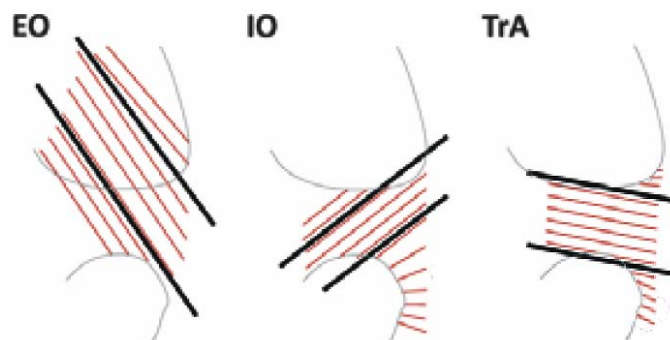


Figura 2.9 - Schematizzazione dell'orientazione delle fibre muscolari nei muscoli addominali laterali. In ordine sono rappresentati obliquo esterno (EO), obliquo interno (IO) e trasverso (TrA).

Si possono notare le differenze nell'orientazione dei fascicoli sia tra i diversi muscoli laterali che tra diverse regioni dello stesso muscolo. I fascicoli dell'obliquo esterno sono diretti infero-medialmente, con una più forte angolatura nella regione centrale.

Superiormente alla cresta iliaca i fascicoli superiori e medi del muscolo obliquo interno sono diretti supero-medialmente. Al contrario, sotto la cresta iliaca i fascicoli si dirigono orizzontalmente, con una crescente angolatura infero-mediale. I fascicoli del muscolo trasverso nella parte superiore sono in media orizzontali mentre i fascicoli nelle regioni media e inferiore sono diretti infero-medialmente e tendono ad aumentare la loro angolatura mano a mano che si scende.

Il muscolo retto dell'addome, a sua volta, è dato da fascicoli disposti perpendicolarmente alla linea di collegamento delle spine iliache anteriori superiori. L'orientamento si può quindi esprimere con un angolo fisso di 90°, come si può vedere in figura 2.10.

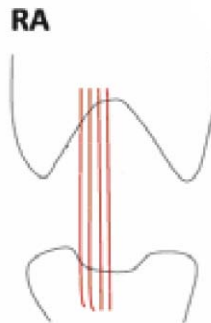


Figura 2.10 - Schematizzazione dell'orientazione delle fibre muscolari nel muscolo retto (RA).

2.3.2 Morfometria della fascia dell'addome anteriore

Per quanto concerne la linea alba la sua lunghezza cranio-caudale media che viene riportata in uno studio di Axer et al. [13, 14] è pari a $26,2 \pm 3,64$ cm. L'ombelico è nella maggior parte dei casi localizzato tra il settimo e l'ottavo segmento della suddivisione in 14 segmenti equidimensionati effettuata in figura 2.11. Le misure riportate dagli autori sono state effettuate su strutture prelevate da 12 soggetti sani di sesso misto (6 uomini e 6 donne) di età media 78 anni. I campioni sono fissati in formalina.

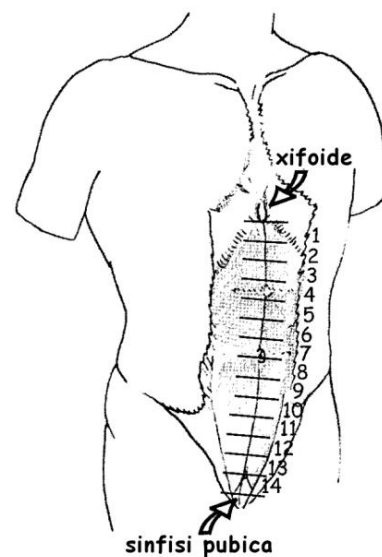


Figura 2.11: Suddivisione dell'addome in 14 segmenti dal processo xifoide alla sinfisi pubica.

Tra il punto di fissazione al processo xifoide e la sinfisi pubica, lungo la direzione cranio-caudale possono essere distinte quattro diverse parti della linea alba:

- zona sopra-ombelicale (segmenti 1-7);
- zona ombelicale (segmento 8);
- zona di transizione, in corrispondenza della linea arcuata (segmenti 9-10);
- zona infra-arcuata (segmenti 11-14).

I valori misurati di spessore e larghezza della linea alba relativi a tali regioni vengono schematizzati in figura 2.12 e dimostrano differenze caratteristiche nelle differenti zone. In particolare, la larghezza della linea alba è massima nella zona ombelicale mentre lo spessore è inferiore rispetto alle altre zone. Lo spessore tende poi ad essere molto più alto dal nono segmento in giù e la larghezza diminuisce radicalmente.

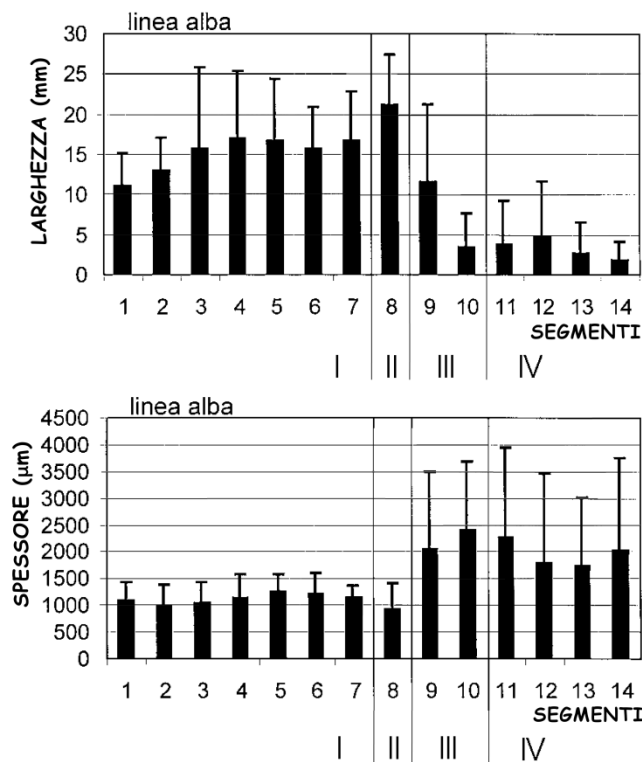


Figura 2.12 - Media e SD di larghezza (sopra) e spessore (sotto) della linea alba in rapporto al numero del segmento addominale relativo. I numeri romani alle ascisse indicano le zone sopra-ombelicale (I), ombelicale (II), di transizione (III) e infra-arcuata (IV).

Il modello dell'architettura delle fibre di collagene varia, in particolar modo nell'orientazione, in relazione alla posizione all'interno della struttura.

Sebbene ci sia in gioco una discreta variabilità inter-individuale, nella linea si possono distinguere tre diverse classi di fasci di fibre di collagene in considerazione della loro orientazione tridimensionale. Si definiscono due direzioni oblique, una diretta verso l'alto a destra (obliqua I) e l'altra diretta verso l'alto a sinistra (obliqua II), perpendicolari tra loro. Il terzo gruppo di fibre è diretto trasversalmente, da destra a sinistra. I fasci di collagene si mescolano tra loro e formano una maglia tridimensionale. Si identificano tre diverse regioni di orientamento delle fibrille che si susseguono lungo l'asse sagittale andando dal lato ventrale al lato dorsale (Fig. 2.13):

- prima lamina, superficiale o ventrale, si compone di fibrille oblique I e oblique II diffusamente mescolate e il suo spessore è determinato in media da 4-6 strati di fibre di collagene;
- seconda lamina, contiene principalmente fasci di fibrille trasversali e lo spessore è in media dato in media da 4-6 strati di fibre di collagene;
- terza lamina, irregolare e sottile, contiene in media 1-2 strati di fibre di collagene con orientazioni oblique.

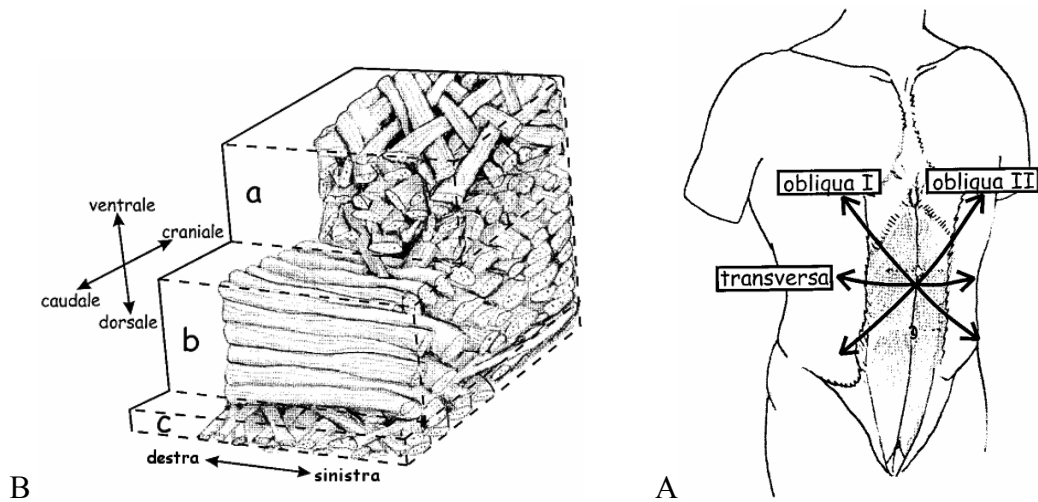


Figura 2.13 - (A) Modello dell'organizzazione delle fibre di collagene nella linea alba che distingue tre zone lungo l'asse sagittale. (B) Direzioni principali delle fibre. Le direzioni oblique sono considerate essere, in una visione semplificata, disposte a $\pm 45^\circ$ rispetto alla direzione trasversa.

Nella regione sopraombelicale l'organizzazione è sostanzialmente simile allo schema generale descritto sopra. Nella regione ombelicale il modello strutturale cambia e i fasci di collagene circolari dell'ombelico si intrecciano con i fasci della linea alba. Sotto l'ombelico si trova la zona di transizione, regione in cui si estende la linea arcuata, in cui si osserva la presenza maggiore di fibre oblique, che riducono lo spessore della lamina trasversa. Nella regione infra-arcuata si ritrova il modello tipico descritto sopra. Le rispettive proporzioni delle classi di fibre si possono osservare in figura 2.14.

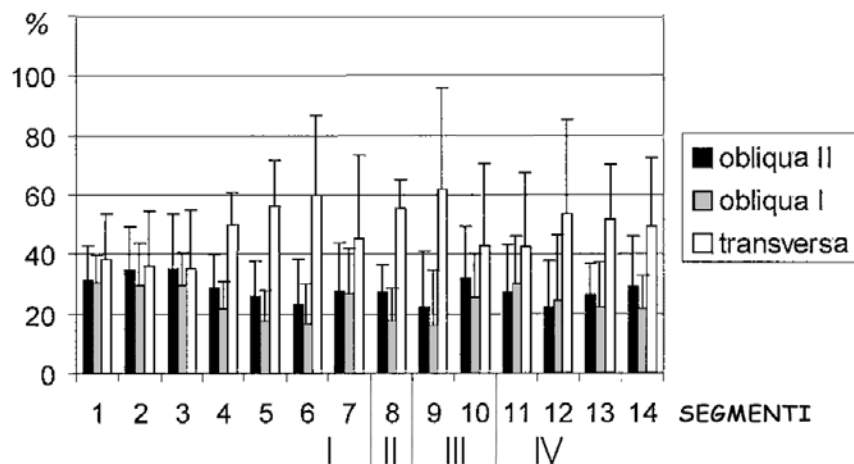


Figura 2.14 - Orientazione delle fibre di collagene nella linea alba in relazione alla posizione cranio-caudale.

Il diametro medio dei fasci di fibre di collagene nella linea alba è pari a $66,8 \pm 39,6 \mu\text{m}$ e non differisce significativamente tra le tre classi di orientazione. Varia invece in modo evidente tra la regione sopra-ombelicale (media $63,0 \mu\text{m}$) e la regione infra-ombelicale (media $71,5 \mu\text{m}$). Se si analizzano le differenze riguardanti il sesso dei soggetti analizzati risulta che lo spessore della linea alba maschile è in media maggiore di quello femminile, in particolare nella zona infra-ombelicale. Nel complesso, la linea alba del maschio contiene più strati di fasci di fibre per segmento rispetto alla linea alba femminile. La larghezza della linea alba femminile è maggiore di quella del maschio nella regione infra-ombelicale. In questa regione si trovano anche particolari differenze nell'orientazione delle fibre; infatti una quantità maggiore di fibre trasversali si riscontrano nelle femmine rispetto ai maschi. Le cause di tali differenze morfologiche sono imputabili al fatto che i soggetti femminili hanno avuto una o più gravidanze, quindi l'aumento della pressione intra-addominale ha modificato la struttura della parete

e il controllo ormonale ne ha influenzato la composizione; dallo studio è risultato che i soggetti femminili che non hanno avuto figli mostrano tutte le diversità elencate meno marcate.

Nello studio di Axer et al. viene studiata anche l'antropometria della guaina del muscolo retto anteriore e posteriore. Nel grafico in figura 2.15 si riassumono i dati relativi agli spessori delle guaine in riferimento alla suddivisione dell'addome in 14 segmenti.

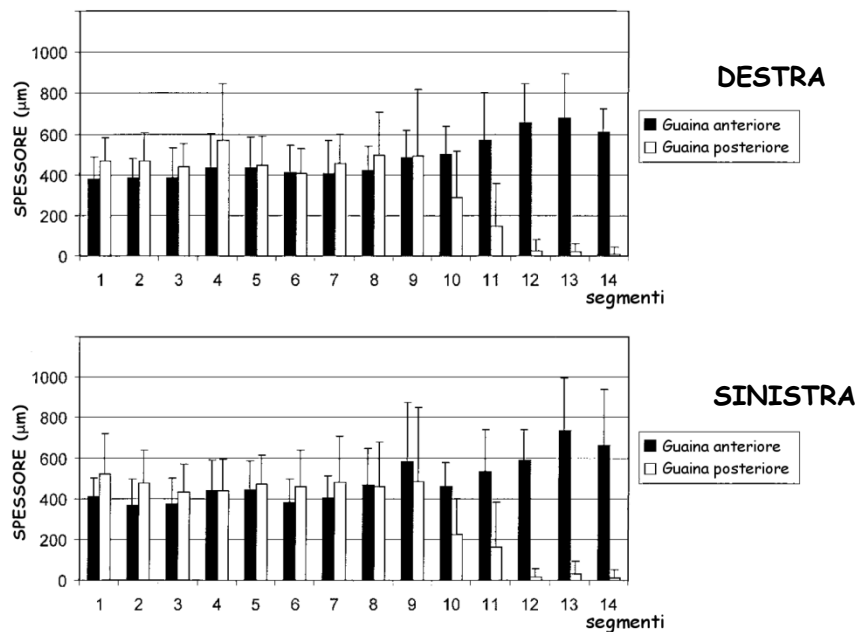


Figura 2.15 - Media e SD dello spessore della guaina del retto in rapporto al numero del segmento addominale relativo. Il grafico in alto si riferisce alla guaina del retto destro, quello in basso alla guaina del retto sinistro.

Si può considerare una suddivisione in tre regioni lungo la direzione cranio-caudale i quali sono: zona sopra-ombelicale, zona di transizione (linea arcuata) e zona infra-arcuata. Sotto il livello dell'ombelico i fasci di fibre della guaina posteriore, o dorsale, iniziano a diffondersi verso la guaina posteriore. Questa transizione di fibre da dorsale a ventrale continua per 2-3 segmenti e comporta una riduzione graduale dello spessore. Nella regione infra-arcuata la guaina del muscolo retto dorsale è costituita solo da poche fibre molto sottili di collagene. La fascia anteriore, al contrario, diventa sempre più spessa nella zona di transizione e nella zona infra-arcuata.

Nella guaina del muscolo retto anteriore, sopra l'ombelico, si riscontra una quantità predominante di fasci obliqui I e II che si mescolano tra di loro, mentre la guaina del muscolo retto posteriore è costituita prevalentemente da fasci di fibrille trasversali.

Nella zona di transizione le fibre trasverse dorsali iniziano a dirigersi verso la guaina ventrale e qui i fasci di fibre obliqui e trasversi s'intrecciano formando una rete tridimensionale con un motivo simile a quello della linea alba (Fig. 2.16).

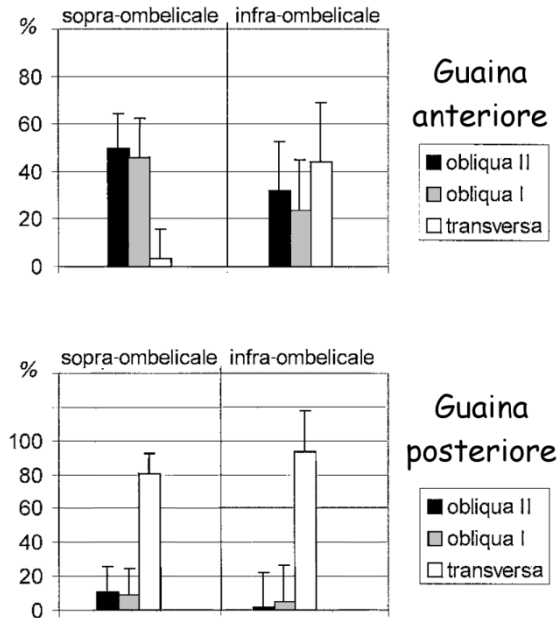


Figura 2.16 - Orientazione delle fibre di collagene nella guaina del retto anteriore (sopra) e posteriore (sotto) in relazione alla posizione.

I fasci di fibre hanno in media diametri di 74,6 μm nella guaina anteriore e di 69,5 μm nella guaina posteriore indipendentemente dalla classe di orientazione.

Le fibre di collagene delle guaine del retto seguono la stessa orientazione delle fibre di collagene delle aponeurosi dei muscoli laterali da cui vengono generate. A loro volta le aponeurosi hanno un arrangiamento delle fibre di collagene corrispondente all'orientazione delle fibre muscolari del muscolo di provenienza [15]. Nella figura successiva si può distinguere la disposizione delle fibre aponeurotiche che dai muscoli si portano medialmente per originare le fasce del retto e la linea alba.

La fascia trasversale contiene fasci di collagene disposti con buona approssimazione perpendicolarmente alla direzione cranio-caudale del corpo. Questa struttura anatomica, nella metà superiore della parete addominale ha spessore minore rispetto alla metà inferiore, dove diventa più spesso e resistente.

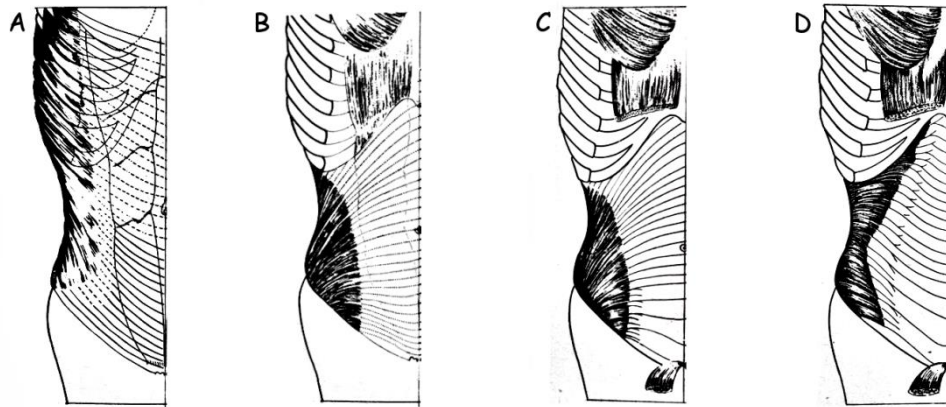


Figura 2.17 - Schema delle aponeurosi originate dai muscoli destri (A) obliquo esterno, (B) obliquo interno nella lamina anteriore, (C) obliquo interno nella lamina posteriore, (D) trasverso.

2.4 Proprietà meccaniche della parete addominale anteriore

2.4.1 Valutazione degli stati pressori intraddominali

I muscoli addominali antero-laterali lavorano in sinergia con gli altri muscoli che circondano la cavità addominale, in particolare con i muscoli del pavimento pelvico e con il diaframma toracico, al fine di modulare e rispondere ai cambiamenti di pressione intra-addominale (IAP). Negli esseri umani la pressione intra-addominale varia in genere in un *range* da 0,2 kPa a 20 kPa, in relazione ai movimenti compiuti dal corpo.

Inizialmente le misure erano effettuate direttamente mediante una cannula inserita nella cavità addominale o un catetere intraperitoneale connesso ad un trasduttore di pressione. In alternativa, per ovviare al problema di invasività della misura diretta della IAP, i valori possono essere misurati con un metodo di determinazione indiretto che si serve delle misurazioni della pressione della vescica urinaria tramite un catetere vescicale. Negli anni si è dimostrato che i valori ottenuti dalla misura indiretta approssimano in maniera accurata i valori di IAP reali [16].

Uno studio condotto da Sanchez et al [17] su pazienti ospedalizzati collegati a cateteri vescicali indica un valore medio di IAP pari a 6.2 mmHg, quindi 0.827 kPa, e un significativo legame con il valore di massa corporea (BMI) del paziente. Tuttavia, le pressioni generate durante le attività quotidiane tipiche non possono essere adeguatamente valutate in pazienti soggetti a respirazione artificiale o in pazienti

ricoverati in ospedale dopo un intervento chirurgico recente; pertanto si fa riferimento ad uno studio di Cobb et al. [18] atto a valutare più soggetti sani e non obesi per determinare una normale gamma di IAP durante alcuni movimenti comuni. L'intervallo delle pressioni generate da ciascuna delle 13 manovre valutate è mostrato in Tabella 2.4.

Posizione/Manovra	Minimo [mmHg]	Massimo [mmHg]	Media [mmHg]	SD [mmHg]
Posizione Supina	-1	6	1.8	2.2
Posizione Eretta	15	27	20.0	3.8
Posizione Seduta	10	21	16.7	2.9
Salire le scale	40	110	68.9	17.4
Addominali	7	47	26.7	10.7
Piegarsi in vita	6	30	14.4	5.3
Piegare le ginocchia	14	30	20.6	4.4
Tosse	40	127	81.4	25.6
Tosse in piedi	64	141	107.6	23.0
Manovra di Valsalva	20	64	39.7	11.0
Salto	43	252	171.0	48.4
Distensione su panca	2	34	7.4	7.3
Flessione avambracci	17	37	25.5	6.0

Tabella 2.4 - Intervalli di pressione intra-addominale generate in 20 soggetti sani.

I risultati denotano un incremento della IAP all'aumentare del BMI ma non particolari differenze dovute al sesso dei pazienti. I valori più alti di pressione si verificano nell'atto di tosse e salto.

Durante la respirazione si verificano incrementi della pressione intraddominale sia nell'inspirazione che nell'espiazione. Nell'atto di respirazione normale i muscoli addominali risultano inattivi, la contrazione del diaframma permette la diminuzione del diametro cranio-caudale della cavità addominale e la pressione intra-addominale provoca l'aumento passivo del diametro dorsoventrale. Ciò si traduce, durante la

respirazione normale, in una minima variazione della IAP di circa 1 kPa [19].

Se si approssima la parete addominale come un modello di cilindrico cavo riempito di fluido in cui lo spessore della parete è piccolo rispetto al raggio, assumendo un raggio r di 200 mm [20] e uno spessore s di 20 mm [21] come in figura 2.18, dalle formule di Mariotte si ottiene la tensione in direzione circonferenziale:

$$\sigma_c = \frac{F}{A} = \frac{PDL}{2sL} = \frac{Pr}{s}$$

quindi si può calcolare una tensione circonferenziale della parete addominale nell'atto di respirazione normale pari a circa 10 kPa.

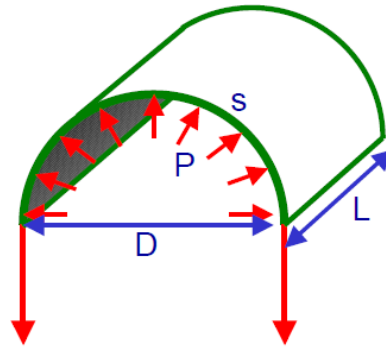


Figura 2.18 - Cilindro cavo di piccolo spessore.

Nel caso, invece, di una respirazione forzata o di uno sforzo addominale i muscoli della parete si contraggono e il diaframma si abbassa di conseguenza, aumentando in maniera rilevante la pressione. Lo sforzo determina anche la forte riduzione del volume della cavità addominale. Semplificando il modello della parete addominale anteriore con un semicilindro ellittico il volume risulta essere:

$$V = \frac{1}{2} L \pi r_1 r_2$$

dove r_1 e r_2 sono i due raggi e L è la lunghezza del cilindro.

Talasz et al. [22] utilizzano scansioni addominali umane MRI (figura 2.19) per analizzare le variazioni nelle dimensioni dell'addome durante l'atto di tosse. L'addome inizialmente si presenta di lunghezza 341 mm e raggi 141 mm e 104 mm, con il corrispondente volume di 7.9 L. L'azione comporta una riduzione della lunghezza a 304 mm, il primo raggio rimane fisso mentre il secondo si riduce a 94.5 mm, dando un volume pari a 6.4 L [23].

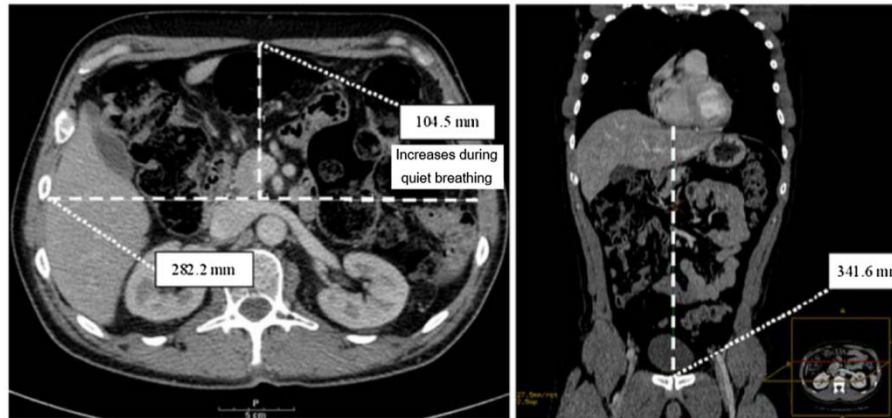


Figura 2.19 - Dimensioni di una cavità addominali estrapolate da immagine MRI.

Secondo il *principio di Pascal*, la pressione applicata ad un fluido confinato viene trasmessa intatta ad ogni parte del fluido e sulle pareti della cavità che lo contiene. Così la IAP che viene ad aumentare a causa della contrazione isolata dei muscoli addominali può agire dando supporto sia allo spostamento del diaframma che al pavimento pelvico. Da una semplificazione che assume la cavità addominale riempita da un gas ideale confinato, con la legge di Boyle $PV=k$ si può calcolare che la diminuzione in volume di 1.5 L, ossia del 19%, in tali condizioni crea un aumento di pressione del 19%. Data una IAP a riposo di 1 kPa ciò implica la generazione di una IAP durante la tosse di soli 1.19 kPa, molto più bassa rispetto alla media di 10.85 kPa riportata negli studi di Cobb et al. Tuttavia, anche con la presenza di soli 115 ml di gas nell'addome a riposo [24], il sangue dev'essere espulso dall'addome per via venosa e arteriale per permettere la presenza di questo volume. La pressione venosa centrale è approssimativamente di 2 kPa [25]. La pressione diastolica del sangue arteriale, invece, è all'incirca di 10.5 kPa [26], quindi per espellere il sangue attraverso la rete arteriale la pressione intra-addominale deve necessariamente superare tale valore.

Alcuni autori valutano le tensioni che si sviluppano sulla parete addominale approssimandola con un modello di serbatoio sferico riempito di fluido con una parete sottile rispetto al raggio della sfera cava [27]. Dalla *formula di Mariotte* si ottiene che la tensione circonferenziale agente sulla parete di un recipiente sferico (figura 2.20) è data da:

$$\sigma_c = \frac{Pr}{2s}$$

dove P è la pressione agente, r il raggio della sfera cava, s lo spessore della parete.

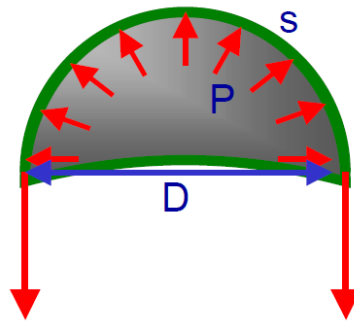


Figura 2.20 - Sfera cava di piccolo spessore.

Di conseguenza, moltiplicando il termine precedente per lo spessore della sezione si ha la componente di sollecitazione membranale:

$$F = \frac{Pr}{2}$$

che risulta quindi indipendente dallo spessore.

Prendendo in considerazione l'ipotesi di avere una circonferenza addominale di 100 cm ($r=16$ cm), in corrispondenza di un'alta pressione intra-addominale fisiologica come 20 kPa, si calcola una sollecitazione di membrana di 16 N/cm.

La tendenza generale degli autori che seguono tale modello è perciò quella di considerare valori almeno pari a 16 N/cm come requisito per le protesi chirurgiche utilizzate in eventuali impianti sulla parete addominale.

Considerando poi il *range* più preciso di valori medi misurati in soggetti sani riportati in tabella 2.4, le sollecitazioni membranali minima e massima risultano:

$$\begin{aligned} P_{\min} = 1.8 \text{ mmHg} &\quad \rightarrow \quad F_{\min} = 0.19 \text{ N/cm} \\ P_{\max} = 171.0 \text{ mmHg} &\quad \rightarrow \quad F_{\max} = 18.24 \text{ N/cm} \end{aligned}$$

corrispondenti alla posizione supina e all'azione di salto.

2.4.2 *Comportamento meccanico passivo*

Le fibre di collagene sono responsabili della risposta passiva dei muscoli [28], mentre le fibre muscolari sono implicate soprattutto nel comportamento attivo [29]. Questi due comportamenti inducono, in genere, una risposta meccanica differente nel muscolo e dunque nella parete addominale. Precisamente, il contributo passivo si ottiene in

risposta a carichi ai quali il muscolo reagisce con la sola resistenza, senza contrarsi. Quando invece il muscolo è stimolato da uno stimolo elettrico, interno oppure esterno, esso genera una contrazione che induce una forza aggiuntiva. La tensione causata dalla contrazione muscolare è la differenza tra la tensione totale e quella passiva. Contrarre i muscoli addominali riduce la circonferenza addominale, mentre la fascia trasversale e il peritoneo non risultano essere in tensione, non agendo essi in serie con i muscoli. Tuttavia, la contrazione dei muscoli obliqui interni ed esterni e trasversali va a tensionare le guaine del muscolo retto e la linea alba (Fig. 2.21).

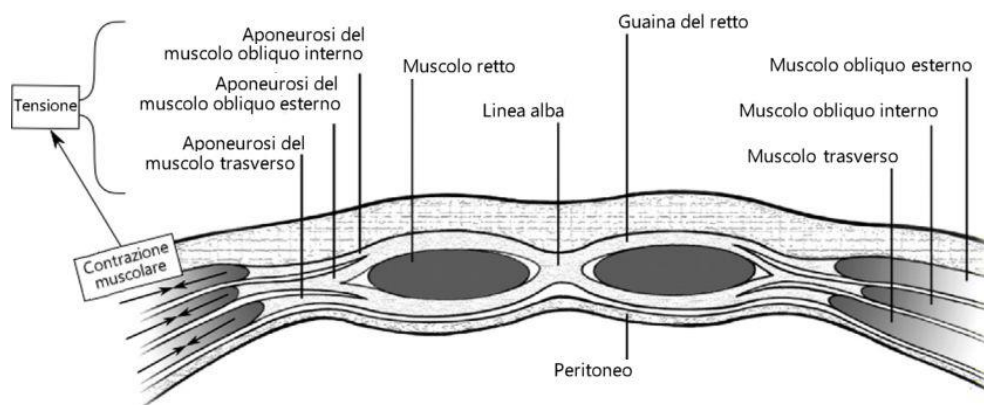


Figura 2.21 - Schema funzionale degli strati della parete addominale.

Il comportamento meccanico passivo è dato da una risposta non lineare a deformazioni finite in un *range* fisiologico. Tale non linearità è associata alla particolare conformazione delle fibrille di collagene e di elastina. Per effetto di livelli limitati di carico si ottengono grandi spostamenti, poiché la struttura ripiegata delle fibrille è facile da distendere, mentre con livelli elevati di carico i tessuti si irrigidiscono notevolmente, in quando le fibrille si stirano progressivamente e aumenta la tensione tra i legami inter e intra-fibrillari. Se la tensione eccede un certo limite si può giungere alla rottura dei legami e quindi alla perdita delle proprietà meccaniche del tessuto (figura 2.22).

La direzione preferenziale delle fibre muscolari e delle fibre di collagene è strettamente correlata ad una risposta meccanica anisotropa.

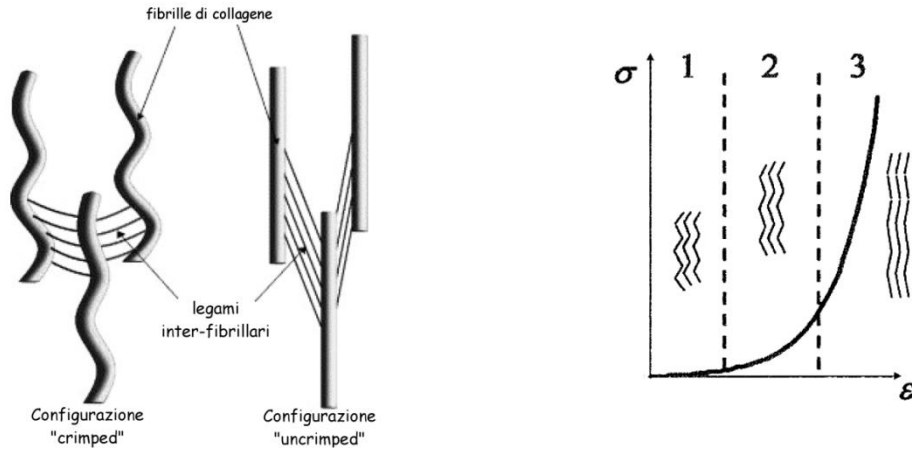


Figura 2.22 - (A) Configurazione “crimped” e “uncrimped” delle fibrille di collagene; (B) Comportamento a trazione lungo le fibre delle fibre di collagene nei tessuti molli.

I risultati presentati in letteratura dimostrano che, dallo studio comparativo tra la risposta meccanica passiva lungo la direzione delle fibre muscolari e quella perpendicolare alla direzione delle fibre dei muscoli addominali valutati separatamente, il comportamento dei tessuti è anisotropo e più rigido lungo le direzioni perpendicolari alle fibre muscolari rispetto a quella parallele [30]. Si può osservare, come esempio, il risultato di un test “in vitro” di trazione e compressione monoassiale effettuato su campioni di muscolo trasverso canino a velocità di deformazione di $3\% \text{ s}^{-1}$ in figura 2.23.

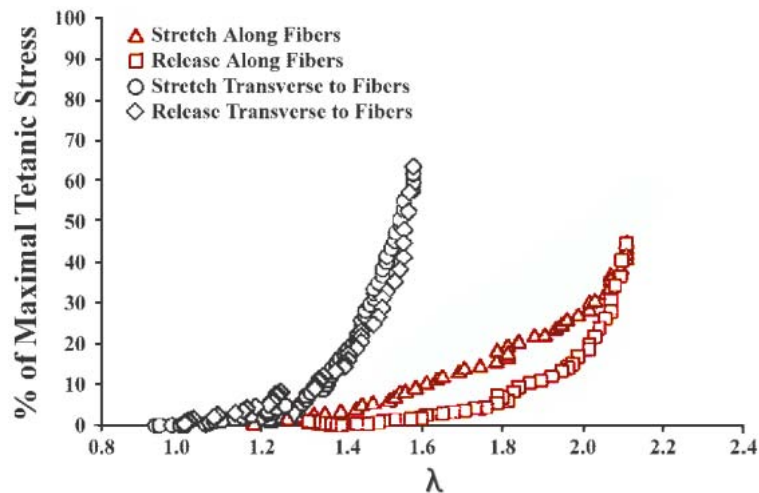


Figura 2.23 - Dataset rappresentativo della elazione tensione-dilatazione del muscolo trasverso canino in direzione longitudinale e trasversale alle fibre.

Va fatto notare che il comportamento meccanico passivo della parete addominale varia in base alla complessa disposizione di più tessuti differenti, ognuno con la sua

particolare organizzazione e orientazione delle fibre [31]. L'anisotropia risulta però meno marcata quando i muscoli addominali laterali non vengono studiati separatamente come singoli strati ma come una struttura composita. Nello studio di Hernandez et al. [32] si caratterizza sperimentalmente il comportamento passivo dell'addome di coniglio con test monoassiali di trazione lungo le direzioni cranio-caudale (long) e trasversale (trans) in condizioni quasi statiche. Si può osservare, dal confronto di figura 2.24 A e B, come le disparità tra il comportamento meccanico in direzione cranio-caudale e quello in direzione trasversale siano particolarmente marcate nel grafico relativo al muscolo obliquo esterno e lo siano in maniera minore nel grafico relativo ai tre muscoli laterali assieme.

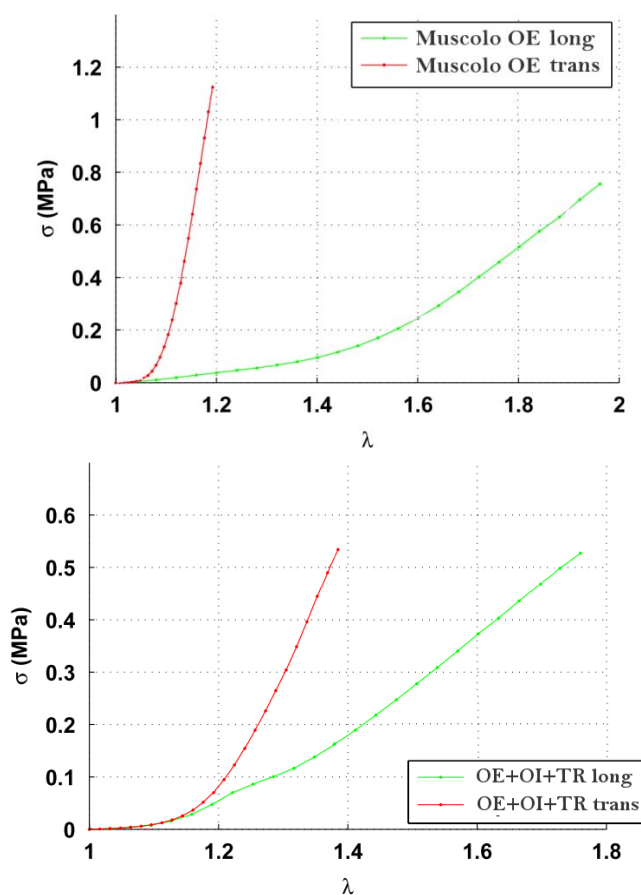


Figura 2.24 - Relazione tensione-dilatazione media per campioni di (A) muscolo obliquo esterno e (B) tessuto composto da muscoli obliqui e trasverso di coniglio in direzione longitudinale e trasversale del corpo.

Come discusso in precedenza, i muscoli addominali sono disposti in strati multipli, ciascuno con collagene e fibre muscolari orientate lungo un asse diverso da quello dello strato adiacente. In presenza di tessuto connettivo extracellulare questa disposizione in

strati muscolari permette la trasmissione miofasciale di forze tra muscoli adiacenti. Pertanto, l'insieme degli strati muscolari si comporta in maniera intermedia rispetto a ciascuno strato separato.

Anche il comportamento dell'intero addome umano risulta differente in base alla direzione valutata; da un test sperimentale "in vivo" con inflazione di gas a 2 l/min in chirurgia laparoscopica [33] si ottengono valori di rigidità più alti nella direzione trasversale rispetto alla direzione cranio-caudale (figura 2.25).

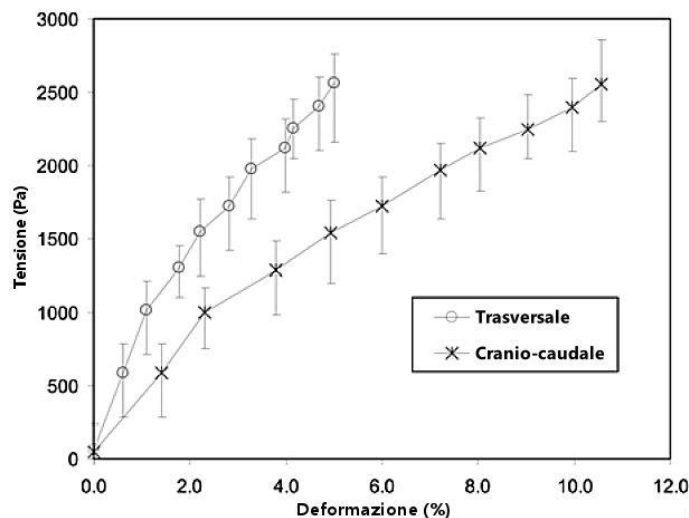


Figura 2.25 - Relazione tensione-deformazione nella parete addominale in direzione trasversale e cranio-caudale.

Un altro studio [34] utilizza invece campioni "ex vivo" di otto pareti addominali antero-laterali intere, comprendenti tutti gli strati dalla pelle al peritoneo, e nel lato interno di ognuna di esse, dopo un opportuno ancoraggio dei lati, viene simulata una pressione intra-addominale di 2 e 3 kPa. A parità di tensione le deformazioni longitudinali trovate sul lato interno della parete sono significativamente più alte rispetto alle deformazioni trasversali per entrambe le pressioni indotte.

L'alto contenuto d'acqua di questi tessuti, vicino al 70%, induce inoltre un comportamento praticamente incomprimibile.

Il tessuto muscolare, poi, presenta un comportamento viscoelastico imputabile all'interazione dei proteoglicani della matrice extracellulare con le fibre muscolari e collageniche.

I principali fenomeni valutabili della viscoelasticità sono:

- Dipendenza della rigidezza dalla velocità di deformazione/carico;
- Fenomeno di *creep*, cioè l'incremento di deformazioni nel tempo in condizioni di tensione costante applicata;
- Fenomeno di rilassamento delle tensioni, cioè la diminuzione della tensione nel tempo in condizioni di deformazione costante applicata;
- Isteresi, cioè una dissipazione di energia per cicli di carico/scarico, siano essi a tensioni imposte o a deformazioni imposte (fenomeno molto evidente nella fase di preconditionamento dei campioni).

Il preconditionamento di un campione di tessuto consiste nell'applicare delle sollecitazioni cicliche, in numero ed ampiezza variabile in base materiale da testare. Ciò permette di orientare la struttura dei tessuti riportandola all'allineamento che aveva originariamente e, in questo modo, consente al campione di stabilizzarsi rispetto al carico.

Uno studio riguardante le proprietà meccaniche viscoelastiche dei tessuti addominali è stato condotto da Calvo et al. [35] su campioni muscolari di coniglio applicando test monoassiali di rilassamento delle tensioni con vari livelli di allungamento imposto. Le prove sono eseguite ad un'alta velocità di deformazione ($10\% \text{ s}^{-1}$). I tessuti rispondono mostrando in tutti i casi un'isteresi marcata, come ad esempio si vede in figura 2.26.

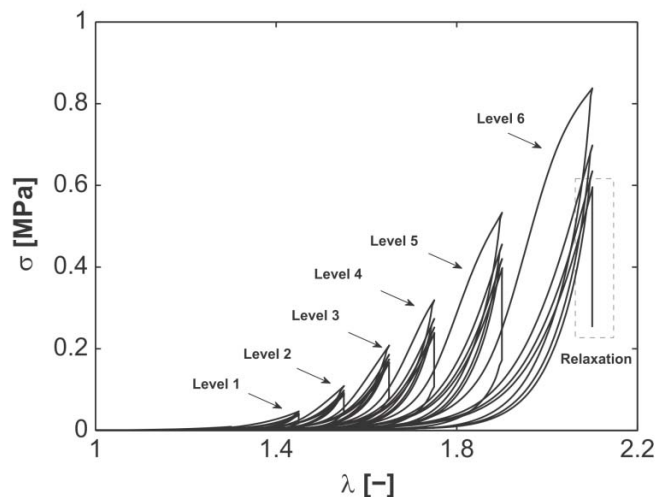


Figura 2.26 - Grafico tensione-dilatazione della prova di rilassamento delle tensioni nel muscolo obliquo del coniglio in direzione cranio-caudale.

I risultati mostrano differenti comportamenti in dipendenza della regione di appartenenza dei campioni. I muscoli obliqui sono stati valutati nelle due direzioni assiale e trasversale del corpo e risultano caratterizzati da un rilassamento delle tensioni

maggiore nella direzione trasversale rispetto a quella cranio-caudale (Fig. 2.27).

I muscoli obliqui sembrano esibire una perdita finale di tensione indipendente dalla deformazione subita sia nella direzione trasversale che in quella cranio-caudale, quindi una viscoelasticità lineare. Al contrario, il muscolo retto, testato solo in direzione cranio-caudale, dimostra una dipendenza tra la perdita finale di tensione e i diversi gradi di allungamento della prova che causa l'aumento del primo al crescere del secondo.

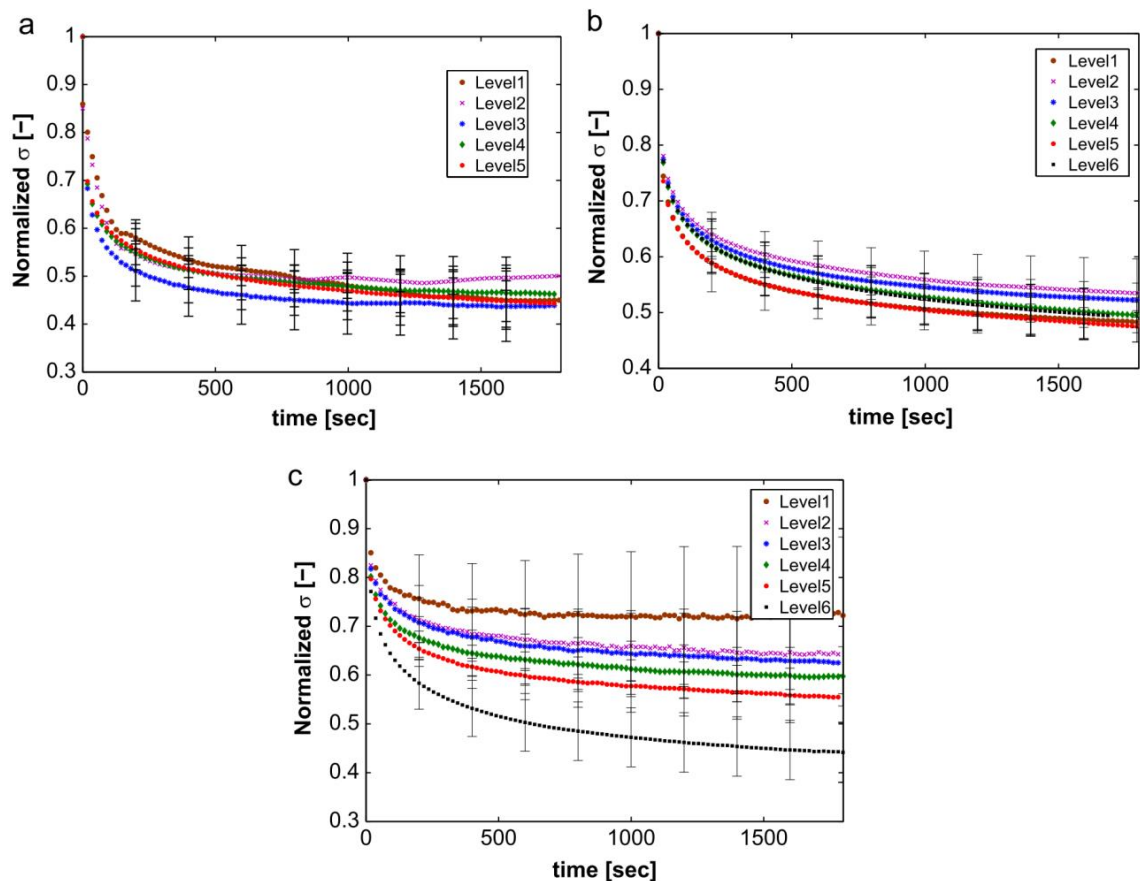


Figura 2.27 - Comportamento di rilassamento delle tensioni nel muscolo obliquo in direzione trasversale (a), longitudinale (b) e nel muscolo retto in direzione cranio-caudale (c).

Oltre al tessuto muscolare, anche i tessuti fasciali della parete addominale esibiscono, in quanto tessuti molli, una risposta elastica non lineare associata al comportamento delle proteine strutturali che li compongono.

La linea alba tra le sue caratteristiche meccaniche mostra in primo luogo una forte distinzione tra il comportamento a trazione in direzione cranio-caudale e quello in direzione trasversale. Forstemann et al. [36] verificano le proprietà di non linearità e anisotropia in condizioni quasi statiche della linea alba umana (Fig. 2.28).

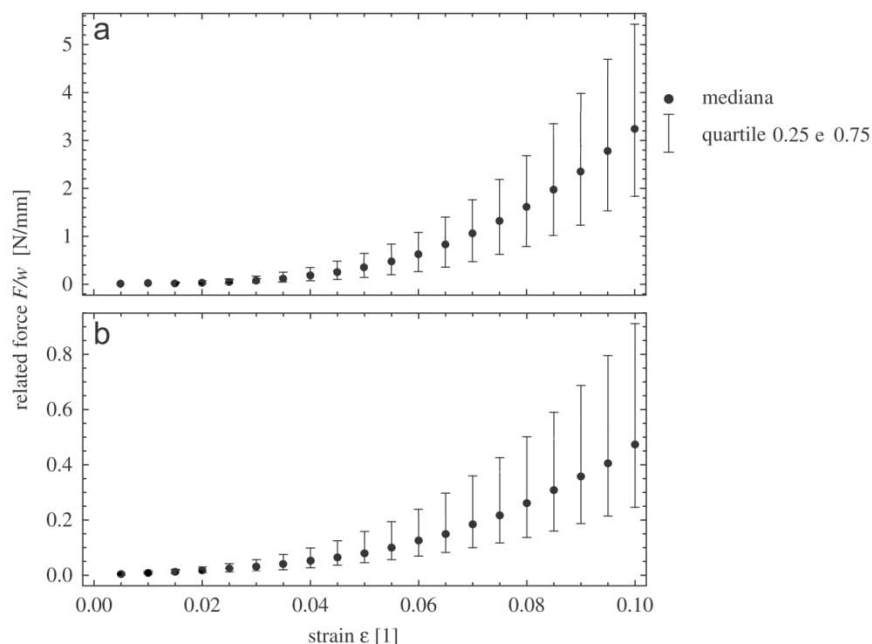


Figura 2.28 - Relazione forza relativa-deformazione per campioni di linea alba umana in direzione trasversale (a) e cranio-caudale (b).

Si è dimostrato però che il comportamento meccanico della linea alba varia molto anche in relazione alla posizione cranio-caudale dei campioni, com'è prevedibile evidenze morfologiche del tessuto; Santamaria et al. [37] riportano prove di trazione monoassiali su campioni di linea alba porcina differenziando la regione sopra-ombelicale dalle regione infra-ombelicale (Fig. 2.29). In generale, sono riportati i livelli di stress più elevati per i campioni infra-ombelicale, mentre i campioni sopraombelicali mostrano livelli più elevati di deformazione.

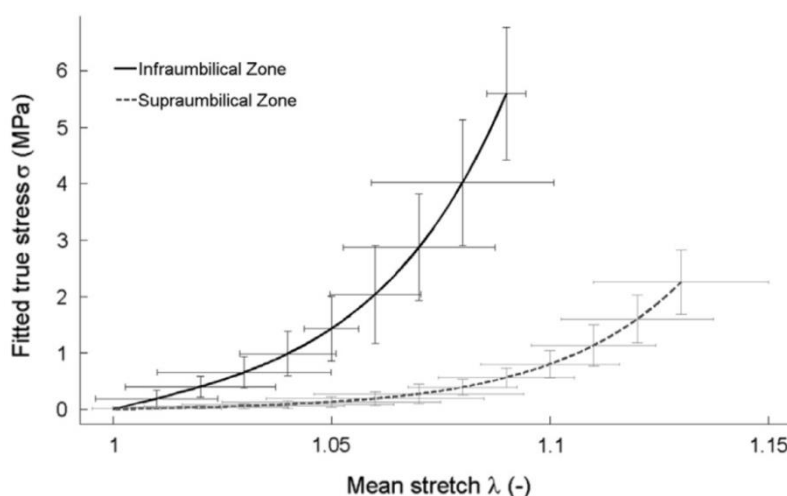


Figura 2.29 - Curve medie e SD del comportamento della linea alba porcina in direzione trasversale in zona sopra-ombelicale e infra-ombelicale.

Anche per la linea alba Calvo et al. [35] valutano la risposta viscoelastica mediante la stessa tipologia di prova di rilassamento delle tensioni lungo la direzione cranio-caudale condotta per i muscoli addominali (Fig. 2.30). La linea alba nei campioni di coniglio mostra, in particolare, una dipendenza dei valori di perdita di tensione finale con il livello di allungamento applicato; il comportamento viscoelastico non lineare è caratterizzato da una riduzione della perdita di tensione finale all'aumentare del grado di allungamento.

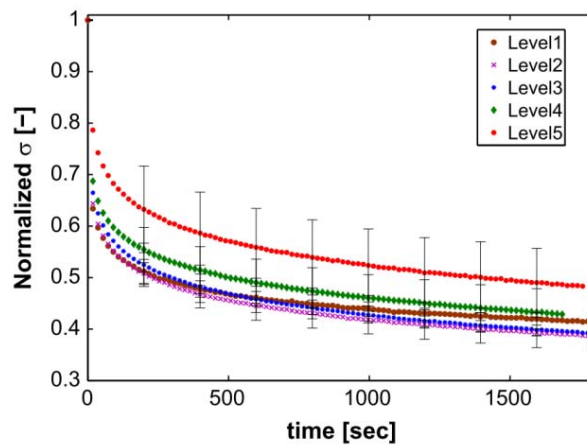


Figura 2.30 - Comportamento di rilassamento delle tensioni medio per la linea alba in direzione cranio-caudale.

Le forti differenze tra le rigidità dei tessuti fasciali della parete addominale valutate nelle due direzioni anatomiche principali non si riscontrano solo su campioni di linea alba ma anche su tutte le componenti fasciali e la causa si ricollega sempre all'orientamento dei fasci di collagene interni. Si riportano, ad esempio, le evidenze risultanti dallo studio di Lyons et al. [23] sulla guaina del retto; prove di trazione monoassiale sui campioni di guaina anteriore del retto porcino mostrano un comportamento meccanico molto diverso nella direzione trasversale, con una rigidità particolarmente marcata, rispetto a quello nella direzione cranio-caudale (Figura 2.31). Un'altra proprietà dei tessuti addominali, comune al resto dei tessuti biologici molli, è la presenza di tensioni residue dovuta al processo di crescita dallo stadio embrionale allo stato adulto [38]. Le tensioni residue vengono osservate quando si effettua un taglio sui tessuti senza che agisca nessun carico esterno. A seguito del taglio vengono liberate le tensioni residue e avviene un cambiamento nella configurazione all'equilibrio. La

determinazione di queste deformazioni iniziali è molto importante a causa del comportamento non lineare dei tessuti molli.

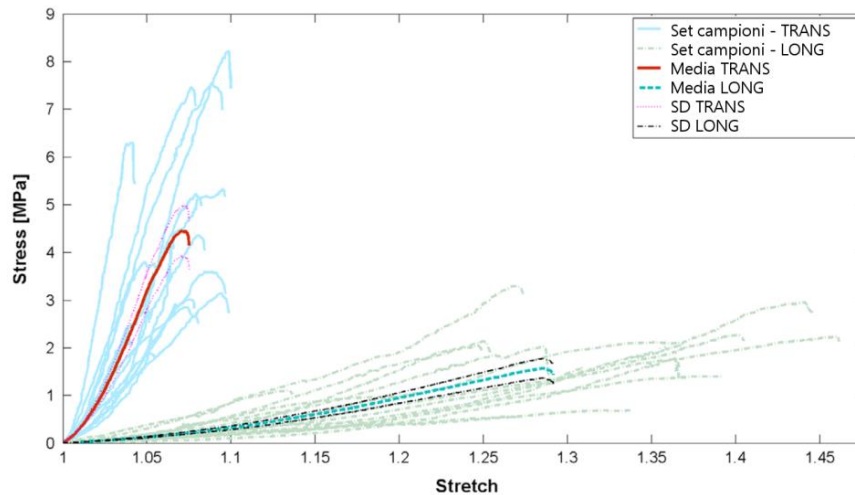


Figura 2.31 - Grafico tensione-dilatazione lungo le direzioni cranio-caudale (LONG) e trasversale (TRANS) in trazione monoassiale per campioni di guaina del retto anteriore porcina.

Si deve inoltre considerare che il tessuto muscolare ha la capacità di modificare la propria struttura in relazione agli stimoli meccanici e biochimici che lo raggiungono; esso va incontro prima alla crescita e poi ad un continuo rimodellamento della microstruttura.

Purtroppo non è sempre possibile caratterizzare al meglio i tessuti addominali umani per riprodurre il comportamento reale in quanto l'ottenimento dei campioni umani non è semplice. Come si è visto in alcuni degli studi riportati e come spesso si fa in questo campo, il problema si risolve in parte utilizzando modelli animali con più similarità anatomiche con l'uomo, ad esempio maiali, cani, conigli o topi.

Capitolo 3

Modellazione solida della parete addominale anteriore

3.1 Introduzione

L'analisi numerica ad elementi finiti nell'ambito della biomeccanica mira alla valutazione delle tensioni e delle deformazioni a cui sono sottoposti i tessuti della regione anatomica in condizione di carico fisiologico e non fisiologico. Il primo scopo dello studio è, più specificatamente, individuare una serie di operazioni finalizzata alla modellazione del comportamento meccanico passivo della parete addominale in movimento fisiologico.

A questo proposito dev'essere distintamente definita, oltre ai modelli costitutivi e alle proprietà dei materiali, la geometria di un modello virtuale. La rappresentazione numerica della regione in esame è realizzata mediante un modello tridimensionale (3D). Lo sviluppo del modello virtuale si struttura in modo da raggiungere l'obiettivo finale, accettando a tal fine livelli di semplificazione delle strutture e di regolarizzazione delle superfici adeguati. La procedura di elaborazione adottata, infatti, non prevede parametri prefissati o norme tecniche, bensì si basa in gran parte su considerazioni soggettive.

3.2 Acquisizione delle immagini biomedicali

Le bioimmagini relative alla regione addominale presa in esame sono acquisite mediante tomografia assiale computerizzata completa dell'addome. La tomografia assiale computerizzata, più brevemente indicata con l'acronimo TAC, si pone come metodica diagnostica per immagini largamente diffusa che consiste nell'applicazione di raggi X.

L'interazione tra il fotone X prodotto e gli atomi del tessuto provoca un'attenuazione della radiazione descritta dalla *legge di Lambert-Beer*:

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

il fascio di raggi X, avente un numero di fotoni iniziali pari a N_0 , viene attenuato ad un numero N in misura esponenziale decrescente in relazione al coefficiente di attenuazione μ e alla distanza percorsa nel mezzo x .

Il coefficiente di attenuazione dipende dalla densità, dal numero atomico e dall'energia dei raggi X e, di conseguenza, più il materiale attraversato ha numero atomico alto, più l'energia è bassa o più la densità è alta, tanto più il fascio risulta attenuato.

Le metodiche TAC si basano sul principio di ricostruzione da più proiezioni radiografiche del corpo studiato ad angolazioni differenti, mettendo in movimento contrapposto la sorgente radiogena e i rilevatori. Il risultato di uno studio TAC è una serie di immagini digitali o *slice*, che rappresentano la distribuzione di densità in una sezione interna, allineata perpendicolarmente all'asse lungo del corpo e di spessore definito tra 1 e 10 mm.

Il più piccolo elemento della *slice* contenente la misura dell'attenuazione in quel punto in scala di grigi è chiamato *voxel*. Tanto più è piccola la dimensione del *voxel*, tanto maggiore è la risoluzione spaziale della TAC. Le dimensioni di un'immagine tomografica in uno scanner medicale standard sono normalmente di 512×512 *voxel*. I *voxel* possono variare in dimensione tra 0.5 e 2 mm e in numero in base alla distanza tra le *slice* e dal volume degli organi da esaminare.

Il valore all'interno del *voxel* è chiamato numero CT, rappresentato non in unità assolute ma in riferimento all'attenuazione dell'acqua e misurato in *unità di Hounsfield* (HU):

$$\text{numero CT (HU)} = 1000 \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}$$

Utilizzando questa scala, il grasso corrisponde a circa -110 unità, il muscolo a circa 40 unità, l'osso trabecolare si trova nell'intervallo da 100 a 300 unità e l'osso corticale si estende dall'intensità dell'osso trabecolare fino a circa 2000 unità (figura 3.1).

I tempi di acquisizione di una *slice* sono di circa un 1 secondo, complessivamente l'intero esame dura 5-15 minuti.

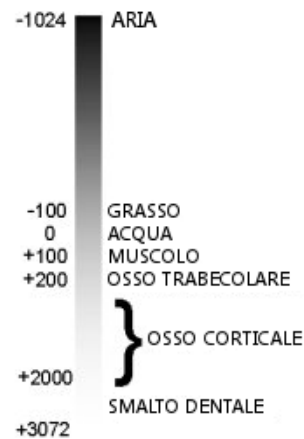


Figura 3.1 - Corrispondenza di alcuni tessuti con i valori di grigio nella scala di Hounsfield.

Per quanto riguarda la differenziazione dei tessuti molli, le tecniche tomografiche permettono un contrasto migliore rispetto alla radiologia proiettiva tradizionale: i dati prodotti possono essere manipolati attraverso un sistema di “finestratura” per rappresentare le diverse strutture anatomiche in relazione alla loro capacità di attenuare la radiazione.

L'esame TAC dell'addome completo permette di studiare gli organi e le strutture dell'addome, inclusi fegato, pancreas, reni, vasi sanguigni e di valutare:

- lo stato dei vasi;
- eventuali patologie di origine neoplastica;
- l'efficacia delle terapie antitumorali;
- problemi di natura infiammatoria, infettiva o ascessi;
- traumi ossei o viscerali;
- eventuali emorragie interne.

Può essere impiegato come guida per il prelievo di tessuti, tramite biopsia, utili per un successivo esame istologico.

Le immagini da indagine TAC utilizzate per ottenere la geometria della parete addominale anteriore fanno riferimento a 154 *slice* in formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). Ciascun *pixel* dell'immagine DICOM contiene il valore d'intensità di grigio corrispondente alla densità del materiale presente nella relativa posizione (figura 3.2). Il soggetto scelto è un uomo di 56 anni, che al momento dell'esame non presentava alcuna problematica clinica che potesse influenzare la

regione d'interesse. La risoluzione dell'immagine corrisponde ad una discretizzazione pari a 512×512 *pixel*, con *pixel* di dimensione 0.793×0.793 mm. Lo spessore di ogni piano scansionato è pari a 2.5 mm.

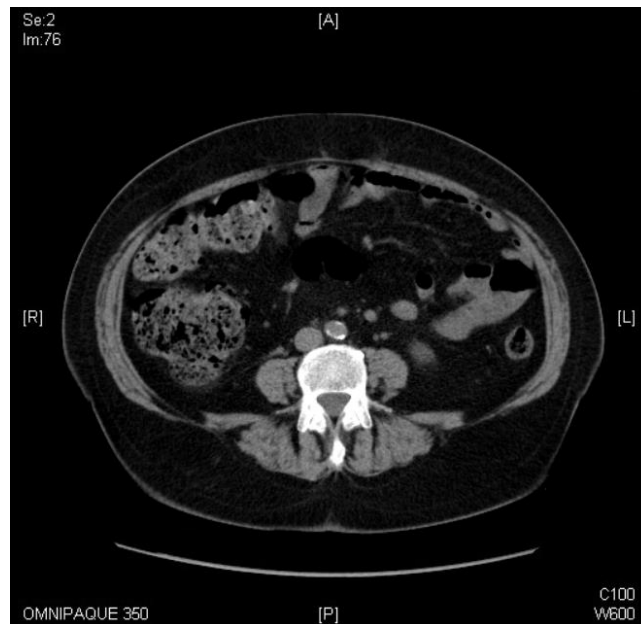


Figura 3.2 - Immagine *DICOM* di tomografia assiale computerizzata dell'addome completo.

3.3 Definizione dei segmenti di riferimento

La sequenza di scansioni tomografiche viene importata in un *software* di elaborazione delle immagini, con funzioni di segmentazione e visualizzazione 3D, il quale si interfaccia con la prototipazione rapida degli oggetti utilizzando il formato STL. I *file* inseriti sono convertiti automaticamente dal *software*, che controlla i differenti parametri associati alle immagini originarie: altezza, larghezza, dimensioni dei *pixel*, posizione, inclinazione, orientamento, informazioni sul paziente ed informazioni sullo studio TAC. Al fine di avere una visualizzazione corretta, è necessario assegnare alle immagini importate il vero orientamento assiale (figura 3.3). Grazie alla ricostruzione dalle immagini TAC, oltre al piano trasversale si può operare sui piani frontale e sagittale ricostruiti. I valori di grigio dei *pixel* sono mostrati mediante una serie di livelli di grigio che varia linearmente.

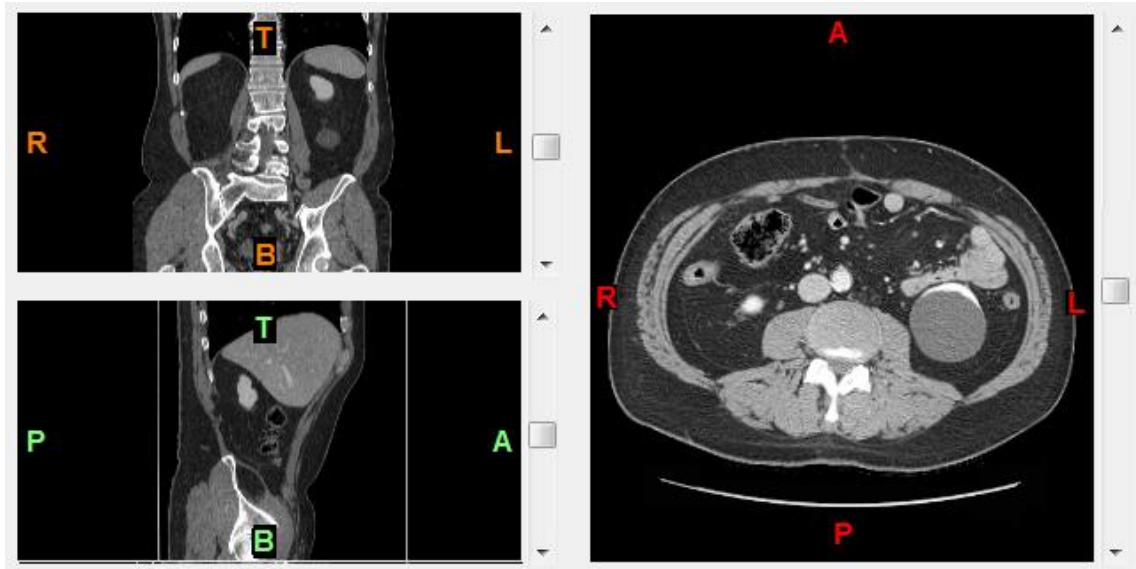


Figura 3.3 - Assegnazione dell'orientamento delle immagini.

Si visualizzano le immagini di TAC utilizzando fino a 256 livelli di grigio. La scala di grigi di *default* permette di vedere l'intera gamma di tessuti, dall'aria nel seno nasale all'osso corticale più denso, ma in questo modo le differenze meno marcate presenti nel tessuto molle non vengono riconosciute. Restringendo la scala di grigi (figura 3.4), si possono distinguere più chiaramente i tessuti molli, ma al costo di forzare parte dell'osso corticale ad essere rappresentata da un unico livello di grigio.

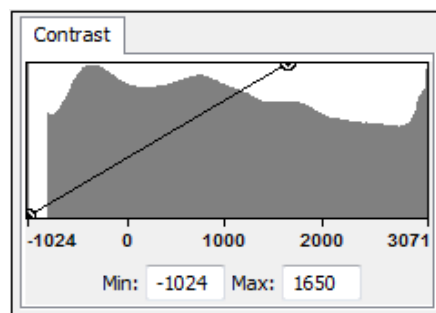


Figura 3.4 - Strumento per la definizione del contrasto.

La procedura adottata utilizza la segmentazione per selezionare le regioni delle immagini corrispondenti ai tessuti molli d'interesse. I passaggi sono scelti al fine di creare quattro maschere relative a:

- linea alba;
- muscoli retti;

- aponeurosi;
- blocco composto dei muscoli laterali.

Il blocco laterale comprende al suo interno il muscolo obliquo esterno, il muscolo obliquo interno e il muscolo trasverso, che in questa prima semplificazione non vengono differenziati.

I tessuti anteriori allo strato muscolare, ossia il tessuto adiposo e la pelle, non vengono considerati nella modellazione poiché le loro rigidità sono trascurabili se confrontate con il tessuto muscolare e fasciale.

Per prima cosa si prendono in considerazione le immagini sul piano assiale e si valuta il *range* di intensità di grigio dei tessuti muscolari e fasciali.

Una funzione di *thresholding* si usa per creare una prima definizione dell'oggetto segmentato, inserendo il *range* di livelli di grigio nella scala di *Hounsfield* che si decide di selezionare.

Per i tessuti valutati si sceglie di utilizzare l'intervallo tra 150 e 1200 unità. Grazie a tale comando si visualizza una nuova maschera, evidenziata da un colore specifico e comprendente i pixel dell'intensità scelta (figura 3.5).

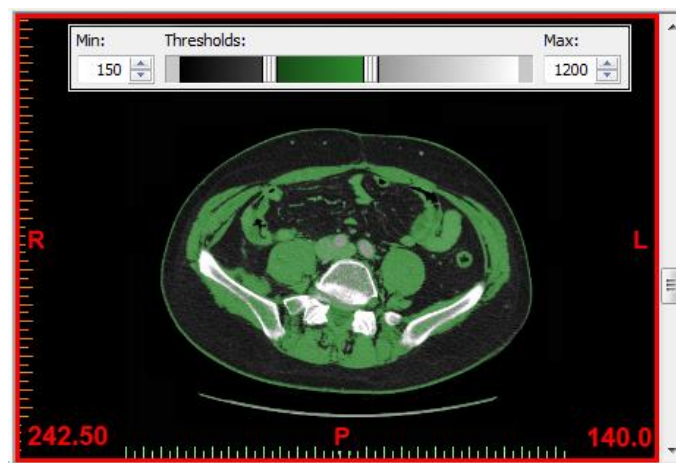


Figura 3.5 - Applicazione della funzione di *thresholding*.

Si opera una restrizione più radicale della segmentazione a una regione limitata nelle tre coordinate e rimuovendo dalla maschera una parte dell'area precedentemente selezionata.

Con un'operazione di *region growing* si crea una nuova maschera che rappresenta un insieme di tutti i *pixel* di valori di grigio connessi ad una regione selezionata. Tale

funzione consente l'eliminazione di punti o spazi isolati che non si vogliono considerare in base alla connettività di valori di grigio.

Si passa poi alla modifica manuale della maschera attiva, agendo direttamente su ogni singola *slice*, con una serie di operazioni di aggiunta, eliminazione o modifica dei valori di soglia in una regione della maschera.

Un altro passaggio impiegato per ottenere le maschere desiderate si avvale delle operazioni *booleane*, le quali realizzano le operazioni di differenza, unione e intersezione tra due maschere; con l'operazione di differenza, per esempio, s'impedisce che ci siano *pixel* in comune tra le varie maschere.

Una volta create le quattro maschere si può ricavare da ciascuna di esse la rappresentazione 3D attraverso un comando di calcolo 3D del *software* (figura 3.6).

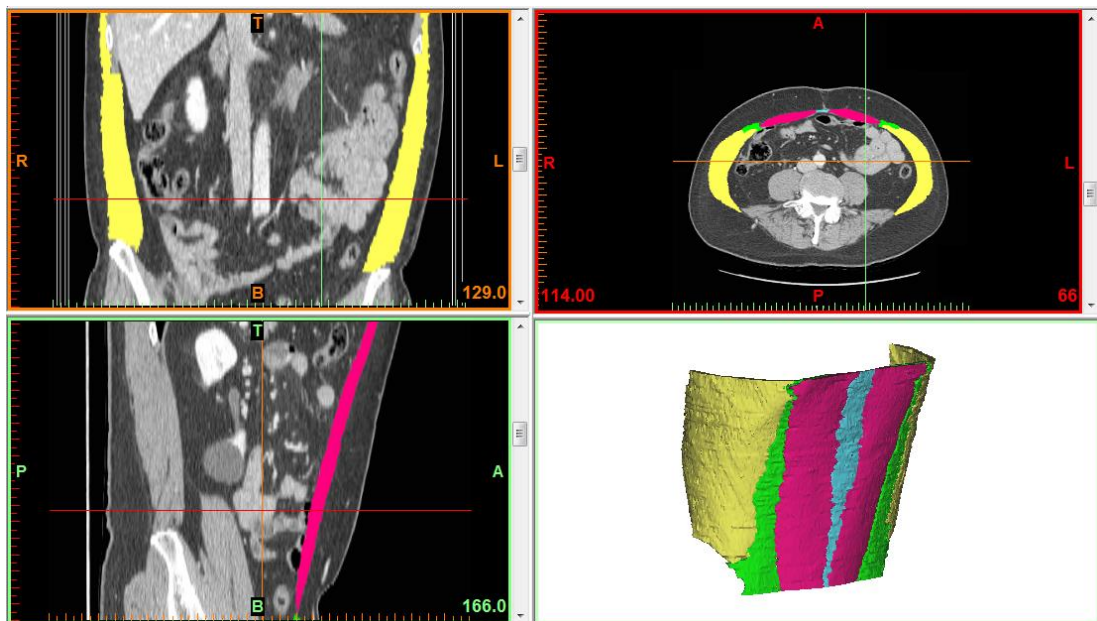


Figura 3.6 - Maschere visualizzate con vista frontale, assiale, sagittale e rappresentazione 3D.

Per garantire le successive fasi di elaborazione, le maschere realizzate devono essere esportate in formato *.STL* (*Standard Triangulation Language*). I file *.STL* rappresentano solidi le cui superfici vengono discretizzate mediante una rete di triangoli. Durante l'operazione di conversione, è possibile scegliere la qualità e alcuni parametri del metodo.

3.4 Ricostruzione tridimensionale

I file .STL realizzati in precedenza sono importati in un *software* che permette di generare dai dati di scansione 3D una rappresentazione matematica NURBS (*Non-Uniform Rational B-Splines*) di alta qualità necessaria per i passaggi successivi.

Quando si importa ciascun *file*, viene inserita una nuova *shell* nella finestra di controllo del progetto. La *shell* controlla l'insieme logico delle numerose facce che compongono una *mesh* poligonale. Utilizzando le *mesh* nello sviluppo del modello si hanno particolari vantaggi per la velocità di elaborazione consentita e per l'ampia scelta operazioni a disposizione. Tale scelta però comporta anche alcuni svantaggi dovuti all'approssimazione con cui sono rappresentate le superfici, le quali sono costituite da piccoli triangoli descrivibili solo spazialmente delle coordinate dei vertici e dei versori normali ai piani individuati. Queste geometrie non permettono la completa gestione matematica delle modifiche effettuate.

Le *shell* vengono modificate nel colore per renderle distinguibili tra loro e le superfici triangolarizzate si visualizzano come semplici solidi per condurre più agevolmente le operazioni successive (figura 3.7).

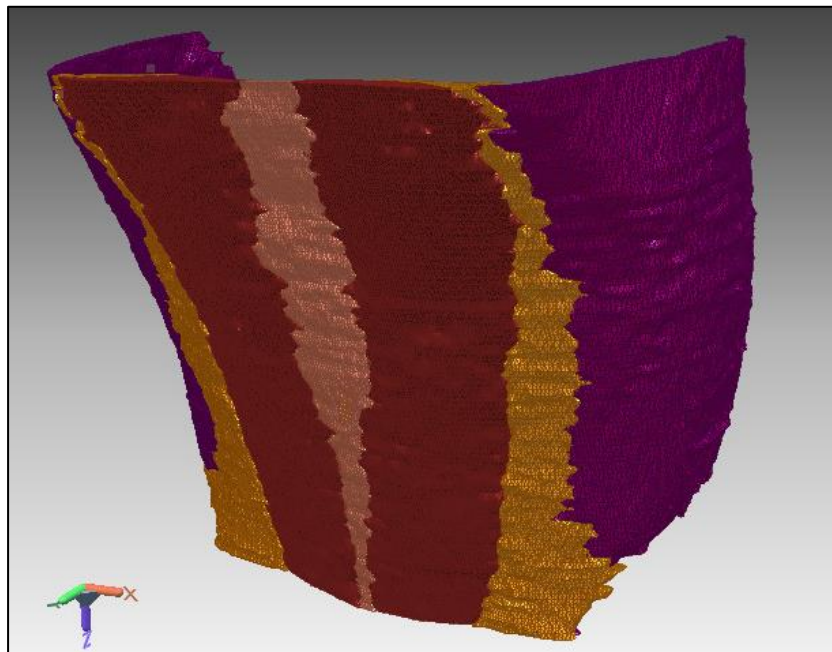


Figura 3.7 - Visualizzazione delle *shell* del progetto.

Assumendo la presenza di simmetria nella parete addominale rispetto al piano sagittale mediano, si sceglie di realizzare tale piano e considerare solo la metà destra della struttura completa; si agisce in modo tale da avere una struttura meno estesa su cui operare ed ottenere lo stesso grado di approssimazione e regolarità sia nella parte destra che nella sinistra dell'addome.

La scelta della metà destra non è guidata da motivazioni particolari poiché l'addome dello specifico caso non mostra differenze evidenti tra le due parti. A tale fine si utilizza una funzione che permette di ottenere il piano di simmetria necessario e, successivamente, un'operazione di specchiatura rimuovere la parte a sinistra del piano di simmetria di ciascuna *shell* (figura 3.8).

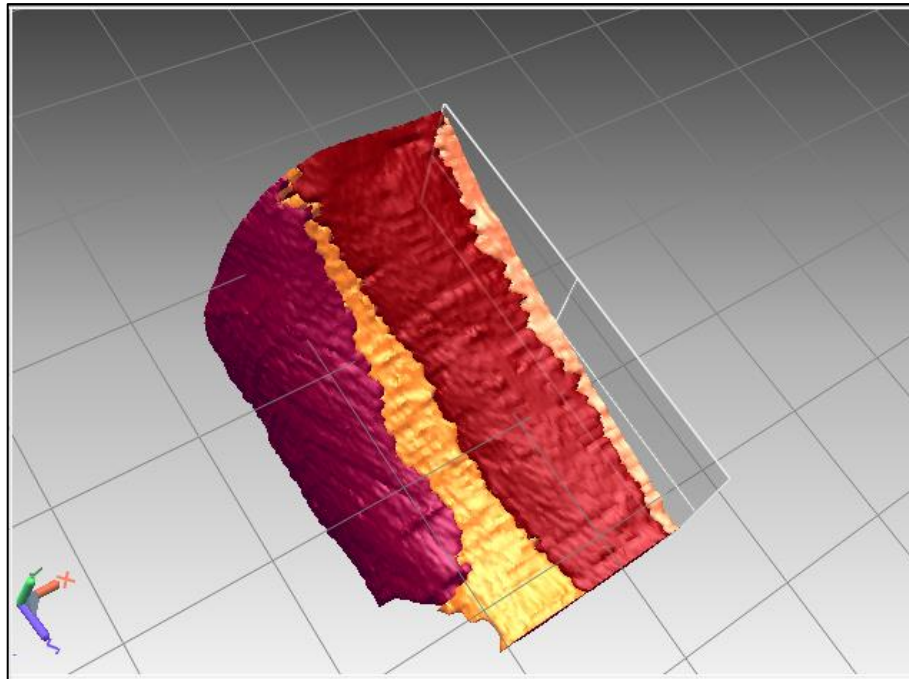


Figura 3.8 - *Shell* tagliate rispetto al piano di simmetria creato.

Le *shell* ottenute dopo la segmentazione sono visibilmente irregolari, contraddistinte da superfici frastagliate, non uniformi, spesso con un andamento a gradini tipico delle scansioni 3D e dovuto alle discontinuità spaziali tra scansioni adiacenti. Le elaborazioni scelte e applicate sul modello primitivo hanno tutte l'obiettivo di ottenere una forma regolare e pulita senza perdere le caratteristiche e le particolarità reali del tessuto. Inevitabilmente, però, alcune approssimazioni necessarie implicano la perdita di precisione. Una delle operazioni più utili è la separazione delle *shell* in *cluster*, ossia la

divisione automatica dei gruppi di superfici incluse in un'unica *shell* ma discontinue tra loro in nuove *shell*. In tal modo è possibile eliminare le superfici isolate, spesso create dalla selezione di *pixel* errata.

Le operazioni di regolarizzazione della superficie su ciascuna *shell* contemplano, innanzitutto, la lisciatura delle disomogeneità meno marcate in modo globale o locale mediante funzioni di *smooth*. Si applicano inoltre operazioni di lisciatura della superficie mediante leggere espansioni del volume. Le superfici vengono ri-triangolarizzate aumentando la qualità di ogni faccia: avere facce di qualità massima equivale a convertire tutte le facce della *shell* poligonale in triangoli equilateri.

Un ulteriore metodo di regolarizzazione è la selezione e cancellazione dei triangoli relativi a piccole zone frastagliate e la successiva ricostruzione dei fori creati con la superficie continua più adatta.

E' stato poi possibile creare dei collegamenti tra i margini di aperture particolarmente ampie, così da trasformarle in due fori più piccoli e permettere, nella fase di chiusura, un'elaborazione migliore della forma (figura 3.9).

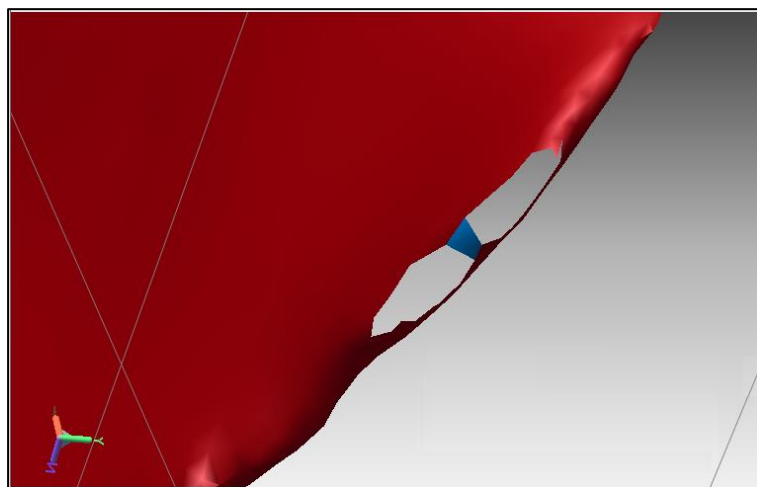


Figura 3.9 - Chiusura di un foro con la creazione di un collegamento intermedio.

Questa serie di operazioni è eseguita separatamente sulle *shell* relative al muscolo retto destro, al blocco destro dei muscoli laterali, alle aponeurosi destre e alla metà destra della linea alba. Le due *shell* muscolari saranno necessarie in seguito per identificare le superfici di separazione dei muscoli dalle aponeurosi e dalla linea alba nell'addome completo.

Il modello solido virtuale della parete addominale completa di muscoli, aponeurosi e

linea alba si ottiene unendo tutte le diverse componenti, precedentemente lisciate, in un'unica *shell*. Si utilizzano operazioni *booleane* di unione per riunire tutte le superfici triangolari in una sola *shell*; successivamente, per garantire che non ci siano superfici triangolari interne nel caso le strutture unite si intersecassero in alcuni punti, si agisce con il comando estraendo solo le regioni esterne ed eliminando le altre eventualmente presenti.

La struttura viene ulteriormente corretta e liscata nelle regioni ricreate, nella regione corrispondente alla linea alba lungo il piano di simmetria e nei margini superiori e inferiori per renderle omogenee (figura 3.10).

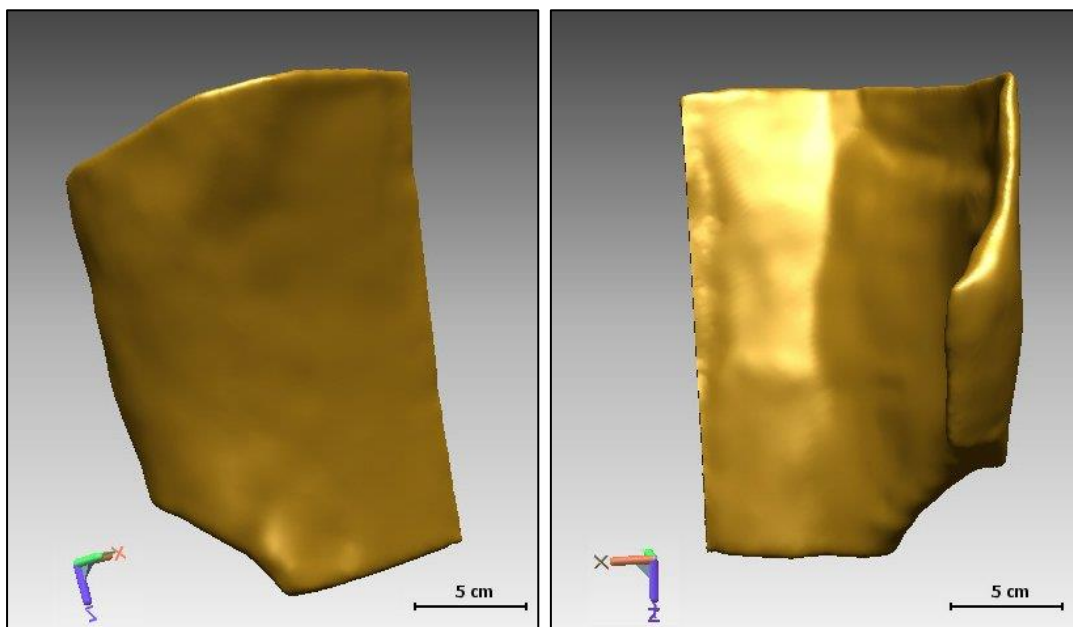


Figura 3.10 – Visualizzazione da diverse prospettive della *shell* relativa alla parete addominale destra completa.

3.5 Definizione del modello solido virtuale

Ottenuta l'approssimazione geometrica della parete dell'addome con la lisciatura voluta, si procede alla rappresentazione matematica *NURBS*. *NURBS* è l'acronimo di *Non Uniform Rational Basis-Splines*, un modello di curve e superfici *free-form* utilizzato dal *software* per definire accuratamente la forma dell'oggetto geometrico considerato.

Una superficie *NURBS* è definita dalle seguenti caratteristiche: il grado, i punti di controllo, i nodi, la regola di stima. Il grado è un numero intero positivo pari a 1 per linee e polilinee *NURBS*, 2 per i cerchi *NURBS*, 3 o 5 per la maggior parte delle curve *free-form*. I punti di controllo sono (grado+1) punti che rappresentano il modo più semplice per modificare la forma delle curve *NURBS* attraverso il loro spostamento nello spazio; ciascuno di essi è associato ad un peso, cioè ad una capacità di attrarre la curva. I nodi sono una sequenza di numeri che rappresenta la definizione parametrica della *NURBS*, detta anche vettore dei nodi. La regola di stima è una formula matematica che mette in relazione i gradi, i punti di controllo e i nodi di una curva, generando le posizioni dei punti. Le superfici *NURBS* sono superfici matematiche perfettamente smussate, prive di sfaccettature, facilmente modificabili e controllabili attraverso i punti di controllo e i nodi. Poiché si tratta di superfici bidimensionali, le coordinate dei punti che vi appartengono sono determinate da due parametri, chiamati *u* e *v*.

Il *software* utilizzato è in grado di operare un adattamento di superfici *NURBS* a partire dal modello poligonale automaticamente, mediante un comando *di auto-surfacing*. Quest'operazione consente di scegliere il numero complessivo di superfici da generare, il numero di punti di controllo utilizzati e la precisione di adattamento.

La tecnica ha ricostruito con sufficiente precisione le geometrie dell'addome completo generando 974 superfici. Il muscolo retto singolo e il blocco dei muscoli laterali vengono a loro volta rappresentati, rispettivamente, da 224 e 151 superfici. Per verificare la qualità dell'adattamento di tutte le superfici create sulla *mesh* poligonale si possono osservare le superfici create nelle figure 3.11-13.

È necessario, poi, esportare tutte le superfici nel formato dati neutrale IGES (*Initial Graphics Exchange Specification*) per la condivisione della geometria con il *software* di progettazione CAD in grado di compiere le operazioni successive.

Va fatto notare che il passaggio comporta un inevitabile aumento del grado di approssimazione delle superfici matematiche.

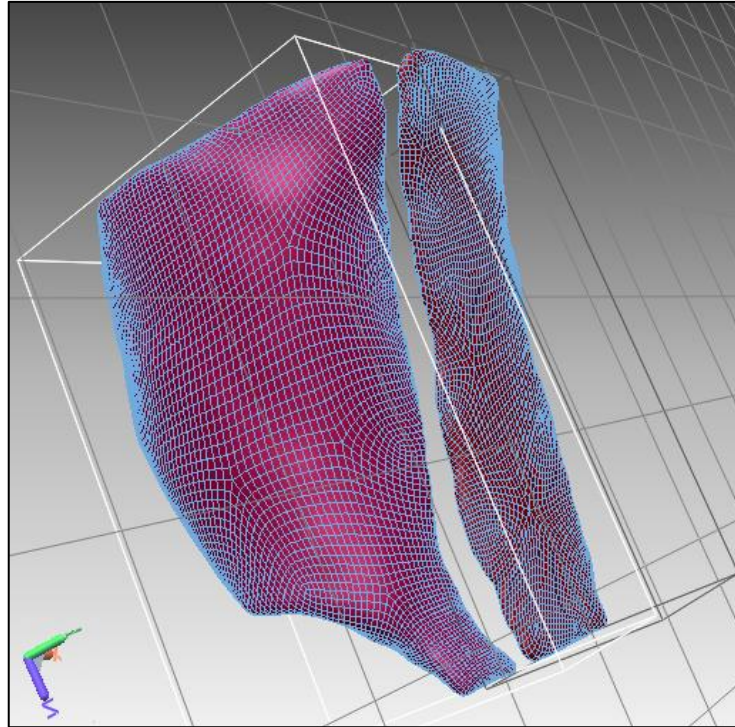


Figura 3.11 - Fitting delle superfici *NURBS* del blocco dei muscoli laterali e del retto.

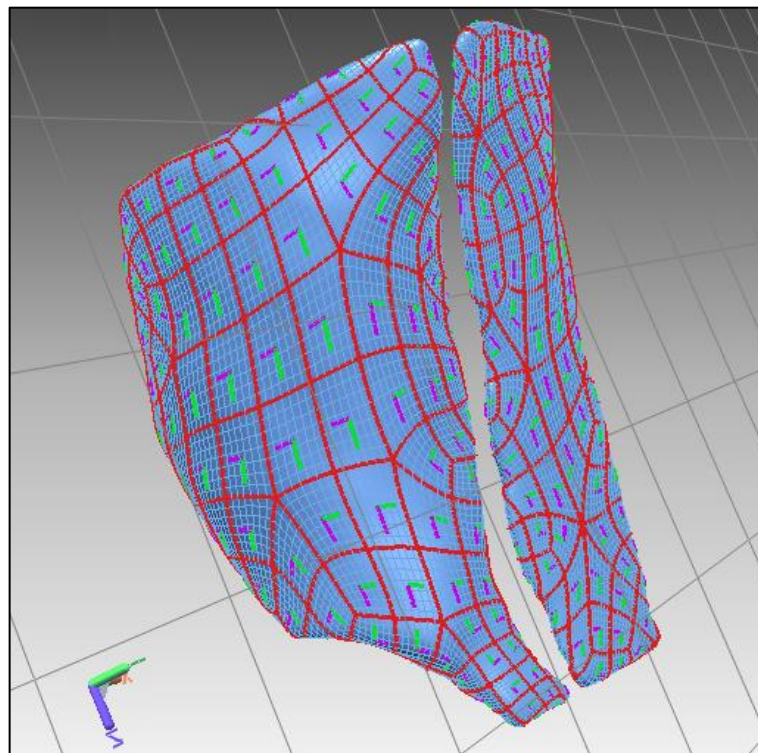


Figura 3.12 - Visualizzazione delle superfici *NURBS* del blocco dei muscoli laterali e del retto (azzurro), dei loro bordi (rosso) e gli assi delle coordinate *u* e *v* (verde e rosa).

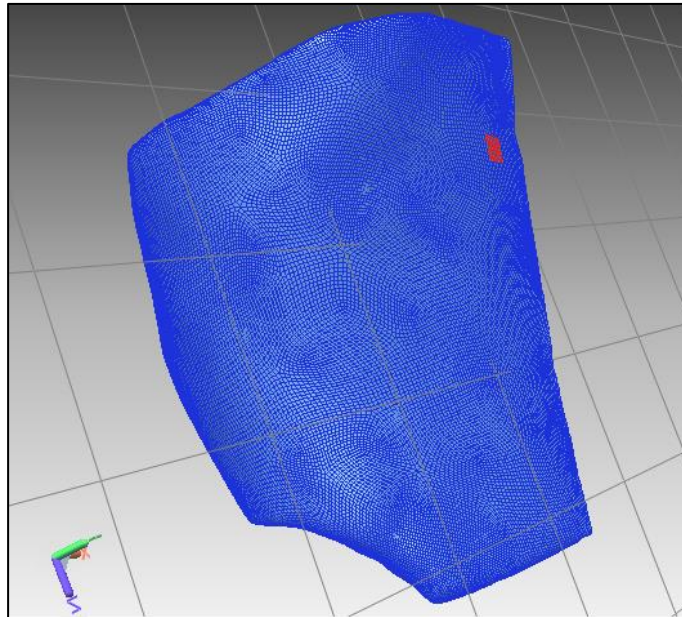


Figura 3.13 - Visualizzazione delle superfici *NURBS* della parete addominale completa.

Oltre alle superfici, si esporta in formato .igs anche il piano di simmetria utilizzato per tagliare la metà dell'addome elaborata.

In riferimento ai modelli solidi elaborati, il primo obiettivo è quello di estrarre delle superfici sufficientemente approssimate di separazione delle regioni muscolari dalle regioni associate alle aponeurosi e alla linea alba. Per far ciò si utilizzano i file .igs relativi alle superfici esterne del muscolo retto e del blocco dei muscoli laterali (figura 3.14).

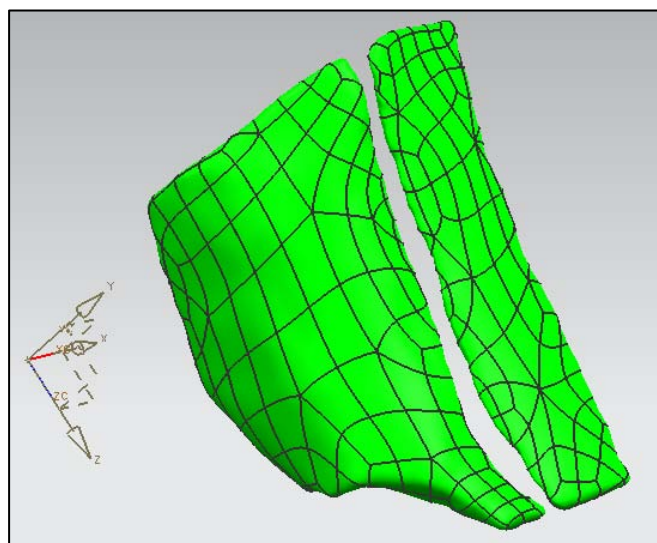


Figura 3.14 - Superfici .igs importate del blocco dei muscoli laterale e del muscolo retto.

Uno dei possibili metodi per ottenere le superfici di separazione consiste nel creare delle superfici di separazione mediante lo scorrimento di una curva guida trasversale lungo una curva primaria di sezione. Per far ciò si devono prima generare la curva primaria lungo il margine laterale della regione muscolare sede del taglio e la curva trasversale con una forma ad arco adatta al fine di separare i tessuti suddetti. Le due curve sono costruite per ciascuna delle tre superfici di taglio richieste e poi utilizzate per l'operazione di scorrimento; come si può osservare in figura 3.15, la superficie azzurra che limita il blocco dei muscoli laterali viene generata utilizzando la curva trasversale blu indicata dal programma con “Guide1” e la curva primaria arancione indicata con “Selezione1”.

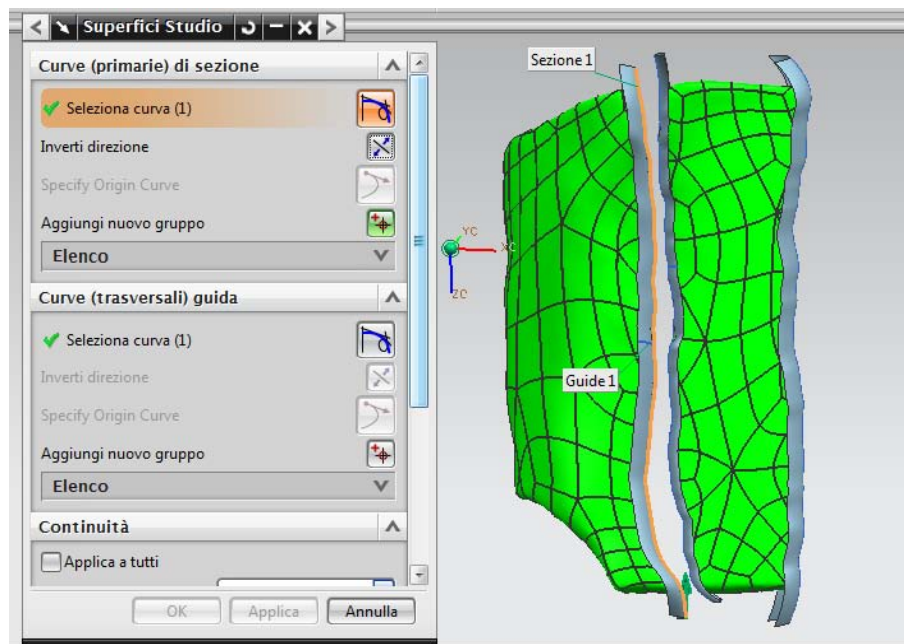


Figura 3.15 - Costruzione delle superfici di separazione.

Le tre superfici ottenute dalle superfici dei muscoli si utilizzano quindi per suddividere nelle varie regioni le superfici della parete addominale completa importate mediante un comando di divisione delle facce.

Al fine di completare le superfici di ciascuna regione, una funzione di “cucitura” delle superfici permette la connessione di tutte le *patch*, unendo le facce e gli spigoli comuni. Importando il piano di simmetria precedentemente utilizzato per eliminare la parte sinistra dell'addome è permessa la creazione della struttura speculare, si ottiene quindi la

parete addominale completa della parte speculare sinistra (figura 3.16).

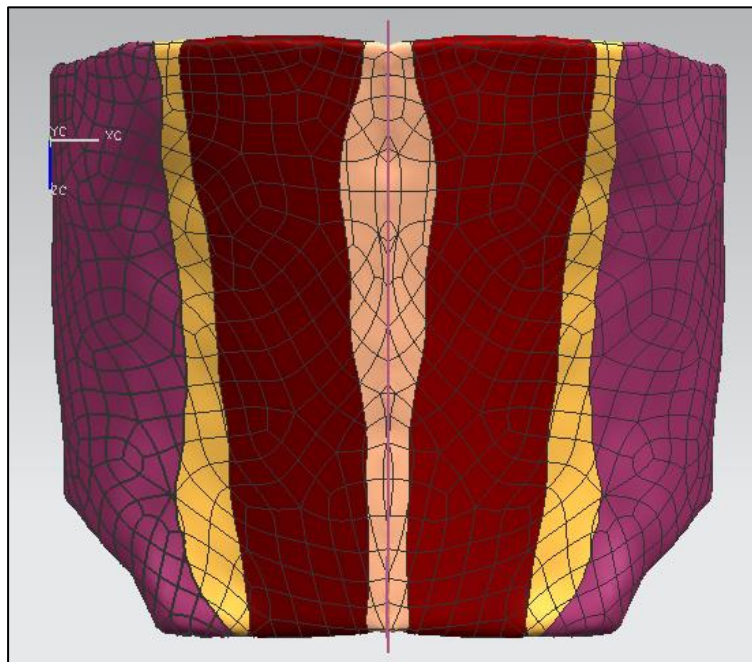


Figura 3.16 - Suddivisione in parti dell'addome completo e ricostruzione speculare della metà mancante.

È necessario apportare delle modifiche alle porzioni relative alla linea alba e vicine al piano di simmetria che comandi di *smoothing* e *autosurfacing* del programma precedente hanno modificato eccessivamente. Si è scelto di ricostruire la linea alba completamente utilizzando superfici di scorrimento che, analogamente a come si è fatto per le superfici di delimitazione dei muscoli, si creano mediante lo scorrimento di una o più sezioni lungo delle curve guida. Come guida si sono selezionate le due curve chiuse che dividono la parte dei muscoli retti dalla parte della linea alba. Come curve di selezione si utilizza un discreto numero di curve disegnate seguendo la superficie della linea alba da sostituire (figura 3.17).

Tutte le strutture solide vengono nuovamente tagliate utilizzando lo stesso piano di simmetria sagittale mediano importato dal *software* precedente. In tal modo si permettono una maggiore velocità nelle successive operazioni e analisi sui modelli numerici. Quindi i modelli solidi virtuali dei diversi tessuti fasciali e componenti muscolari sono esportati in formato *Parasolid* per essere importati in un *software* per la modellazione CAE che li discretizza agli elementi finiti.

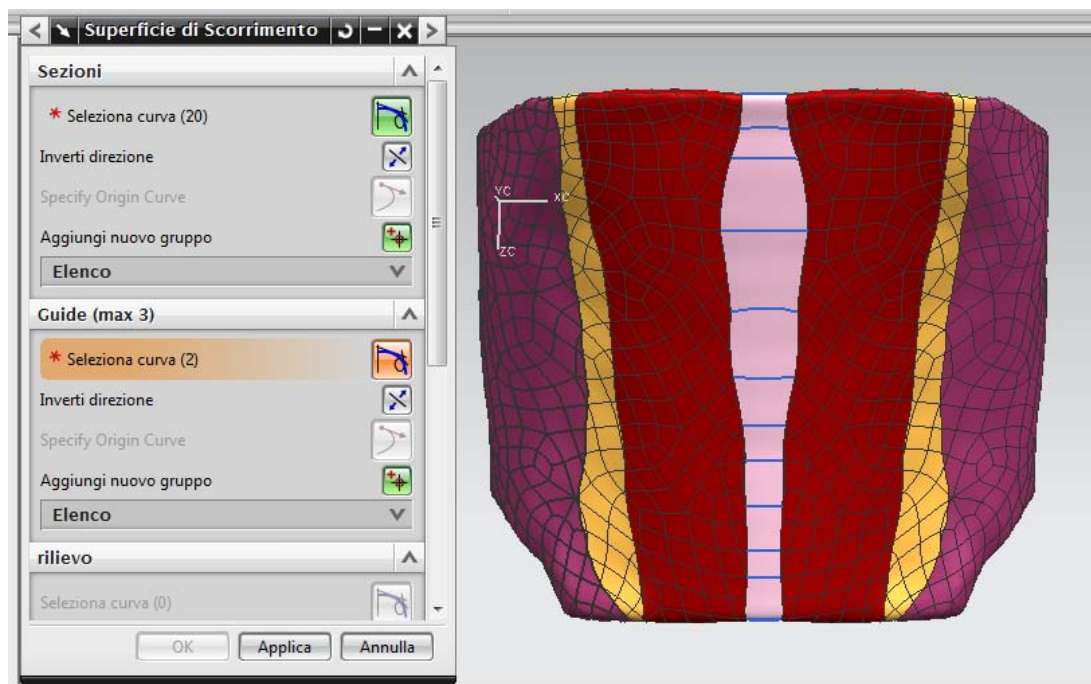


Figura 3.17 - Ricostruzione della linea alba mediante scorrimento di curve.

Capitolo 4

Cenni sulle ernie addominali e la ricostruzione chirurgica

4.1 Introduzione

La parete addominale è sottoposta, nel corso della vita, ad un graduale processo d'indebolimento del tono e della contrattilità, arrivando anche a presentare lassità ed ernie e, in caso di precedenti interventi chirurgici, laparoceli. Non è infrequente osservare, in entrambi i sessi, difetti della parete addominale dovuti a perdita di sostanza o a diastasi delle componenti muscolo-aponeurotiche, di origine congenita o acquisita, traumatica o post-chirurgica.

L'attività muscolare, attiva o passiva, è il meccanismo fondamentale di omeostasi dell'integrità strutturale della regione. Tuttavia, questa non si rivela sempre sufficiente a contrastare le condizioni di degradazione cronica, soprattutto in particolari situazioni in cui i tessuti sono caratterizzati da adiposità diffusa, anelasticità, atrofia o ipotrofia, atonia o ipotonia, specie se aggravate da patologie concomitanti come insufficienza respiratoria, stipsi, disuria, vomito.

Una delle problematiche più discusse, com'è facilmente rilevabile dalla ricca letteratura esistente, è la ricerca di metodiche e materiali per la riparazione delle ernie e dei laparoceli adeguati a preservare da insuccessi. Negli ultimi decenni i trattamenti chirurgici dei processi erniari della parete addominale hanno subito svariate modifiche. Al presente, si è ormai tracciata la strada delle tecniche dette "tension free", tecniche chirurgiche che prevedono l'impiego di materiale protesico senza distorcere l'anatomia e senza creare tensioni sulla linea di sutura, lasciando un ruolo secondario alla sutura diretta e indiretta con tessuti autologhi.

4.2 *Ernia e laparocele*

Con il termine ernia si indica la protrusione di un viscere o di una sua parte ricoperti dal peritoneo verso l'esterno in corrispondenza di una zona di debolezza, anatomicamente preformata nella parete addominale, attraverso una soluzione di continuo del piano muscolo-fasciale della parete stessa.

Gli elementi strutturali di un'ernia sono fondamentalmente la porta, il sacco e il contenuto (Fig. 2.1) [39].

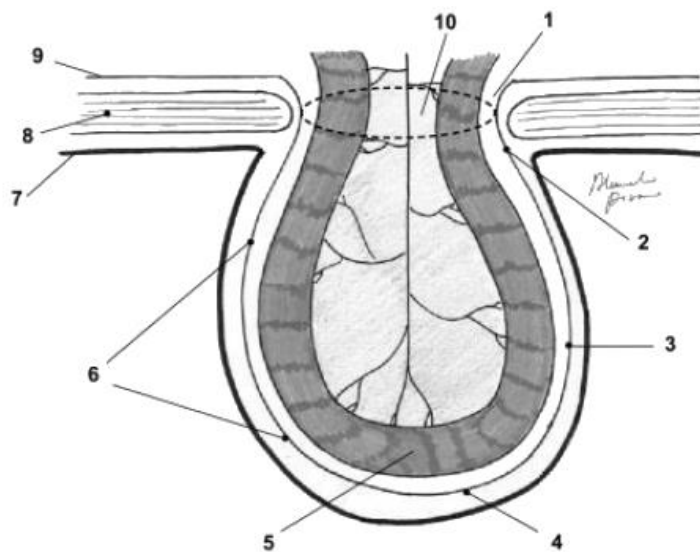


Figura 4.1 - Struttura di una generica ernia . 1=porta; 2=colletto; 3=corpo; 4=fondo; 5=contenuto; 6=sacco; 7=cute; 8=parete muscolare; 9=peritoneo parietale; 10=meso.

Le ernie sono causate da diversi momenti eziopatogenesi riscontrabili a tutte le età; l'incidenza è relativamente alta nel neonato, si riduce nell'adolescente, per poi avere una graduale crescita nell'adulto e in particolare nell'anziano. Entrambi i sessi sono colpiti, con percentuali diverse in base alla varietà anatomica della patologia.

Si distinguono:

- *ernie congenite*, secondarie a malformazioni congenite della parete addominale, metabolismo del collagene anormale [40] ed obliterazioni di strutture presenti nel feto dopo la nascita;
- *ernie acquisite*, secondarie alla condizione predisponente di presenza di zone della parete addominale a minore resistenza associata ad una condizione scatenante di debolezza muscolo-aponeurotica acquisita, con la conseguente

lassità delle porte erniarie. Alcuni dei fattori predisponenti possono essere l'età avanzata, un calo ponderale o gravidanze ripetute.

In entrambi i casi il meccanismo di formazione dell'ernia è rappresentato dalla perdita del normale equilibrio tra la resistenza della porta erniaria e la pressione intra-addominale a seguito di uno sforzo fisico eccessivo o ripetuto, traumi, obesità o patologie come la stipsi cronica, l'ascite e la bronchite cronica. La pressione intra-addominale risulta quindi maggiore in un caso erniato rispetto ad un soggetto normale, provocando così l'alterazione della parete addominale. Il tessuto adiposo viene spinto nel difetto preformato coinvolgendo la sierosa peritoneale, che va ad insinuarsi a sua volta nel difetto dando una prima estroflessione del sacco erniario. L'avanzamento del viscere continua poi, a seconda se raggiunge direttamente il sottocutaneo o attraversa un tragitto o un canale naturale (inguinale, ombelicale, ecc.), dando rispettivamente origine ad un'ernia diretta o indiretta.

I visceri erniati possono essere tutti quelli dell'addome ad eccezione del pancreas, del duodeno e del retto dell'intestino, in particolare i più mobili, quali il grande omento, l'intestino tenue e il colon, mentre raramente l'appendice cecale, il diverticolo di Meckel, lo stomaco e la vescica. L'ernia ha volume, forma e superficie differenti da caso a caso, con consistenza molle o dura in base al viscere erniato.

I segni sul soggetto possono spaziare tra il senso di tensione o di peso al dolore gravativo con irradiazione alle zone adiacenti, soprattutto successivamente a sforzo o a stazione eretta prolungata. Il sintomo principale è la tumefazione erniaria della regione.

La sintomatologia dell'ernia si aggrava molto in caso di complicanze:

1. *Intasamento*. E' dovuto all'accumulo di materiale intestinale nel viscere in casi di ernie voluminose con una porta larga, che coinvolgono tratti di grosso intestino. Lasciato a sé evolve verso lo strozzamento.
2. *Strozzamento*. E' la complicanza più grave e improvvisa. Può definirsi come lo strangolamento passivo del viscere da parte della linea di transizione tra il peritoneo parietale e il corpo del sacco e/o dall'orifizio erniario. In primo luogo ciò induce ostacoli circolatori nel viscere e, se è parte dell'intestino, arresto del transito intestinale. Interessa in ordine decrescente di frequenza le ernie crurali, le ombelicali e le inguinali.
3. *Irriducibilità*. Il viscere perde il "diritto di domicilio" nella corretta sede e non è più possibile ridurlo all'interno della cavità addominale con le dovute

manovre manuali del medico. Compare in ernie radicate e molto voluminose, o quando c'è forte aderenza tra il contenuto erniario e la parete interna del sacco e tra questo e i tessuti limitrofi, o nelle ernie con sacco incompleto, dette ernie da scivolamento.

4. *Infiammazione.* Flogosi acuta o cronica del viscere erniato e del sacco che lo contiene.

5. *Trauma.* E' molto raro. Un evento traumatico può causare la contusione o la rottura di un'ansa intestinale erniata.

Quando è presente un'ernia comune, non vi è difficoltà nell'effettuare la diagnosi, basandosi soprattutto sui sintomi e sull'esame obiettivo. Se manca la sintomatologia e le evidenze chiare dell'ernia (es.: tumefazioni piccole soprattutto in soggetti obesi), l'individuazione della diagnosi pretende una buona esperienza clinica e alcune tecniche di diagnostica per immagini (TC). La diagnosi differenziale va fatta basandosi sulle patologie di altra natura nella regione dell'ernia.

Le ernie della parete addominale si classificano sulla base della regione anatomica nella quale si manifestano. Le principali sono (Fig. 2.2) :

- *Ernia inguinale:* frequente nella prima infanzia (forme congenite), nell'età adulta (ernie da sforzo) e nella vecchiaia (ernie da debolezza). Colpisce in prevalenza il sesso maschile ed è in assoluto la forma più frequente (circa 75% di tutte le ernie).
- *Ernia crurale o femorale:* più frequente nelle donne a causa della conformazione del bacino. Seconda in ordine di frequenza.
- *Laparocele:* complicanza iatrogena della parete addominale nella quale il contenuto protrude per mezzo di una soluzione di continuo dello strato miofasciale nelle vicinanze di una cicatrice post-operatoria o post-traumatica. A seconda della tecnica di chirurgia originale (laparoscopica o chirurgia aperta) dal 10% al 20% di tutti i pazienti operati in sede addominale sviluppano laparocele [41].
- *Ernia ombelicale:* si riscontra a tutte le età ma più spesso nei neonati; molto frequente nelle persone obese ed in presenza di ascite.
- *Ernia epigastrica o della linea alba:* più frequente in uomini tra i 20 e i 50 anni e causata dalla relativa debolezza della parete addominale lungo la linea alba.

- *Ernia semilunare o di Spigelio, otturatoria, lombare* : sono forme più rare.

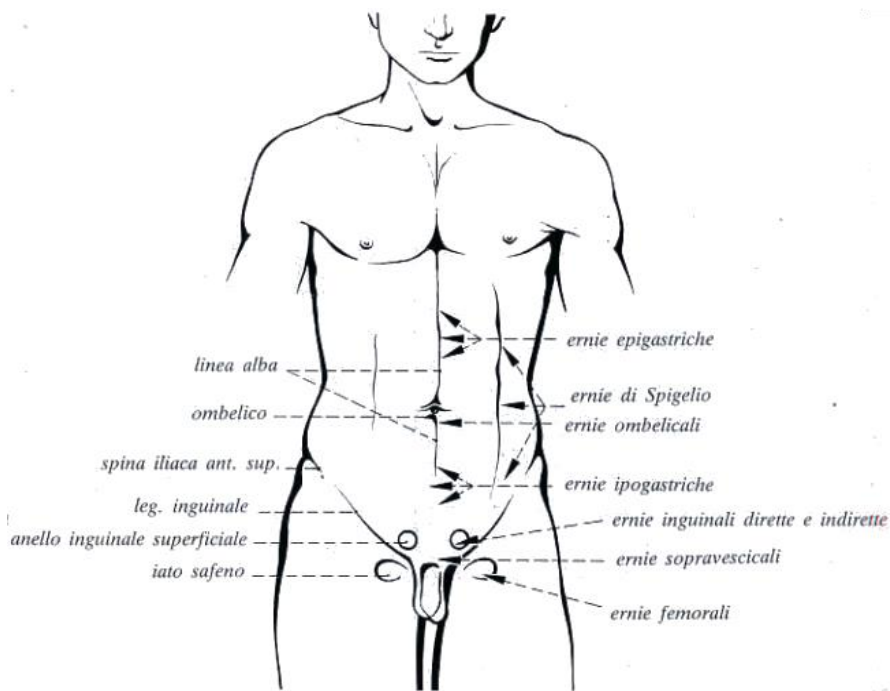


Figura 4.2 - Possibili sedi di ernie della parete addominale anteriore e della coscia [42].

Il laparocele, detto anche ernia incisionale o post-laparotomica, può manifestarsi in corrispondenza di una cicatrice chirurgica, ma essere anche dislocato rispetto ad essa per la capacità del laparocele di farsi strada nelle aree sottocutanee più lasse. La maggior parte di questi si ingrandiscono nel tempo e possono diventare scomodi o dolorosi, dando luogo a gravi complicanze [43].

In base alla larghezza della porta erniaria, i laparoceli si possono classificare in piccoli (< 5 cm), intermedi (5-10 cm), grandi (10-20 cm), giganti (> 20 cm e strutture parietali marcatamente ipotrofiche o atrofiche e retratte).

I fattori di rischio più usuali che predispongono alla formazione del laparocele sono:

- incremento della pressione intra-addominale preesistente all'intervento o nell'immediato decorso post-operatorio;
- compromissione del processo di guarigione della ferita con riduzione della resistenza tensile cicatriziale;
- infezioni del sito chirurgico con guarigione per seconda intenzione: altera il processo di cicatrizzazione creando un *locus minoris resistentiae* su cui agiscono la tensione laterale esercitata dai muscoli addominali larghi su quelli retti e

l'iperpressione endoperitoneale;

- sede e tipologia di incisione laparotomica: la regione epigastrica è sia sede frequente di ischemia per la minore vascolarizzazione, sia sede di fenomeni di trazione dei muscoli della parete addominale che tendono ad emarginare la ferita;
- ipotonia e distrofia muscolo-fasciale della parete o alterazioni strutturali della guaina del retto e della fascia trasversale;
- fattori di ordine tecnico come l'inadeguato trattamento pre-operatorio e operatorio, la tecnica di sutura, l'emostasi imperfetta.

Molti studi associano la formazione del laparocele con il metabolismo alterato di collagene e proteasi indotto dall'arrivo di una popolazione anomala di fibroblasti e con le glicoproteine della matrice immature e deboli nella sede della ferita chirurgica [40].

4.3 Tecniche di ricostruzione principali

La terapia radicale per i difetti della parete addominale è unicamente la chirurgia che, soprattutto con le tecniche più recenti, consente il trattamento con rischi davvero minimi per il paziente. Vengono invece fortemente sconsigliati i trattamenti conservativi come i cinti erniari, illusori e pericolosi, che non evitano le complicanze citate in precedenza.

Tutta la moderna terapia chirurgica dell'ernia è fondata su tre fasi:

1. raggiungimento del sacco e della porta erniaria;
2. trattamento del sacco mediante asportazione parziale o abbandono del sacco nello spazio preperitoneale;
3. ricostruzione.

Il sacco e la porta erniaria possono essere raggiunti attraverso diverse vie di accesso. La via di accesso non è un elemento caratteristico di un singolo metodo ed attraverso la stessa via si possono applicare vari metodi di ricostruzione. Anche il trattamento del sacco rappresenta una fase relativamente libera. Ciò che caratterizza i singoli metodi è principalmente la ricostruzione.

L'obiettivo principale della chirurgia ricostruttiva è duplice: la soppressione dell'ernia e la ricostruzione della parete "a tenuta" per la prevenzione delle recidive.

Negli ultimi decenni i trattamenti chirurgici dei processi erniari della parete addominale hanno subito svariate modifiche. Al presente si è ormai tracciata la strada delle tecniche dette "tension free", tecniche chirurgiche che prevedono l'impiego di materiale protesico senza distorcere l'anatomia e senza creare tensioni sulla linea di sutura, lasciando un ruolo secondario alla sutura diretta e indiretta con tessuti autologhi.

Le tecniche di ricostruzione della parete addominale si possono classificare in:

- Plastiche dirette;
- Plastiche indirette autologhe;
- Alloplastiche con materiale non biologico e biologico [44].

Plastica diretta

La plastica diretta propone la ricostruzione della parete addominale attraverso la mobilitazione e l'avvicinamento dei lembi mio-aponeurotici della breccia erniaria, per il semplice accostamento o per embricatura, con un metodo extraperitoneale o intraperitoneale.

Il semplice accostamento si basa sulla sutura in massa oppure in più strati divisi e a punti staccati, disposti ad una distanza inferiore a 2 cm dal margine libero e annodati in modo moderatamente stretto. L'embricatura è la sutura con una serie di punti semplici a "U" che fissa la faccia anteriore di uno dei lembi sotto all'altro, ottenendo una linea di sutura più resistente per il raddoppio dello spessore della parete.

Le tecniche extraperitoneale e intraperitoneale si differenziano tra loro perché la prima consiste nell'isolamento del sacco erniario e la sua riduzione nella cavità senza doverlo aprire; la seconda invece richiede che sia aperto il sacco per verificare i visceri presenti prima dell'affondamento.

Nella maggioranza dei casi la sutura diretta degli strati non è sufficiente se non si vuole incorrere in recidive, e servono tecniche più elaborate, quali le plastiche indirette.

Plastica indiretta autologa

Le plastiche indirette utilizzano elementi anatomici che, mantenendo le connessioni vascolari e nervose con la sede d'origine, vicina alla zona del deficit parietale da ricostruire, sono distaccati e ruotati per occupare le soluzioni di continuo oppure per rinforzare la sutura a tenuta incerta.

Le plastiche indirette autologhe utilizzano elementi aponeurotici o elementi muscolo-fasciali. Le plastiche ad elementi aponeurotici, in genere, sono meno intransigenti nel mantenimento della vascolarizzazione, mentre le plastiche muscolo-fasciali esigono il massimo rispetto della vascolarizzazione e dell'innervazione proprie delle fibre muscolari.

Queste tecniche possono essere utilizzate nei siti in cui le condizioni anatomiche permettono di avere lembi consistenti ed estesi a sufficienza per non andare incontro ad una tensione eccessiva.

Le perdite di sostanza della parete si possono inoltre riempire attraverso l'autoplastica ad innesto libero, nella sede prefasciale o preperitoneale, di cute, in toto o soltanto uno strato profondo di questa (derma), o di fascia lata. La cute è proposta come rinforzo della sutura diretta dello strato mio-fasciale o come strato sostitutivo vero e proprio. L'utilizzo dell'intera cute non ha trovato molto consenso poiché gli elementi epiteliali presenti non permettono particolari capacità meccaniche, anzi possono causare cisti, necrosi e infezioni. Il solo derma, anche se non completamente privo di residui epiteliali, è ricco di elementi fibro-elastici e di capillari, offre una resistenza alla trazione superiore ad altri materiali biologici, una resistenza alle infezioni e ai fenomeni di rigetto ed è una buona base per la formazione di tessuto cicatriziale robusto e la vascolarizzazione. La fascia lata è impiegata come nastro di sutura, utilizzo gradualmente ridotto con l'affinamento dei materiali dei fili, o come innesto laminare, a sua volta superato dal trattamento con materiali protesici; in entrambi i casi la fascia lata viene mano a mano ricellularizzata da fibroblasti e nuovamente irrorata da una rete vasale.

Alloplastica con materiale non biologico e biologico

I sostenitori della chirurgia protesica ritengono che la protesi debba essere usata sempre, sia nelle ernie incisionali che primitive, e non soltanto in casi selezionati (con ampie porte erniarie e atrofia muscolare o per il rinforzo di una sutura sotto tensione eccessiva), poiché permette di eliminare la tensione delle suture e diminuire l'incidenza di recidive.

Quando si impiantano biomateriali, l'ancoraggio dei bordi della protesi sottopone a tensione questi ultimi e ciò può provocare la comparsa di una recidiva. Da tale osservazione deriva la decisione di lasciare sempre la protesi inserita oltre la larghezza

dei margini o dei limiti della lesione. Alcuni studi hanno dimostrato che la contrazione può condizionare una diminuzione dal 20% al 30% della dimensione della protesi. Per far fronte a questo problema alcune delle ultime protesi sono realizzate con forme specifiche ed esistono anche metodi senza sutura (“suture-less”) [45].

L'approccio protesico standard per l'ernioplastica si basa sull'impianto di reti, dette anche *mesh*, artificiali non riassorbibili, primo tra tutti il polipropilene. Attualmente sono preferibili reti bifacciali, con un lato esterno in polipropilene e il lato interno costituito da una lamina in PTFE [46]. Recentemente si stanno valutando anche reti bifacciali costituite da polipropilene con uno strato viscerale in idrogel rinforzato da fibre biorassorbibili oppure costituite da poliestere e acido poliglicolico con un film idrofilo di collagene riassorbibile che previene le aderenze viscerali, idoneo per l'inserimento anche all'interno della cavità peritoneale [47]. Un altro approccio protesico utilizzato sfrutta *mesh* di origine biologica, introdotte negli anni '90 e derivanti da tessuti umani (*allograft*) o animali (*xenograft*: porcini e bovini).

4.3.1 Plastica indiretta per ernie addominali e laparoceli

Gli approcci protesici per la riparazione delle ernie addominali e dei laparoceli possono avvenire per posizionamento di una rete in quattro possibili sedi (Fig. 4.3). Dalla sede più superficiale alla più profonda, sono:

- *Tecnica pre-muscoloaponeurotica (inlay o bridging technique)*: la rete è fissata ai bordi della fascia anteriore come ponte di rinforzo. Il principio è quello di rendere più resistente una riparazione parietale con sutura e autoplastica. Lo svantaggio di questa tecnica è il suo carattere superficiale, poiché non vi è alcuna contropressione dei tessuti oltre a quella della sola pelle e ciò è problematico quando la pressione aumenta. Qualsiasi infezione o necrosi superficiale espone la protesi a rischi. Tuttavia questo è il sito che rende più facile integrazione tissutale e agevola la vascolarizzazione (Fig. 4.4)[48].
- *Tecnica pre-fasciale retromuscolare (onlay technique)*: posizionamento della rete tra la fascia posteriore e il lato viscerale del muscolo. La riparazione è efficiente ma richiede la dissezione dello strato parietale e può causare maggiore

dolore post-operatorio per la possibile inserzione accidentale di fibre nervose nel punto di fissaggio.

- *Tecnica preperitoneale (sublay technique)*, inserimento per semplice apposizione (suture-less), o con l'aiuto di punti di sutura della rete nella regione più profonda della parete addominale, anteriormente al peritoneo. I bordi della rete devono sporgere dai bordi della porta erniaria in modo sufficiente a contenere una rierniazione.
- *Tecnica intraperitoneale (underlay technique)* eseguita per via laparoscopica. La rete viene impiantata dopo il rientro dei visceri. Questa posizione ha il vantaggio di non attuare la dissezione parietale ed essere operabile per ogni posizione dell'ernia, in quanto la pressione addominale avvantaggia la chiusura. Per evitare aderenze intestinali, dovrebbero essere utilizzati particolari biomateriali composti con la superficie viscerale microporosa.

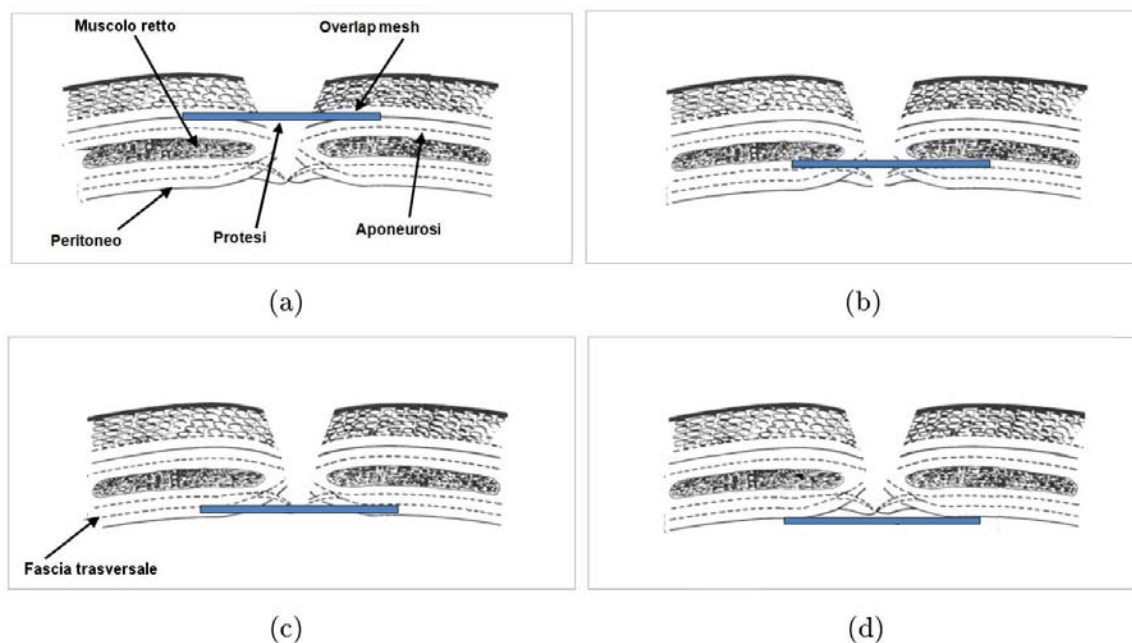


Figura 4.3 - Le quattro differenti tecniche di posizionamento della rete protesica: (a) pre-muscoloaponeurotica; (b) pre-fasciale retromuscolare; (c) preperitoneale; (d) intraperitoneale.

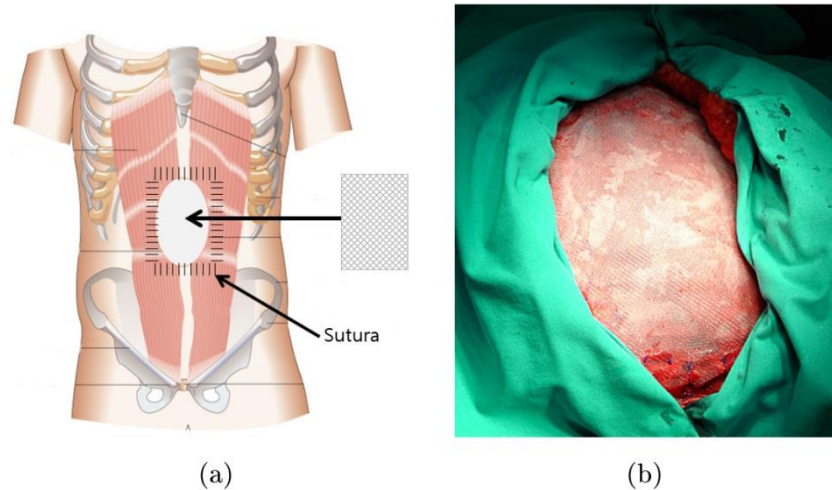


Figura 4.4 - Esempio di posizionamento in sede pre-muscoloaponeurotica a livello sopra-ombelicale; (a) schema e (b) caso clinico con l'utilizzo di protesi Surgipro®.

L'utilizzo di *mesh* riduce la frequenza di recidive rispetto alla sutura diretta e dagli studi condotti da Vrijland et al. [49] risulta la scelta migliore nei casi di non emergenza, anche per piccoli difetti.

4.4 Materiali protesici riparativi

Attualmente esistono diversi materiali utilizzati per produrre i dispositivi protesici. Quando si valuta una protesi per la riparazione della parete addominale prima di tutto va considerato che essa dev'essere compatibile con le strutture adiacenti e quindi dimostrare:

- compatibilità morfologica: avere forma e dimensioni che permettono l'impianto;
- compatibilità biologica: non indurre con la sua presenza alcuna reazione che possa danneggiare l'organismo o la protesi stessa;
- compatibilità funzionale: replicare, durante il movimento corporeo, il comportamento meccanico del tessuto sostituito senza subire danni irreversibili.

Quindi una protesi ideale per essere considerata tale dev'essere:

- Biocompatibile e non carginogena;
- Disponibile immediatamente a costi contenuti;
- Chimicamente inerte;

- Non modificabile dai fluidi biologici;
- Deve promuovere la crescita di nuovo tessuto sulla protesi innestata;
- Deve impedire la contrazione eccessiva del tessuto;
- Non deve sviluppare adesione sulle strutture viscerali;
- Non deve essere riconosciuta come un componente estraneo dalla reazione infiammatoria;
- Resistente alle pressioni sviluppate dall'organismo e ai vari stress fisiologici per lunghi periodi di tempo;
- Sterilizzabile;
- Resistente alla colonizzazione batterica e all'infezione cronica;
- Facilmente modellabile e incorporabile dall'ospite;
- Non irritante per l'intestino (se a contatto).

Sebbene molti dei materiali utilizzati siano indicati come chimicamente e fisicamente inerti, stabili e non immunogenici, nessuno di essi è completamente biocompatibile [50].

4.4.1 Risposta tissutale all'impianto di biomateriali

Molti materiali inducono una forte risposta immunitaria. La natura del materiale, la struttura, le quantità, e le dimensioni di filamenti e pori nel caso di materiali sintetici determinano questo processo. Malgrado ciò il corso degli eventi è relativamente costante nelle fasi iniziali indipendentemente dalle caratteristiche del materiale e si manifesta attraverso una reazione infiammatoria. Tale reazione è fondamentalmente biochimica e sarà seguita da una risposta cellulare che ha come obiettivo l'inizio del processo cicatriziale. Dopo l'impianto l'organismo reagisce immediatamente alla ferita e copre il materiale con un *biofilm*. Le proteine dell'ospite sono adsorbite nell'interfaccia e si crea un complesso sistema d'interazione ospite-impianto. Il primo passo nell'adsorbimento delle proteine avviene in pochi secondi e non richiede alcuna risposta cellulare. Esso segue uno schema gerarchico fisso chiamato *effetto Vroman*. Inizialmente le proteine a basso peso molecolare, come l'albumina, e a seguire le proteine più complesse, come il fibrinogeno, le immunoglobuline, il chininogeno e le molecole della matrice extracellulare vengono adsorbite. Se in questo stadio fossero

presenti dei batteri, essi potrebbero alterare il *biofilm* a tal punto da provocare successivi problemi clinici. Le proteine subiscono quindi un cambiamento conformazionale che le rende immunogeniche. Questa parte del processo è fondamentale e necessaria per l'adeguata incorporazione dell'impianto nel tessuto, ma allo stesso tempo può causare effetti avversi a lungo termine. Una volta che il *biofilm* diventa immunogenico, s'innescano la tipica risposta infiammatoria in cui rientra l'attivazione del sistema del complemento, il legame di anticorpi e leucociti, la coagulazione del sangue e l'attivazione della fibrinolisi. Da questo punto in poi si svolge il tipico decorso infiammatorio, prima acuto e poi cronico, passando attraverso la formazione di tessuto di granulazione in cui sono presenti fibroblasti, macrofagi ed eventualmente cellule giganti da corpo estraneo, con il verificarsi di neovascolarizzazione e fibrosi. Le cellule infiammatorie predominanti nell'interfaccia possono variare in corrispondenza delle varie fasi della risposta dell'ospite. Inizialmente predominano i neutrofili, il cui compito è essenzialmente la fagocitosi. Dopo 24-48 ore, gradualmente, sono rimpiazzati dai monociti e dai macrofagi. I macrofagi sono fondamentali nel definire il successo o il rigetto dell'impianto. In realtà essi intervengono già dal momento in cui si attivano la cascata del complemento e il processo di coagulazione del sangue; essi interagiscono con i linfociti e producono mediatori che inducono la sintesi proteica e la proliferazione cellulare. Essi si trovano anche nei materiali espantati. Grazie al loro stato attivato e alla produzione di mediatori, le altre tipologie di cellule migrano nel sito dell'impianto e partecipano al processo cronico di guarigione della ferita che può proseguire anche per anni. Gradualmente le cellule infiammatorie diminuiscono, i fibroblasti divengono predominanti, depositano collagene e proteine della matrice e diventa evidente la presenza di più tessuto fibroso. Come in tutti i processi di cicatrizzazione la proliferazione dei fibroblasti è accompagnata dall'angiogenesi e dalla comparsa di matrice extracellulare, con l'intervento di vari fattori di crescita (FGF β , PDGF, TGF β). Si ha una progressiva formazione di tessuto connettivo nell'interfaccia in cui ci sono più cellule in contatto diretto con il materiale estraneo, dando luogo ad un incapsulamento di quest'ultimo (Figura 4.5). In questa fase l'impianto risulta stabilizzato meccanicamente, almeno se non ci sono micromovimenti residui.

La fase di infiammazione è necessaria per ottenere la fibrosi voluta, ma essa può anche essere fonte di effetti indesiderati, come la contrazione (*shrinkage*) dell'impianto, l'erosione e la formazione di adesioni.

La reazione da corpo estraneo aumenta con l'aumentare della superficie del materiale estraneo esposta. A seconda della struttura dell'impianto la creazione del circostante tessuto connettivo varia, dando origine a diverse disposizioni spaziali.



Figura 4.5 – Risposta generale dei tessuti all'impianto di un biomateriale.

Il processo continua poi con il rimodellamento del nuovo tessuto con un meccanismo nel quale agiscono alcuni enzimi tra cui, in particolare, le metalloproteinasi. Se lo sviluppo degli eventi avviene nel modo adeguato si può ottenere l'integrazione del biomateriale nel tessuto ricevente.

Tuttavia, va sottolineato che, anche quando il processo di guarigione della ferita e d'integrazione della protesi si è completato senza impedimenti, il nuovo tessuto potrebbe non avere tutte le caratteristiche proprie del tessuto nativo; il rimodellamento conduce difatti alla formazione di tessuto cicatriziale, in cui la variazione nel tipo, della quantità e nella struttura della proteina collagene determina variazioni rispetto al tessuto normale [51].

4.4.2 Classificazione generale delle reti protesiche

Diverse classificazioni possono essere stabilite sulla base della composizione, della struttura geometrica, della densità e della porosità del materiale delle protesi poiché questi sono i principali fattori determinanti del comportamento finale. Tali caratteristiche determinano la flessibilità e il tipo di risposta, isotropa o anisotropa. Poiché si è dimostrata l'anisotropia della parete addominale, il posizionamento di una rete protesica è un fattore influente sul risultato finale della chirurgia addominale.

In primo luogo, l'origine della protesi porta ad una suddivisione del tipo:

- protesi di derivazione sintetica;

- protesi di derivazione biologica.

Le prime sono la soluzione più utilizzata e ne esistono di svariate tipologie; per tale motivo si possono operare numerose classificazioni e le principali saranno descritte di seguito.

Le protesi biologiche, invece, rappresentano una soluzione più recente e innovativa nella chirurgia addominale. Il termine innesto biologico è utilizzato per identificare lo *scaffold* di matrice extracellulare acellulare derivato da fonti biologiche, considerato per la sua potenziale migliore integrazione con i tessuti dell'ospite rispetto ai materiali sintetici e per impedire complicazioni locali. Esse possono essere divise in tre grosse categorie [52] (Tabella 4.1):

- impianti autologhi, in cui il paziente stesso è il donatore;
- impianti eterologhi, in cui il materiale proviene dalla stessa specie del donatore da tessuti cadaverici;
- impianti xenogenici, in cui i materiali derivano da un'altra specie (porcina o bovina).

	<i>Componente</i>	<i>Nomi commerciali</i>
Innesti autologhi	Fascia del retto	
	Fascia lata	-
	Mucosa vaginale	
Allotrapianti	Derma	AlloDerm, Allomax, FlexHD
	Fascia lata	
	Dura madre	
Xenotrapianti	Sottomucosa di intestino porcino	Surgisis, FortaGen
	Collagene dermico porcino	Collamend, Permacol, Strattice, XenMatrix
	Pericardio bovino	Peri-guard, Tutopatch, Veritas
	Collagene dermico bovino	SurgiMend

Tabella 4.1 - Tipologie di *mesh* biologiche e alcuni esempi.

Valutando la geometria o la tessitura delle reti protesiche sintetiche, esse possono essere classificate in tre grandi gruppi [1]:

- protesi reticolari;
- protesi laminari;

- protesi composite.

Vari materiali sono utilizzati per creare le diverse geometrie.

Le protesi reticolari sono strutturate con maglie che variano tra 1 e 2 mm e presentano buone capacità nell'integrarsi ai tessuti riceventi. Il tessuto connettivo neoformato circonda i filamenti, creando delle spirali sopra di loro. Se l'ancoraggio ai tessuti del soggetto ricevente è buono viene permessa la neovascolarizzazione (Figura 4.6 più sopra). Studi meccanici hanno dimostrato che la forza tensile di tali protesi è maggiore di quella di altri tipi.

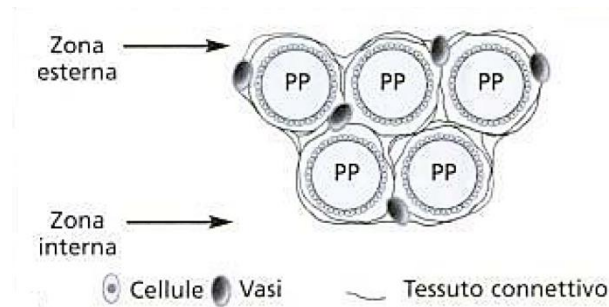


Figura 4.6 - Rappresentazione dell'integrazione di una protesi sintetica reticolare con il tessuto ospite; PP: filamenti della *mesh* in polipropilene.

Le *mesh* reticolari possono essere suddivise in non riassorbibili, parzialmente riassorbibili e totalmente riassorbibili (Figura 4.7). Inoltre, in queste reti, i filamenti sono classificati in monofilamento e multifilamento.

La gran parte delle protesi reticolari convenzionali in commercio sono di polipropilene o poliestere. Sono inoltre prodotte tipologie modificate, caratterizzate da una quantità di materiale minore e quindi da maglie più larghe e densità di filamenti più bassa. Esse si trovano composte sia di materiale completamente non riassorbibile che riassorbibile (protesi ibride), e in alcuni casi quest'ultimo è un polimero biodegradabile in tempi lunghi. Gli scopi della creazione di tali strutture sono di limitare la quantità di materiale esterno e di ridurre la fibrosi nell'ospite, creando cicatrici meno compatte. Inizialmente viene osservata una più alta reazione immunitaria rispetto alle protesi convenzionali, ma a lungo termine la minor quantità estranea è conveniente e non si soffre della stessa "rigidità" di alcune protesi convenzionali. Studi meccanici e istologici dimostrano resistenza meccanica e integrazione simili alle protesi non riassorbibili.

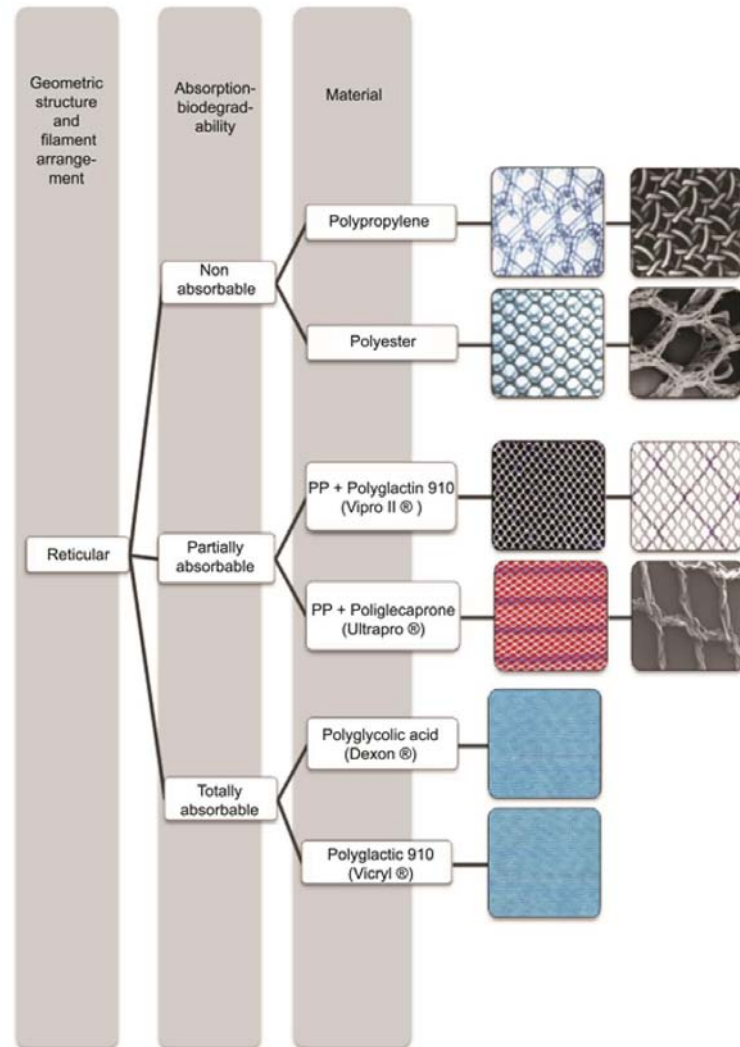


Figura 4.7 - Classificazione delle *mesh* sintetiche reticolari e alcuni esempi.

Le protesi laminari invece non permettono le stesse qualità all'interfaccia che offrono le reti reticolari; i vasi sanguigni e le proteine strutturali non riescono a penetrare nella trama del materiale e, quindi, l'integrazione è di tipo cellulare nelle parti più esterne della struttura (Figura 4.8).

Queste protesi sono talvolta modificate, spesso con piccole forature. Le laminari si suddividono a loro volta in non riassorbibili e riassorbibili (Figura 4.9).

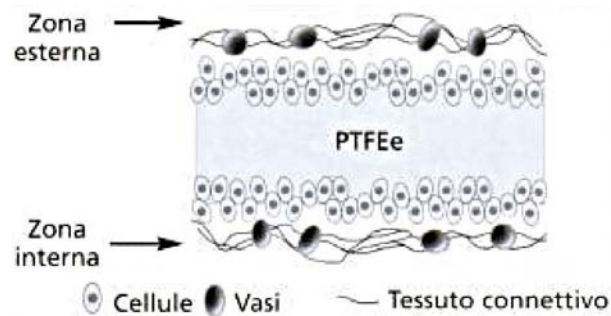


Figura 4.8 - Rappresentazione dell'integrazione di una protesi sintetica laminare con il tessuto ospite; PTFEe=politetrafluoroetilene espanso.

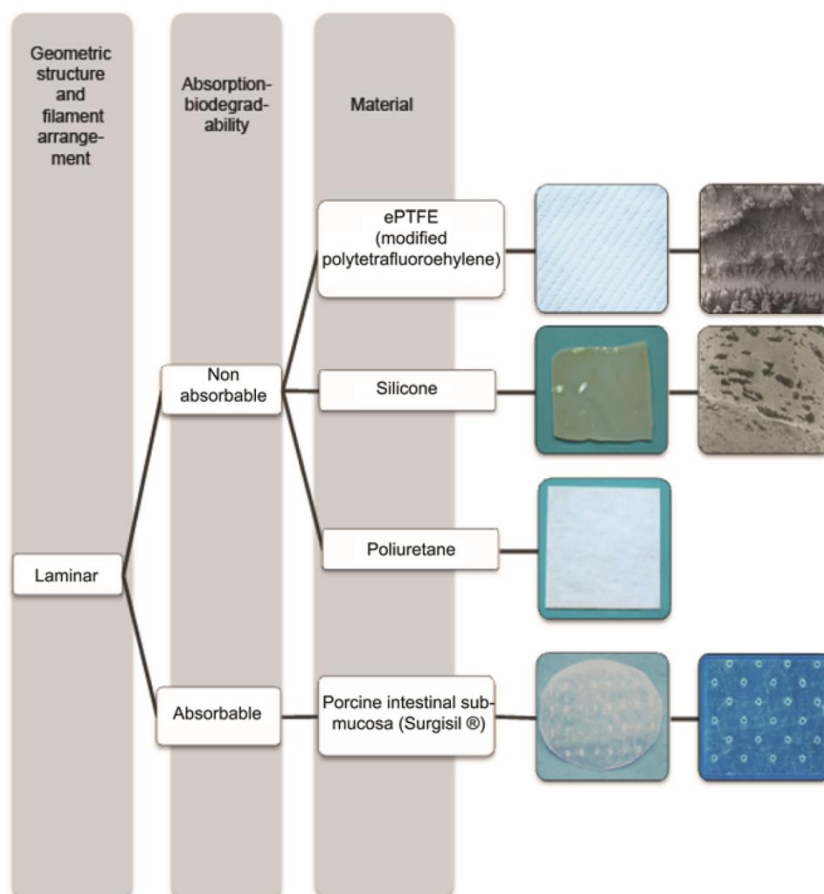


Figura 4.9 - Classificazione delle *mesh* sintetiche laminari e alcuni esempi.

Una tipologia recente di protesi di PTFEe modificata (Dual Mesh®) mostra un comportamento differente tra le due facce, esterna e interna: la faccia esterna è rugosa e favorisce l'integrazione cellulare, quella interna viene trattata in modo da sopprimere l'adesione cellulare. Un'altra soluzione recente inclusa nel gruppo laminare è quella delle protesi riassorbibili derivate dalla sottomucosa porcina. Sebbene le *mesh* di derivazione biologica in generale non siano propriamente catalogabili come sintetiche

(anche se ricevono trattamenti chimici, fisici ed enzimatici), esse possono rientrare nella categoria delle protesi con struttura laminare.

Le protesi laminari permettono un buono sviluppo di nuovo tessuto peritoneale. Si dimostra in studi sperimentali che tali materiali, a contatto diretto della rete con il peritoneo viscerale, si ricoprono precocemente di fibre di collagene parallele all'interfaccia e accompagnate da un discreto numero di cellule. Successivamente il neoperitoneo si rimodella, con la presenza di molte cellule mesoteliali, e la vascolarizzazione progredisce. Il neoperitoneo perfettamente conformato impedisce la formazione di aderenze ai visceri quando la protesi è posta intraperitonealmente. La struttura reticolare, invece, è sfavorita per questo scopo poiché su di essa si genera un neoperitoneo con organizzazione inappropriata.

Infine, le protesi composite sono state progettate per riunire in una sola protesi le proprietà principali delle due categorie precedenti: discreta integrazione con i tessuti, discreto comportamento a livello intraperitoneale e discreta resistenza meccanica. Si utilizzano in particolare per la riparazione di grandi difetti, nei quali c'è scarso supporto di tessuto e le protesi devono rimanere a contatto con il peritoneo viscerale.

Esse sono costituite da due componenti, il componente primario e un secondo secondario, uniti in genere da colle acriliche, termosaldati oppure suturati; possono essere progettate in due modi: il primo utilizza una componente primaria non assorbibile e una barriera fisica (non assorbibile), il secondo utilizza una componente primaria non assorbibile e una barriera chimica (assorbibile) (Figura 4.11). Il materiale principale, reticolare, svolge il ruolo di integrarsi con i tessuti, il secondario, laminare, controlla l'interazione all'interfaccia con il peritoneo (Figura 4.10).

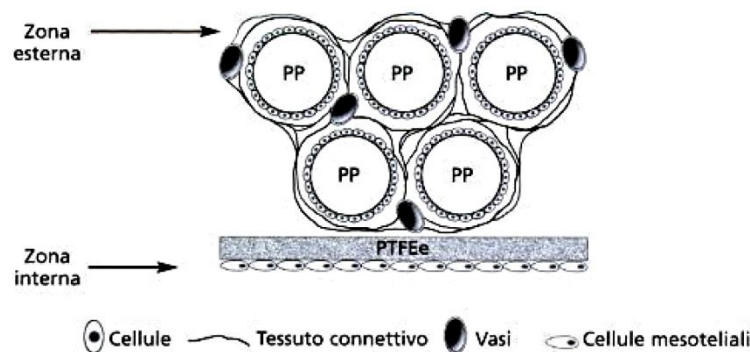


Figura 4.10 - Rappresentazione dell'integrazione di una protesi sintetica composta con il tessuto ospite; PP=polipropilene; PTFEe=politetrafluoroetilene espaso.

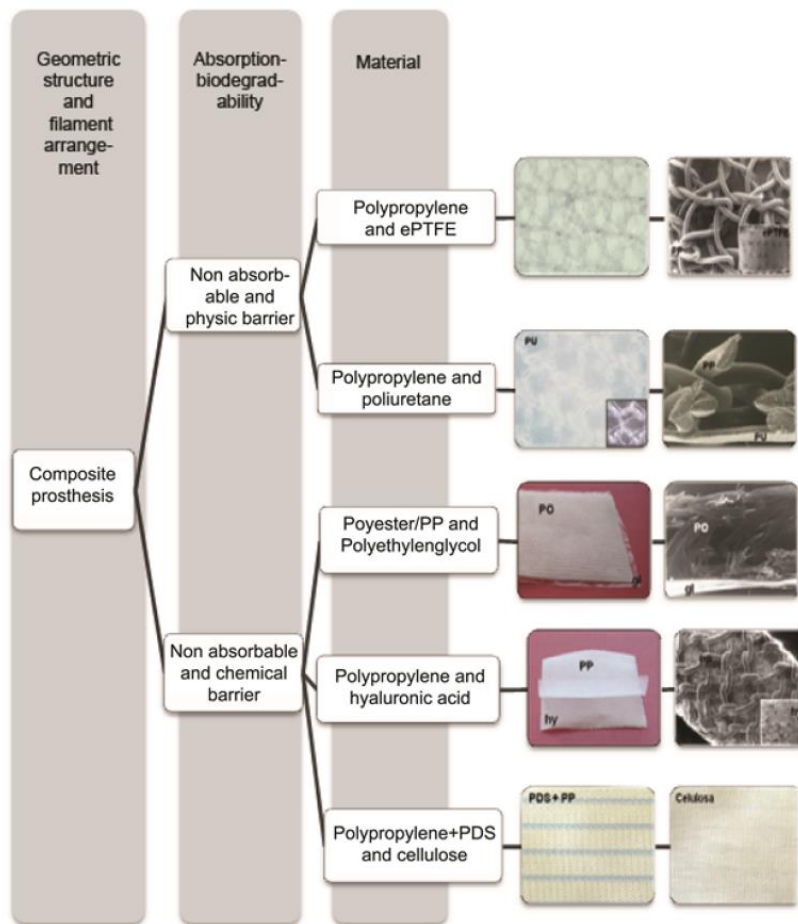


Figura 4.11 - Classificazione delle mesh sintetiche composite e alcuni esempi.

In relazione alla densità, le protesi sintetiche possono essere suddivise mediante un'ulteriore classificazione:

- *light weight* (LW), protesi con densità inferiore a 50 g/m^2 ;
- *medium weight* (MW), protesi con densità tra 50 g/m^2 e 80 g/m^2 ;
- *heavy weight* (HW), protesi con densità superiore a 80 g/m^2 ;

Maglie più dense hanno una resistenza a trazione maggiore e rendono il tessuto cicatriziale più compatto e meno deformabile; al contrario, maglie “leggere” sono più deformabili e introducono meno materiale estraneo con l’impianto.

Si deve notare che la densità del materiale protesico è spesso indipendente dalla larghezza dei pori. Per esempio, alcune strutture sono classificate come LW malgrado abbiano pori di piccola larghezza poiché sono composte da monofilamenti a trama rada.

Esiste allora una classificazione che differenzia le *mesh* sintetiche sulla base della dimensione dei pori in:

- macroporose o a maglia larga, in cui la larghezza dei pori è maggiore a 75 μm ;
- microporose o a maglie fitte, in cui la larghezza dei pori è inferiore a 10 μm ;
- macroporose con componenti multifilamento o microporose, in cui la larghezza dei pori è maggiore di 75 μm e le fibre sono multifilamento intrecciate che distano meno di 10 μm .

Dove i pori sono molto stretti vi è un impedimento nella penetrazione di macrofagi e neutrofili ($> 10 \mu\text{m}$) che non riescono così a raggiungere eventuali cellule batteriche ($< 1 \mu\text{m}$). Inoltre in filamenti a distanza ravvicinata può verificarsi il *fenomeno di bridging*: il tessuto connettivo di granulazione collega tra loro le fibre della rete diminuendo la flessibilità complessiva. D'altra parte, maglie troppo larghe aumentano il rischio di adesione viscerale.

E' importante che la protesi sia progettata con composizione, geometria, densità e porosità che garantiscano un comportamento meccanico conforme alle condizioni fisiologiche e una ricellularizzazione adeguata: Tuttavia non esiste un materiale migliore in assoluto per ogni condizione patologica e la decisione spetta al chirurgo dopo una valutazione specifica del caso.

4.5 Modello solido virtuale di un caso di ernia riparata

Si utilizza il modello solido paziente-specifico di addome sano sviluppato e descritto nel capitolo precedente per simulare la presenza di un'ernia incisionale di piccole dimensioni. L'ernia si ricrea posizionando un foro di geometria ellittica lungo la linea alba in posizione sovra-ombelicale. L'incisione a livello mediale, in corrispondenza della linea alba, è una scelta comune dei chirurghi poiché permette un ampio accesso all'addome durante la laparotomia. Risulta per questo essere la causa più frequente della formazione di un'ernia in tale posizione.

La situazione che ci si prefigge di studiare è la condizione di addome erniato e, successivamente, la condizione subito dopo l'intervento chirurgico riparativo, in cui non vi è ancora nessuna ricrescita tessutale nell'intorno del sito chirurgico. L'impianto della protesi nella zona del difetto si progetta facendo riferimento alle disposizioni

chirurgiche sulla dimensione delle reti in rapporto a quelle dell'ernia. La tecnica chirurgica di posizionamento della protesi riprodotta è di tipo pre-peritoneale, poiché attualmente è una delle tecniche più utilizzate e che danno maggiore successo all'intervento.

4.5.1 Definizione della conformazione del difetto

Partendo dal modello solido di addome sano ottenuto dopo le ultime modifiche, apportate con i *software* di progettazione CAD ed espote nel capitolo 3, si sceglie dapprima la forma e la locazione dell'ernia da simulare. Al difetto è associata una forma ellittica con l'asse maggiore collocato lungo la direzione cranio-caudale di 32 mm e asse minore di 24 mm, in modo che esso rimanga limitato nella regione della linea alba. A tal fine si disegna uno *sketch* ellittico su di un piano perpendicolare al piano di simmetria, imponendo le dimensioni scelte e fissando il centro ad una distanza di 24 mm dalla posizione ombelicale (figura 4.12). Ottenuta la curva, essa viene proiettata sulla superficie anteriore della linea alba e successivamente si genera il solido relativo all'ernia mediante estrusione sul solido della linea alba.

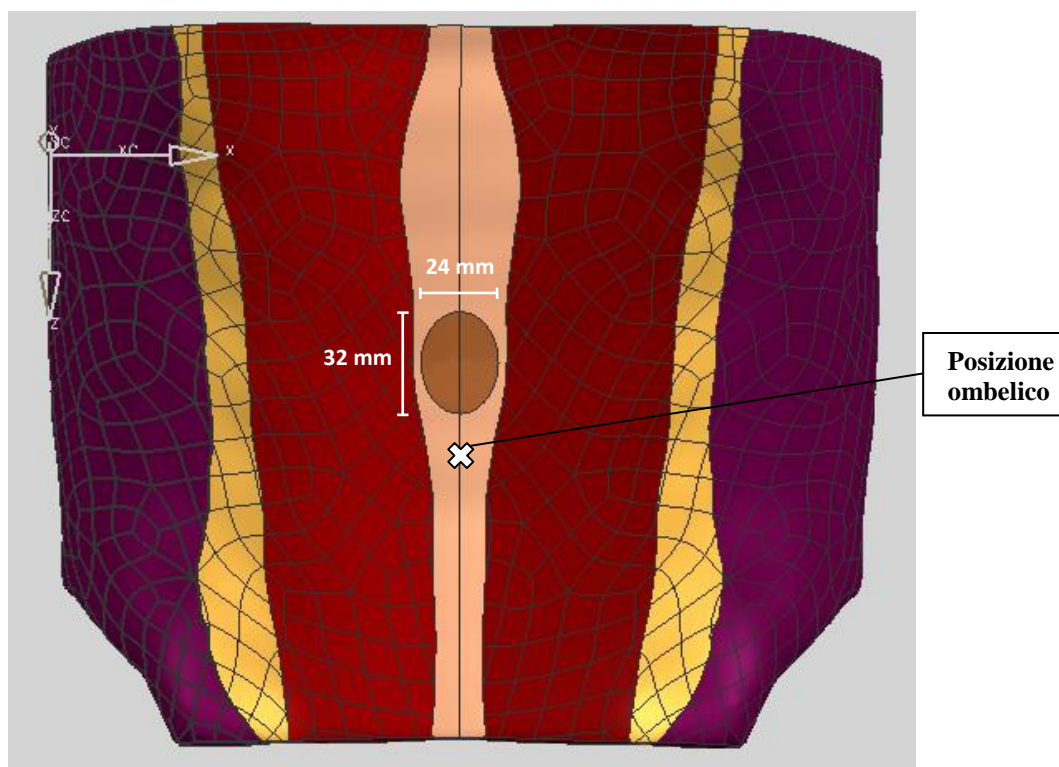


Figura 4.12 – Conformazione dell'ernia vista anteriormente all'addome e dimensioni principali.

4.5.2 Definizione della conformazione dell'apparato protesico

La protesi viene disegnata, sulla base della prassi chirurgica, di forma rettangolare e di dimensioni che permettono di avere un margine di 50 mm per lato di eccesso rispetto agli assi del difetto ellittico. Essa risulta quindi avere lati di 132 mm lungo la direzione cranio-caudale e 124 mm lungo quella latero-mediale. E' una metodologia comune, infatti, sia in chirurgia convenzionale aperta che in chirurgia laparoscopica, considerare un margine di sovrapposizione tra il bordo della rete e i tessuti circostanti alla porta erniaria di circa 5 cm.

Quindi la struttura va centrata nel centro dell'ernia precedentemente creata e sovrapposta ad essa sulla parete posteriore del modello addominale. Anche in questo caso il risultato è ottenuto creando uno *sketch* delle dimensioni definite su un piano perpendicolare a quello di simmetria dell'addome e applicando la proiezione della forma sulla parete interna dell'addome.

Nella pratica della ricostruzione chirurgica solitamente è operata una sutura della protesi sui tessuti sovrastanti applicando i punti a circa 10 mm di distanza dai bordi esterni. Al fine di avere una linea guida per la simulazione di tale pratica si sceglie di proiettare una forma rettangolare analoga alla precedente, con lo stesso centro, ma di lati inferiori di 20 mm rispetto alla protesi (figura 4.13).

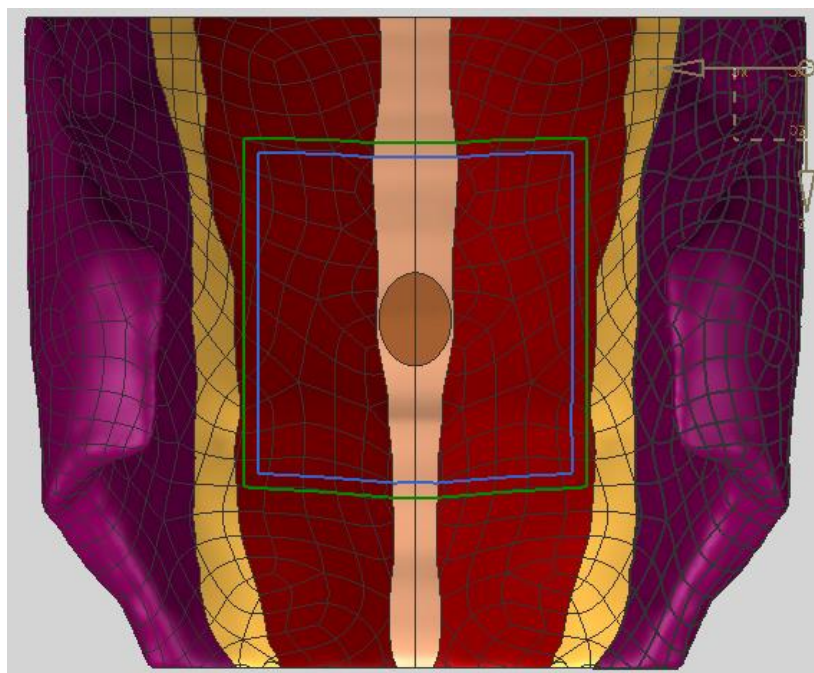


Figura 4.13 - Conformazioni dell'ernia e della protesi viste posteriormente alla parete addominale.

Capitolo 5

Modellazione costitutiva dei tessuti della parete addominale anteriore e delle protesi chirurgiche

5.1 Introduzione

Le prove sperimentali permettono di ottenere dei dati fondamentali per quantificare la resistenza di un materiale alle forze applicate e confrontare, nello specifico caso, le proprietà dei differenti strati della parete addominale e delle reti protesiche.

Per quanto concerne i tessuti umani, non è comunque possibile eseguire tutte le tipologie di test che garantiscano di caratterizzare completamente gli stati tensionali o deformativi subibili da materiali così complessi; non di meno le prove sperimentali riportate in letteratura che fanno uso di campioni di parete addominale umana sono limitate. Quello che ci si propone di fare è valutare i dati fruibili relativi alle condizioni più significative che possono essere riprodotte sperimentalmente e, nel caso non ci sia la documentazione sufficiente relativa al caso umano, riferirsi alla letteratura disponibile anche su modelli animali anatomicamente simili all'uomo.

Per valutare il comportamento meccanico dei tessuti, poi, è fondamentale disporre di equazioni costitutive adeguate che riproducano al meglio i risultati sperimentali. Tale modellazione è tanto migliore quanto più risultano solide le basi sperimentali sulle quali poggia ed è quindi estremamente importante che la parte sperimentale sia correttamente impostata. La risposta di un materiale ad uno specifico stato è caratteristico del materiale stesso o della classe di materiali a cui esso appartiene; l'obiettivo primario della modellazione costitutiva è quello di sviluppare modelli matematici che rappresentino con precisione il comportamento studiato per, in futuro, essere in grado di prevedere le risposte meccaniche di materiali simili.

I modelli costitutivi possono essere raggruppati in base a specifici tipi di comportamento meccanico, come ad esempio l'elasticità, la plasticità, la

viscoelasticità.

Nel caso specifico dei tessuti biologici molli si ha la necessità di una teoria non lineare dell'elasticità che contempra la presenza di grandi spostamenti e di grandi deformazioni del materiale.

Generalmente, specie nel caso dei tessuti molli, si identificano due tipi di non linearità:

- *non linearità per materiale*, poiché non vi è linearità tra il campo delle deformazioni e il campo delle tensioni.
- *non linearità per geometria*, poiché la struttura, soggetta al carico anche fisiologico, può deformarsi a tal punto che la configurazione deformata non può più essere considerata simile a quella indeformata per grandi spostamenti e/o grandi deformazioni; il tessuto molle presenta una rigidità non elevata e può quindi subire forti deformazioni (in genere superiori a 3-4%) sotto l'azione di carichi anche fisiologici.

L'iperelasticità è una formulazione costitutiva particolarmente conveniente per descrivere questi materiali, grazie alla sua semplicità, ed è alla base di modelli più complessi. La modellazione costitutiva iperelastica viene scelta in relazione all'obiettivo dell'analisi numerica svolta nel presente lavoro; questa è una prima approssimazione per la quale non sono presi in considerazione gli effetti della velocità di carico sul comportamento meccanico dei materiali in esame.

5.2 Caratterizzazione costitutiva nell'ambito dei tessuti molli

Per delineare l'evoluzione di un corpo al quale sia applicata una sollecitazione esterna bisogna trovare le relazioni tra lo stato tensionale e lo stato deformativo. Queste relazioni possono essere date definendo le condizioni al contorno imposte al corpo e mediante le equazioni di bilancio della quantità di moto, del momento della quantità di moto e la legge di continuità della massa. La generalità di tali descrizioni non permette tuttavia che queste bastino a risolvere il problema. Le relazioni necessarie sono date dal modello costitutivo la cui formulazione parte da considerazioni di tipo energetico. Esso si fonda sul secondo principio della

termodinamica ed è espresso in forma analitica dalla disuguaglianza di *Clausius-Duhem*, che definisce a sua volta una funzione densità di energia libera detta energia libera di *Helmholtz*. A conseguenza di ciò si andranno ad elaborare modelli costitutivi per mezzo della definizione di una specifica funzione di densità di energia libera di *Helmholtz* di cui si parlerà in seguito.

La base teorica nello studio della risposta puramente passiva dei tessuti biologici molli, come ad esempio quelli della parete addominale, si estende nell'ambito delle grandi deformazioni per materiali iperelastici, quasi-incomprimibili, anisotropi, fibrorinforzati.

Nella cinematica dei corpi rigidi per materiali deformabili si assume l'esistenza di una funzione regolare che correla la posizione di ogni punto della configurazione indeformata, detta configurazione materiale, con la posizione del punto nella configurazione deformata, chiamata anche configurazione spaziale o corrente:

$$\mathbf{x} = \boldsymbol{\phi}(\mathbf{X}, t) \quad \Omega_0 \times \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}^3$$

dove \mathbf{X} e \mathbf{x} definiscono le rispettive posizioni dei punti nella configurazione indeformata Ω_0 e corrente Ω e $\boldsymbol{\phi}$ rappresenta il movimento di un corpo B che stabilisce la traiettoria di un dato punto quando si passa da \mathbf{X} a \mathbf{x} (Fig. 5.1).

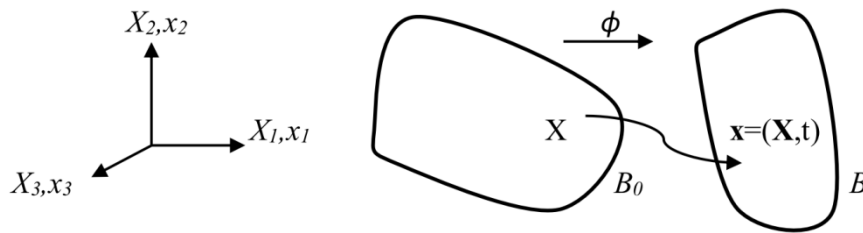


Figura 5.1 – Moto del corpo B dalla configurazione indeformata alla configurazione deformata.

Questa funzione racchiude in sé due diversi tipi di deformazione:

- *Deformazione effettiva*, che dipende solo dalla variazione di forma del corpo;
- *Moto rigido*, che dipende invece dalla posizione e dall'orientamento del corpo.

Considerando la relazione precedente si definisce il *gradiente di deformazione* \mathbf{F} come:

$$\mathbf{F}(\mathbf{X}, t) = \frac{\partial \boldsymbol{\phi}(\mathbf{X}, t)}{\partial \mathbf{X}}$$

una trasformazione lineare che permette di valutare come varia la configurazione del corpo nell'intorno del punto considerato. Si pone $J = \det \mathbf{F}$ indicandolo come *Jacobiano di deformazione*, il quale identifica la variazione di volume nell'intorno del punto valutato.

Grazie al gradiente di deformazione è possibile comprendere come varia ogni vettore infinitesimo applicato nel punto in considerazione, che riproduca idealmente una fibra del corpo (Fig. 5.2).

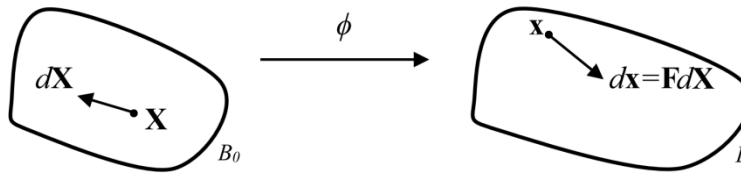


Figura 5.2 – Variazione del vettore infinitesimo da configurazione indeformata a deformata.

Considerando la condizione di regolarità su $\boldsymbol{\phi}$ si ha necessariamente $\det \mathbf{F} > 0$. Se \mathbf{F} è indipendente dal punto in considerazione, allora la deformazione è omogenea, in caso contrario la deformazione è non omogenea. Il gradiente di deformazione \mathbf{F} è inoltre unitario nel caso di traslazioni rigide e dipende sia da deformazioni effettive che da rotazioni rigide del corpo.

Per descrivere correttamente la risposta di materiali quasi-incomprimibili, che mostrano un'elevata rigidità volumetrica e variano di volume solo in presenza di forti valori di pressione idrostatica, è necessario scomporre la deformazione in due parti:

- *parte volumetrica*, che contiene tutta la variazione di volume del corpo ma lascia invariata la forma;
- *parte isovolumetrica*, che contiene tutta la variazione della forma ma non la variazione di volume.

Considerando ciò si può introdurre la decomposizione cinematica sul gradiente di deformazione:

$$\mathbf{F} = (J^{\frac{1}{3}} \mathbf{I}) \left(J^{-\frac{1}{3}} \mathbf{F} \right) = (J^{\frac{1}{3}} \mathbf{I}) \tilde{\mathbf{F}}$$

dove $\tilde{\mathbf{F}}$ è detto gradiente di deformazione modificato.

Il primo termine è la parte volumetrica, mentre il secondo è la parte isovolumetrica. Si ha che tutta la variazione di volume descrivibile dallo Jacobiano è contenuta nella parte volumetrica, infatti:

$$\det(J^{\frac{1}{3}}\mathbf{I}) = J = \det\mathbf{F} \quad e \quad \det(J^{-\frac{1}{3}}\mathbf{F}) = 1$$

Per descrivere in termini energetici il comportamento meccanico dei materiali iperelastici si utilizza la funzione di densità di energia libera di *Helmholtz* Ψ che dipende unicamente e biunivocamente dallo stato deformativo corrente del materiale analizzato. Essa coincide con un potenziale dello stato deformativo detto densità di energia di deformazione la cui formulazione analitica dipende anche dalla presenza di specifiche simmetrie materiali del corpo.

I materiali iperelastici sono definiti come una sottoclasse dei materiali elastici per i quali vale l'espressione:

$$\Psi = \Psi(\mathbf{F}); \quad \mathbf{P} = \frac{\partial\Psi(\mathbf{F})}{\partial\mathbf{F}}$$

in cui \mathbf{P} rappresenta il *primo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff*. Considerando in genere le condizioni:

$$\Psi(\mathbf{I}) = 0; \quad \frac{\partial\Psi(\mathbf{I})}{\partial\mathbf{F}} = 0$$

con cui si indica che nello stato indeformato la densità di energia elastica e la tensione sono nulle. La funzione a valori scalari Ψ , nota anche come densità di energia di deformazione, rappresenta l'energia accumulata internamente dal sistema durante il processo deformativo ed è dipendente dal *tensore destro di Cauchy-Green* $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T\mathbf{F}$ e dal prodotto tensoriale $\mathbf{M} = \mathbf{m}_0\mathbf{m}_0$. Il vettore unitario \mathbf{m}_0 è necessario nel caso di materiali iperelastici anisotropi fibrorinforzati poiché descrive la direzione preferenziale di anisotropia determinata dalla direzione delle fibre di collagene. Inoltre, caratterizzando un materiale quasi-incomprimibile, è necessario definire la funzione di densità di energia elastica come la scomposizione:

$$\Psi(\mathbf{C}, \mathbf{M}) = \Psi_{vol}(J) + \tilde{\Psi}(\tilde{\mathbf{C}}, \mathbf{M})$$

dove Ψ_{vol} e $\tilde{\Psi}$ rappresentano le risposte volumetrica e isovolumetrica, rispettivamente. Essi sono funzioni dello Jacobiano J , della parte isovolumetrica del

tensore destro di Cauchy-Green $\tilde{\mathbf{C}} = \tilde{\mathbf{F}}^T \tilde{\mathbf{F}}$ e di \mathbf{M} . Inoltre, la parte isovolumetrica della funzione di densità di energia elastica è esprimibile mediante due termini separati, isotropo e anisotropo:

$$\tilde{\Psi}(\tilde{\mathbf{C}}, \mathbf{M}) = \Psi_{iso}(\tilde{I}_1, \tilde{I}_2) + \Psi_{ani}(\tilde{I}_4, \tilde{I}_5, \tilde{I}_6, \tilde{I}_7, \tilde{I}_8)$$

Il primo termine indica il contributo isotropo della matrice cellulare e dipende da \tilde{I}_1 e \tilde{I}_2 , che sono il primo e secondo invariante del tensore $\tilde{\mathbf{C}}$. Non vi è la dipendenza per il terzo invariante \tilde{I}_3 che per la quasi-incomprimibilità è circa uguale a 1.

Il secondo termine, la parte anisotropa data dalle fibre rinforzanti, considera invece il contributo degli invarianti di struttura $\tilde{I}_4, \tilde{I}_5, \tilde{I}_6, \tilde{I}_7, \tilde{I}_8$, mediante i quali si valutano le deformazioni dei singoli gruppi di fibre di collagene che rinforzano la matrice. Tali fibre si muovono con i punti materiali del corpo così che la dilatazione λ delle fibre è definito come il rapporto tra la lunghezza deformata e la lunghezza della configurazione di riferimento.

Lo stato di tensione che si ricava da queste considerazioni per i materiali iperelastici quasi-incomprimibili anisotropi fibrorinforzati si può valutare nella legge costitutiva come:

- *Secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff*

$$\begin{aligned} \mathbf{S} &= 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C}, \mathbf{M})}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{S}_{vol} + \tilde{\mathbf{S}} = 2 \frac{\partial \Psi_{vol}(J)}{\partial \mathbf{C}} + 2 \frac{\partial \tilde{\Psi}(\tilde{\mathbf{C}}, \mathbf{M})}{\partial \mathbf{C}} \\ &= Jp\mathbf{C}^{-1} + 2 \frac{\partial \tilde{\Psi}(\tilde{\mathbf{C}}, \mathbf{M})}{\partial \mathbf{C}} \end{aligned}$$

- *Tensore di tensione di Cauchy*

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\sigma} &= \frac{1}{J} \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{F}^T = \boldsymbol{\sigma}_{vol} + \tilde{\boldsymbol{\sigma}} = \frac{2}{J} \mathbf{F} \frac{\partial \Psi_{vol}(J)}{\partial \mathbf{C}} \mathbf{F}^T + \frac{2}{J} \mathbf{F} \frac{\partial \tilde{\Psi}(\tilde{\mathbf{C}}, \mathbf{M})}{\partial \mathbf{C}} \mathbf{F}^T \\ &= p\mathbf{I} + \frac{2}{J} \mathbf{F} \frac{\partial \tilde{\Psi}(\tilde{\mathbf{C}}, \mathbf{M})}{\partial \mathbf{C}} \mathbf{F}^T \end{aligned}$$

definiti a meno della pressione idrostatica imposta p , contributo che dev'essere aggiunto necessariamente allo stato tensionale e da valutare in base alle condizioni al contorno sul corpo.

5.3 Definizione dei modelli costitutivi dei tessuti della parete addominale

I tessuti addominali studiati hanno un comportamento iperelastico anisotropo dovuto alla presenza di direzioni preferenziali delle fibre all'interno della microstruttura del materiale. Diverse sono le proposte presenti in letteratura per la descrizione della risposta meccanica di materiali quasi incomprimibili; i più comuni *software* solutori FEM dispongono di varie formulazioni per densità di energia di deformazione per la modellazione approssimativa delle proprietà iperelastiche anisotrope di materiali quasi incomprimibili. Per lo studio con metodi ad elementi finiti della risposta meccanica dei tessuti in esame si è adottato, come si vedrà meglio nel prossimo capitolo, il *software* commerciale *Abaqus (Simulia)*. Esso mette a disposizione due forme d'implementazione ad elementi finiti dei legami iperelastici anisotropi sulla base del potenziale dell'energia di deformazione per modellare i materiali incomprimibili [53]:

- la forma generalizzata di Fung nei casi anisotropo e ortotropo;
- la forma di Holzapfel-Gasser-Odgen.

La scelta per i tessuti molli in questione ricade sul modello di Holzapfel in quanto esso ha una formulazione semplice che non richiede numerosi parametri e che descrive nel modo più accurato il comportamento anisotropo dei materiali nelle varie situazioni, per piccole o grandi deformazioni.

La forma di energia di deformazione proposta da Holzapfel-Gasser-Odgen [54] è definita da:

$$\begin{aligned} \Psi &= \Psi_{vol} + \Psi_{iso} + \Psi_{aniso} \\ &= \frac{1}{D} \left(\frac{J_{el}^2 - 1}{2} - \ln J_{el} \right) + C_{10}(\tilde{I}_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{\alpha=1}^N (e^{k_2(\tilde{E}_\alpha)^2} - 1) \end{aligned}$$

dove \tilde{E}_α indica:

$$\tilde{E}_\alpha = \kappa(\tilde{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\tilde{I}_{4(\alpha\alpha)} - 1)$$

I termini D , C_{10} , k_1 , k_2 , κ indicano i parametri del materiale dipendenti dalla temperatura: D è legato al modulo di compressibilità; C_{10} tiene conto della rigidità

tangenziale della matrice; k_1 , k_2 , κ sono relativi alle proprietà meccaniche delle fibre e della loro orientazione. J_{el} è il rapporto volumetrico elastico che nella situazione considerata equivale a J . N è il numero di famiglie di fibre e nel caso in esame si avrà semplicemente $N=1$.

Il modello riflette la dispersione delle fibre di ciascuna famiglia intorno a una direzione predefinita. Con il parametro κ si descrive il livello di dispersione nella direzione delle fibre:

$$\kappa = \frac{1}{4} \int_0^\pi \rho(\theta) \sin^3 \theta d\theta$$

con $\rho(\theta)$ funzione della densità di orientazione che caratterizza la distribuzione delle fibre. Inoltre si ipotizza che tutte le famiglie di fibre abbiano le stesse proprietà meccaniche e la stessa dispersione.

Quando $\kappa = 0$ le fibre sono perfettamente allineate dunque non c'è dispersione. Quando $\kappa = 1/3$ le fibre sono distribuite in modo isotropo.

\tilde{E}_α caratterizza la deformazione delle famiglie di fibre con la direzione media A_α . Nel caso di fibre perfettamente allineate si ha $\tilde{E}_\alpha = \tilde{I}_{4(\alpha\alpha)} - 1$; nel caso isotropo invece $\tilde{E}_\alpha = \tilde{I}_1 - 3$. $\tilde{I}_{4(\alpha\alpha)}$ indica uno pseudoinvariante di \tilde{C} e di A_α .

Riassumendo, i primi due termini nell'espressione della densità di energia di deformazione descrivono, rispettivamente, i contributi di distorsione della matrice e contrazione volumetrica; il terzo termine, invece, indica il contributo delle famiglie di fibre, includendo anche l'effetto della dispersione. Un'ipotesi alla base del modello è che le fibre supportino solo la trazione, poiché cederebbero sotto un carico di compressione. Per tale motivo il contributo anisotropo nella funzione sarà presente solo per le deformazioni positive delle fibre o, equivalentemente, quando $\tilde{E}_\alpha > 0$.

Considerando una sola famiglia di fibre si può ricavare la formulazione specifica del *secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff*:

$$\begin{aligned} S = 2J^{-2/3} \left(C_{10} + k_1 \kappa \tilde{E}_\alpha e^{k_2 \tilde{E}_\alpha^2} \right) \left(\mathbb{I} - \frac{1}{3} I_1 \mathbb{C}^{-1} \right) + \left(\frac{J}{D} - \frac{1}{DJ} \right) J \mathbb{C}^{-1} \\ + 2J^{-\frac{2}{3}} \left(k_1 (1 - 3\kappa) \tilde{E}_\alpha e^{k_2 \tilde{E}_\alpha^2} \right) \left(m_0 \otimes m_0 - \frac{1}{3} I_4 \mathbb{C}^{-1} \right) \end{aligned}$$

Di conseguenza si ottiene la seguente espressione per il *tensore di tensione di Cauchy*:

$$\begin{aligned} \sigma = 2J^{-5/3} \left(C_{10} + k_1 \kappa \tilde{E}_\alpha e^{k_2 \tilde{E}_\alpha^2} \right) \left(b - \frac{1}{3} \mathbb{I} I_1 \right) + \left(\frac{J}{D} - \frac{1}{DJ} \right) \mathbb{I} \\ + 2J^{-5/3} \left(k_1 (1 - 3\kappa) \tilde{E}_\alpha e^{k_2 \tilde{E}_\alpha^2} \right) \left(I_4 m \otimes m - \frac{1}{3} I_4 \mathbb{I} \right) \end{aligned}$$

che di seguito avrà applicazione nel caso di trazione monoassiale e con il vincolo di incomprimibilità $J=1$.

5.3.1 Modello costitutivo dei muscoli scheletrici

Il metodo utilizzato per la stima dei parametri costitutivi dei muscoli della parete addominale considerati si compone di due stadi:

- Analisi dei dati sperimentali;
- Identificazione dei parametri mediante il *fitting* dei dati sperimentali.

I dati sperimentali utilizzati per ciascuna struttura anatomica sono stati ottenuti dalla letteratura e sono relativi a prove di trazione monoassiale.

A causa del numero non sufficiente di dati sperimentali disponibili sulla parete addominale umana, nel caso dei muscoli addominali considerati nel modello si è fatto riferimento a prove sperimentali condotte su tessuti addominali di coniglio.

Più nello specifico si fa riferimento allo studio di Hernandez et al. [31] con test di trazione monoassiale condotti su campioni di:

- muscolo retto (RE), nella direzione cranio-caudale (long);
- muscoli obliquo esterno, obliquo interno e trasverso non separati (OE-OI-TA), nelle direzioni cranio-caudale (long) e latero-mediale (trans).

I campioni, a sezione rettangolare, hanno dimensioni medie totali specificate in tabella 5.1. Le prove consistono nel sottoporre i campioni a trazioni monoassiale. La prova di trazione è realizzata in condizioni di carico quasi-statico, alla velocità di deformazione di 5 mm/min.

Tessuto	Direzione	Lunghezza (mm)	Larghezza (mm)	Spessore (mm)
OE-OI-TR	LONG	33.565±1.534	8.855±0.007	4.151±0.967
	TRANS	35.890±4.525	8.205±0.318	4.069±0.641
RE	LONG	44.312±3.652	7.680±1.304	2.495±0.472

Tabella 5.1 – Dimensioni medie e SD dei campioni dei muscoli.

I dati sperimentali estrapolati dai grafici di tensione di *Cauchy* su dilatazione riportati dagli autori sono utilizzati per la stima dei parametri del modello di *Holzappel*.

In questo caso il modello deve rappresentare una famiglia di fibre la cui direzione corrisponde a quella dell'asse prossimale-distale in figura 5.3.

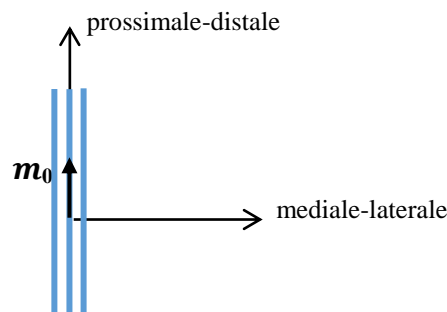


Figura 5.3 – Schema della direzione delle fibre nel modello del muscolo retto rispetto al sistema di riferimento.

Il procedimento di *fitting* avviene minimizzando, mediante il metodo iterativo di *Newton-Raphson*, una funzione costo $\chi = \sum_{i=1}^N \left[1 - \frac{\sigma^{th}(t_i)}{\sigma^{exp}(t_i)} \right]^2$ che rappresenta l'errore tra la misura sperimentale σ^{exp} e il valore predetto dal modello σ^{th} .

La stima dei parametri calcolati nel *fitting* dei valori medi in direzione cranio-caudale dei campioni di muscolo retto è la seguente:

	C_{10} [MPa]	D [MPa ⁻¹]	k_1 [MPa]	k_2 [-]	κ [-]
stima	0.056	0	0.011977	2.23382	0

Tabella 5.2 – Parametri costitutivi per il muscolo retto.

In figura 5.4 sono riportati i grafici dei dati sperimentali e quelli predetti dal modello.

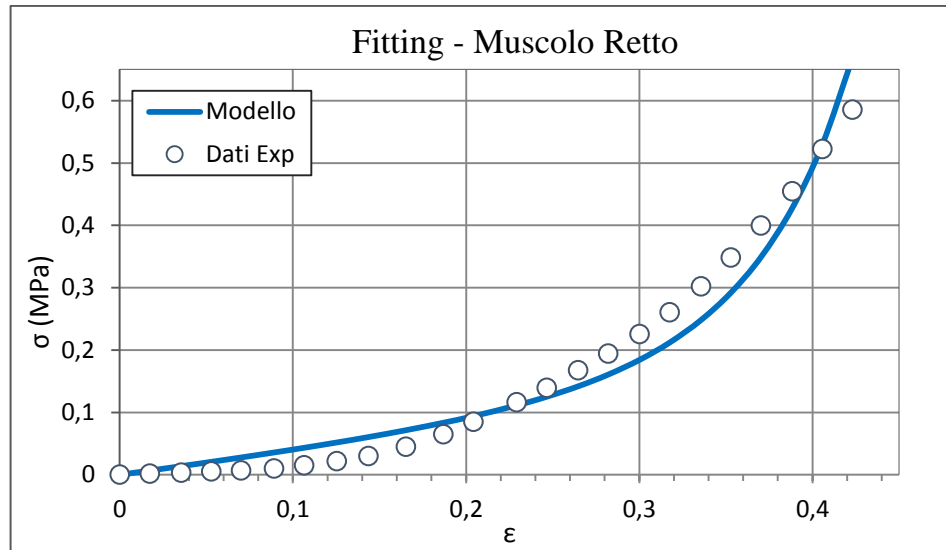


Figura 5.4 – Curve del modello confrontata con i dati sperimentali medi di trazione monoassiale in direzione cranio-caudale del muscolo retto.

Per i muscoli laterali si semplifica la trattazione ipotizzando la presenza di una sola famiglia di fibre disposte nella direzione dell'asse mediale-laterale, come in figura 5.5.

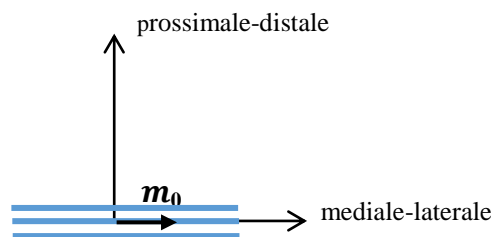


Figura 5.5 – Schema della direzione delle fibre nel modello dei muscoli laterali rispetto al sistema di riferimento.

La stima dei parametri calcolati nel *fitting* dei valori sperimentali medi in direzione cranio-caudale e mediale-laterale dei campioni di muscoli obliqui risulta essere la seguente:

	C_{10} [MPa]	D [MPa ⁻¹]	k_1 [MPa]	k_2 [-]	κ [-]
stima	0.00925	0	1.800349	11.4947	0.323134

Tabella 5.3 – Parametri costitutivi per il tessuto composito dei muscoli laterali.

Anche nel caso dei muscoli laterali si può vedere il confronto tra i dati sperimentali e le curve analitiche in figura 5.6.

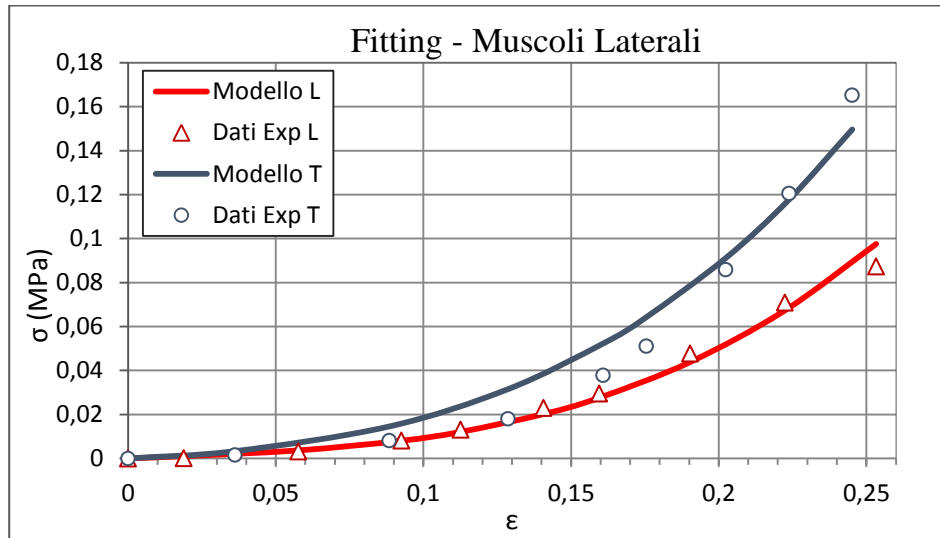


Figura 5.6 – Curve del modello confrontata con i dati sperimentali medi di trazione monoassiale dei muscoli laterali in direzione mediale-laterale (T) e cranio-caudale (L).

Tali valori dei parametri costitutivi saranno applicati nella caratterizzazione degli elementi finiti che compongono le regioni muscolari del modello numerico esposto nel prossimo capitolo.

5.3.2 Modello costitutivo degli elementi fasciali e aponeurotici

Analogamente a quanto si è fatto per i muscoli nel paragrafo precedente, i componenti fasciali e aponeurotici vengono caratterizzati con il modello costitutivo di *Holzappel* servendosi di dati sperimentali sugli specifici tessuti riportati in letteratura.

La linea alba umana è studiata da Forstermann et al. [35] mediante prove di trazione monoassiale su campioni prelevati nelle direzioni cranio-caudale e latero-mediale. I campioni risultano mediamente di lunghezza iniziale compresa tra le *grip* di 35 mm, larghezza 10 mm e spessore 1 mm. La velocità di deformazione scelta è di $0.4\% \text{ s}^{-1}$ ed assicura uno stato di carico quasi-statico.

Per la linea alba si opera una semplificazione del problema considerando nel modello la presenza di una sola famiglia di fibre disposte nella direzione dell'asse mediale-laterale.

Il *fitting* dei valori medi in direzione latero-mediale dei campioni per minimizzazione della funzione costo fornisce i parametri:

	C_{10} [MPa]	D [MPa ⁻¹]	k_1 [MPa]	k_2 [-]	κ [-]
stima	0.263932	0	0.450854	45.684805	0

Tabella 5.4 - Parametri costitutivi per la linea alba.

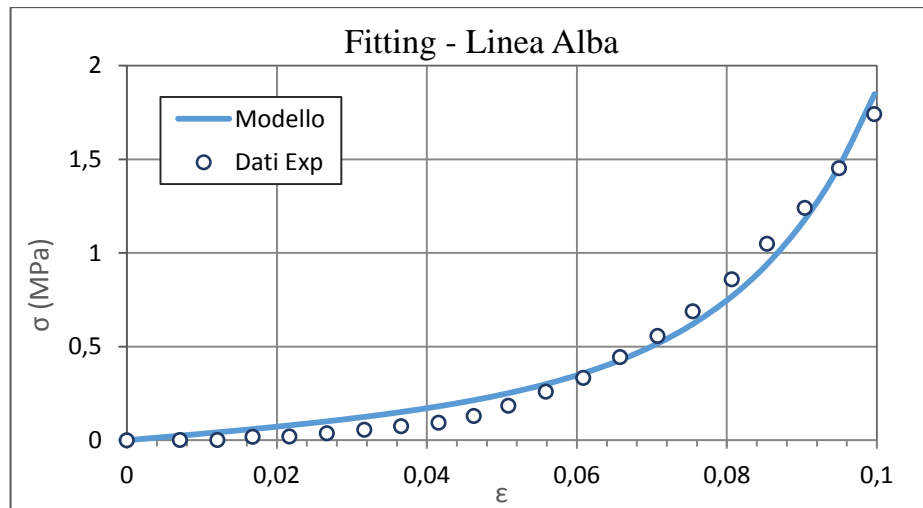


Figura 5.7 – Curva del modello confrontata con i dati sperimentali medi di trazione monoassiale in direzione trasversale della linea alba.

Per la caratterizzazione costitutiva degli altri elementi fasciali del modello si fa riferimento all'indagine sul comportamento meccanico delle guaine anteriori del retto umano condotta da Ben Abdelounis et al. [55]. I campioni di lunghezza totale 40 mm, lunghezza compresa tra le *grip* 20 mm, larghezza 5 mm e spessore 1.2 mm in media sono stati prelevati in direzione latero-mediale. La velocità di deformazione di $1\% s^{-1}$ è considerata una condizione di carico quasi-statico. Anche per la fascia si opera una semplificazione che considera la presenza di una sola famiglia di fibre nel modello, disposte nella direzione dell'asse mediale-laterale.

Dai dati sperimentali di riferimento vengono identificati i valori dei parametri del modello di *Holzappel* che minimizzano la discrepanza con la curva sperimentale rappresentata dalla funzione costo. I parametri risultanti sono presentati in tabella 5.5.

	C_{10} [MPa]	D [MPa ⁻¹]	k_1 [MPa]	k_2 [-]	κ [-]
stima	0.01595	0	0.308265	7.707703	0

Tabella 5.5- Parametri costitutivi per gli altri elementi fasciali.

In figura 5.8 si riportano i dati sperimentali e quelli predetti dal modello.

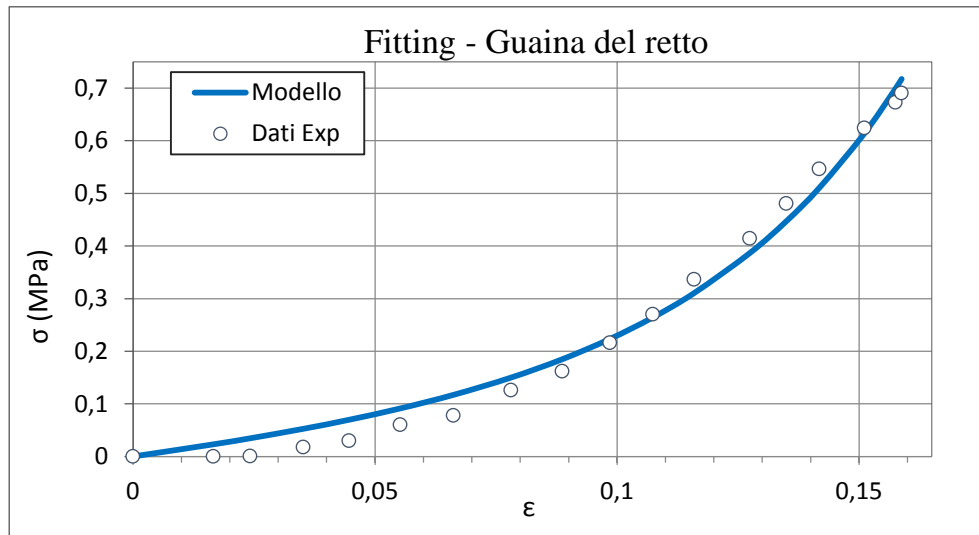


Figura 5.8 – Curve del modello confrontata con i dati sperimentali medi di trazione monoassiale in direzione mediale-laterale della guaina del retto.

5.4 Definizione dei modelli costitutivi delle protesi

La definizione delle leggi costitutive dei materiali protesici scelti per le simulazioni numeriche di ricostruzione addominale scaturisce da precedenti lavori di caratterizzazione sperimentale, effettuati presso il Centro Interdipartimentale di Ricerca di Meccanica dei Materiali Biologici dell'Università di Padova. Negli specifici casi si sono studiati il fenomeno del rilassamento delle tensioni e il comportamento a trazione dei materiali. Limitando l'analisi ai risultati delle prove di trazione monoassiale, essi mostrano una risposta elastica ben spiegata da modelli iperelastici.

5.4.1 Modello costitutivo di protesi sintetiche

La prima protesi considerata è una rete polimerica composta commerciale. Si tratta di una protesi in polipropilene monofilamento trattata con materiale poliuretano su una delle sue superfici. Le prove meccaniche di trazione monoassiale sono state eseguite su campioni mediamente di lunghezza totale 45 mm, lunghezza iniziale compresa tra le *grip* 25 mm, larghezza 5 mm, spessore 0.4 mm. La trazione è stata imposta ad una velocità di deformazione di $1\% \text{ s}^{-1}$ (carico quasi statico). A fronte dei risultati sperimentali ottenuti sul materiale protesico sintetico esaminato [56], sono state valutate alcune possibilità di modellazione costitutiva che rispecchiassero compiutamente la risposta elastica osservata nel materiale. La risposta elastica del materiale è correlata a proprietà di incomprimibilità e di isotropia. La sua formulazione si rappresenta, dopo un'adeguata analisi di modelli sui dati sperimentali delle prove di trazione monoassiale, scegliendo il modello iperelastico *Neo-Hookeano* che ha la seguente espressione:

$$\Psi = C_{10}(\tilde{I}_1 - 3) + p(J - 1)$$

nella quale $\bar{\mu}$ indica la rigidità al taglio del materiale.

A rispetto dell'ipotesi d'isotropia e d'incomprimibilità (per cui $J = 1$ e $\tilde{I}_1 = I_1$) si ottiene la relazione in termini di tensione nominale nel caso monoassiale.

Il *fitting* della curva media porta al valore del parametro riportata in seguito (tabella 5.5) con la rappresentazione della curva del modello e dei dati sperimentali (figura 5.9).

C_{10} [MPa]	
stima	2.5552

Tabella 5.6- Parametro costitutivo per la rete sintetica.

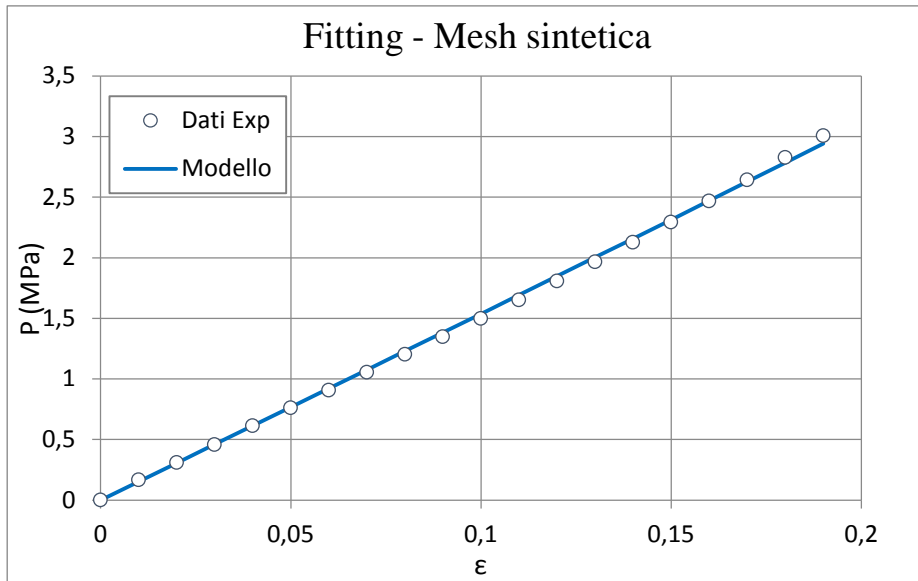


Figura 5.9 – Curve del modello confrontata con i dati sperimentali medi di trazione monoassiale della rete sintetica.

5.4.2 Modello costitutivo di protesi di derivazione biologica

La seconda protesi esaminata è un particolare tipo di *mesh* commerciale che deriva da donatori animali porcini; è costituito da un foglietto dermico decellularizzato composto prevalentemente da collagene di tipo 1 (93–95%) ed ha una struttura trattata con agenti reticolanti. Le prove meccaniche di trazione monoassiale sono state eseguite su campioni mediamente di lunghezza totale 25 mm, lunghezza iniziale tra le *grip* 20 mm, larghezza 5 mm, spessore 1 mm. La trazione monoassiale è stata imposta ad una velocità di deformazione di $10\% \text{ s}^{-1}$ [57]. Analogamente a quanto fatto in precedenza, sono state valutate alcune possibilità di modellazione costitutiva per descrivere al meglio la risposta elastica osservata in questo materiale. La risposta elastica è associabile a proprietà di incomprimibilità della matrice e di comportamento isotropo riscontrate nel materiale.

È scelto il modello costitutivo iperelastico di Ogden di ordine 1, che presenta una buona correlazione quando si trattano alte deformazioni. La densità di energia elastica in tal caso è la seguente:

$$\Psi = \frac{2\mu}{\alpha^2} (\tilde{\lambda}_1^\alpha + \tilde{\lambda}_2^\alpha + \tilde{\lambda}_3^\alpha - 3) + \frac{1}{D} (J - 1)^2$$

dove N è un intero positivo che determina il numero di termini nella funzione di densità dei energia elastica, μ è collegato al modulo di taglio, α è una costante adimensionale e D è legato al modulo di compressibilità.

Il *fitting* delle curve medie (fig. 5.10) avviene minimizzando per iterazione la misura dell'errore tra le misure sperimentali P^{exp} e i valori risultanti dal modello P^{th} e permette di ottenere i parametri presentati in tabella 5.5.

	$\bar{\mu}$ [MPa]	α [-]	D [MPa ⁻¹]
stima	0.75234	16.45153	0.05352

Tabella 5.5 - Parametro costitutivo per la rete biologica.

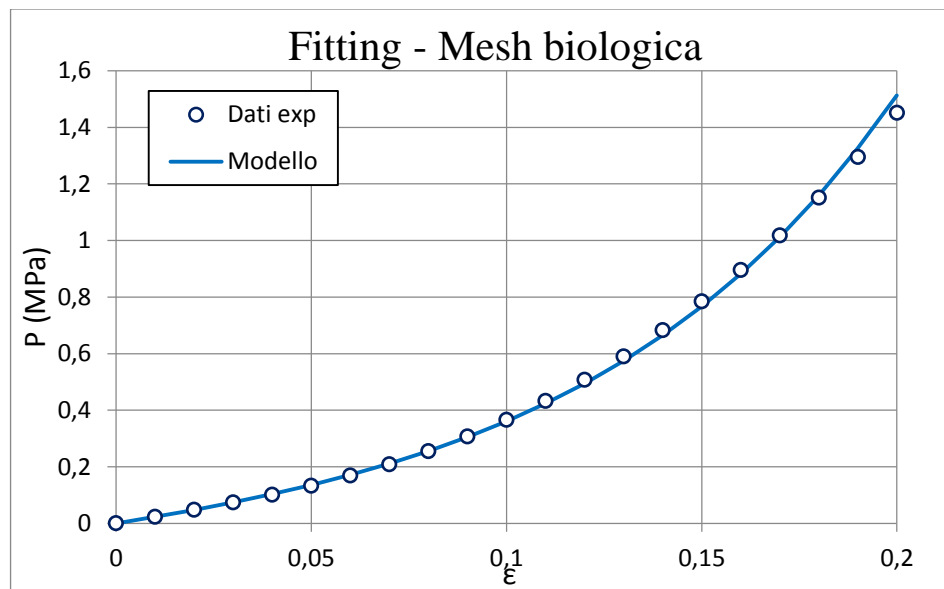


Figura 5.10 – Curve del modello confrontata con i dati sperimentali medi di trazione monoassiale della rete biologica.

Capitolo 6

Modellazione numerica della parete addominale anteriore

6.1 Introduzione

La capacità di sviluppare modelli numerici soggetto-specifici del paziente, in modo rapido e affidabile, può facilitare la comprensione del comportamento biomeccanico ed essere utilizzato in una larga varietà di applicazioni in area medica. Tra i metodi numerici esistenti, il *Finite Element Analysis* (FEA) è il più utilizzato per la sua vasta applicabilità e la sua capacità di rappresentare geometrie complesse, come le strutture anatomiche. L'analisi ad elementi finiti permette una maggiore cognizione del comportamento dei domini analizzati sommandola a quella derivante dalla sperimentazione fisica. A patto che la parte sperimentale sia una base ben posta, è attuabile una simulazione di diversi scenari sperimentali, variando gli spessori, le interazioni, i vincoli, i carichi in gioco e i parametri costitutivi; questa peculiarità conferisce all'approccio numerico eccezionali possibilità di predizione e di limitazione di tempi e costi. Tale metodo, oltre a bypassare le difficoltà proprie della pratica sperimentale, consente uno studio più preciso, accurato, ripetibile e veloce rispetto a quest'ultima. E' importante tuttavia aver presente che una buona modellazione agli elementi finiti non è quella che impiega il maggior numero di elementi e proprietà dei materiali, piuttosto quella che ottiene il massimo rendimento dai programmi, scegliendo un numero di variabili ed elementi che permettono un risultato affidabile e corretto, con un tempo di elaborazione più breve possibile.

La simulazione di un'ernia e della sua riparazione nel modello numerico della parete addominale anteriore, strutturata nei suoi principali elementi anatomici, può essere una strategia interessante per analizzare molti aspetti meccanici che le prove sperimentali non riescono a fornire. L'obiettivo che ci si prefigge, quindi, è descrivere una procedura per la modellazione di una riparazione con un impianto protesico, simulare degli stati di

carico fisiologico e valutare il campo di spostamenti, deformazioni e di tensioni prodotti sui tessuti addominali adiacenti al difetto e sull'impianto.

Si mira a confrontare poi due tipologie differenti di reti protesiche impiantate e gli effetti meccanici che ciascuna di esse induce sui tessuti adiacenti. La protesi è considerata nelle sue proprietà costitutive utilizzando i dati sperimentali a disposizione su due materiali molto differenti tra loro: il primo è una rete di derivazione sintetica composita che ha mostrato lo stesso comportamento meccanico a trazione lungo due direzioni testate; il secondo è un materiale dermico di derivazione porcina, che pure ha manifestato isotropia nelle prove sperimentali.

6.2 Modello numerico della parete addominale

Nella fase di modellazione numerica a elementi finiti di seguito esposta si vanno ad implementare gli aspetti fondamentali per lo studio del comportamento meccanico della regione anatomica in esame.

Il modello così creato includerà, in prima istanza, tutte le strutture necessarie a raggiungere gli obiettivi del lavoro. Avendo quindi a disposizione il complesso di elementi completo e le sue proprietà, si potranno discernere più velocemente tre differenti situazioni:

- parete addominale sana;
- parete addominale in presenza di ernia non riparata;
- parete addominale in presenza di ernia riparata con una rete protesica.

6.2.1 Introduzione al Metodo degli Elementi Finiti

Il Metodo degli Elementi Finiti, o FEM dall'inglese *Finite Element Method*, è una tecnica che cerca di risolvere mediante approssimazione, limitando ad un sistema di equazioni algebriche, le equazioni differenziali alle derivate parziali che descrivono i problemi per i quali non è ottenibile la soluzione analitica; un esempio è proprio la risoluzione di problemi complessi di determinazione dello stato di tensione e deformazione di sistemi sottoposti a carico. L'approssimazione risiede nel discretizzare

il dominio continuo in unità elementari di forma geometrica semplice (triangoli, quadrilateri, tetraedri, esaedri, ecc.), in numero finito e caratterizzate da un numero fissato di punti detti nodi. A ogni nodo dell'elemento è associato il valore di un campo o gradiente che interessa l'intera struttura. Nel caso di elementi meccanici il campo è quello delle reazioni vincolari e degli spostamenti. Le regioni non si compenetrano e gli spostamenti dei punti al loro interno risultano essere funzione degli spostamenti nodali. Per approssimare l'andamento delle equazioni differenziali alle derivate parziali a livello del singolo elemento e generare le equazioni algebriche locali con un numero finito d'incognite (gli spostamenti nodali), si ricorre a funzioni di tentativo in genere polinomiali. Le equazioni così ottenute sono poi assemblate in sistemi globali la cui soluzione produce l'informazione richiesta nel dominio, dopo aver imposto correttamente le condizioni iniziali e quelle al contorno.

In generale, il metodo agli elementi finiti si adatta molto bene nei casi in cui il dominio ha geometria complessa, il dominio cambia durante l'analisi (mutamenti nelle condizioni al contorno), si richiede una soluzione accurata in una parte del dominio o la soluzione è irregolare.

L'Analisi a Elementi Finiti si indica con la sigla FEA (*Finite Element Analysis*).

Quando si effettua un'analisi agli elementi finiti, i vantaggi principali consistono in:

- capacità di trattare problemi con geometrie complesse (che rappresenta il punto di forza dei metodi FEM);
- analisi di problemi con condizioni di vincolo complessi;
- analisi di problemi con condizioni di carico complessi.
- possibilità di trattare un'ampia varietà di problemi ingegneristici (meccanica dei solidi, dei fluidi, del calore, di elettrostatica, ecc.);

Gli svantaggi sono invece:

- impossibilità di dare una soluzione in forma chiusa e parametrizzabile del problema;
- approssimazione della soluzione: errori associati alla discretizzazione del dominio cercando di approssimare una forma non regolare tramite l'assemblaggio di elementi finiti di forma molto regolare; errori associati all'interpolazione con semplici funzioni polinomiali nella definizione dei singoli elementi finiti;

- errori associati alle procedure di calcolo utilizzate: troncamenti decimali delle quantità numeriche a causa del numero di cifre significative limitato con cui lavora un computer;
- errori di modellazione conseguenti a scelte inappropriate dell'utente.

Il procedimento risolutivo per elementi finiti si realizza secondo una serie di fasi tipiche di seguito riassunte [58]:

- idealizzazione del sistema reale: fase iniziale fondamentale che comprende l'introduzione di opportune assunzioni sulla geometria e sul carico come la semplificazione del contorno e particolari simmetrie della geometria e del carico, sul materiale come la scelta del comportamento assunto per la specifica analisi, sulla risposta della struttura, sul comportamento strutturale, e altre ipotesi. Tali assunzioni vanno tenute in considerazione, in particolare nell'analizzare i risultati ottenuti dalla simulazione.
- discretizzazione: suddivisione della geometria della struttura analizzata in elementi finiti (*mesh*) tra loro contigui e di forma regolare. Gli elementi sono connessi tra loro mediante alcuni punti dei loro contorni detti nodi, i quali hanno uno o più gradi di libertà, a ciascuno dei quali corrisponde uno spostamento o una derivata spaziale. Particolare attenzione si rivolge alla scelta del tipo di elementi finiti utilizzati e all'ottimizzazione della *mesh* in base all'accuratezza della soluzione che si vuole ottenere (infitimento della maglia in corrispondenza di zone dove si avranno gradienti di sforzo più alti).
- modellazione locale: consiste nella definizione, mediante calcolo automatico all'interno del programma, delle funzioni di forma con cui operare l'interpolazione dei valori nodali, nella scelta dell'ordine di interpolazione e nel calcolo delle quantità caratteristiche di ogni elemento finito come la determinazione delle matrici di rigidità. Le funzioni di forma sono funzioni che descrivono il campo degli spostamenti dei punti interni dell'elemento a partire dalle informazioni sugli spostamenti dei nodi. Si può quindi scrivere la relazione:

$$\{d\} = [N] \cdot \{\delta\}$$

dove $\{d\}$ è il vettore degli spostamenti di un generico punto dell'elemento, $\{\delta\}$ è il vettore è il vettore degli spostamenti nodali e $[N]$ è la matrice detta funzione di forma.

Per determinare $\{\delta\}$ si devono scrivere le equazioni del moto che, applicando le equazioni di Lagrange, risultano essere:

$$[m]\{\delta\} + [k]\{\delta\} = \{f(t)\}$$

nelle quali $[m]$ e $[k]$ sono le matrici di massa e di rigidezza dell'elemento e $\{f(t)\}$ è il vettore delle forze nodali.

La necessità di conoscere gli spostamenti in ogni punto dell'elemento è dovuta all'esigenza di ricavare le deformazioni e quindi le tensioni relative. Oltre ciò è percepibile come due elementi uguali e adiacenti abbiano il lato in comune che si deforma puntualmente nello stesso modo proprio per mezzo delle funzioni di forma.

- assemblaggio e soluzione dell'equazione matriciale globale. In questa fase vengono formate le matrici di rigidezza dell'intera struttura e si impostano le condizioni al contorno sui gradi di libertà vincolati. Si utilizzano algoritmi di calcolo numerico per la soluzione dei sistemi delle equazioni di equilibrio. Tali algoritmi sfruttano le proprietà della matrice di rigidezza quali ad esempio la simmetria e possono essere di tipo diretto o per eliminazione, oppure di tipo indiretto o iterativo.
- ricostruzione dei campi incogniti: ricavati i valori degli spostamenti nodali si calcolano gli spostamenti locali all'interno degli elementi finiti, le deformazioni all'interno degli elementi e, per mezzo del legame costitutivo, gli sforzi.
- rappresentazione e visualizzazione dei risultati: visionare i risultati mediante diagrammi, grafici con *mesh* deformate, mappe delle componenti di sforzo e deformazione, dell'energia elastica, ecc. Di conseguenza si può precludere ad una o più successive reiterazioni del metodo per ottenere ulteriori raffinamenti e validazioni degli esiti dell'analisi strutturale.

Nel lavoro qui presentato, la simulazione numerica è stata implementata dai programmi Patran® (utilizzato come pre-processore) e Abaqus® (utilizzato come processore e

postprocessore) seguendo uno schema di esecuzione come quello rappresentato in Figura 6.1.

Il primo è un ambiente di modellazione CAE che permette la definizione di modelli FEM/FEA complessi e di visualizzare i risultati dell'analisi. Esso si deve appoggiare ad un altro programma solutore FEM che risolva il modello ottenuto, come appunto è Abaqus.

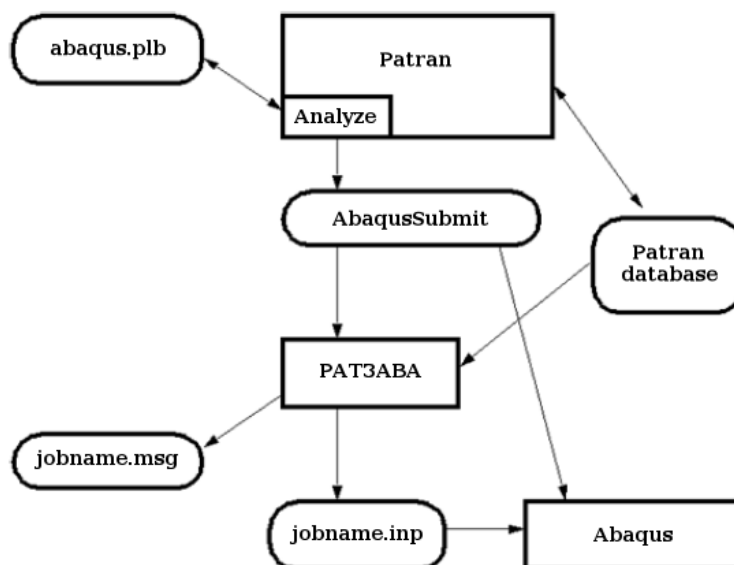


Figura 6.1 - Schema di esecuzione Patran-Abaqus.

6.2.2 Meshing

Si va innanzitutto a creare il nuovo *database* in cui si collocano tutti i parametri del modello studiato. Partendo dalla schermata iniziale di Patran che chiede di definire il codice di analisi da effettuare si importano i *file* di tipo *Parasolid Transmit File* ottenuti dalla modellazione solida della parete addominale fatta in precedenza.

Il fattore di scala geometrica impostato risulta essere dell'ordine dei millimetri.

Poiché con questo *software* si andrà a lavorare con gruppi separati di elementi, selezionando nel menù la voce *Group* si è in grado di aggiungere un nuovo gruppo per ciascuna delle strutture importate o create successivamente e scegliere quali gruppi visualizzare nella finestra corrente.

Nella barra in alto alla voce *Geometry*, si trovano a disposizione i *tools* per definire la geometria dei modelli, con comandi simili a quelli presenti nei *software* utilizzati per la modellazione solida.

Partendo invece da un modello importato, con geometria già definita, si passa direttamente a comporre la *mesh* del modello, andando nel menù all'opzione *Meshing*. La libreria è fornita di una vasta scelta di elementi finiti adatti per ogni applicazione.

Gli elementi finiti sono caratterizzati da cinque aspetti fondamentali:

- famiglia
- gradi di libertà (collegati alla famiglia dell'elemento);
- numero di nodi;
- formulazione;
- integrazione.

Ogni elemento disponibile ha una denominazione specifica sulla base delle proprietà appena esposte; le lettere iniziali del nome indicano la famiglia di appartenenza dell'elemento, ed è accompagnato dal numero di nodi, in modo da poterne estrapolare l'ordine di interpolazione [59] (figura 6.2).

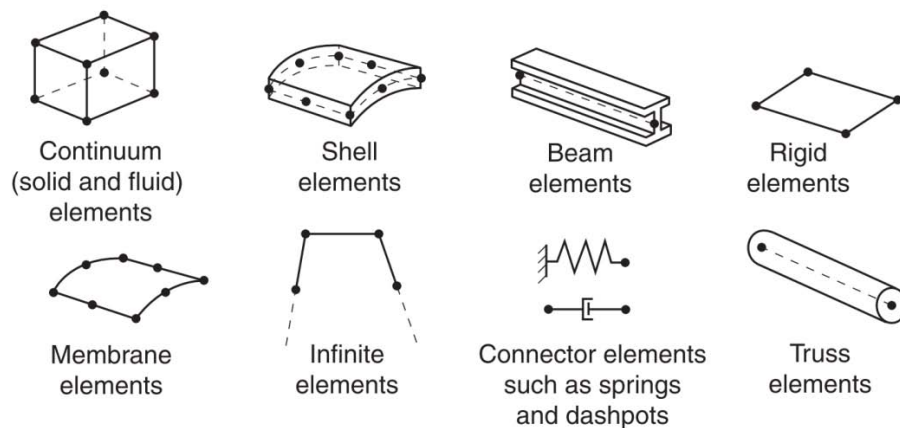


Figura 6.2 – Famiglie di elementi comunemente utilizzate.

Si procede utilizzando *Create Mesh Seed* e scegliendo le dimensioni e il tipo di *meshing* con cui si può discretizzare il modello. Quindi si prosegue nel creare la *mesh* 2D vera e propria con *Create Mesh – Surface*.

Nel caso in esame si adotteranno elementi di forma triangolare, quindi con 3 nodi, di bordo 3 mm, definiti in modo uniforme e *mesher* di tipo *Paver*. La tecnica *Paver* è valida solo per *mesh* di superficie, in qualsiasi zona superficiale, comprese le superfici tagliate, le superfici composite, e le regioni di superficie irregolari. A differenza di altri approcci la tecnica *Paver* crea una maglia da prima suddividendo i confini della superficie in punti, quindi opera su questi confini per costruire elementi interni.

Prima di passare alla creazione della *mesh* 3D vanno verificate alcune condizioni sulla *mesh* 2D creata per applicare le opportune correzioni, con le funzioni automatiche o ricostruendo manualmente gli elementi. In particolare *Verify Boundaries* permette di identificare i bordi liberi degli elementi finiti che così non combaciano con quelli degli elementi adiacenti. Con *Equivalence* si applica il processo automatico di riduzione di tutti i nodi che coesistono in un punto, secondo un indice di tolleranza adeguatamente scelto, ad un singolo nodo. Manualmente si va a ridefinire gli elementi finiti nella quale il problema persiste successivamente alla procedura di equivalenza.

In alcuni casi gli elementi per impedimento geometrico presentano dimensioni molto piccole rispetto al paramento impostato inizialmente; per impedire che permangano elementi troppo piccoli e distorti, che possono creare problemi di convergenza, si va a valutare il *range* di dimensioni presenti e si sceglie di limitare l'intervallo di dimensioni ammesse al più a due ordini di grandezza di differenza tra la più piccola e la più grande. Operando con *Verify Jacobian Ratio* si possono individuare gli elementi troppo piccoli per andare, così, a sostituire l'intorno di quei punti con elementi di forma e dimensione accettabili.

E' necessario compiere ulteriori verifiche ed eventuali correzioni della direzione delle normali agli elementi con *Verify Normals*.

Una volta che tutte le *mesh* 2D sono state esaminate, si vanno a creare le *mesh* solide delle strutture addominali per mezzo del comando *Sweep*, che costruisce gli elementi tetraedrici a partire dagli elementi triangolari seguendo le direzioni delle normali (figura 6.3).

A questo punto si passa alla creazione delle *mesh* bidimensionali delle fasce anteriore e posteriore del retto, della fascia trasversale dell'addome e della rete protesica attraverso la selezione delle facce degli elementi tetraedrici da rivestire con il comando *Skin solid elements*.

Dapprima si compongono le guaine del retto selezionando le facce degli elementi corrispondenti al retto disposte sulla superficie interna ed esterna della parete addominale. Allo stesso modo si riproduce la fascia trasversale impiegando gli elementi di tutte le strutture che si affacciano sulla superficie interna della parete addominale. La protesi, infine, si crea servendosi della linea guida di forma rettangolare più esterna che era stata appositamente predisposta in fase di modellazione solida.

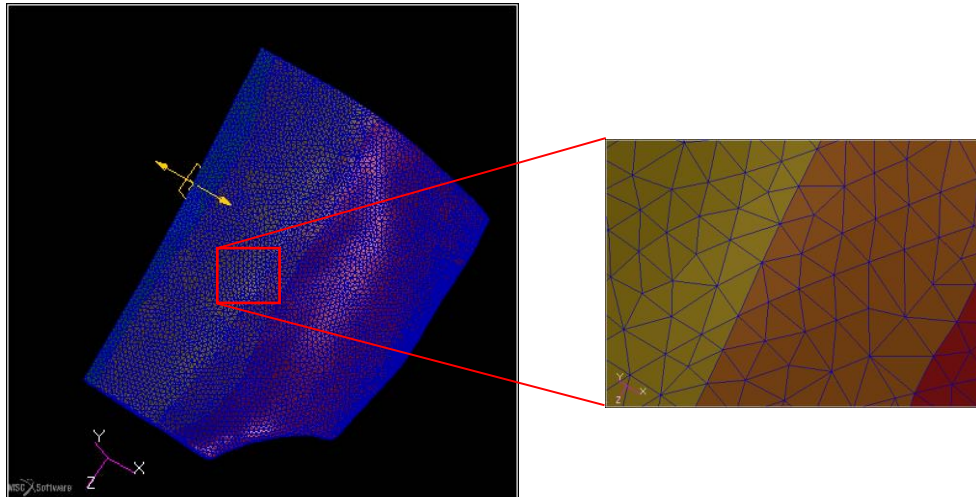


Figura 6.3 - Mesh delle strutture della parete di elementi triangolari e tetraedrici.

La scelta degli elementi triangolari e tetraedrici si basa sul fatto che essi sono geometricamente versatili e sono usati in molti algoritmi di *meshing* automatico; essi sono convenienti per le *mesh* di forma complessa e adatti per un uso generale. Tuttavia, una buona maglia di elementi esagonali solitamente fornisce una soluzione di accuratezza equivalente a costi inferiori. Quadrilateri ed esaedri hanno un migliore livello di convergenza di triangoli e tetraedri, e, in maglie regolari, la sensibilità all'orientamento non è un problema. Tuttavia, triangoli e tetraedri sono meno sensibili alla forma iniziale dell'elemento, mentre quadrilateri ed esaedri danno risultati migliori se la loro forma è approssimativamente rettangolare. Gli elementi diventano molto meno precisi quando sono inizialmente distorti. Va detto, inoltre, che i triangoli e i tetraedri del primo ordine sono di solito particolarmente rigidi, e per ottenere risultati accurati servono *mesh* molto fitte.

Alla fine della creazione della *mesh* specifica della parete dell'addome si mettono a disposizione i seguenti gruppi di elementi su cui continuare l'attività:

gruppi di elementi tridimensionali (elencati dall'asse di simmetria al lato)

- linea alba (esclusa la regione di protrusione erniaria);
- regione ellittica di ernia;
- muscolo retto, a sua volta suddiviso in un gruppo sovra-ombelicale e un gruppo infra-ombelicale;
- aponeurosi, divise similmente al muscolo retto in due regioni;
- blocco dei muscoli laterali, suddiviso in 6 gruppi più piccoli lungo la direzione trasversale;

gruppi di elementi bidimensionali (elencati dall'esterno all'interno)

- fascia del muscolo retto anteriore, suddiviso in un gruppo sovra-ombelicale e un gruppo infra-ombelicale, seguendo la suddivisione del muscolo retto;
- fascia del muscolo retto posteriore, ugualmente suddivisa in 2 gruppi;
- fascia trasversale, divisa in tanti gruppi quanti sono i gruppi di elementi tridimensionali da cui è generato;
- rete protesica.

6.2.3 Proprietà

La fase seguente è la definizione dei materiali di cui il modello è costituito con lo strumento *Properties*: si crea prima il materiale e poi si assegnano a delle regioni di applicazione le proprietà intrinseche del materiale definito in precedenza. La libreria del programma contiene molti modelli costitutivi creati ad hoc per l'utente, a cui basta inserire i valori dei parametri costitutivi del determinato materiale. Quindi, dopo essere entrati nel menù *Properties*, per prima cosa si definiscono i materiali necessari con l'opzione *Material*. Per semplicità si agisce imponendo il carattere isotropo, un modello elastico e i parametri di modulo elastico e modulo di Poisson uguali per tutti i materiali e concentrandosi sulla sola creazione di tutti i materiali distinti necessari (Figura 6.4); essi verranno presi in esame in seguito, caratterizzandoli con le proprietà costitutive scelte direttamente nel *file* di *output* dell'analisi operata dal programma.

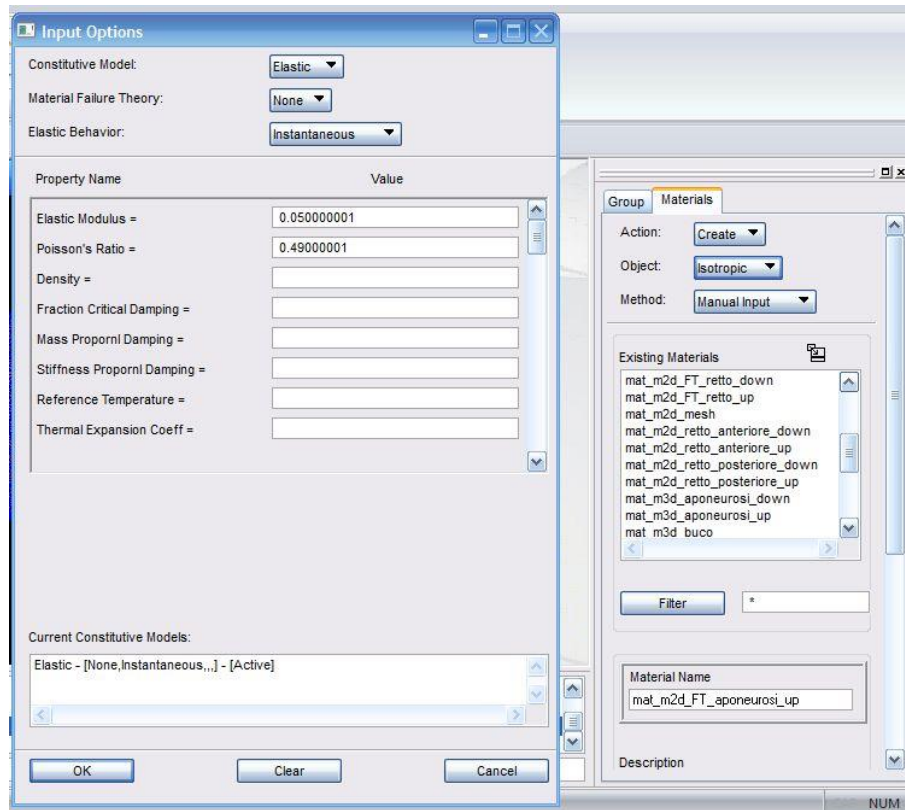


Figura 6.4: Definizione preliminare dei materiali.

Una volta che i materiali sono stati creati, si passa alla definizione di sistemi di riferimento locali per i differenti gruppi di elementi in cui si è scelto di suddividere il modello. Per fare ciò viene scelto il metodo di creazione delle coordinate con angoli di Eulero, impostando manualmente le direzioni degli assi più appropriate. Lo scopo sito alla base della creazione di più gruppi con sistemi di riferimento peculiari associati ad essi è quello di avere la potenzialità, che si sfrutterà in seguito, di assegnare una caratterizzazione costitutiva più complessa e differenziata nelle diverse direzioni, in riferimento alla disposizione delle fibre muscolari e collageniche; poiché il modello ha una geometria eterogenea, suddividerlo in regioni limitate, contraddistinte da elementi con proprietà comuni e un sistema di coordinate rappresentativo della geometria locale è un metodo semplice per non perdere l'attributo di direzionalità (Figura 6.5).

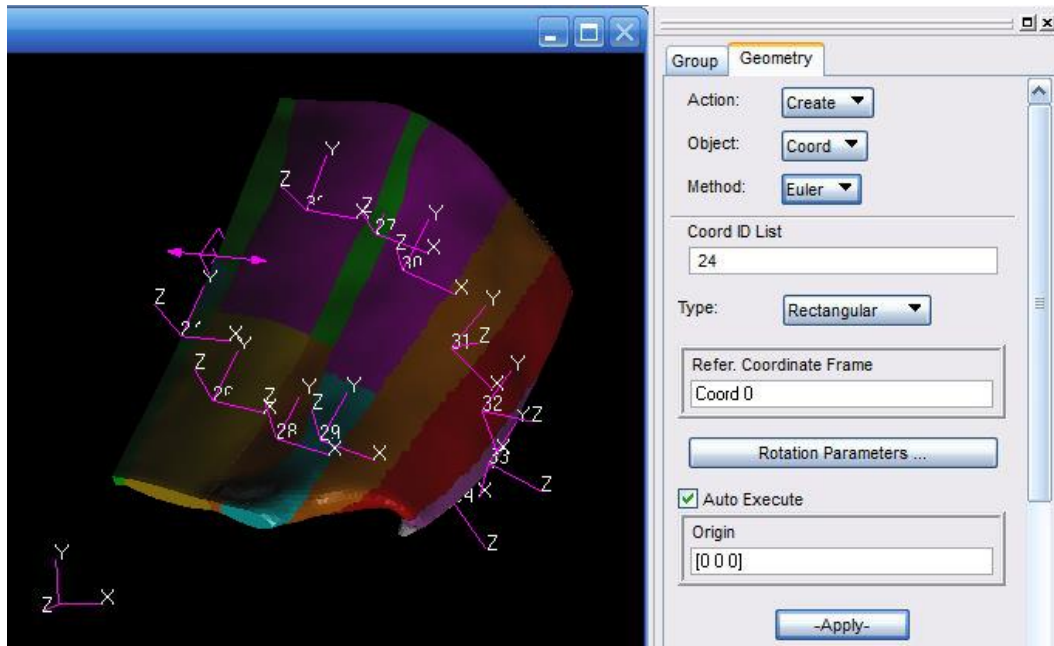


Figura 6.5 – Definizione dei sistemi di riferimento, indicati con assi di colore rosa e numerati. Le regioni del modello si possono distinguere dalle colorazioni differenti.

Successivamente si possono definire le proprietà degli elementi finiti con il comando *Element Properties – Create 3D* o *Create 2D*, in base al gruppo a cui applicare ciascuna proprietà. Le proprietà degli elementi sono raggruppate in *set*: per ogni set si possono scegliere la tipologia di elemento e le proprietà dell'elemento in una regione specifica. le strutture 3D, ossia il muscolo retto, le regioni in cui si è ripartito il blocco dei muscoli laterali, le aponeurosi, la linea alba e il foro sulla linea alba, le proprietà vengono create utilizzando la formulazione standard per solidi omogenei. Per le strutture 2D, invece, si creano proprietà con elementi di tipo *Membrane* con la formulazione standard; fanno eccezione gli elementi della struttura 2D rappresentante la rete protesica che si qualificano con la tipologia *Shell* caratterizzata dall'opzione *Large Strain*.

Più specificatamente gli elementi solidi (continui):

- sono gli elementi di volume standard di Patran e Abaqus;
- non includono alcuni elementi strutturali, tra i quali gusci e membrane;
- in questo caso sono composti di un unico materiale omogeneo, ma sono disponibili altre opzioni che permettono di includere vari strati di materiali diversi;
- sono più accurati se quadrangolari ed esaedrici. Gli elementi triangolari e tetraedrici sono meno sensibili alla distorsione.

Si utilizzano elementi di primo ordine perché permettono un'interpolazione lineare, quindi i lati dei vari elementi possono deformarsi sempre come rette.

Gli elementi solidi del primo ordine utilizzati verranno identificati nel *file di output* con la denominazione schematizzata in Figura 6.6. Il carattere aggiuntivo “H” alla fine del nome identifica una formulazione ibrida, adatta ad affrontare il comportamento di materiali incomprimibili e quasi incomprimibili.

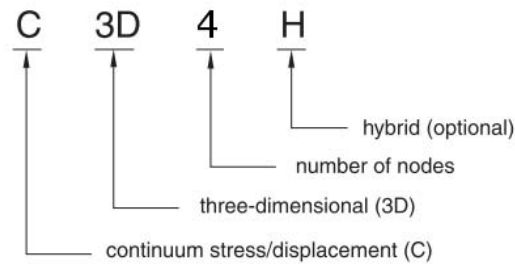


Figura 6.6 – Nomenclatura degli elementi solidi utilizzati.

Gli elementi bidimensionali sono piani e hanno uno spessore costante da definire.

Gli elementi 2D a membrana:

- sono elementi di superficie che trasmettono solo sforzi membranali nel piano;
- non possiedono rigidità flessionale.

Possono essere caricati solo nel loro piano. Gli elementi membrana sono utilizzati per rappresentare superfici sottili nello spazio che offrono resistenza nel piano dell'elemento ma non hanno rigidità a flessione; in aggiunta, essi sono spesso utilizzati per rappresentare elementi sottili d'irrigidimento nelle strutture solide. Gli elementi membrana generali utilizzati si distingueranno nel *file di output* dalla denominazione schematizzata in Figura 6.7.

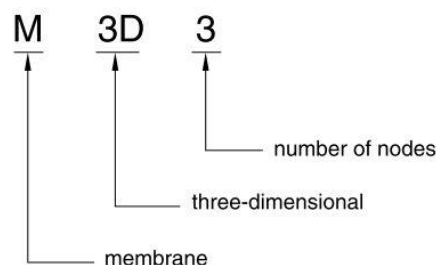


Figura 6.7 – Nomenclatura degli elementi membrana.

Gli elementi *shell* o guscio possono essere usati per modellare strutture con comportamento dipendente sia dagli effetti nel piano (membranali) che dagli effetti flessionali (di piastra).

Gli effetti membranali e di piastra possono essere considerati indipendenti e gli elementi possono essere caricati sia nel loro piano sia perpendicolarmente al loro piano. Gli elementi *shell* convenzionali utilizzati avranno nel file di *output* la denominazione schematizzata in Figura 6.8.

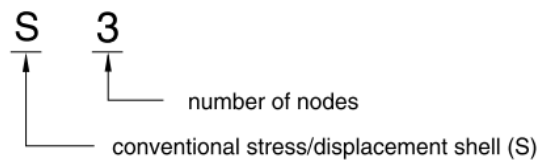


Figura 6.8 – Nomenclatura degli elementi *shell* convenzionali.

Una volta definite le proprietà, si associa ad ognuna di esse il materiale, il sistema di riferimento e la regione di applicazione relativi. Per quando concerne le proprietà degli elementi di tipo *Membrane* e *Shell*, s'impostano gli spessori pari a 0.4 mm per la protesi, 1 mm per le guaine e 1 mm per la fascia trasversale (Figura 6.9).

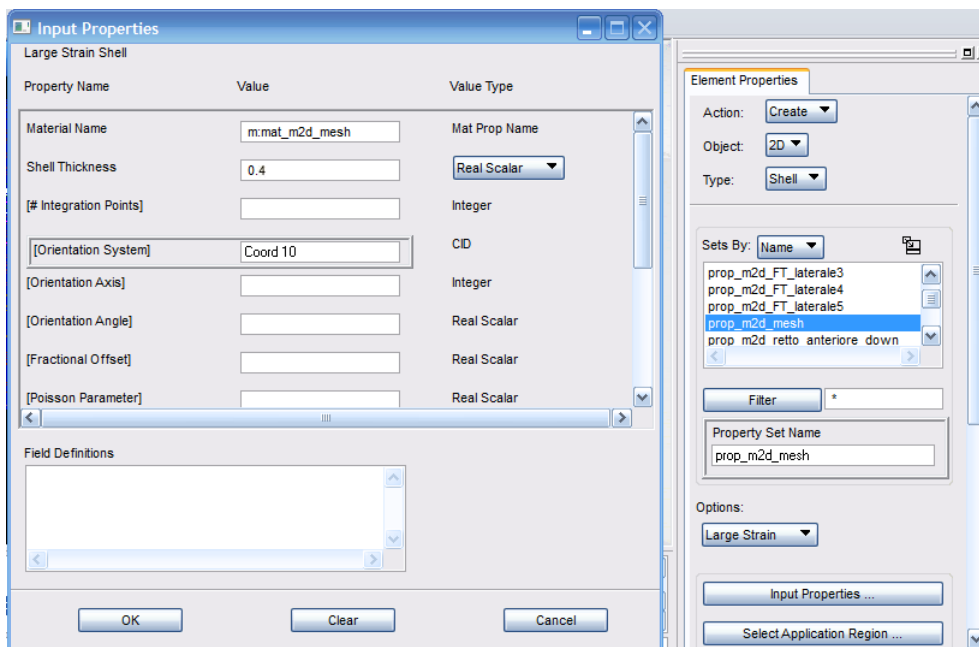


Figura 6.9 – Definizione delle proprietà degli elementi della rete protesica.

6.2.4 Condizioni al contorno

Il passaggio successivo porta alla sezione del menù *Loads/BCs* dove si andranno ad impostare le condizioni di vincolo, di contatto e di carico sul modello.

La valutazione dei movimenti fisiologici dello strato muscolare della parete addominale ha condotto alla scelta delle condizioni di vincolo degli spostamenti necessari per poter poi applicare un carico. In particolare sono state impediti le traslazioni sui tre assi principali ad una successione continua di nodi lungo il limite superiore ed inferiore della parete per simulare i vincoli esercitati dalle costole, dal processo xifoideo e dal supporto pelvico. Anche parte dei nodi presenti lungo i margini laterali dei muscoli obliqui sono stati bloccati completamente nella traslazione considerando le inserzioni costali, dorsali e iliache.

Considerando l'ipotesi di simmetria imposta, i nodi del margine mediale della linea alba e della rete protesica vengono bloccati nella traslazione lungo l'asse x, ovvero l'asse trasversale alle strutture addominali.

Per fare ciò si crea un *set* di spostamenti nodali che richiede le impostazioni di vincolo e le posizioni dei nodi a cui esse sono applicate (Figura 6.10).

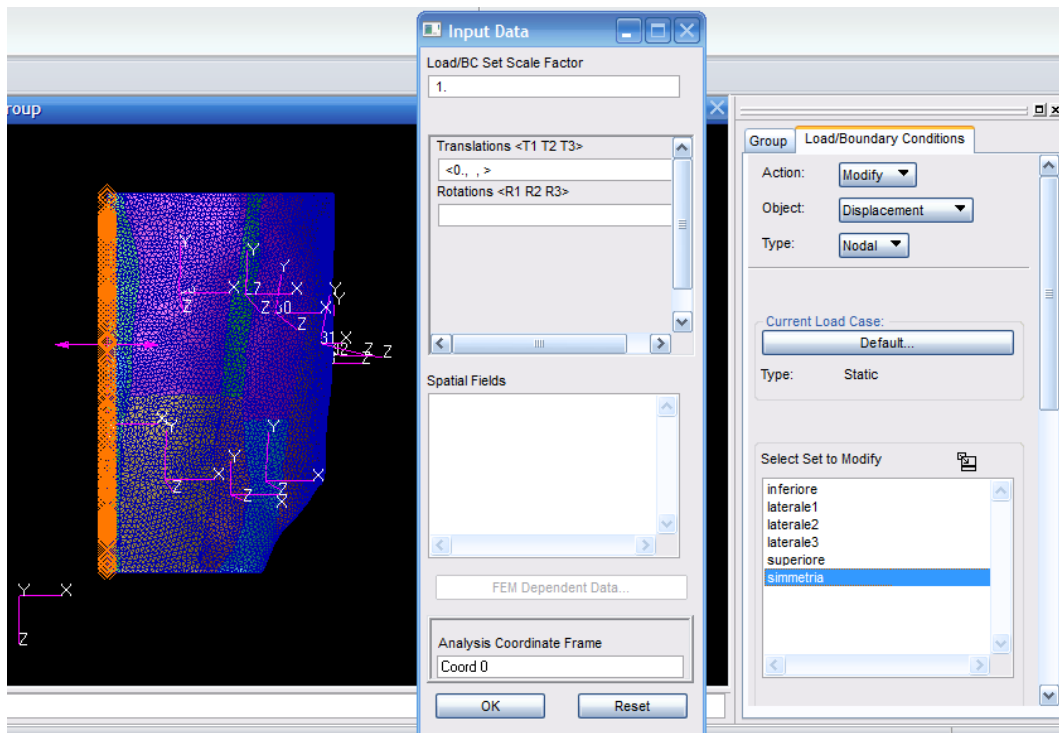


Figura 6.10 – Definizione del vincolo di spostamento lungo l'asse x del sistema di coordinate principale nel caso dei nodi posti sul piano di simmetria.

Per poter effettuare l'analisi numerica è necessario evidenziare e definire le superfici di interazione tra i modelli numerici, in modo da evitarne la compenetrazione in fase di risoluzione computazionale. E' quindi indispensabile creare le condizioni di contatto per gli elementi delle superfici che possono andare incontro a questo problema, ovvero gli elementi triangolari della rete protesica e gli elementi delle strutture sottostanti. Ciò è permesso dalla funzione apposita *Contact* utilizzando la tipologia di contatto uniforme e tra due strutture deformabili; come prima analisi, si creano condizioni di contatto vincolato ("tie") tra le superfici dette *master* delle *mesh* tridimensionali del retto e della linea alba e le superfici dette *slave* della protesi.

Nella creazione dei vincoli di contatto si escludono le coppie di elementi poste in corrispondenza dei bordi della protesi; ai nodi che compongono il bordo della protesi, infatti, viene applicata un'operazione di equivalenza con i nodi corrispondenti della struttura tridimensionale su cui poggia per simulare la sutura della rete ai tessuti adiacenti.

La condizione di pressione intraddominale agente perpendicolarmente alla parete interna addominale e diretta verso l'esterno è simulata applicando una pressione costante sugli elementi della parete interna e sulla protesi. Si utilizza il comando apposito per la creazione di una pressione uniforme sugli elementi delle suddette regioni, scegliendo come valore in ingresso 0.023 MPa, pari a circa 172.5 mmHg. Questa quantità è scelta appositamente superiore alla pressione fisiologica media generata nel movimento di salto (pari a 171 mmHg) che è la pressione media più alta indicata in tabella 2.4.

Nel caso di addome in presenza di ernia non riparata viene inoltre creata una forza agente sui nodi della superficie interna della parete subito successivi ai nodi del bordo erniario. Tale forza, normale alla superficie, corrisponde in intensità al prodotto tra la pressione esercitata dal peritoneo sottostante sulla superficie della porta erniaria e la sua area. Di conseguenza a ciascun nodo del *set* s'impone una forza rivolta verso l'esterno, rispetto al sistema di riferimento locale, pari a:

$$f = \frac{p A}{N} = \frac{p (\pi D d)}{4 N} = 0.73017 N$$

dove la pressione p è 0.023 MPa, N è il numero di nodi su cui è distribuita, D e d sono gli assi del foro ellittico.

Con questa soluzione si potranno analizzare gli effetti sulle strutture con differenti incrementi della pressione intra-addominale fisiologica.

6.2.5 *Analisi*

La procedura finale di analisi dev'essere impostata nel menù *Analysis* e permetterà di creare il *file* di *input* (.inp) da poter elaborare.

In questo lavoro di tesi le analisi vertono su tre specifiche situazioni differenti, a seguito delle dovute modifiche del modello numerico completo ottenuto:

1. Parete addominale sana. Prima di procedere all'analisi si eliminano dal modello i nodi, gli elementi della rete protesica e tutte le proprietà e le condizioni ad essi associati.
2. Parete addominale in presenza di ernia non riparata. Prima di procedere all'analisi vengono eliminati dal modello non solo la protesi ma anche gli elementi e i nodi relativi alla regione di ernia.
3. Parete addominale in presenza di ernia riparata con una rete protesica. In tal caso si elimina dal modello tutto ciò che è associato alla regione di ernia, mentre è mantenuta la protesi.

Le tre analisi sono differenti ma le operazioni che si fanno sul *file* di *input* prima della visualizzazione dei risultati sono analoghe.

Alla base nella simulazione numerica c'è la suddivisione della storia temporale del problema in *step*. In ogni *step* si può scegliere una procedura di analisi, che definisce il tipo di analisi da eseguire durante quella fase. Gli effetti delle fasi precedenti sono sempre inclusi nella risposta di ogni nuovo *step* [60]. Gli *step* sono a loro volta divisi in incrementi, frazioni che in un'analisi non lineare permettono di seguire passo a passo l'andamento della soluzione.

Nel caso in esame si esegue uno *step* statico che utilizza una formulazione non lineare per grandi spostamenti:

```

** Step 1, Default Static Step
** LoadCase, Default
**
*STEP, AMPLITUDE=RAMP, INC=10000, NLGEOM
This load case is the default load case that always appears
*STATIC, STABILIZE
0.001,          1., 1.E-12, 0.05
*CONTROLS, PARAMETERS=TIME INCREMENTATION
30, 30, 9, 60, 10, 8, 40, 10, 40, 10
**
.....

*END STEP

```

6.2.6 Affinamento delle proprietà

Il *software* non consente da interfaccia grafica di assegnare alle proprietà dei tessuti della parete addominale la formulazione costitutiva di *Holzappel* scelta in precedenza, dunque è necessario operare direttamente sul *file* di *input* (.inp) dell'analisi. Il codice relativo al modello costitutivo elastico isotropo fittizio attribuito inizialmente alle proprietà va sostituito con il codice specifico del legame costitutivo *Holzappel*. Un esempio direttamente tratto dal *file* è:

```

*SOLID SECTION, ELSET=PROP_M3D_RETTO_DOWN, MATERIAL=MAT_M3D_RETTO_DOWN,
ORIENTATION=OID10
*****
** DEFINIZIONE DEL MODELLO DI HOLZAPFEL
** 1 famiglia di fibre lungo l'asse y locale
*****
** DEFINIZIONE DI SISTEMA DI RIFERIMENTO E DIREZIONE DELLE FIBRE
*orientation,name=OID10,local directions=1
0.984808, -0.173648, -6.64077E-10, 0.0390623, 0.221534, -0.97437
    3,          0.
    0.0,          1.0,          0.0
*PARAMETER
** SEZIONE DI INSERIMENTO DEI PARAMETRI DI MODELLO
kv = 20000.
**
C10=0.056
D=0.
K1=0.011977
K2=2.23382
Kappa=0.0
*****
**
*MATERIAL, NAME=MAT_M3D_RETTO_DOWN
*anisotropic hyperelastic,holzappel,local directions=1
<C10>, <D>, <K1>, <K2>, <Kappa>
**

```


Il codice del modello costitutivo richiede, oltre di esplicitare i valori dei parametri propri dei diversi tessuti, d'introdurre il numero di famiglie di fibre (in questo caso pari a 1) ed un versore che indichi la direzione lungo la quale disporre le fibre del tessuto. Si ricorda che tale direzione corrisponde a quella cranio-caudale ($\langle 0.0, 1.0, 0.0 \rangle$ in relazione al sistema di riferimento locale) per la sezione solida corrispondente al muscolo retto, e a quella latero-mediale ($\langle 1.0, 0.0, 0.0 \rangle$ in relazione al sistema di riferimento locale) per la selezione solida di muscoli laterali, aponeurosi, linea alba e le selezioni di tutte le fasce.

In questa fase si vanno a ridefinire anche le proprietà costitutive della struttura corrispondente alla rete protesica dichiarate nel *file di input*; si esaminano due *mesh* in circostanze distinte, esplicitando i due modelli costitutivi:

- la *mesh* sintetica polimerica composita isotropa ha un modello *Neo-Hookeano* con il parametro costitutivo scelto e lo spessore dei suoi elementi esplicitato nelle proprietà mediante il codice

```
*SHELL SECTION, ELSET=PROP_M2D_MESH,
MATERIAL=MAT_M2D_MESH, ORIENTATION=OID9
      0.4,      5
**
***MATERIAL, NAME=MAT_M2D_MESH
**
*HYPERELASTIC, NEO HOOKE
      2.5552,
**
```

- la *mesh* biologica isotropa ha spessore degli elementi e parametri del modello costitutivo di *Ogden* di ordine 1 definiti in precedenza, quindi segue il codice

```
*SHELL SECTION, ELSET=PROP_M2D_MESH,
MATERIAL=MAT_M2D_MESH, ORIENTATION=OID9
      1.,      5
**
***MATERIAL, NAME=MAT_M2D_MESH
**
*HYPERELASTIC, OGDEN, N=1
      0.75234, 16.45153, 0.05352
**
```

6.3 Analisi numerica del comportamento della parete addominale sana

In quest'analisi numerica, in considerazione della complessità del modello in esame, l'attenzione viene focalizzata sul comportamento della parete anteriore in risposta a differenti condizioni di carico simulate. Si valutano quattro possibili situazioni fisiologiche che spaziano da una condizione ordinaria ad una di forte pressione istantanea: la posizione eretta, l'atto di salire le scale, l'episodio di tosse e l'atto di salto. Poiché il modello geometrico utilizzato deriva da uno studio TC di un paziente sul quale non sono stati misurati valori di pressione intra-addominale, non si ha alcuna informazione sugli stati pressori paziente-specifici. Si fa allora riferimento ai risultati medi presentati da Cobb et al. [18] ed esposti in tabella 2.4. Il movimento da posizione supina a posizione eretta viene simulato prendendo in esame l'azione della forza di gravità che agisce sulla massa del paziente e della pressione intra-addominale presente in questa posizione. La condizione corrispondente all'atto di stare in piedi è associata quindi ad una pressione intra-addominale complessiva media di 20 mmHg (2.67 kPa). Si ricorda inoltre che il modello geometrico di partenza è relativo ad una posizione supina, non priva di tensioni residue poiché i tessuti della parete addominale sono sollecitati da una pressione intra-addominale mediamente di 1.8 mmHg (0.24 kPa). Considerando ciò nella valutazione dello stato eretto, si giunge ai risultati mostrati nelle seguenti figure. Le figure 6.11-12-13 rappresentano gli spostamenti raggiunti dalle regioni della parete addominale visualizzati da differenti prospettive.

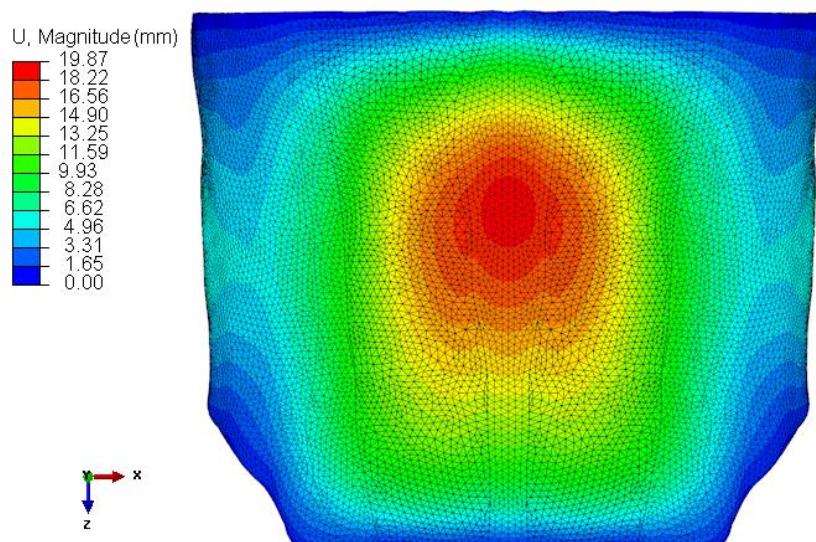


Figura 6.11 – Distribuzione degli spostamenti nella parete addominale sana in posizione eretta con prospettiva anteriore.

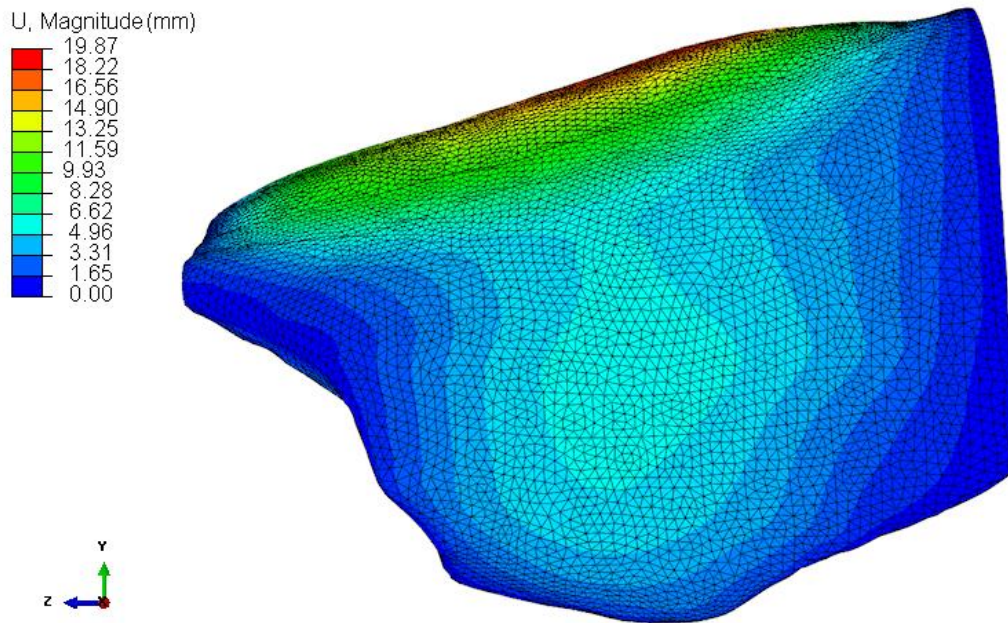


Figura 6.12 – Distribuzione degli spostamenti nella parete addominale sana in posizione eretta con prospettiva laterale sinistra.

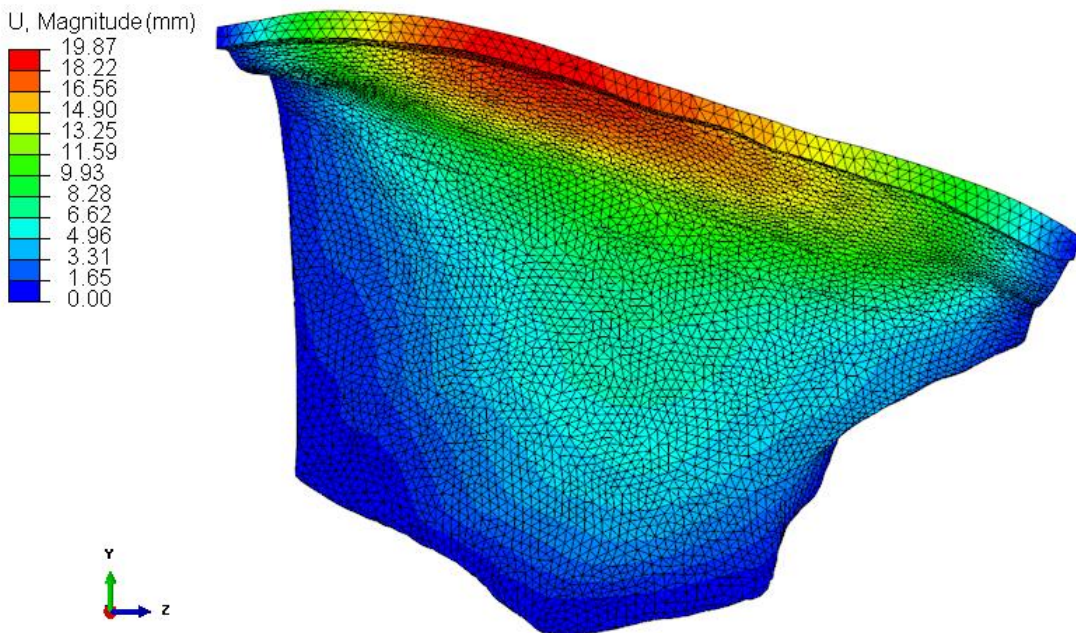


Figura 6.13 – Distribuzione degli spostamenti nella parete addominale sana in posizione eretta vista lateralmente sezionando la parete addominale lungo la linea alba.

L'addome varia nella sua conformazione, acquistando una forma leggermente cupoliforme. Il massimo spostamento in modulo raggiunto è di 19.87 mm nella zona sovra-ombelicale della parete, a circa 4 cm dall'ombelico, internamente alla regione della linea alba. Allontanandosi dal punto di massimo gli spostamenti si riducono fino ad annullarsi in prossimità dei nodi vincolati. Le strutture che rappresentano i muscoli laterali, principalmente a ragione dei vincoli imposti, vanno incontro a spostamenti modesti rispetto agli elementi anteriori.

Valutando le componenti di spostamento nelle direzioni del sistema di riferimento principale si osservano le distribuzioni ed i *range* in figura 6.14.

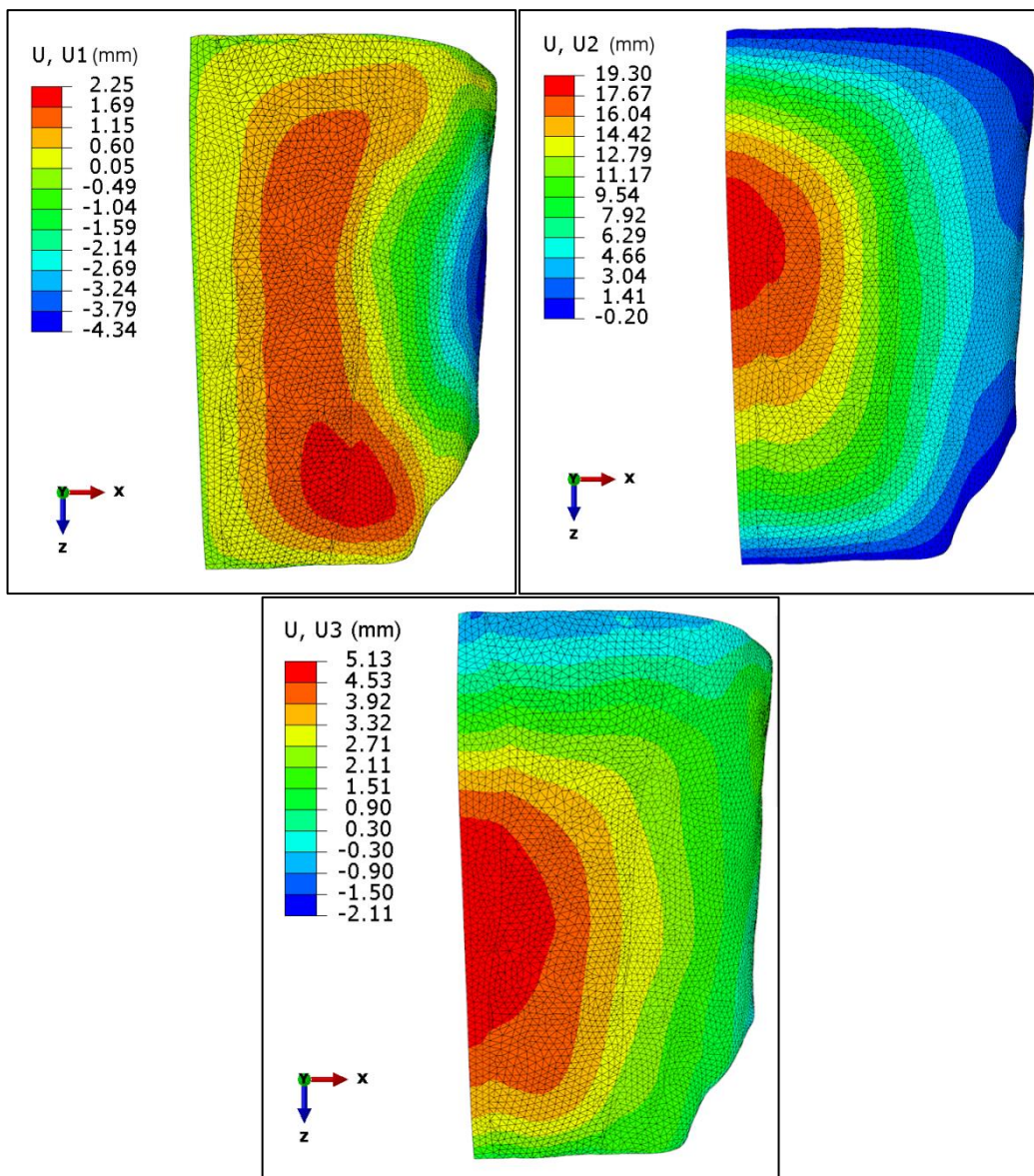


Figura 6.14 – Componenti di spostamento nelle direzioni del sistema di riferimento principale nella parete addominale sana in posizione eretta: U_1 lungo l'asse X, U_2 lungo l'asse Y, U_3 lungo l'asse Z. Metà parete vista anteriormente.

Le tensioni principali massime si estendono fino a 0.14 MPa, valore raggiunto nella regione laterale della linea alba, sempre in posizione sovra-ombelicale. Le zone in cui la tensione principale massima è particolarmente alta sono le guaine del retto, la linea alba in tutta la sua estensione e soprattutto nella parte superiore all'ombelico, le aponeurosi a livello infra-ombelicale e la fascia trasversale (fig. 6.15).

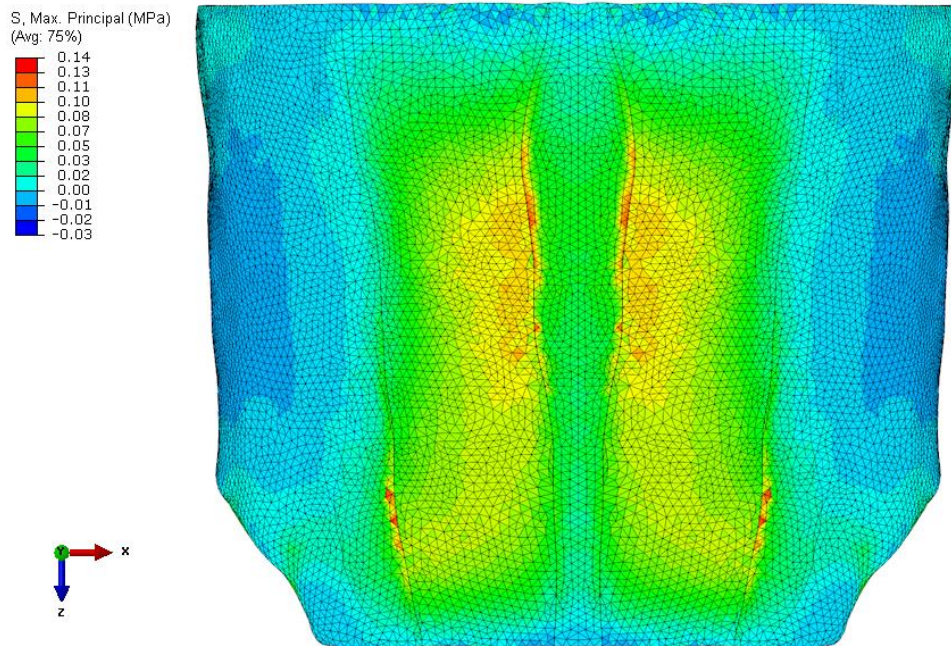


Figura 6.15 – Distribuzione della tensioni principali massime nella parete addominale sana in posizione eretta con prospettiva anteriore.

Per chiarire meglio la situazione meccanica nel modello addominale si prendono in considerazione le singole strutture differenziate in partenza. In relazione ai parametri costitutivi stabiliti, le tensioni maggiori si realizzano negli elementi fasciali e aponeurotici. Ciò è associato all'alta percentuale di fibre di collagene contenuta in queste aree connettivali, che le rendono perciò molto più rigide rispetto ai muscoli a contatto con esse. Le tensioni ottenute nei muscoli retti e nei muscoli obliqui sono difatti inferiori, poiché la loro rigidità non concorre con quella delle altre strutture del modello. Ciò si può rapidamente verificare oscurando dalla visualizzazione grafica dei risultati le guaine del retto, e permettendo così di vedere lo stato tensionale dei muscoli retti che esse avvolgono, come riportato in figura 6.16.

Nei muscoli retti si sviluppano tensioni principali massime non superiori a 0.05 MPa.

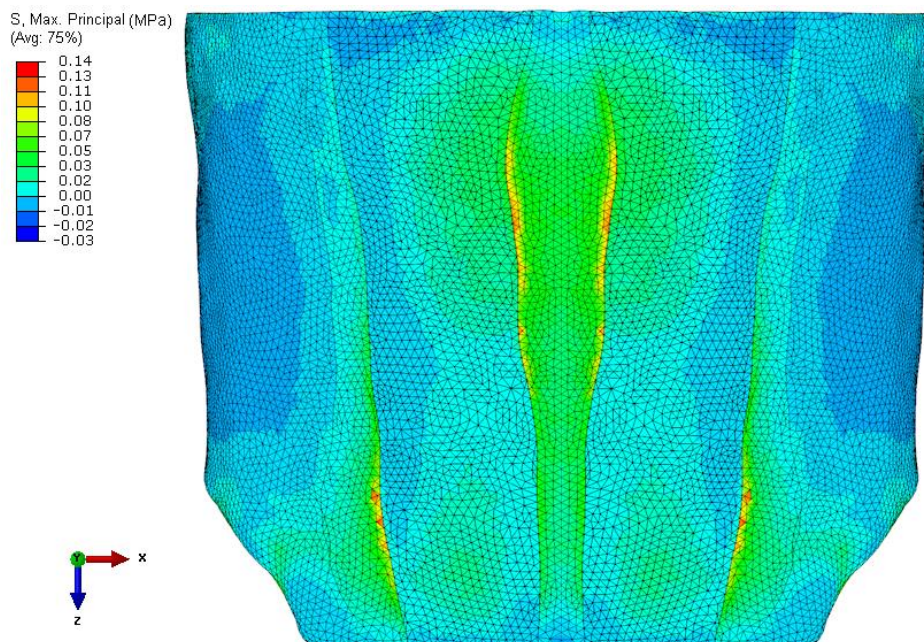


Figura 6.16 – Distribuzione delle tensioni principali massime nella parete addominale sana in posizione eretta con prospettiva anteriore eliminando dalla visualizzazione le guaine del retto.

Le tensioni realizzate nei muscoli laterali sono al di sotto di quelle dei muscoli retti e questo è spiegato dal fatto che gli spostamenti più ampi si hanno solo nella parte frontale della parete addominale. Esse non superano mai 0.03 MPa.

Grazie alle loro caratteristiche la linea alba, le aponeurosi e le guaine del retto sono considerate le più importanti strutture implicate nella stabilità della parete dell'addome dal punto di vista meccanico; se le proprietà meccaniche di tali regioni sono alterate può venire a mancare la capacità di sostenere allo stesso modo le alte tensioni, quindi l'integrità della parete può essere persa.

Si prende poi in considerazione una condizione di maggiore sforzo addominale come quella corrispondente all'atto di tosse in piedi. In questo caso la pressione intra-addominale complessiva corrisponde in media al valore di 107.6 mmHg, equivalente a circa 14.35 kPa. Gli spostamenti all'interno della parete s'intensificano rispetto a quelli ritrovati nel contesto precedente, portando ad un'amplificazione della curvatura del profilo cupoliforme (fig. 6.17). Il massimo spostamento in modulo si raggiunge a livello sovraombelicale della linea alba dove esso è pari a 45.03 mm. Di conseguenza le componenti nelle direzioni del sistema di riferimento principale raggiungono valori massimi pari a $U_1^{\max}=11.15$ mm, $U_2^{\max}=43.46$ mm, $U_3^{\max}=16.75$ mm. Si precisa che U_1 si riferisce alla componente lungo l'asse X, U_2 lungo l'asse Y, U_3 lungo l'asse Z.

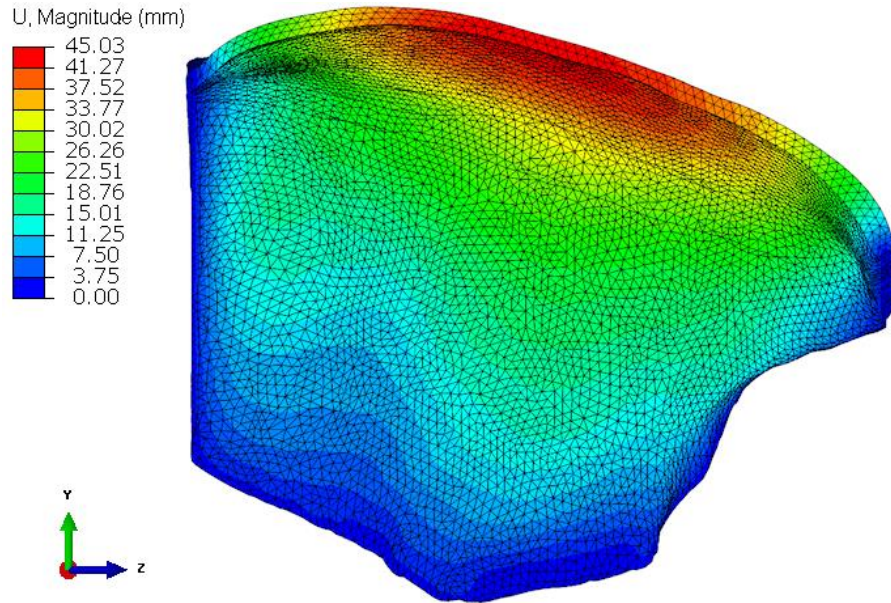


Figura 6.17 – Distribuzione degli spostamenti nell’atto di tosse in posizione eretta vista lateralmente sezionando la parete addominale lungo il piano di simmetria.

Le relative tensioni a loro volta aumentano, rimanendo particolarmente marcate a livello delle fasce, della linea alba e delle aponeurosi nelle quali il valore massimo raggiunto è di 1.33 MPa.

Per valutare come variano gli spostamenti complessivi all’applicazione delle quattro differenti pressioni intra-addominali essi vengono misurati lungo due percorsi sulla superficie interna del modello: il primo segue il piano di simmetria lungo la linea alba (figura 6.18), il secondo segue una linea in direzione mediale-laterale nella parete intera simmetrizzata passante ad una distanza di 4 cm sopra l’ombelico (figura 6.19).

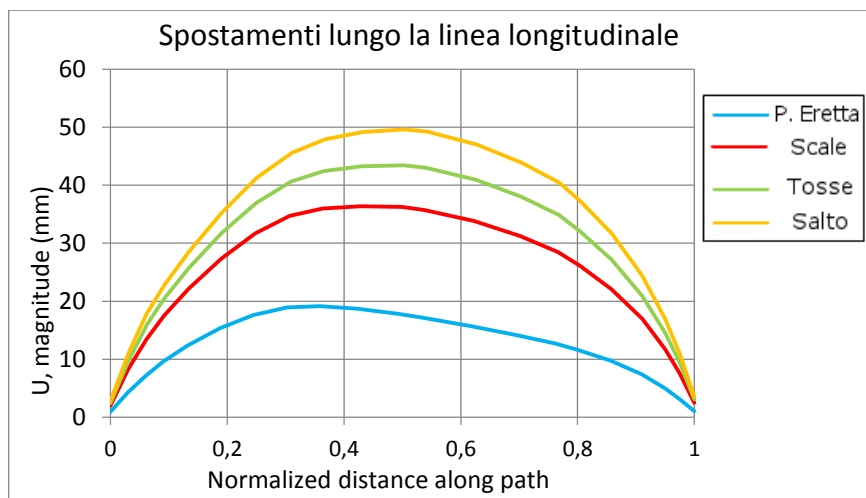


Figura 6.18 – Distribuzione degli spostamenti lungo la linea di simmetria sulla superficie esterna della linea alba con verso cranio-caudale.

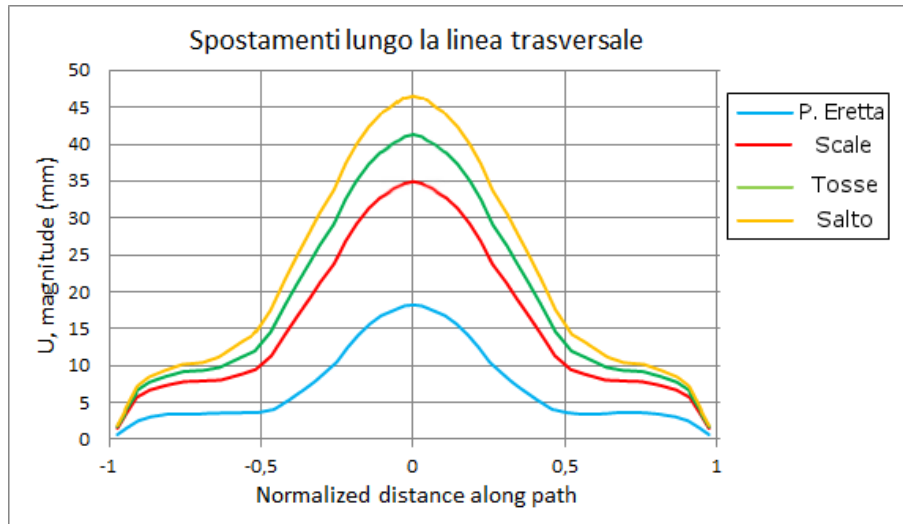


Figura 6.19 – Distribuzione degli spostamenti lungo la linea mediale-laterale che attraversa la parete addominale intera. La distanza normalizzata è nulla in corrispondenza della linea alba.

Si precisa che l'atto di salire le scale è associato ad una pressione media di 69.9 mmHg (9.19 kPa) e l'atto di salto a 171 mmHg (22.80 mmHg).

6.3.1 Valutazioni sulla validità del modello

Il modello della parete dell'addome anteriore sana suddivisa nelle principali strutture anatomiche e creato da una geometria realistica rappresenta un utile strumento per progettare molteplici simulazioni del comportamento meccanico in casi specifici. Tuttavia la validazione sperimentale completa del modello sulla base delle informazioni presenti in letteratura è difficilmente concretizzabile.

In riferimento ai calcoli fatti da Klinge et al. riportati nel paragrafo 2.4.1, modellando la parete come un serbatoio sferico a parete sottile e contenente fluido, le sollecitazioni membranali così calcolate rappresentano in maniera veritiera i valori reali presenti sulla struttura anatomica. Si prendono in esame le sollecitazioni di membrana del modello numerico per operare un confronto con quelle calcolate su basi matematiche. La tendenza generale in questo contesto è di considerare 16 N/cm un valore indicativo di una delle maggiori sollecitazioni di membrana fisiologiche che possono agire a livello della parete addominale.

Sulla base degli stessi valori di pressione intra-addominale utilizzati per creare le condizioni di carico sul modello si distinguono più chiaramente un valore medio per la condizione eretta e un valore medio per l'azione di salto:

$$P_{\text{Eretta}} = 20 \text{ mmHg} \quad \rightarrow \quad F_{\text{Eretta}} = 2.13 \text{ N/cm}$$

$$P_{\text{Salto}} = 171.0 \text{ mmHg} \quad \rightarrow \quad F_{\text{Salto}} = 18.24 \text{ N/cm}$$

Si analizza allora il modello numerico ottenuto, al fine di calcolare le sollecitazioni di membrana presenti. In particolare si concentra l'attenzione nella regione centrale del modello della parete addominale anteriore, in cui risiedono gli stati di spostamento e di tensione più alti. Si sceglie di valutare la media dei valori delle componenti in direzione mediale-laterale misurati attraverso tutto lo spessore della sezione della parete addominale tagliata dal piano di simmetria (figura 6.20).

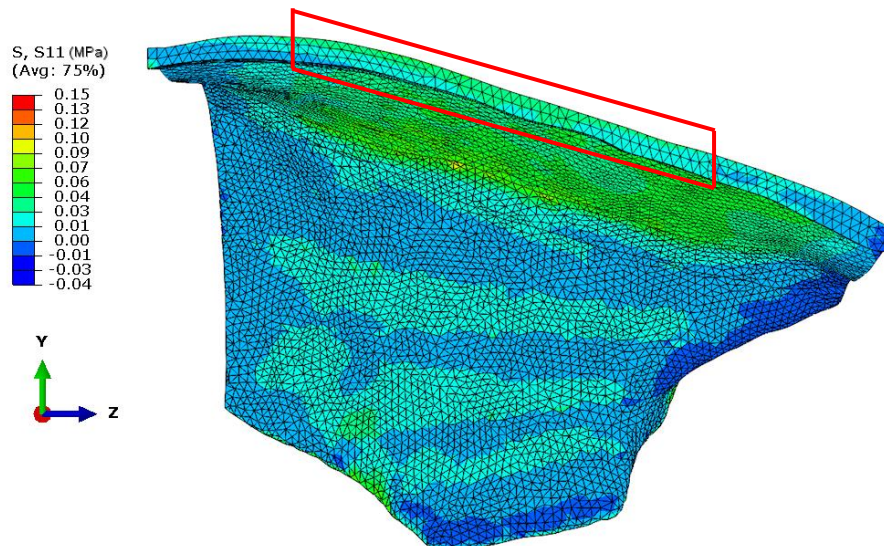


Figura 6.20 –Distribuzione delle tensioni in direzione dell'asse x in posizione eretta vista lateralmente sezionando la parete addominale lungo la linea alba. La zona evidenziata indica la regione di misura.

Le due strutture che compongono la sezione, vale a dire la linea alba e la fascia trasversale, contribuiscono con una loro componente di sollecitazione di membrana e le due vengono poi sommate tra loro a dare il valore complessivo. Le misurazioni sono fatte lungo più rette parallele all'asse Y (asse sagittale) tra loro equidistanti e interne alla zona esaminata.

Le sollecitazioni di membrana medie in direzione mediale-laterale nel modello in condizione di posizione eretta e di salto calcolate sono espone in tabella 6.1.

Condizione	Sollecitazione di membrana	
	Media [N/cm]	SD [N/cm]
Posizione Eretta	2.06	0.20
Salto	18.59	1.32

Tabella 6.1 – Valori di sollecitazione di membrana in direzione mediale-distale calcolati sul modello sano.

I valori calcolati per entrambe le condizioni pressorie limite rispecchiano con discreta accuratezza quelli del modello matematico ordinariamente considerati attendibili.

6.4 Analisi numerica del comportamento della parete addominale erniata

Sia preso in considerazione il secondo stato riprodotto mediante modellazione ad elementi finiti: la parete addominale in presenza di un'ernia incisionale sovra-ombelicale; si espongono quindi i risultati e le loro peculiarità nel paragone con lo stato sano prima analizzato.

Si osserva che la porta erniaria creata si trova nelle strette vicinanze della regione corrispondente al più ampio spostamento subito nel modello intatto; è quindi un caso particolarmente interessante da valutare poiché la posizione dell'ernia può essere interpretata collegandola sia a cause iatrogene che allo stato meccanico della parete.

Inizialmente si analizza la fase di posizione eretta, simulata con una pressione di 20 mmHg (2.67 kPa) agente sugli elementi della parete interna. Lo spostamento massimo in modulo risulta pari a 23.32 mm, aumentato del 17.3% rispetto al valore di 19.87 mm ritrovato nel modello addominale sano (figura 6.21).

Le differenze maggiori nel campo degli spostamenti si notano analizzando separatamente le componenti nelle tre direzioni principali (figure 6.22-4).

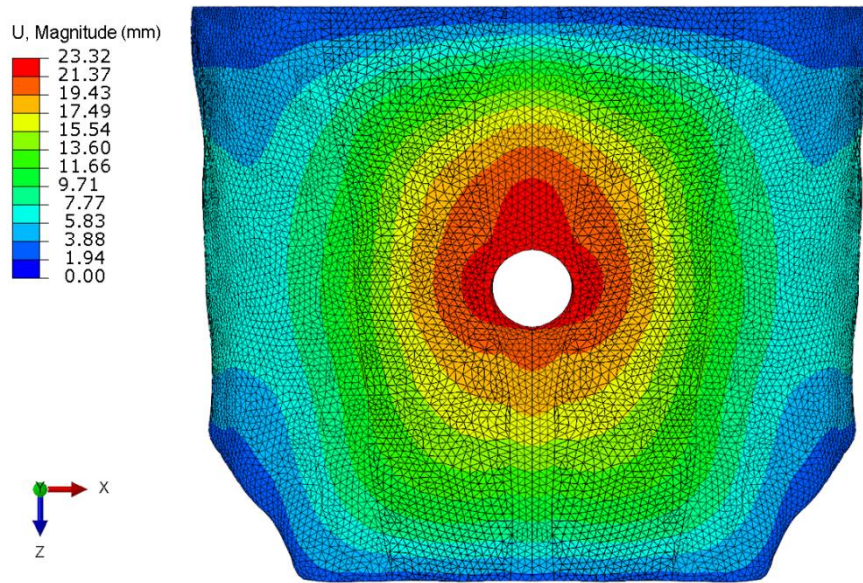


Figura 6.21 – Distribuzione degli spostamenti nella parete addominale erniata in posizione eretta con prospettiva anteriore.

Il campo degli spostamenti in direzione dell'asse X merita particolari attenzioni a fronte delle difformità che l'ernia comporta. In tale condizione si presenta una regione di concentrazione degli spostamenti estesa agli elementi sui lati destro e sinistro del foro.

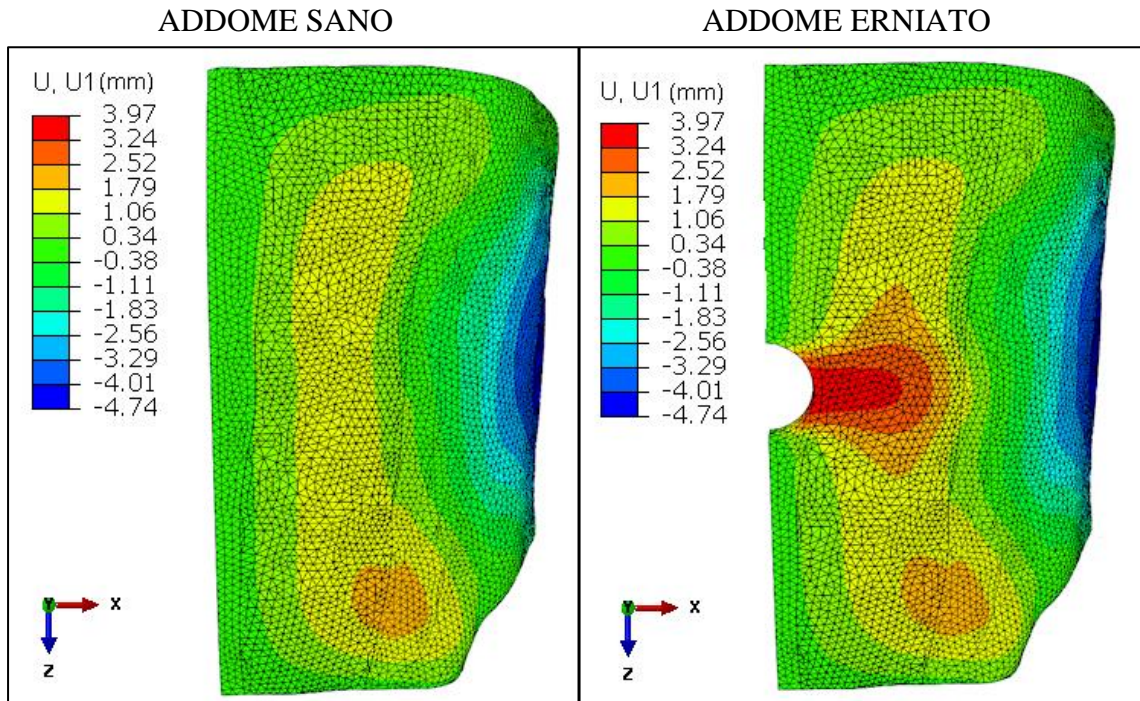


Figura 6.22 – Distribuzione degli spostamenti lungo x su metà parete addominale in posizione eretta vista anteriormente.

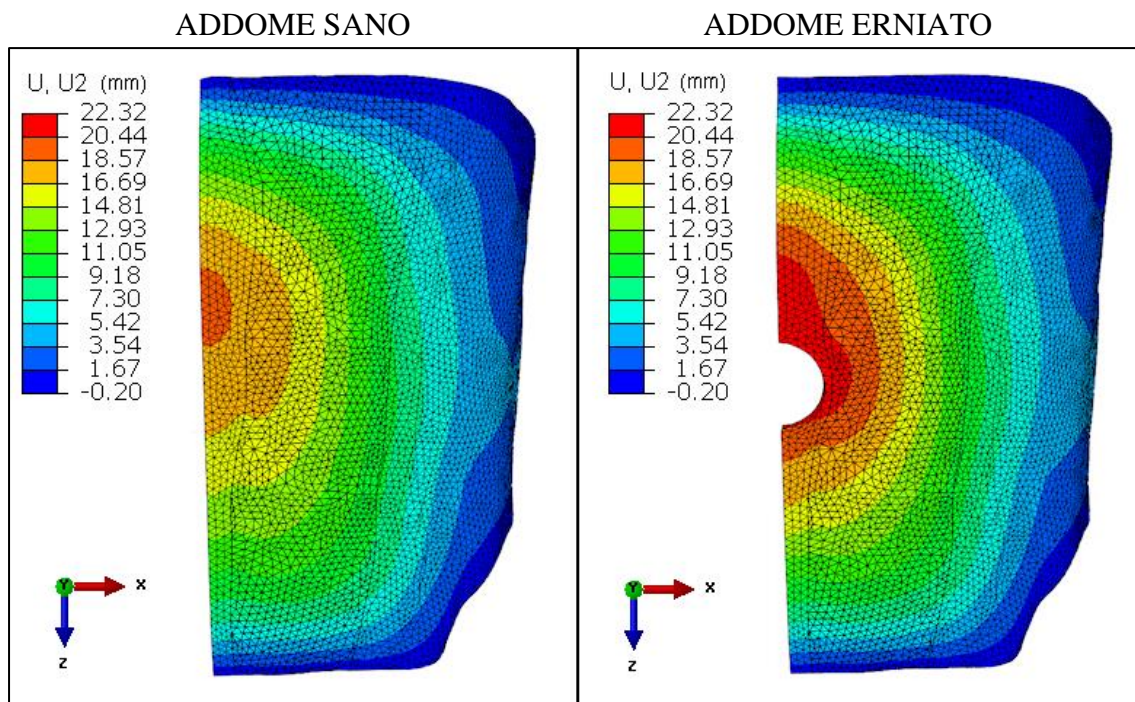


Figura 6.23 – Distribuzione degli spostamenti lungo y su metà parete addominale in posizione eretta vista anteriormente.

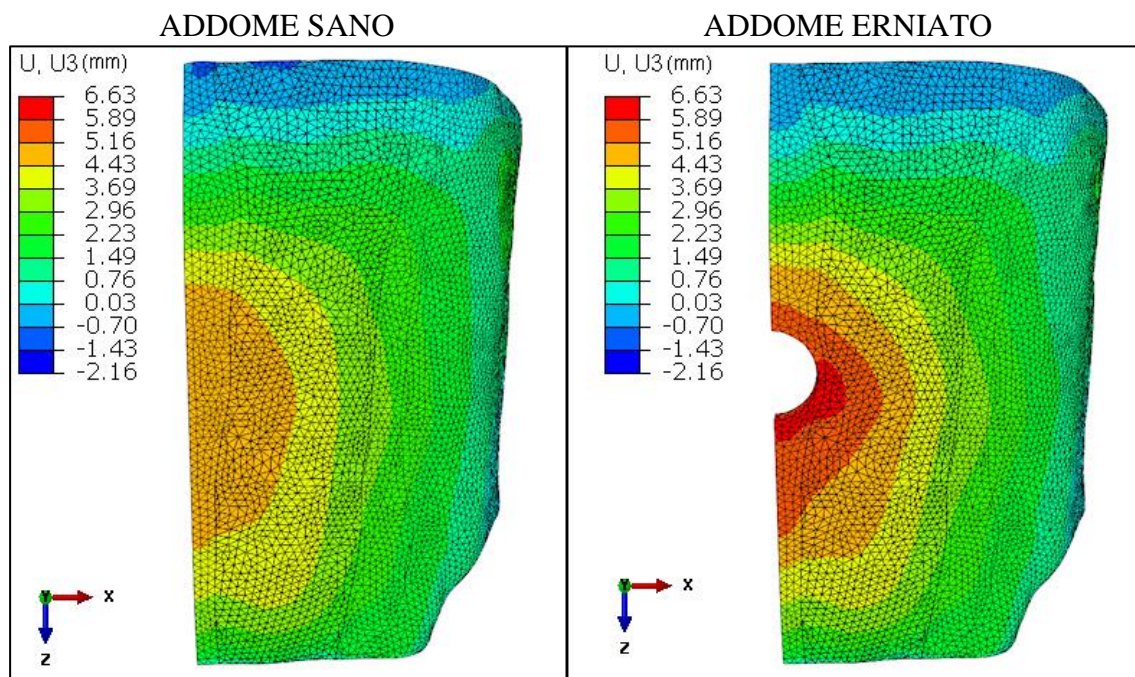


Figura 6.24 – Distribuzione degli spostamenti lungo z su metà parete addominale in posizione eretta vista anteriormente.

I valori maggiori di U_1 si riscontrano proprio in questa zona, nella quale il modello di parete sana presenta una distribuzione completamente dissimile. Nelle altre due direzioni le distribuzioni degli spostamenti non subiscono evidenti alterazioni ad

eccezione di un aumento generalizzato di tutti i valori massimi: +76.7% in U_1 , +15,7% in U_2 , +29.2% in U_3 .

La rappresentazione grafica del campo delle tensioni principali massime esibisce una distribuzione simile al caso sano nelle zone lontane dall'ernia, ma fortemente discordante nel suo intorno. Come si può osservare dal confronto tra la struttura sana e quella con il difetto (figura 6.25), nelle vicinanze del foro si forma un addensamento di alte tensioni in una regione che si espande partendo dagli elementi superiori e inferiori del bordo del foro.

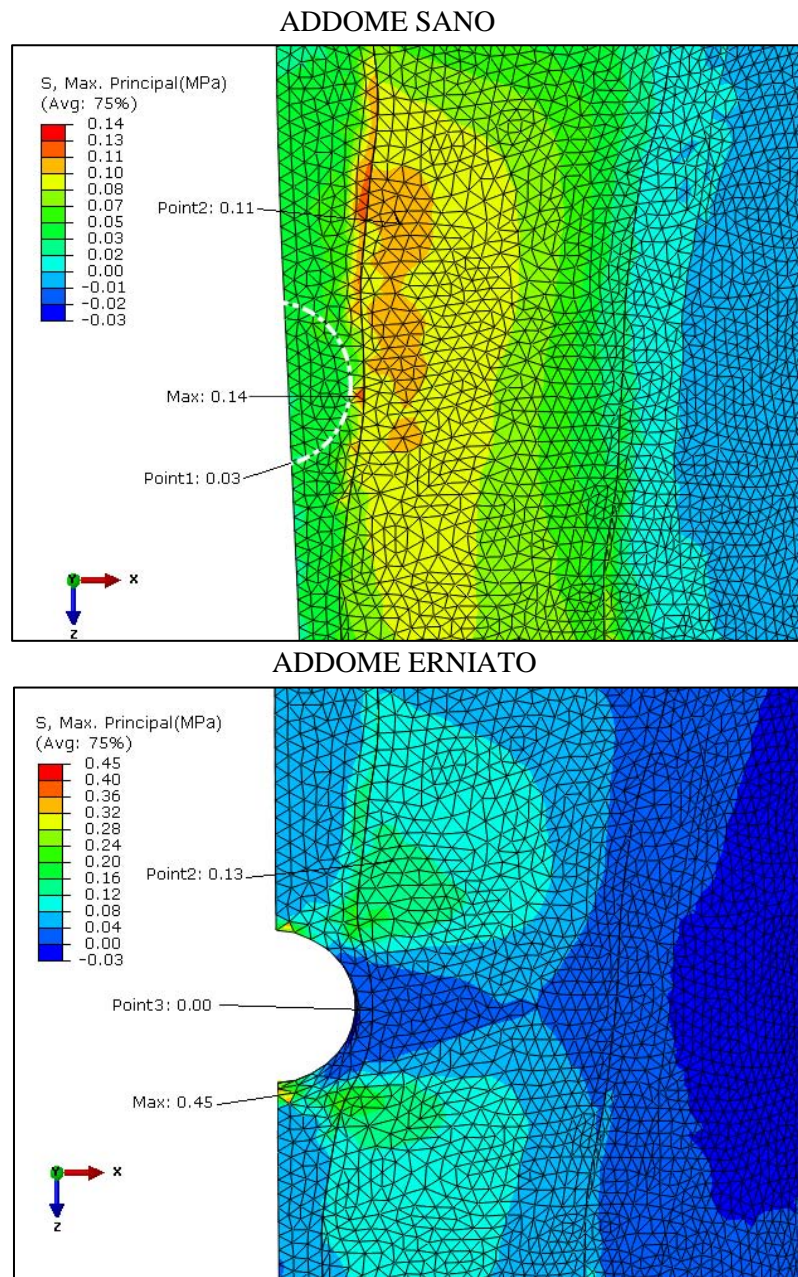


Figura 6.25 – Distribuzione delle tensioni principali massime nell'intorno dell'ernia: risultati del modello sano a confronto con il modello erniato in posizione eretta su metà parete vista anteriormente.

I picchi maggiori si formano sugli elementi di bordo del foro dove si raggiunge il valore di 0.45 MPa. La nuova geometria crea invece una regione di basse tensioni ai lati destro e sinistro dell'ernia, con valori vicini a 0 MPa, che corrisponde alla zona di intenso spostamento lungo l'asse X.

Considerando una situazione di alta pressione intra-addominale come quella nell'atto di tosse in posizione eretta (107,6 mmHg), gli spostamenti in modulo arrivano a valori di 49.38 mm, superiori di 5.35 mm ai valori massimi riscontrati in assenza di ernia. Nelle direzioni principali gli spostamenti assumono una distribuzione del tutto simile al caso a bassa pressione, ma con un incremento generale; I valori massimi raggiunti sono in questo caso $U_1^{\max}=10.10$ mm, $U_2^{\max}=47.03$ mm, $U_3^{\max}=18.07$ mm, rispetto ai sistemi di riferimento delle figure viste in precedenza.

Anche per la tensione principale massima viene enfatizzata la distribuzione già riscontrata nella posizione eretta, ottenendo valori fino a 3.70 MPa negli elementi del bordo superiori e inferiori e valori rasenti 0 MPa ai lati destro e sinistro del foro.

Un'ulteriore stima delle conseguenze della creazione del foro sui tessuti circostanti è quella nel campo delle deformazioni. Analizzando le deformazioni principali massime presenti nella situazione pressoria di tosse nelle strutture linea alba e retto (figura 6.26-7) si verifica un'intensa deformazione in alcuni degli elementi del bordo del foro e delle regioni adiacenti, assente nella condizione sana.

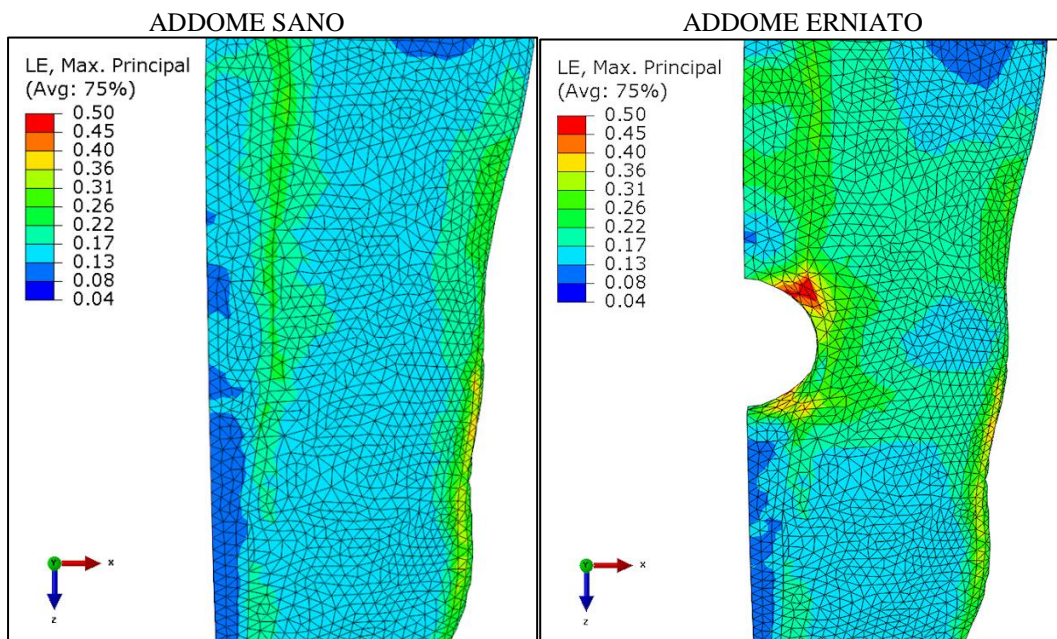


Figura 6.26 – Distribuzione della deformazioni logaritmiche principali massime applicate in condizione di tosse in posizione eretta. La prospettiva è anteriore alla parete addominale visualizzando solo muscolo retto e linea alba.

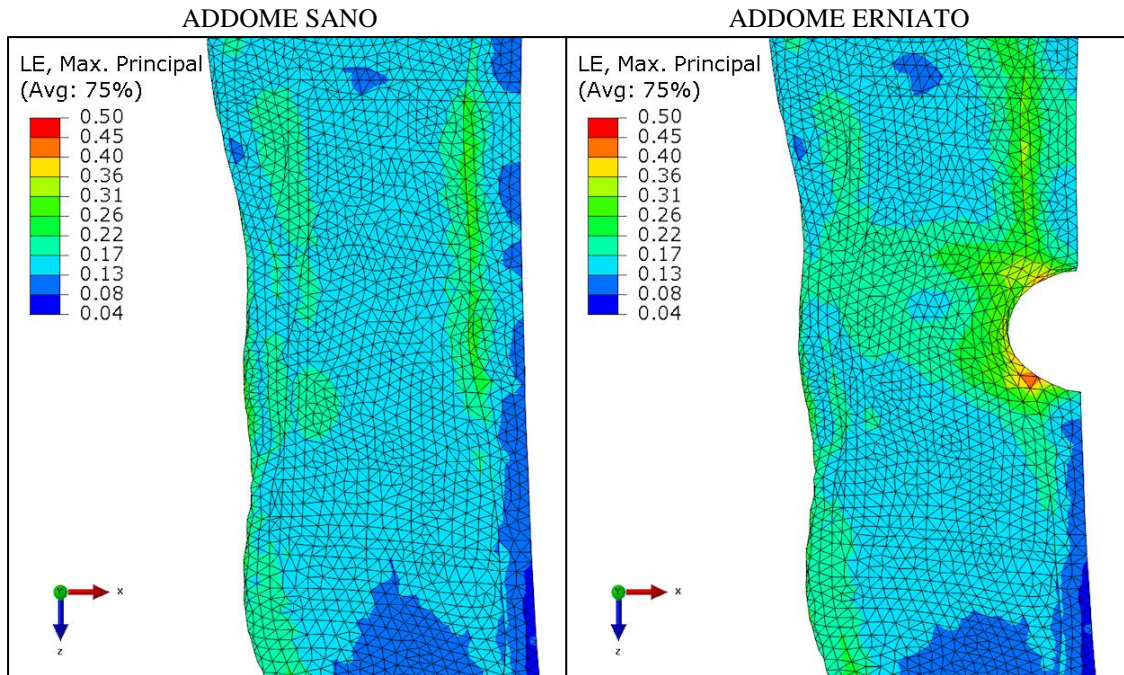


Figura 6.27 – Distribuzione della deformazioni logaritmiche principali massime applicate in condizione di tosse in posizione eretta. La prospettiva è posteriore alla parete addominale visualizzando solo muscolo retto e linea alba.

Il risultato geometrico complessivo provoca a livello del foro una distorsione della forma, che dall'ellisse con raggio longitudinale di 16 mm e trasversale di 12 mm creato nel modello in posizione supina, acquista per vari incrementi di IAP le dimensioni rappresentate in figura 6.28.

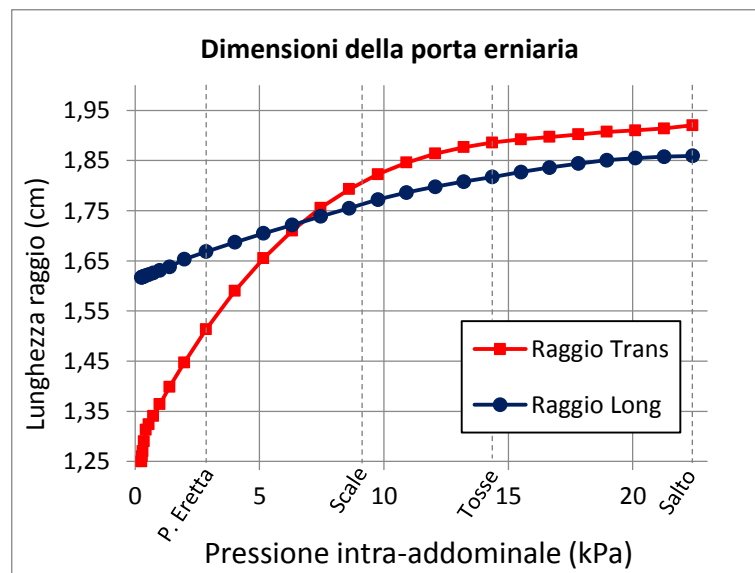


Figura 6.28– Variazioni dei raggi della porta erniaria misurati per diverse pressioni imposte.

6.5 Analisi numerica del comportamento della parete addominale riparata

Al modello di parete erniata si include la struttura protesica; lo scopo è di ottenere una prima simulazione semplificata della situazione successiva alla riparazione chirurgica del difetto con una tecnica di tipo pre-peritoneale.

Si utilizzano due tipologie differenti di *mesh*: la prima è rete sintetica composta commerciale in polipropilene monofilamento trattata con materiale poliuretano, la seconda è un impianto di collagene dermico porcino acellulare e trattato con agenti di *cross-linking*. Entrambe hanno esibito nelle prove sperimentali un comportamento isotropo.

L'applicazione delle *mesh* porta, in entrambi i casi, un campo di spostamenti discretamente limitato rispetto a quello presente nel modello di parete sana. Si prende in considerazione per prima, anche in questo caso, la condizione pressoria del corpo eretto (2.67 kPa). Mentre nel modello sano il modulo degli spostamenti massimo è di 19.87 mm e in quello erniato 23.32 mm, nella nuova circostanza si osservano 15.79 mm massimi per la riparazione con *mesh* sintetica e 16.81 mm massimi con la *mesh* biologica. Tali spostamenti si raggiungono nelle protesi in corrispondenza del foro, mentre i tessuti addominali pervengono al massimo a 14.85 mm (-25.3% rispetto all'addome sano) e 15.58 mm (-21.6% rispetto all'addome sano), rispettivamente nel caso riparato con rete sintetica e biologica. Appare chiaro anche dal confronto tra le rappresentazioni in figura 6.29 come l'interazione con le protesi irrigidisca la struttura addominale. In base ai risultati, la protesi composta di polipropilene e poliuretano risulta ostacolare maggiormente gli spostamenti e quindi essere più rigida rispetto alla seconda protesi testata, di derma porcino. La visione della distribuzione degli spostamenti nelle sole protesi (figura 6.30) accompagna l'ultima affermazione.

Valutando le componenti di spostamento nelle direzioni del sistema di riferimento principale (figura 6.31) si verifica una riduzione degli spostamenti in tutte le direzioni principali sia rispetto al modello erniato che a quello sano.

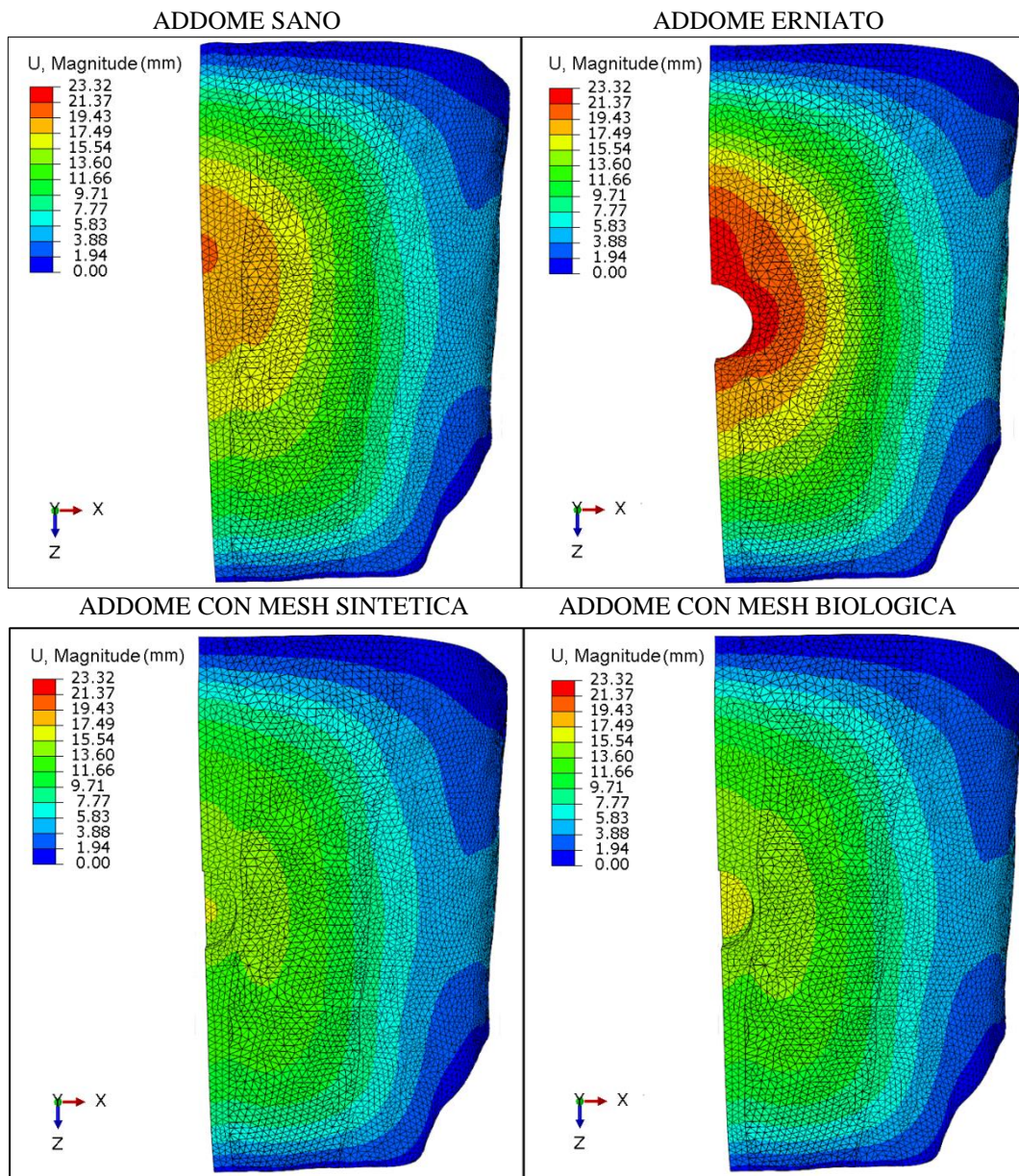


Figura 6.29 – Confronto del campo degli spostamenti in posizione eretta con prospettiva anteriore.

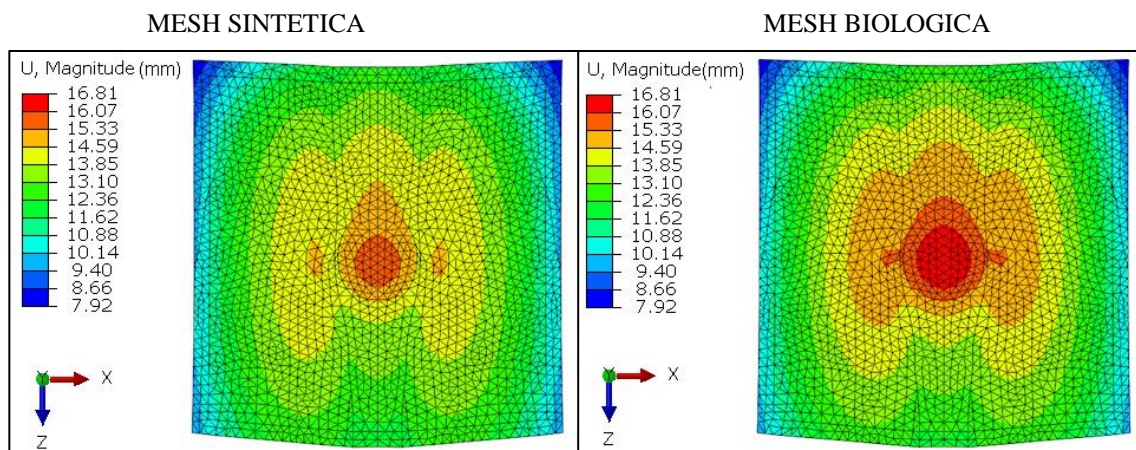


Figura 6.30 – Distribuzione degli spostamenti nelle *mesh* applicate in posizione eretta con prospettiva anteriore.

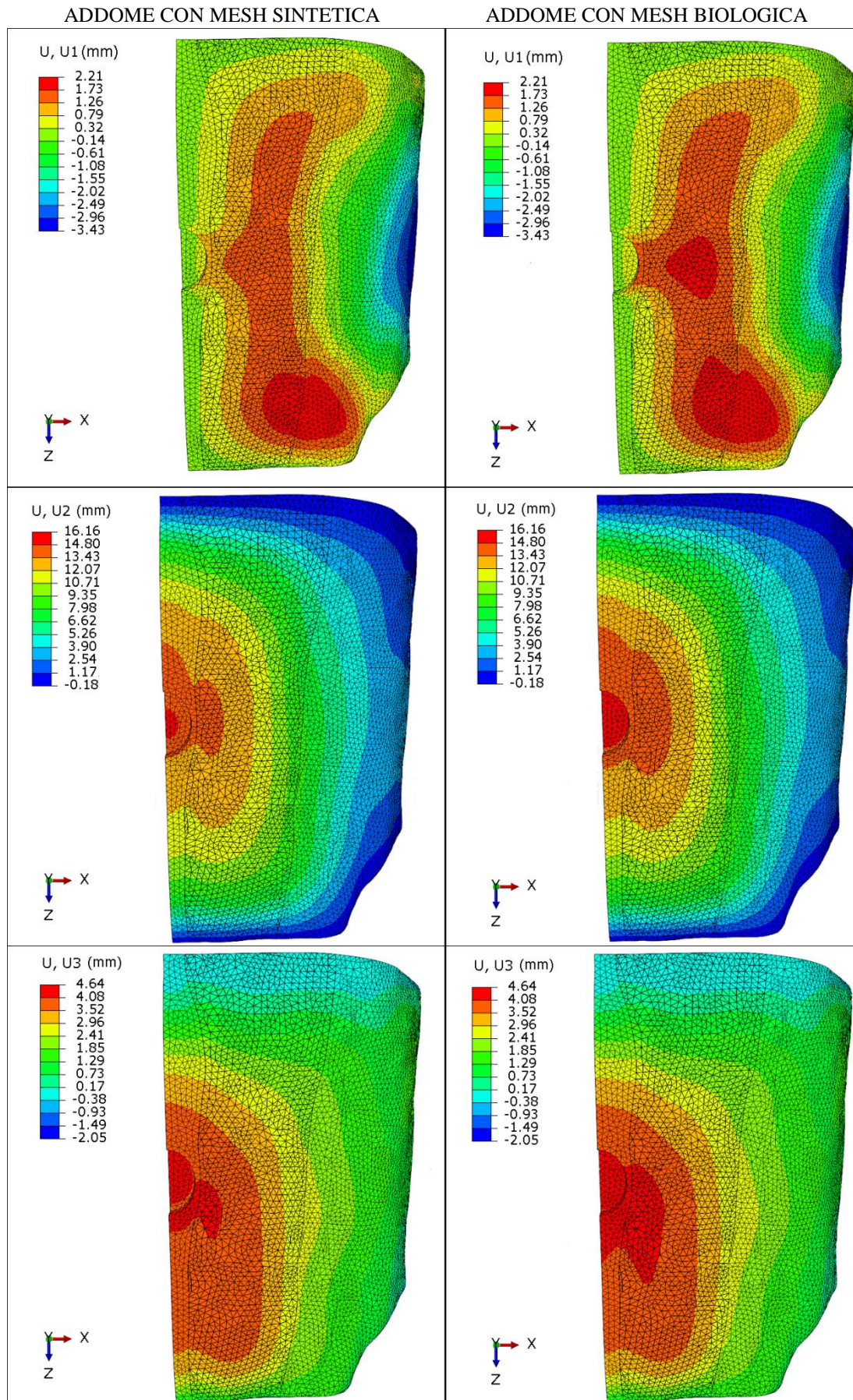


Figura 6.31 – Distribuzione delle componenti di spostamento su metà parete in posizione eretta con prospettiva anteriore.

La protesi composita conferma la sua maggiore rigidità rispetto alla protesi biologica in tutte le direzioni principali; il comportamento isotropo di entrambe le *mesh* fa sì che tra i due casi non vi siano particolari difformità in una direzione rispetto alle altre.

E' predominante la differenza ottenuta nella componente di spostamento in direzione dell'asse X rispetto al modello erniato ($U_1^{\max}=3.97$ mm), che porta a valori massimi vicini a quello che caratterizza la parete addominale sana ($U_1^{\max}=2.25$ mm). Per entrambi gli impianti gli elementi prossimi al bordo laterale del foro non sono più soggetti agli spostamenti più elevati. Le componenti di spostamento lungo gli altri due assi del sistema principale, e soprattutto lungo l'asse Y, si dimostrano invece marcatamente minori rispetto alla condizione del modello sano.

La rappresentazione delle tensioni principali massime mostra, impostando una visualizzazione in linea con quella del modello addominale erniato, come le zone interessate dalla forte concentrazione di tensione causata dalla creazione del foro, dopo l'applicazione delle *mesh* rientrano in un *range* di valori concretamente più basso. Per la loro relativamente alta rigidità le protesi trasferiscono su loro stesse una notevole concentrazione di tensione (figura 6.32), che raggiunge 0.62 MPa per la protesi polimerica e 0.20 MPa per la protesi biologica (figura 6.33); i massimi nelle due *mesh* sono molto lontani tra loro, indice che la rigidità della rete polimerica è apprezzabilmente più alta.

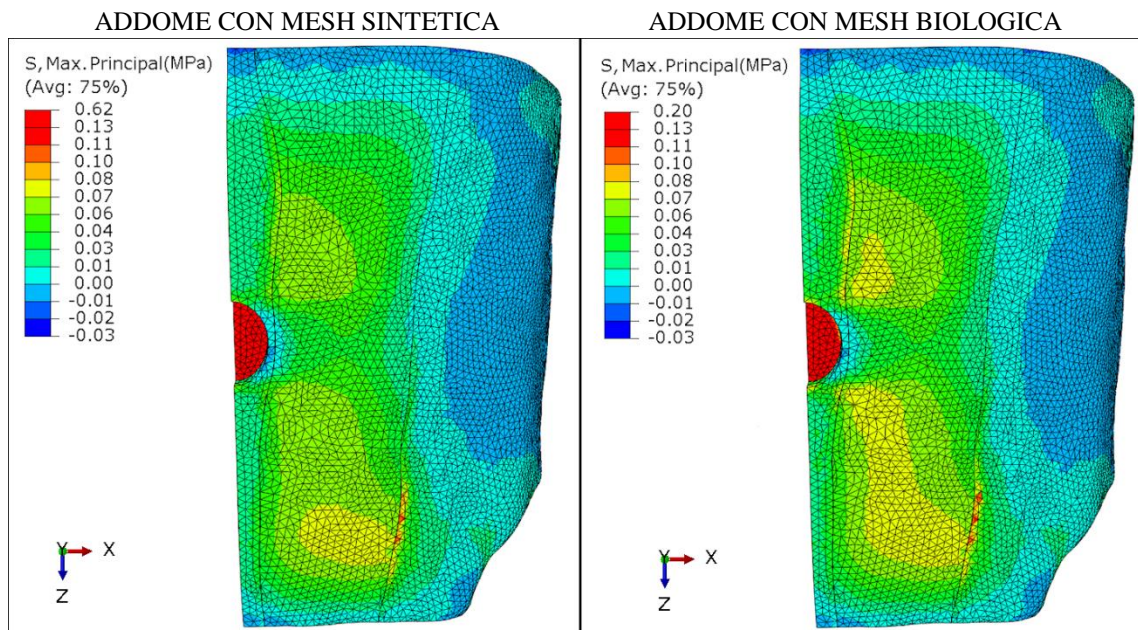


Figura 6.32 – Distribuzione della tensioni principali massime su metà parete addominale sana in posizione eretta con prospettiva anteriore.

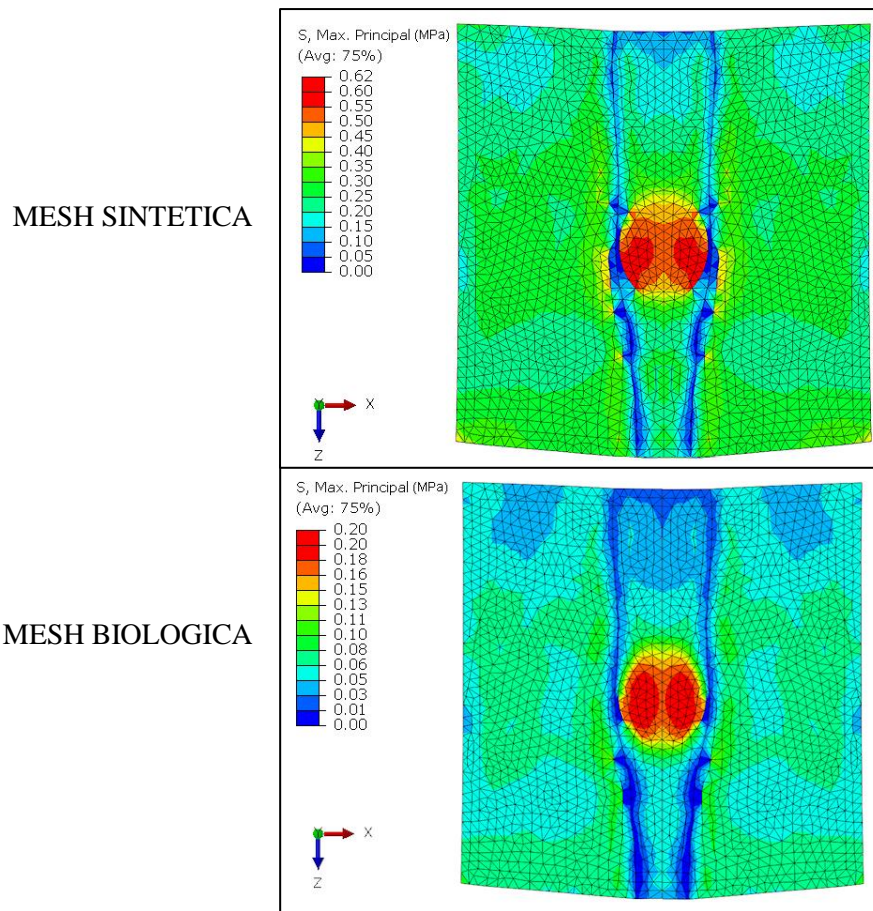


Figura 6.33 – Distribuzione della tensioni principali massime nelle *mesh* applicate in posizione eretta con prospettiva anteriore.

Le massime tensioni interne alle *mesh*, in considerazione anche di come sono stati in precedenza definiti i vincoli tra esse e le strutture addominali, si riscontrano in corrispondenza della porta erniaria. Nelle altre regioni delle reti i valori delle tensioni presenti sono molto alti rispetto allo stato tensionale dei tessuti ma comunque minori rispetto alla zona centrale grazie al contatto con i tessuti.

Se si analizzano solo i tessuti addominali del modello, si trova che le tensioni principali massime raggiungono al più 0.12 MPa in un elemento delle aponeurosi nel modello con la rete sintetica e 0.13 MPa in posizione analoga nel modello con la protesi biologica. Entrambi i valori sono inferiori al massimo riscontrato nel modello erniato in corrispondenza dei bordi dell'apertura (0.45 MPa) e leggermente inferiori al massimo nel modello sano (0.14 MPa).

Considerando poi una situazione di alta pressione intra-addominale come quella che si crea nell'atto di tosse in posizione eretta (107.6 mmHg), il campo degli spostamenti aumenta fino a punti di massimo di 38.13 mm con la *mesh* sintetica e 40.63 mm con la

mesh biologica; tali valori si trovano negli elementi delle reti a livello della porta erniaria, mentre i tessuti addominali raggiungono in prossimità del foro al più 37.37 mm per la riparazione sintetica e 39.28 mm per quella biologica.

Entrambi i casi riducono il normale movimento calcolato nel modello sano, dove il modulo degli spostamenti massimo è 45.03 mm, e in maggior misura riducono il movimento del modello erniato, in cui il modulo massimo è pari a 49.39 mm; dunque la *mesh* sintetica causa una riduzione del 17.0% sullo spostamento dei tessuti rispetto al modello sano, quella biologica una riduzione del 12.8%.

Anche applicando la situazione pressoria del colpo di tosse in piedi si osserva una concentrazione di tensione sulle protesi dovuta alla loro alta rigidezza dinanzi agli elementi aponeurotici (figure 6.34 e 6.35). I picchi di tensione principale massima nelle *mesh* sono pari a 3.76 MPa nella protesi polimerica e 1.50 MPa nella protesi porcina. Nei tessuti addominali si osservano tensioni principali massime di 1.13 MPa a livello delle aponeurosi nel modello con la rete sintetica e 1.20 MPa in un elemento del bordo della porta erniaria nel modello con la protesi biologica. Entrambi risultano di poco minori al massimo valore 1.33 MPa, ritrovato nelle stesse condizioni nella parete sana in un elemento delle aponeurosi, e molto minori a 3.70 MPa ritrovato in elemento del bordo del foro nella parete erniata.

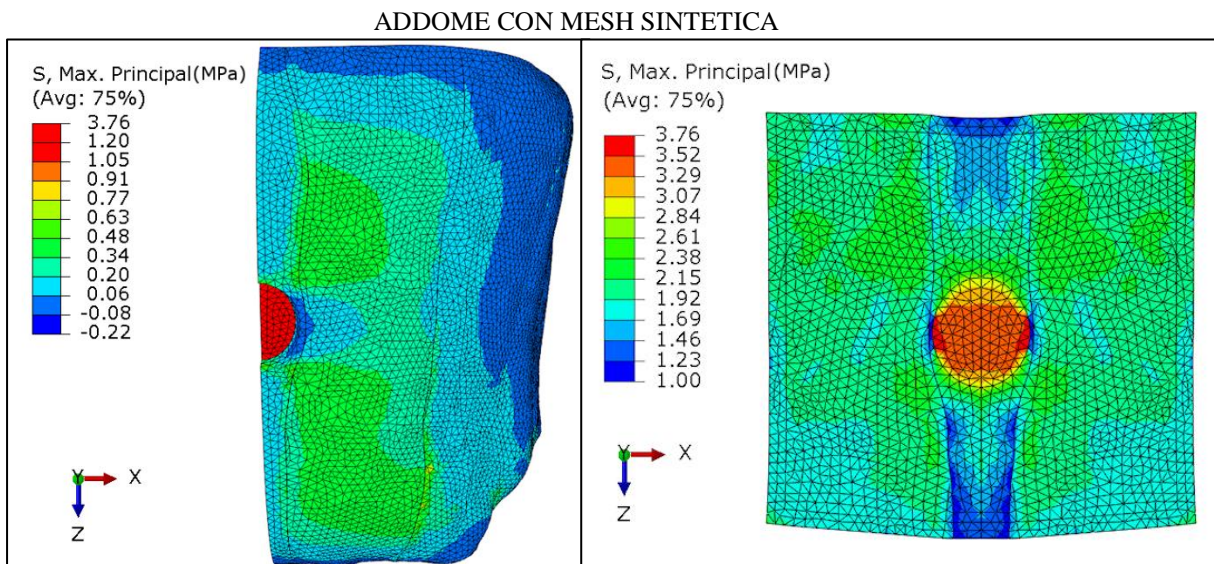


Figura 6.34 – Distribuzione della tensioni principali massime in parete (a) e *mesh* sintetica impiantata (b) nell'atto di tosse in posizione eretta con prospettiva anteriore.

ADDOME CON MESH BIOLOGICA

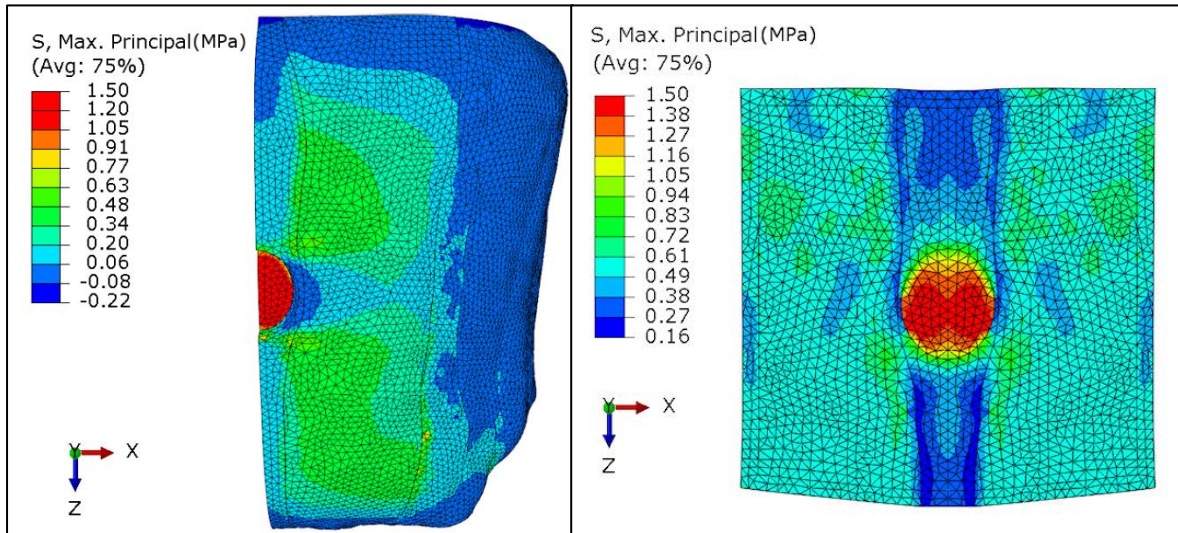


Figura 6.35 – Distribuzione della tensioni principali massime in parete (a) e *mesh* sintetica (b) nell’atto di tosse in posizione eretta con prospettiva anteriore.

Una successiva valutazione che chiarisce gli effetti delle *mesh* sui tessuti a contatto è quella del campo delle deformazioni. Esaminando le deformazioni principali massime presenti sulle due protesi impiantate nella situazione pressoria di tosse si verifica la maggiore rigidezza del materiale sintetico, che a contatto con la parete si deforma visibilmente meno in tutta la superficie rispetto a quello biologico (figura 6.36).

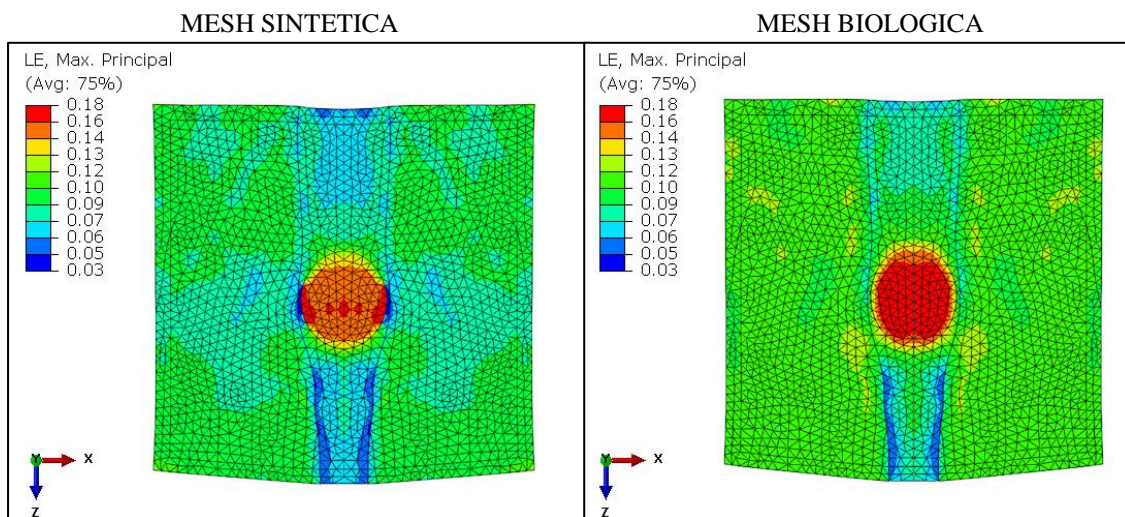


Figura 6.36 – Distribuzione della deformazioni logaritmiche principali massime nelle *mesh* applicate in condizione di tosse in posizione eretta con prospettiva anteriore.

La presenza della protesi provoca inevitabilmente un effetto sulla parete addominale che varia in conseguenza alla rigidezza di ciascuna protesi. Per una rappresentazione significativa si restringe la visualizzazione ai muscoli retti e alla linea alba, nascondendo alla vista le altre strutture e le *mesh* che li ricoprono (figura 6.37).

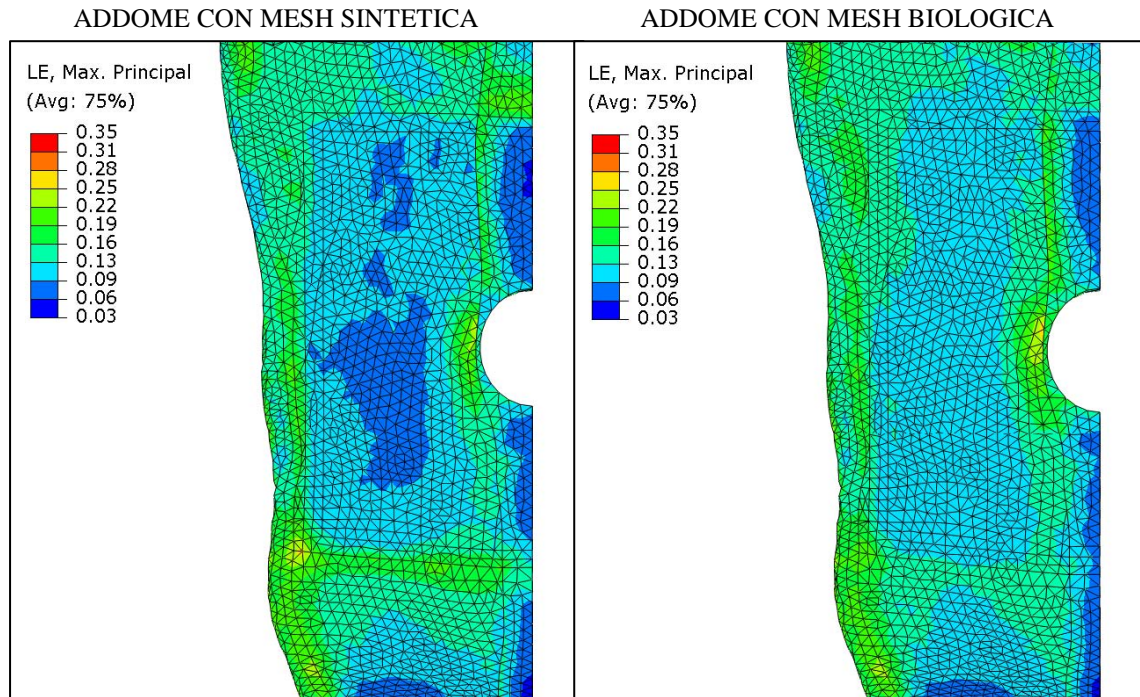


Figura 6.37 – Distribuzione della deformazioni logaritmiche principali massime in muscolo retto e linea alba applicate in condizione di tosse in posizione eretta. La prospettiva è posteriore alla parete addominale, nascondendo la vista della *mesh* posta sulle strutture.

In primo luogo le reti creano negli elementi delle strutture con cui sono poste a contatto una riduzione della deformazione rispetto al caso sano e al caso erniato; nel caso sano nelle stesse condizioni pressorie infatti i valori associati agli elementi di queste regioni rientrano in un intervallo tra 0.13 e 0.31.

La rete biologica, date le sue più alte deformazioni, permette coerentemente deformazioni maggiori nelle sue strutture anteriori rispetto alla rete sintetica; quella che nella parete erniata si è vista essere la zona critica di massima deformazione, ossia la zona che circonda il bordo del foro, assume di conseguenza valori più alti. La massima deformazione logaritmica in tale area con la riparazione di derma porcino è pari a 0.33, mentre con la rete polimerica si raggiunge al più 0.28.

Va sottolineato però che nella parete erniata non riparata il picco raggiunto sul bordo della porta erniaria è 0.50.

Negli elementi delle strutture anatomiche esterni alla zona di contatto con le *mesh* ma limitrofi al bordo si raggiunge l'effetto opposto: per sostenere la minore deformazione della zona di *overlap* con la rete sintetica, tali elementi assumono deformazioni complessivamente maggiori rispetto agli stessi nel modello con la rete biologica.

Per osservare infine come variano gli spostamenti complessivi all'applicazione delle quattro differenti pressioni intra-addominali considerate dopo l'applicazione delle protesi, anche in questo caso si tracciano due percorsi sulla superficie interna del modello: il primo segue il piano di simmetria lungo la linea alba (figura 6.38), il secondo segue una linea in direzione mediale-laterale nella parete intera simmetrizzata passante per il centro dell'ernia (figura 6.39).

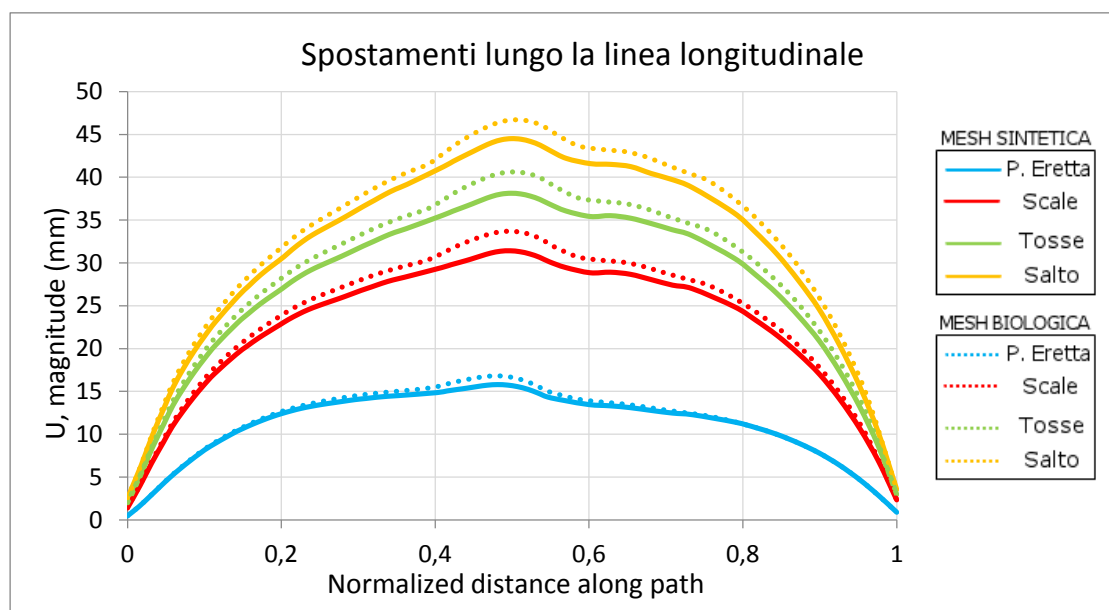


Figura 6.38 – Confronto degli spostamenti lungo la linea di simmetria sulla superficie interna della linea alba (e *mesh*) con verso cranio-caudale delle due protesi.

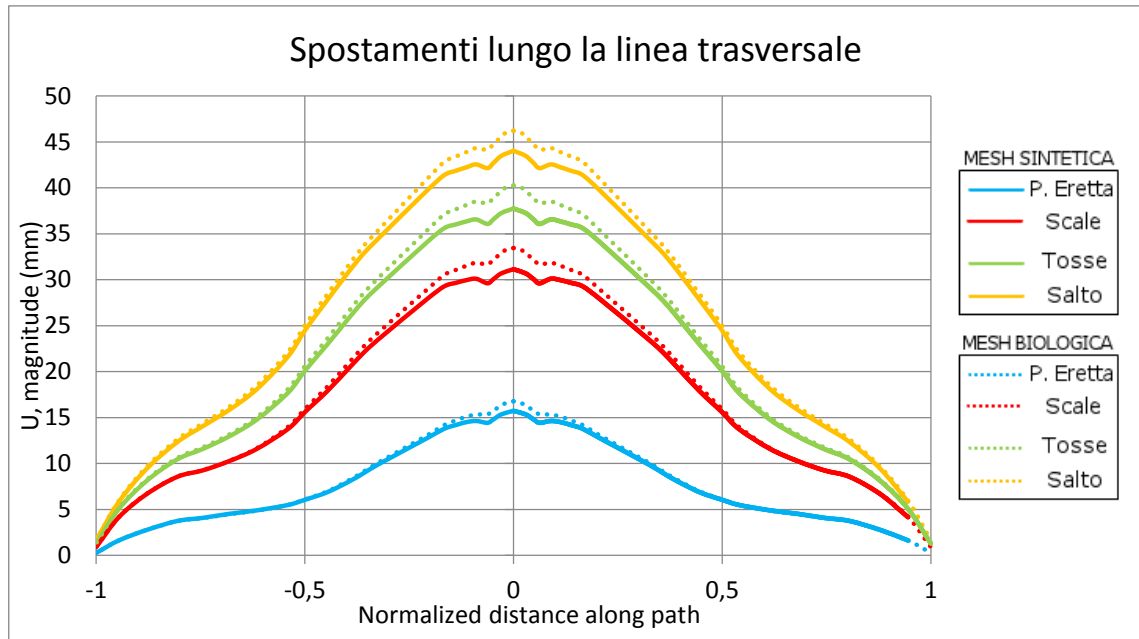


Figura 6.39 – Confronto degli spostamenti lungo la linea mediale-laterale che attraversa la superficie interna. La distanza normalizzata è nulla in corrispondenza della linea alba.

Si ha così un'ulteriore dimostrazione di come le protesi siano interessate dai maggiori spostamenti presenti nel modello per ogni stato pressorio fisiologico applicato.

La protesi porcina testata, per la sua minore rigidità, apporta in ogni condizione stati di più ampio spostamento in confronto ai risultati prodotti dalla *mesh* polimerica; la rete biologica, infatti, mediamente si sposta in modulo 6.5% più della seconda. Ciò nonostante, grazie alla marcata rigidità che entrambi gli innesti assumono se comparati ai tessuti a cui si sovrappongono, complessivamente la parete addominale risulta avere libertà di movimento ridotta in tutte le direzioni rispetto alla parete erniata e anche a quella intatta; seppure sia necessaria una valutazione clinica di quali siano i termini tollerabili di tale restrizione, il risultato evidente è che le due *mesh* non danno rilassamenti rilevanti sotto azioni pressorie forti.

Il fattore critico che può condizionare la riuscita dell'intervento e la scelta della protesi è l'entità delle tensioni agenti sulla rete impiantata. E' possibile rappresentare come variano le sollecitazioni membranali principali massime presenti sugli elementi delle due *mesh* in relazione all'aumento della pressione intra-addominale simulato (figura 6.40); esse sono relative alla direzione mediale-laterale poiché le componenti in direzione cranio-caudale assumono valori più bassi (figura 6.41).

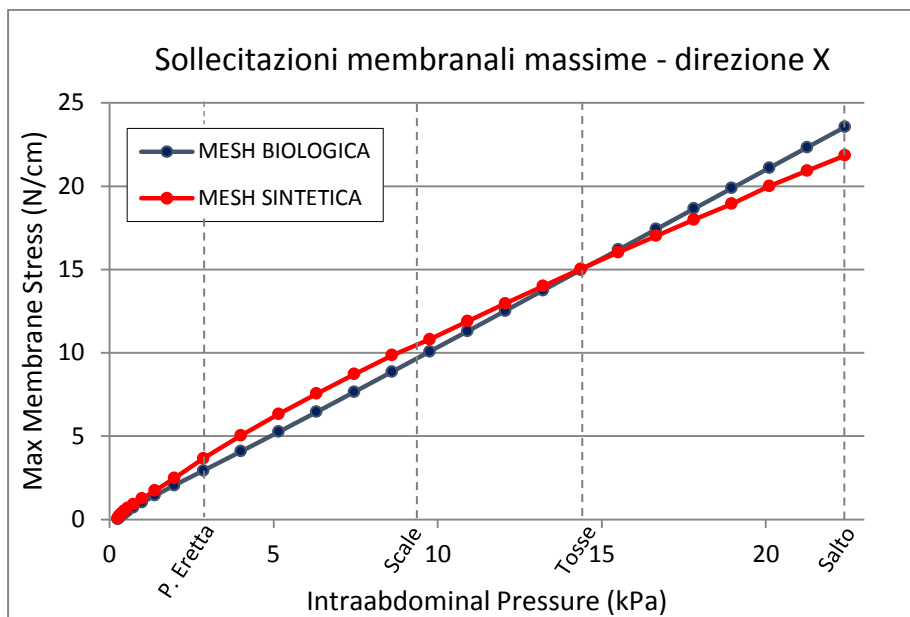


Figura 6.40 – Confronto tra le sollecitazioni membranali massime in direzione x (mediale-laterale) presenti sulle due *mesh* in corrispondenza di pressioni intra-addominali crescenti.

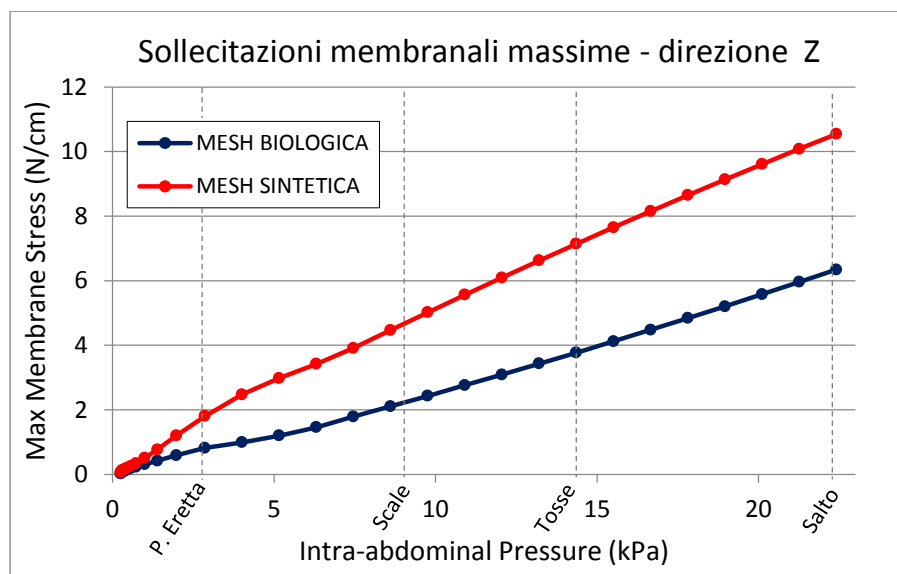


Figura 6.41 – Confronto tra le sollecitazioni membranali massime in direzione z (cranio-caudale) presenti sulle due *mesh* in corrispondenza di pressioni intra-addominali crescenti.

Le sollecitazioni membranali massime raggiunte nella condizione di salto, ossia nello stato di maggiore pressione valutato in questo lavoro sono rispettivamente 21.84 N/cm nella *mesh* sintetica e 23.55 N/cm nella *mesh* biologica.

Per dare un'indicazione sulla capacità delle *mesh* in esame di resistere alle sollecitazioni membranali risultanti sotto le assunzioni di questo modello si confrontano tali dati con i

valori medi di sollecitazione membranale massima evidenziati da prove di trazione monoassiale a rottura. Le prove sperimentali, effettuate con le stesse specifiche riportate nel capitolo 5 per i medesimi materiali, evidenziano valori di sollecitazione membranale massima di 30.24 ± 2.74 N/cm per la rete polimerica composita e 101.79 ± 30.04 N/cm per la protesi porcina; si verifica quindi una rientranza in tali limiti di entrambe le protesi.

Conclusioni

Il fine di questo studio è di esaminare il comportamento meccanico passivo della parete addominale sana, erniata e dopo l'impianto di una rete protesica in condizioni di carico fisiologiche, seguendo una procedura sistematica per la creazione di un modello numerico ponderatamente strutturato. Per far ciò si sfruttano le tecniche di *imaging* e le tecniche numeriche ad elementi finiti.

Inizialmente si definisce la geometria del modello virtuale a partire dalle immagini TC. Lo sviluppo del modello virtuale è strutturato in modo da raggiungere l'obiettivo finale, accettando a tal fine operazioni di semplificazione e regolarizzazione della struttura. In seguito ad un'indagine isto-morfometrica e meccanica dei principali tessuti della regione anatomica si sono ottenute le specifiche microstrutturali di base per la caratterizzazione costitutiva dei tessuti muscolari e fasciali. In base alle principali caratteristiche analizzate, la modellazione costitutiva verte su modelli iperelastici, quasi-incomprimibili, anisotropi, fibrorinforzati. Sono state imposte condizioni pressorie intra-addominali in un ampio *range*, in modo da presentare il comportamento meccanico della parete sana a fronte di vari movimenti compiuti.

Il maggior vantaggio che questa prima fase dello studio porta è la definizione di un metodo strutturato per effettuare analisi paziente-specifiche automatizzate del comportamento della parete addominale sana e una prima linea guida per la valutazione di situazioni patologiche o di procedure chirurgiche. Essa offre la potenzialità di predire quali sono le regioni a più alto rischio di formazione di un'ernia dal punto di vista meccanico. Infatti, le aree in cui si osservano valori di tensione maggiori, specialmente se interessate anche da marcati spostamenti, possono essere considerate sensibili ad estroflessioni di sacchi erniari se viene perso il normale equilibrio tra la resistenza della porta erniaria e la pressione intra-addominale. Ne consegue quindi una prima nota di criticità sulle tensioni risultanti a livello della linea alba, soprattutto sovra-ombelicale, e delle aponeurosi a livello inguinale.

La creazione di un foro nello strato muscolo-aponeurotico, per simulare la presenza di una porta erniaria incisionale, proprio a livello sovra-ombelicale della linea alba è

un'interessante applicazione del modello in un caso specifico ma coerente con le considerazioni appena fatte.

Come diretto seguito, è modellata una possibile situazione presente subito dopo un intervento chirurgico riparativo in sede preperitoneale. L'obiettivo di tale fase è di presentare l'analisi del comportamento meccanico della parete addominale erniata e riparata sotto le stesse condizioni pressorie applicate al modello di parete sana, per operare un confronto dei risultati. L'applicazione di una *mesh* nel sito anatomico coinvolto, dal punto di vista meccanico, deve ristabilire al meglio gli stati tensionali e deformativi originari. In particolare la protesi deve contrastare gli alti valori di tensione e di deformazione presenti nella zona fasciale adiacente alla porta erniaria, limitando gli eccessivi spostamenti in direzione mediale-laterale dei tessuti trasversali al foro. Inoltre la rete dev'essere in grado di sostenere le alte tensioni che la interessano.

Si modellano due differenti *mesh* commerciali isotrope, basandosi sui dati sperimentali per definire le proprietà e scegliere i modelli costitutivi più adatti. Si esamina quindi la risposta meccanica dei tessuti addominali riparati sotto le condizioni pressorie fisiologiche. Le simulazioni permettono di presentare le principali differenze tra le situazioni derivanti dai due impianti, in termini di limitazioni degli spostamenti, contenimento dei picchi di tensione e di deformazione in vicinanza dell'ernia e alterazione dello stato deformativo nei tessuti attorno alla *mesh*. Le diversità tra le protesi sono associate nell'insieme alla diversa rigidità che l'una dimostra rispetto all'altra.

Il modello offre la possibilità di testare numericamente molte altre tipologie di protesi per avere una valutazione computazionale preventiva dell'interazione con i tessuti della parete addominale. Per reti dal comportamento anisotropo può suggerire e supportare la scelta della direzione di posizionamento più adatta, in relazione al comportamento anisotropo dei tessuti addominali.

Per l'utilizzare o migliorare i risultati di questa ricerca sono date alcune raccomandazioni:

- I risultati estrapolati dalle analisi numeriche si dimostrano coerenti con i valori ottenuti da modelli matematici e precedenti modelli numerici più semplici. Tuttavia il modello manca di una validazione completa con prove sperimentali *in vivo*: i dati sperimentali sulle proprietà dei tessuti della parete addominale umana in letteratura

sono limitati e pochi riguardano il comportamento di zone composite estese della parete. Le discrepanze fra i risultati sperimentali e quelli ottenuti potranno portare a migliorare sostanzialmente il modello in futuro. Per eseguire un'analisi paziente-specifica della regione è importante anche notare che, poiché la geometria e la pressione intra-addominale influiscono molto sui risultati, diviene necessario l'utilizzo dei dati dello stesso individuo per confrontare i risultati sperimentali e numerici.

- La modellazione parte dalla semplificazione della struttura reale per limitare i tempi di calcolo ma che possono influire sui risultati. Di conseguenza sono assunte ipotesi sulla geometria e in particolare sulla simmetria della parete. Si ritiene che l'ipotesi fatta non comporti particolari variazioni rispetto alla realtà. Possono però fare eccezione i casi in cui si considerano fenomeni erniari laterali e più estesi.
- Attualmente i dati sperimentali per la caratterizzazione meccanica dei tessuti addominali umani sono insufficienti ed è stato necessario ricorrere ad alcuni dati animali. Disponendo in futuro di una caratterizzazione umana arricchita, si potrà migliorare la parte costitutiva oltre a caratterizzare separatamente strutture composite qui non separate, come i tre muscoli laterali.

Inoltre si rende necessaria una caratterizzazione meccanica viscoelastica approfondita per i tessuti umani; essa potrà essere utile a descrivere in maniera più realistica il comportamento dei tessuti in situazioni in cui non è appropriato assumere delle condizioni di carico quasi statiche, come ad esempio nell'atto di salto o di tosse.

Nel complesso, dall'analisi numerica esposta nella presente tesi emergono nuove valutazioni meccaniche utili alla comprensione dei fenomeni di influenza reciproca tra le protesi e la parete addominale riparata. Questo lavoro offre quindi alcune conoscenze utili all'ottimizzazione dell'attività chirurgica e alla progettazione di apparati protesici in futuro.

Bibliografia

- [1] E. Croce, S. Olmi. *Chirurgia della parete addominale*. Elsevier srl, 2006.
- [2] S. Standring. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice* 40. ed Churchill Livingstone Elsevier, 2008.
- [3] R. Swenson. *Abdominal Wall*. Dartmouth Medical School, 2008.
- [4] H. S. Ahluwalia, J. Burger, T. H. Quinn. *Anatomy of the anterior abdominal wall. Operative techniques in general surgery*, 2004, 6.3: 147-155.
- [5] A. G. Cresswell, H. Grundström, A. Thorstensson. *Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. Acta Physiologica Scandinavica*, 1992, 144.4: 409-418.
- [6] L. C. Junqueira, J. Carneiro, *Basic Histology*, McGraw-Hill, 2007.
- [7] B. Young, A. Stevens, J. S. Lowe, J. W. Healt. *Istologia e anatomia microscopica. Testo Atlante*, 2005, 14: 264-271.
- [8] J. E. Muscolino. *Kinesiology: The skeletal system and muscle function*. CV Mosby, 2006.
- [9] M. Ozdogan, F. Yildiz, A. Gurer, S. Orhun, H. Kulacoglu, R. Aydin. *Changes in collagen and elastic fiber contents of the skin, rectus sheath, transversalis fascia and peritoneum in primary inguinal hernia patients. Bratislavské lekárske listy*, 2006, 107.6/7: 235.
- [10] A. Norasteh, E. Ebrahimi, M. Salavati, J. Rafiei, E. Abbasnejad. *Reliability of B-mode ultrasonography for abdominal muscles in asymptomatic and patients with acute low back pain. Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2007, 11.1: 17-20.
- [11] K.P. Strohl, J. Mead, R.B. Banzett, S.H. Loring, P.C. Kosch. *Regional differences in abdominal muscle activity during various maneuvers in humans. J. Appl. Physiol.* 1981, 51: 1471–1476.
- [12] D.M. Urquhart, P. J. Barker, P. W. Hodges, I. H. Story, C. A. Briggs. *Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. Clinical Biomechanics*, 2005, 20.3: 233-241.
- [13] H. Axer, D. G. Keyserlingk, A. Prescher. *Collagen fibers in linea alba and rectus sheaths: I. General scheme and morphological aspects. Journal of Surgical Research* , 2001, 96.1: 127-134.
- [14] H. Axer, D. G. Keyserlingk, A. Prescher. *Collagen fibers in linea alba and rectus sheaths: II. Variability and biomechanical aspects. Journal of Surgical Research*,

- 2001, 96.2: 239-245.
- [15] O. M. Askar. Surgical anatomy of the aponeurotic expansions of the anterior abdominal wall. *Annals of the Royal college of Surgeons of England*, 1977, 59.4: 313.
- [16] T. J. Iberti, K. M. Kelly, D. R. Gentili, S. Hirsch, E. Benjamin. A simple technique to accurately determine intra-abdominal pressure. *Crit. Care Med*, 1987, 15: 1140.
- [17] N. C. Sanchez, P. L. Tenofsky, J. M. Dort, L.Y. Shen, S. D. Helmer, R. S. Smith. What is normal intra-abdominal pressure?. *Am. Surg*, 2001, 67: 243.
- [18] W. S. Cobb, J. M. Burns, K.W. Kercher, B.D. Matthews, H. J. Norton, B. T. Heniford. Normal Intraabdominal pressure in healthy adults. *J. Surg. Res.*, 2005, 129.2: 231-235.
- [19] M. L. Malbrain, D. Chiumello, P. Pelosi, A. Wilmer, N. Brienza, V. Malcangi, L. Gattinoni. Prevalence of intra-abdominal hypertension in critically ill patients: a multicentre epidemiological study. *Intensive care medicine*, 2004, 30.5: 822-829.
- [20] G. Sandler, S. Leishman, H. Branson, C. Buchan, H. J. Holland. Body wall thickness in adults and children—Relevance to penetrating trauma. *Injury*, 2010, 41.5: 506-509.
- [21] P. Martins, E. Pena, R. N. Jorge, A. Santos, L. Santos, T. Mascarenhas, B. Calvo. Mechanical characterization and constitutive modelling of the damage process in rectus sheath. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2012, 8: 111-122.
- [22] H. Talasz, C. Kremser, M. Kofler, E. Kalchschmid, M. Lechleitner, A. Rudisch. Phase-locked parallel movement of diaphragm and pelvic floor during breathing and coughing—a dynamic MRI investigation in healthy females. *International urogynecology journal*, 2011, 22.1: 61-68.
- [23] M. Lyons, D. C. Winter, C. K. Simms. Mechanical characterisation of porcine rectus sheath under uniaxial and biaxial tension. *Journal of biomechanics*, 2014, 47.8: 1876-1884.
- [24] G. N. Bedell, R. Marshall, A. B. DuBois, J. H. Harris. Measurement of the volume of gas in the gastrointestinal tract. Values in normal subjects and ambulatory patients. *Journal of Clinical Investigation*, 1956, 35.3: 336.
- [25] D.F. Egan, P.L. Wilkins, J. K. Stoller, R. M. Kacmarek. *Egan's Fundamentals of Respiratory Care*. Mosby, 2009.
- [26] A. V. Kshirsagar, M. Carpenter, H. Bang, S. B. Wyatt, R. E. Colindres. Blood pressure usually considered normal is associated with an elevated risk of cardiovascular disease. *The American journal of medicine*, 2006, 119.2 : 133-141.
- [27] U. Klinge, B. Klosterhalfen, J. Conze, W. Limberg, B. Obolenski, A. P. Öttinger, V. Schumpelick. Modified mesh for hernia repair that is adapted to the physiology of the abdominal wall. *European Journal of Surgery*, 1998, 164.12: 951-960.

- [28] J. A. C. Martins, E. B. Pires, R. Salvado, P. B. Dinis. A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 1998, 151.3: 419-433.
- [29] E. M. Arruda, K. Mundy, S. Calve, K. Baar. Denervation does not change the ratio of collagen I and collagen III mRNA in the extracellular matrix of muscle. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 2007, 292.2: R983-R987.
- [30] W. Hwang, J. C. Carvalho, I. Tarlovsky, A. M. Boriek. Passive mechanics of canine internal abdominal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 2005, 98.5: 1829-1835.
- [31] T. Nilsson. Biomechanical studies of rabbit abdominal wall. Part I.—The mechanical properties of specimens from different anatomical positions. *Journal of biomechanics*, 1982, 15.2: 123-129.
- [32] B. Hernández, E. Pena, G. Pascual, M. Rodriguez, B. Calvo, M. Doblaré, J. M. Bellón. Mechanical and histological characterization of the abdominal muscle. A previous step to modelling hernia surgery. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2011, 4.3: 392-404.
- [33] C. Song, A. Alijani, T. Frank, G. B. Hanna, A. Cuschieri. Mechanical properties of the human abdominal wall measured in vivo during insufflation for laparoscopic surgery. *Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques*, 2006, 20.6: 987-990.
- [34] D. Tran, D. Mitton, D. Voirin, F. Turquier, P. Beillas. Contribution of the skin, rectus abdominis and their sheaths to the structural response of the abdominal wall ex vivo. *Journal of biomechanics*, 2014, 47.12: 3056-3063.
- [35] B. Calvo, M. Sierra, J. Grasa, M. J. Muñoz, E. Peña. Determination of passive viscoelastic response of the abdominal muscle and related constitutive modeling: Stress-relaxation behavior. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2014, 36: 47-58.
- [36] T. Förstemann, J. Trzewik, J. Holste, B. Batke, M. A. Konerding, T. Wolloscheck, C. Hartung. Forces and deformations of the abdominal wall—a mechanical and geometrical approach to the linea alba. *Journal of biomechanics*, 2011, 44.4: 600-606.
- [37] V. A. Santamaría, O. Siret, P. Badel, G. Guerin, V. Novacek, F. Turquier, S. Avril. Material model calibration from planar tension tests on porcine linea alba. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2015, 43:26-34
- [38] E. Peña, M. A. Martinez, B. Calvo, M. Doblar. On the numerical treatment of initial strains in biological soft tissues. *International journal for numerical methods in engineering*, 2006, 68.8: 836-860.

- [39] L. G. Angiò. Le ernie della parete addominale. Le ernie interne dell'addome. Fisiopatologia e semeiotica. Meligrana Giuseppe Editore, 2008.
- [40] M. G. Franz. The Biology of Hernia Formation. MD.Surg Clin N Am, 2008, 88: 1–15.
- [41] J.W. Burger, R.W. Luijendijk, W.C. Hop, J. A. Halm, E. G. Verdaasdonk, J. Jeekel. Long-term follow-up of a randomized controlled trial of suture versus mesh repair of incisional hernia. *Annals of Surgery*, 2004, 240.4: 578.
- [42] H. Ferner, J. Staubesand. Sobotta—Atlante di anatomia umana. Firenze, USES Edizioni Scientifiche, 1982.
- [43] S. Sauerland, Laparoscopic versus open surgical techniques for ventral or incisional hernia repair. *The Cochrane Library*, 2011.
- [44] L. G. Angiò, E. Giachino, M. Passalacqua, M. Pettinato, D. Mirabello, G. S. Quadarella. Recenti vedute in tema di laparoplastiche. *Arch. Atti Soc. Med. Chir. Messina*, XXX, 1, 1986.
- [45] P. K. Amid. Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. *Hernia*, 1997, 1.1: 15-21.
- [46] S. A. Grant. Synthetic Prosthetic Choices in Ventral Hernia Repair. *The SAGES Manual of Hernia Repair*. Springer New York, 2013, 299-309.
- [47] J. M. S. Grau, J. A. B. Luque. *Advances in Laparoscopy of the Abdominal Wall Hernia*. Springer London, 2014.
- [48] B. Hernández . Mechanical modelling of the abdominal wall and biomaterials for hernia surgery, Universidad de Zaragoza, 2013.
- [49] W. W. Vrijland. Mesh repair of hernias of the abdominal wall. Erasmus MC: University Medical Center Rotterdam, 2003.
- [50] C. F. Bellows, A. Alder, W.S. Helton. Abdominal wall reconstruction using biological tissue grafts: present status and future opportunities, 2006.
- [51] F. Zheng. Experimental Evaluation of the Host Immune Response to Xenogenic Bio-derived Collagen Grafts in Rodent Models. Vol. 366. Leuven University Press, 2006.
- [52] N. J. Smart, M. Marshall, I. R. Daniels. Biological meshes: a review of their use in abdominal wall hernia repairs. *The Surgeon*, 2012, 10.3: 159-171.
- [53] Abaqus 6.11 Analysis User's Manual vol.3
- [54] T. C. Gasser, R. W. Ogden, G. A. Holzapfel. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of the royal society interface*, 2006, 3.6: 15-35.

- [55] H.B. Abdelounis, S. Nicolle, M. Otténio, P. Beillas, D. Mitton. Effect of two loading rates on the elasticity of the human anterior rectus sheath. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2013, 20: 1-5.
- [56] G. Favaro. *Analisi biomeccanica dei procedimenti di ricostruzione della parete addominale con materiali impiantabili*. Università degli Studi di Padova , 2014.
- [57] P. G. Pavan, P. Pachera, S. Todros, C. Tiengo, A. N. Natali. Mechanical characterization of animal derived bioprosthesis for permanent surgical implants. Accettato per la pubblicazione in *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*.
- [58] E. Rizzi. *Alcune nozioni fondamentali sul metodo degli elementi finiti in meccanica dei solidi*, 2003.
- [59] *Abaqus 6.11 Analysis User's Manual vol.4*.
- [60] *Abaqus 6.11 Analysis User's Manual vol.2*.

