

CONFRONTO COMPORTAMENTO DIAFRAMMA NELLA FASE DI INSPIRAZIONE CON L'UTILIZZO DI PATCH POLIMERICHE ATTRAVERSO ANALISI FEM

Matteo Federici
Gloria Scanagatta
Lucia Orunesu

Sommario

L'obiettivo che si pone questo elaborato è valutare e confrontare, attraverso l'analisi FEM, il comportamento del diaframma in condizioni sane e patologiche. La condizione patologica è simulata con l'inserimento di patch di differenti materiali che vadano ad occludere fori generati chirurgicamente a seguito di malattie o da traumi.

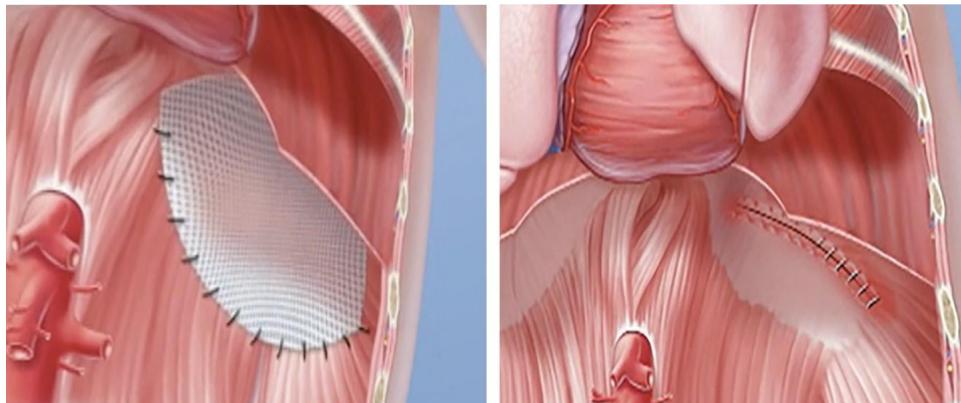


Figura 1

1 Apparato respiratorio

L'apparato respiratorio è l'insieme degli organi e delle strutture che consentono gli scambi gassosi tra l'ambiente circostante (carico di ossigeno) e l'organismo umano (il cui sangue è carico di anidride carbonica). Il funzionamento dell'apparato respiratorio risulta dunque strettamente connesso al funzionamento del sistema circolatorio.

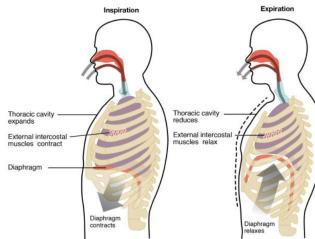


Figura 2: Apparato respiratorio

1.1 Diaframma

Il diaframma è un muscolo impari, cupoliforme e laminare che separa la cavità toracica da quella addominale. Il diaframma è il più importante muscolo respiratorio. La sua contrazione, che ha l'effetto di abbassare la cupola diaframmatica, determina, assieme all'elevazione del torace operata dai muscoli inspiratori, l'espansione della cavità toracica e dei polmoni necessaria al richiamo d'aria nelle vie aeree durante l'inspirazione. Il diaframma è una lamina muscolo-tendinea avente la forma di una cupola la cui convessità è rivolta superiormente verso il torace e la cui concavità è rivolta inferiormente verso l'addome. Esso è formato da un ampio tendine centrale detto centro frenico dal quale originano i fasci carnosi del muscolo che si inseriscono sullo sterno, sulle coste e sulle vertebre lombari.

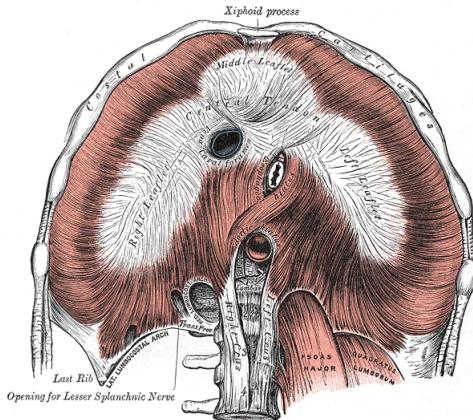


Figura 3: Diaframma visto dalla superficie addominale

1.1.1 Patologie diaframma

Le principali patologie del muscolo del diaframma che necessitano il ricorso alla chirurgia con l'applicazione di una patch polimerica, biologica o sintetica, sono:

- **Ernia Diaframmatica Acquisita:** Questa condizione può svilupparsi in seguito a traumi (come incidenti automobilistici) o interventi chirurgici precedenti che indeboliscono il diaframma, creando un difetto. La riparazione chirurgica con una patch è necessaria per rinforzare l'area compromessa e ripristinare l'integrità del diaframma.
- **Rottura Diaframmatica:** Spesso causata da traumi gravi, come incidenti stradali, la rottura del diaframma comporta una lacerazione che può compromettere la funzionalità respiratoria e

digestiva. La riparazione chirurgica richiede l'impiego di una patch per chiudere la lacerazione e garantire una ricostruzione stabile del diaframma.

- **Tumori del Diaframma:** La presenza di neoplasie, siano esse benigne o maligne, può richiedere la resezione di una parte del diaframma. Dopo la rimozione del tumore, una patch può essere utilizzata per ricostruire il diaframma e ripristinare la sua funzione, soprattutto in caso di difetti di grandi dimensioni post-escissione.

2 Patch

L'uso di una patch è fondamentale per garantire una riparazione duratura e ridurre il rischio di recidiva. Le patch biologiche sono spesso preferite per la loro biocompatibilità, mentre quelle sintetiche sono scelte per la loro resistenza e durata nel tempo. I materiali scelti per questo elaborato sono il PTFE o Gore-Tex® e il PLGA in quanto largamente discussi in letteratura e per la loro differente natura e comportamento.

2.1 PTFE

Il politetrafluoroetilene espanso (PTFE), noto con il marchio Gore-Tex® [W.L. Gore and Associates, Flagstaff, AZ], è un materiale sintetico comunemente utilizzato per una varietà di condizioni. Il PTFE è un polimero forte, morbido e conformabile, composto da filamenti monofilamento con reattività inerte. La rete può essere utilizzata immediatamente e può essere risterilizzata fino a tre volte. La struttura microporosa consente l'incorporazione del tessuto ospite.

2.2 PLGA

Il poliestere PLGA è un copolimero di acido polilattico (PLA) e acido poliglicolico (PGA), può essere elaborato in qualsiasi forma e dimensione e può incapsulare biomolecole di qualsiasi dimensione.

3 Implementazione

Per svolgere questo elaborato sono stati utilizzati principalmente tre software che sono rispettivamente:

- Rhino 7® : utilizzato per creare il modello geometrico che approssimasse nel miglior modo la geometria anatomica del diaframma.
- Geomagic Design X® : utilizzato per estrarre la superficie del modello e convertirla in file .stp .
- ABAQUS® : utilizzato per eseguire l'analisi FEM.

3.1 Software

3.1.1 Rhino 7®

È un software CAD per modellazione geometrica principalmente dedicato alla gestione di superfici a forma libera (Free-form surfaces, sculptured surfaces, organic surfaces). È molto diffuso nei settori dell'industrial design, della gioielleria, navale, stampi e nell'architettura digitale. Solitamente viene impiegato come strumento complementare. Rhino può creare, modificare, analizzare, documentare, renderizzare e animare curve, superfici (NURBS), solidi e mesh poligonali.

3.1.2 Geomagic Design X®

Geomagic Design X è un software di reverse engineering sviluppato da 3D Systems. Questo strumento consente agli utenti di creare modelli CAD (Computer-Aided Design) precisi e dettagliati da oggetti fisici esistenti. Questo è utile in una varietà di settori, come l'ingegneria, il design industriale e la produzione, dove è necessario creare modelli digitali accurati di oggetti reali per scopi di progettazione, analisi o riproduzione.

3.1.3 ABAQUS®

ABAQUS è un software di simulazione agli elementi finiti (FEM) utilizzato per analizzare il comportamento di materiali e strutture complesse. È ampiamente usato in ingegneria per modellare problemi statici e dinamici, simulare materiali complessi e fenomeni fisici come plasticità e frattura. Supporta anche analisi multifisiche e può essere integrato con altri strumenti di simulazione o software CAD. ABAQUS è impiegato in ricerca e industria per realizzare prototipi virtuali e simulazioni avanzate.

3.2 Modello Cad

Per generare il modello geometrico del diaframma sono state catturate immagini dall'Atlante online Embodie3D da diverse viste frontale, trasversale e sagittale che poi sono state importate in Rhino7 e scalate per avere un modello di 30cm circa.

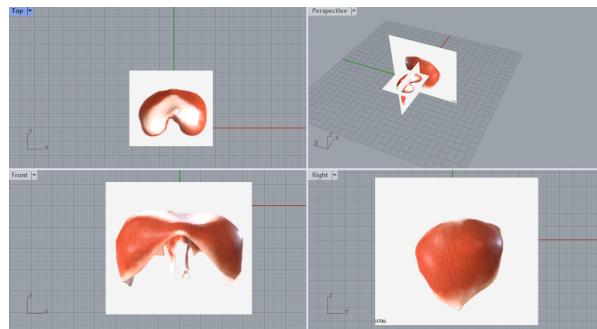


Figura 4: Immagini diaframma

Successivamente utilizzando il comando 'Curve' -> 'Interpolate point' sono state create curve che seguissero il perimetro delle immagini e infine è stata creata la superficie che mimasse la cupola del diaframma.

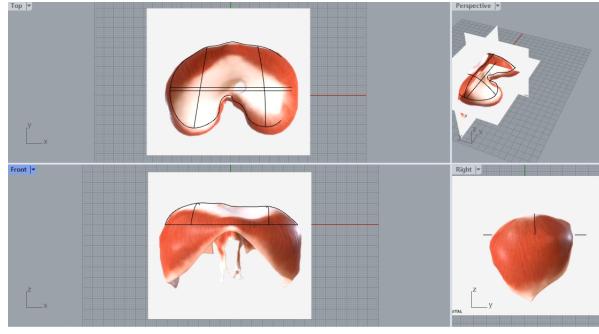


Figura 5: Sketch diaframma

Dopo aver generato lo scheletro della geometria è stata creata la superficie della cupola attraverso 'Surface by network of curves' così da avere la giusta curvatura. Quello che si è poi fatto è convertire la superficie da 'NURBS' a 'SUBD' in quanto più adatta alla modellazione grafica estendendo il bordo inferiore di una lunghezza sufficiente a coprire i lembi inferiori del muscolo. Successivamente questa superficie in SUBD è stata modellata andando modificare l'orientazione delle facce così da poter mimare la spaccatura laterale. Infine quello che si è fatto è contornare con una spline la superficie laterale e inferiore del diaframma e poi utilizzarla per tagliare il modello così da ottenere il modello più simile possibile al diaframma biologico anche nella parte inferiore.

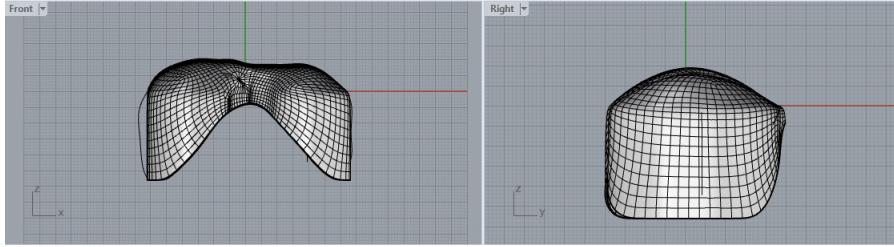


Figura 6: Superficie SubD

Infine sono stati effettuati i fori superiore e laterale di 2cm ciascuno. Per posizionarli nel punto corretto è stato utilizzato un punto di backup posizionato sulla superficie, nel quale sono state centrate le circonferenze dei fori e successivamente con il comando 'Cut by wire' si sono eseguiti i tagli.

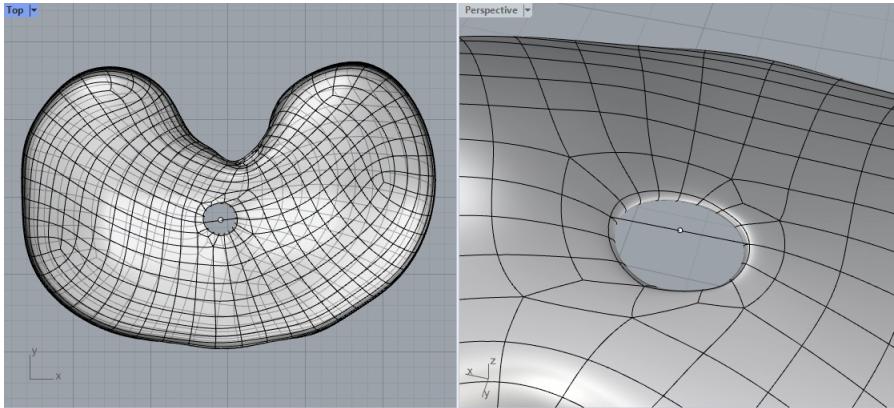


Figura 7: Fori superficie

Il modello geometrico così modellato è stato poi esportato come .stl per essere elaborato in 'Geographic Design X'.

3.3 Modello .stp

Il modello .stl è stato poi importato su 'Geomagic Design X'. Qui sono state verificate le normali delle facce che fossero orientate nella direzione corretta con 'Fix Normal'.

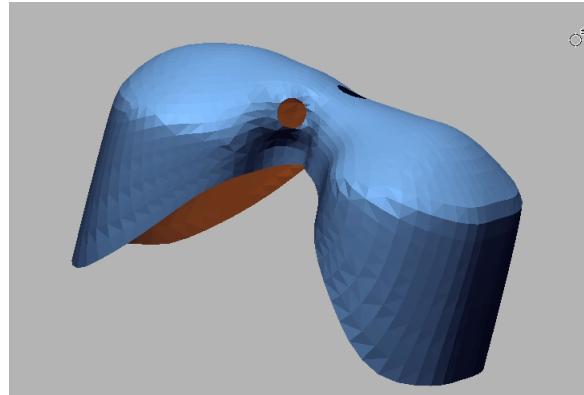


Figura 8: Modello .stl

La mesh poi è stata convertita con il comando 'Auto Surface' che però ha occluso il foro superiore che è stato ricreato selezionando il bordo delle facce desiderate con il commando 'Sketch 3D' -> 'Convert entities'.

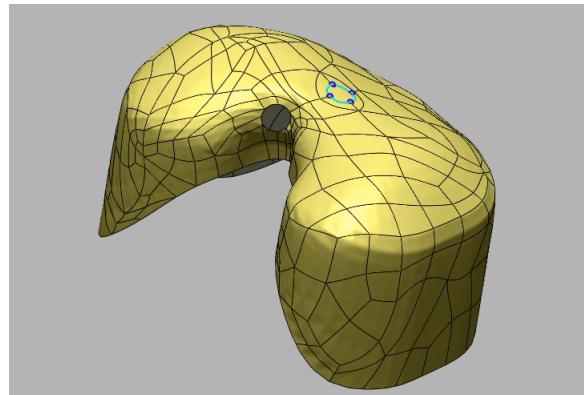


Figura 9: AutoSurface

Successivamente la superficie è stata tagliata con 'Trim surface' ed eliminando la superficie interna al foro. Infine il modello è stato esportato in .stp per eseguirci le analisi.

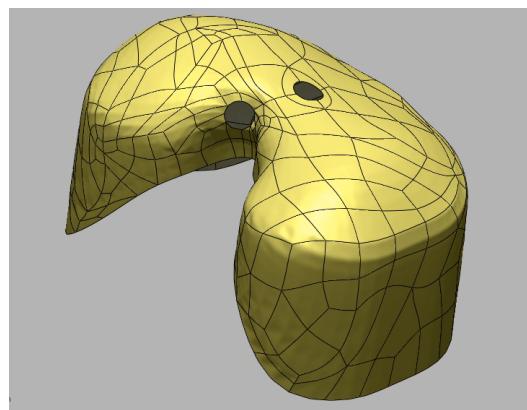


Figura 10: Modello .stp

3.4 Elaborazione FEM

L'analisi FEM è stata eseguita con il software ABAQUS.

3.4.1 Part

Il modello della superficie .stp è stata importata come part in ABAQUS così da poter iniziale l'analisi.

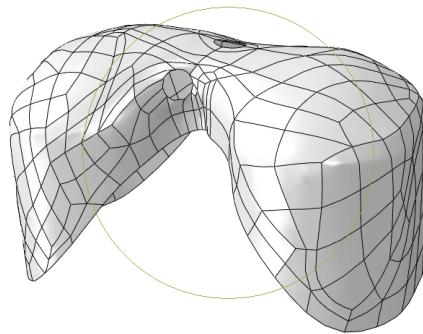


Figura 11: Superficie diaframma

3.4.2 Mesh

Passando dalla visualizzazione 'Part' a 'Mesh' è stato selezionato l'elemento geometrico sul quale si è utilizzato il 'Mesh Control' per selezionare 'Element shape' triangolare 'Tri' e deselezionato 'Use mapped meshing where appropriate' per ottenere una mesh più omogenea possibile.

In seguito è stato selezionato il 'Seed Part' impostandolo a 0.35. A questo punto è stata eseguito in comando di 'Meshing' della parte, per ottenere lo spessore della superficie è stato utilizzato il comando 'Create Bottom - Up mesh' con il metodo offset per avere uno spessore omogeneo 2 mm e 4 layer su tutta la tridimensionalità dell'oggetto. Il numero di Layer scelti sul bordo è necessario per eseguire una buona analisi.

Infine è stato utilizzato il comando 'Delete part native mesh' per eliminare la mesh sull'elemento geometrico e successivamente attraverso 'Create mesh part' per importare in 'Part' l'oggetto creato attraverso il 'Bottom - Up'.

Limitazioni Mesh

Il processo di elaborazione è stato eseguito con Bottom-up in quanto importando l'oggetto come solido da Rhino7 come .stp la mesh veniva eseguita in maniera non omogenea presentando problemi come eccessiva rigidità in alcune aree dell'oggetto e pochi elementi sullo spessore.

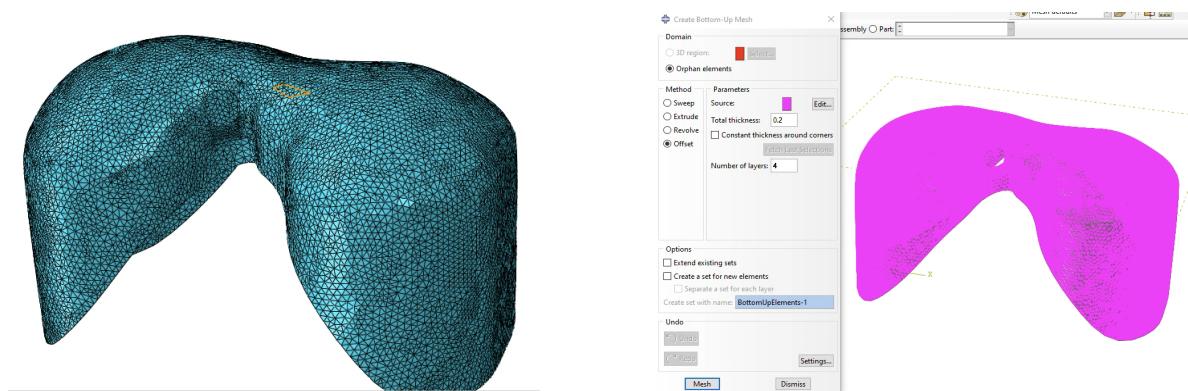


Figura 12: Mesh della superficie e mesh del diaframma

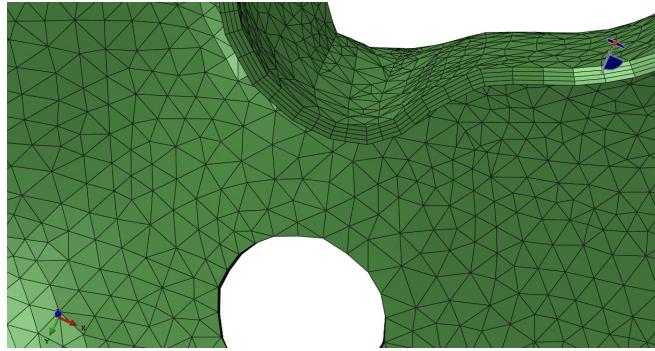


Figura 13: layers della mesh

3.4.3 Materials

All'interno di questa sezione sono stati creati differenti materiali per mimare al meglio il comportamento naturale del diaframma.

Tessuti Biologici

Quello che è stato fatto è considerare il modello composto solo da due tessuti 'Muscolo' nella regione laterale e 'Tendini' nella zona frenica.

| | $E/[MPa]$ | $D1[g/cm^3]$ | Poisson's Ratio | $C10/[MPa]$ | Mod. Cost. | Pot. En. Def. |
|----------------|-----------|--------------|-----------------|-------------|--------------|---------------|
| Muscolo | 5.32 | - | 0.3 | - | Elastico | - |
| Tendine | - | 1 | - | 75 | Iperelastico | Neo Hookeano |

Patch polimeriche

Attraverso letteratura sono stati individuati due differenti tipi polimeri PTFE e PLGA. Questi materiali sono stati scelti perché risultano essere i più utilizzati e quelli che forniscono i migliori riscontri in quanto a biocompatibilità e comportamento meccanico. Tuttavia anche in letteratura vengono evidenziate numerose limitazioni nell'utilizzo di questi materiali. Per il PLGA essendo elastoplastico i risultati ottenuti sono stati indagati a 38°C.

| | $E/[MPa]$ | $D1[g/cm^3]$ | Poisson's Ratio | $C10/[MPa]$ | Mod. Cost. | Pot. En. Def. |
|-----------------|-----------|--------------|-----------------|-------------|--------------|---------------|
| Gore-Tex | - | 2.16 | - | 5.66 | Iperelastico | Neo Hookeano |
| PLGA | 1800 | 1.1 | 0.45 | - | Elastoplast. | - |

| PLGA | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
|--------------------------|----|------|-----|------|------|------|-------|-------|
| <i>Experimental data</i> | 0 | 0.2 | 0.4 | 0.6 | 0.9 | 1.2 | 1.5 | 2 |
| <i>Yield Stress(MPa)</i> | 12 | 13.8 | 17 | 21.8 | 34.1 | 64.7 | 122.3 | 314.3 |

3.4.4 Section

All'interno del modulo 'Section' sono state create le sezioni per i diversi materiali utilizzati. Successivamente nel modulo 'Parts' sono state assegnate selezionando le parti interessate direttamente nel diaframma. Inizialmente sono state applicate due sezioni in base ad un datum plane posto a -2cm per tessuto tendineo nella regione superiore e per tessuto muscolare nella regione inferiore, in seguito è stata creata un' ulteriore sezione nella parte superiore che corrisponde alla forma delle patch ed assegnata la section corrispondente al materiale polimerico.

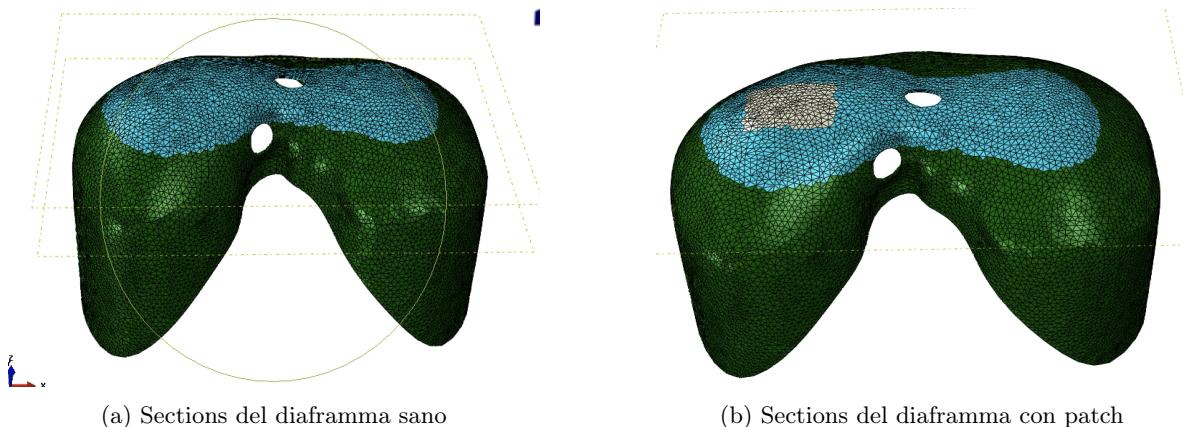


Figura 14: Sections

3.4.5 Assembly

All'interno del modulo 'Assembly' in instances abbiamo creato il modello del diaframma.

3.4.6 Step

E' stata imposta la non linearità per geometria e definiti i parametri per l'analisi, ovvero un numero massimo di incrementi pari a 1000000, con incremento iniziale pari a 0.01, minimo pari a 1e-12 e massimo pari a 1.

3.4.7 BCs: Boundary condition

Per definire le Boundary condition sono stati selezionati:

- Due nodi della regione centrale vincolando le traslazioni e le rotazioni.
 - Due nodi della regione laterale vincolando la U3 e le rotazioni per le tre direzioni.
 - Quattro nodi per il foro centrale nel quale sono state vincolate le rotazioni e la traslazione

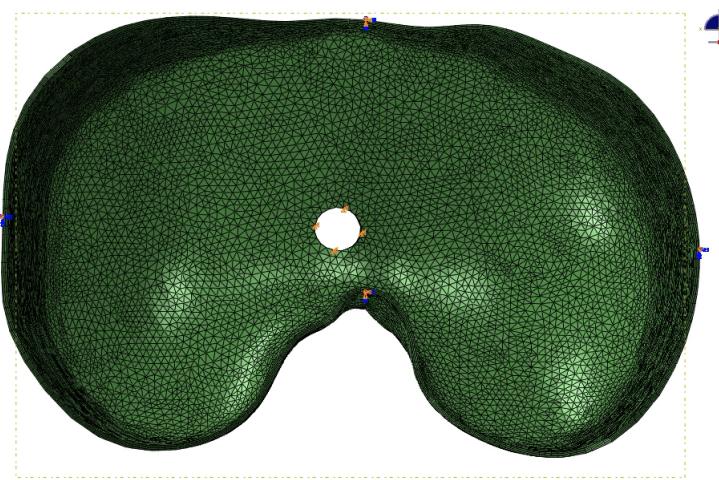


Figura 15: BCs

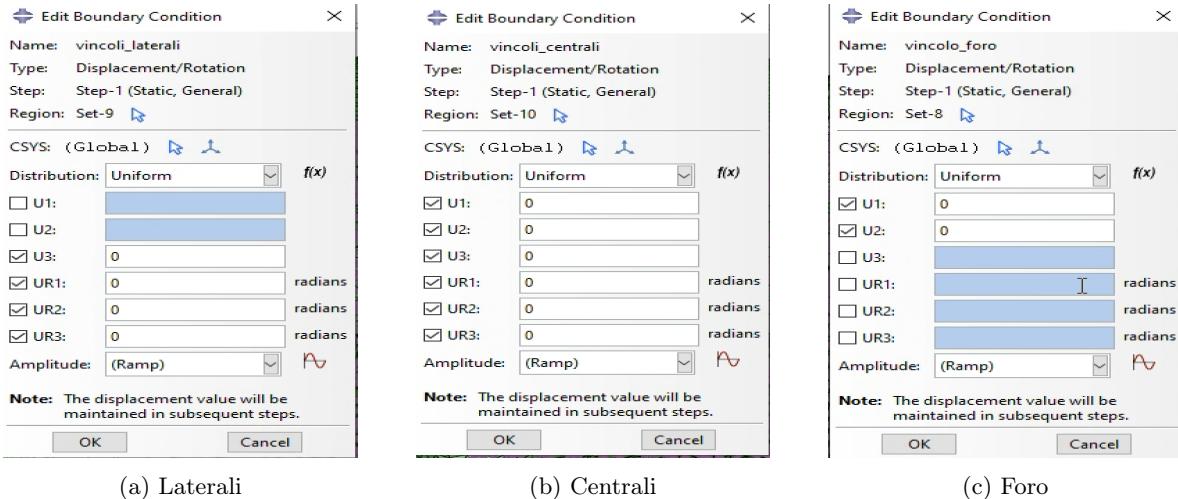


Figura 16: BCs

Limitazioni BCs

I 4 punti di ancoraggio nel perimetro esterno sono stati scelti per semplificare la condizione di ancoraggio alla cassa toracica la riteniamo una limitazione in quanto non rappresenta una condizione fisiologica tuttavia necessaria per lo svolgimento dell’analisi.

3.4.8 Loads

Per simulare l’atto dell’inspirazione generata dall’abbassamento del diaframma conseguente alla contrazione muscolare è stata applicata una pressione negativa 1 kPa nella parte superiore, questo valore della pressione inserito è stato ottenuto da una media identificata nel range di valori trovati nella letteratura.

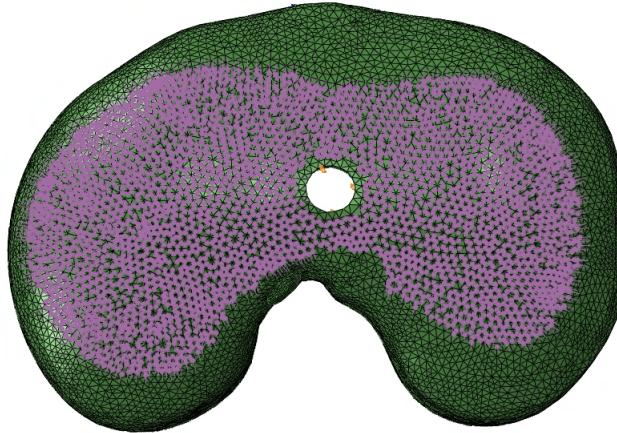


Figura 17: Loads

4 Risultati

Per discutere i risultati ottenuti sono state valutate le seguenti grandezze:

- spostamento nella direzione U3 mm,
- lo stress S valutato con il criterio di Von Mises.

4.1 Deformazione diaframma sano

Come si può osservare il diaframma nella regione frenica presenta una deformazione compresa tra -9.58 mm e -6.22 mm perciò in accordo con quanto trovato in letteratura, nella quale la deformazione raggiungeva il picco massimo di -13.3 mm. Dal tensore di Von Mises si evince che la tensione nella regione superiore è distribuita in modo pressoché speculare e con valori tra +501.5 a +1751 kPa inferiori alla tensione di compressione a cedimento dei tendini, che si aggira attorno ai 30 MPa.

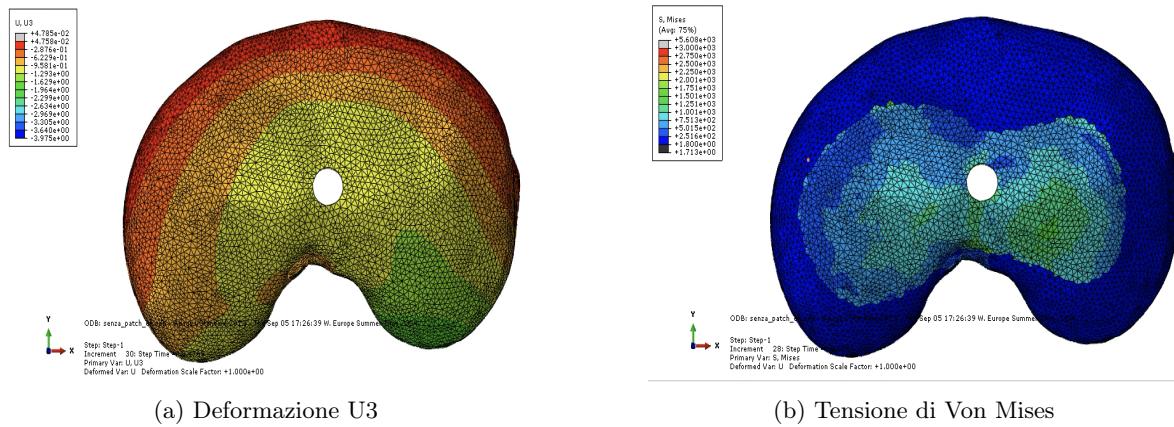


Figura 18: Deformazione del diaframma sano

4.2 deformazione del diaframma patch in Gore-Tex

Dall'analisi è possibile stabilire che nella regione della patch la deformazione è compresa tra -9.58 mm a -12.93 mm e la deformazione complessiva risulta essere omogenea su entrambi i lobi. Per quanto riguarda il tensore S si può osservare nella regione apicale uno stacco netto tra la regione della patch e quella circostante, dove nella patch i valori sono costanti circa a 251.6 kPa quando nella zona circostante i valori di tensione si aggirano tra +751 e +1501 kPa.

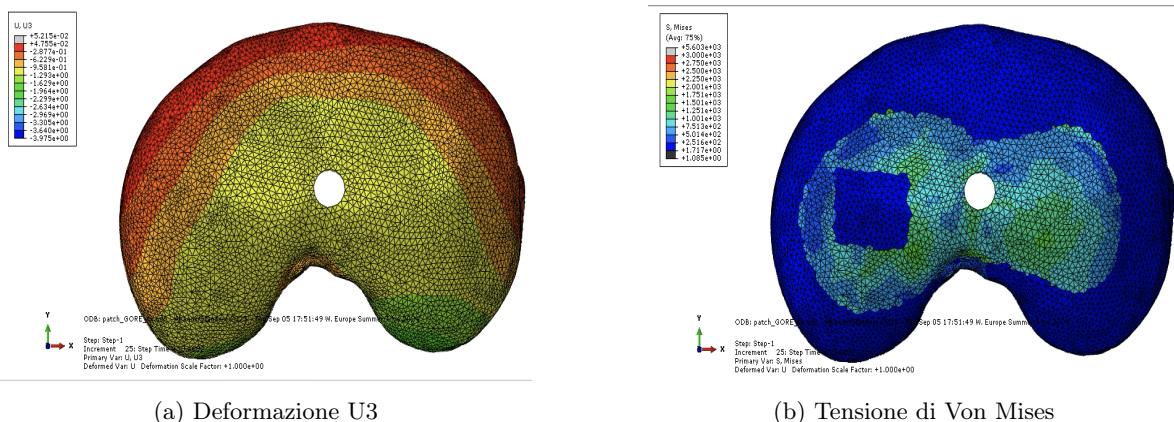


Figura 19: Deformazione del diaframma patch in Gore-Tex

4.3 deformazione diaframma patch in PLGA

Il PLGA ha dato un range di deformazione nella direzione U3 compresa tra -6.22 mm e -19.64 mm. I valori del tensore di Von Mises sono compresi tra +751 kPa e +3000 kPa. Osservando la variazione di colore sull'area interessata dalla patch e anche supportato dalla variazione del tensore di Von Mises si può evincere che questo polimero si deforma in maniera accentuata.

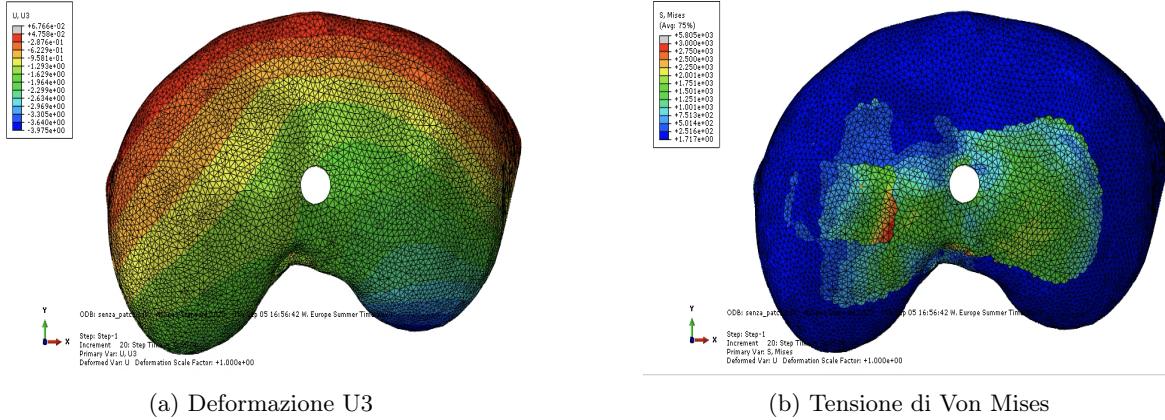


Figura 20: Deformazione del diaframma patch in PLGA

4.4 Deformazione diaframma Patch Gore-Tex di dimensioni maggiori

Aumentando la dimensione della patch in Gore-Tex dall'analisi è possibile stabilire che nella regione della patch la deformazione è compresa tra -6.23 mm a -22.99 mm e la deformazione complessiva risulta essere omogenea su entrambi i lobi. Per quanto riguarda il tensore S si può osservare nella regione apicale presenta una situazione simile al caso con patch di dimensioni inferiori.

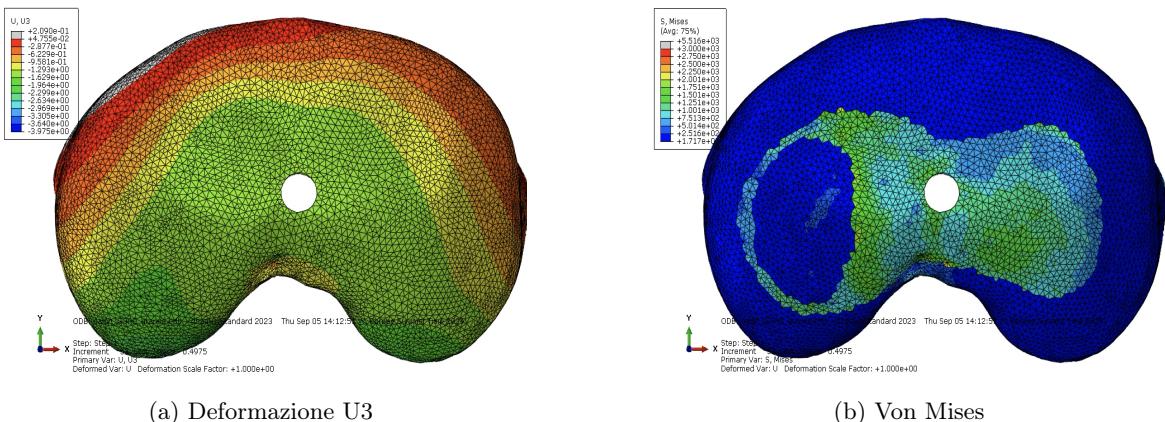


Figura 21: Deformazione del diaframma patch in Gore-Tex dimesioni maggiori

4.5 Limitazioni risultati

Nonostante le semplificazioni implementate il job veniva abortito prima della completa analisi. Questo dovuto ad una deformazione nel bordo in prossimità degli ancoraggi centrali dove si creavano punti di singolarità non derivabili dal software. Questa condizione è inoltre evidenziata anche attraverso la grandezza RF (reaction forces).

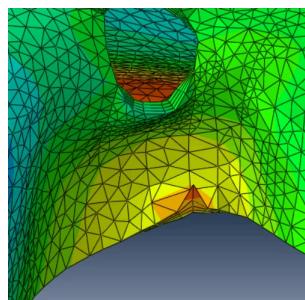


Figura 22: Loads

5 Conclusioni

5.1 Diaframma sano vs. patch Gore-tex

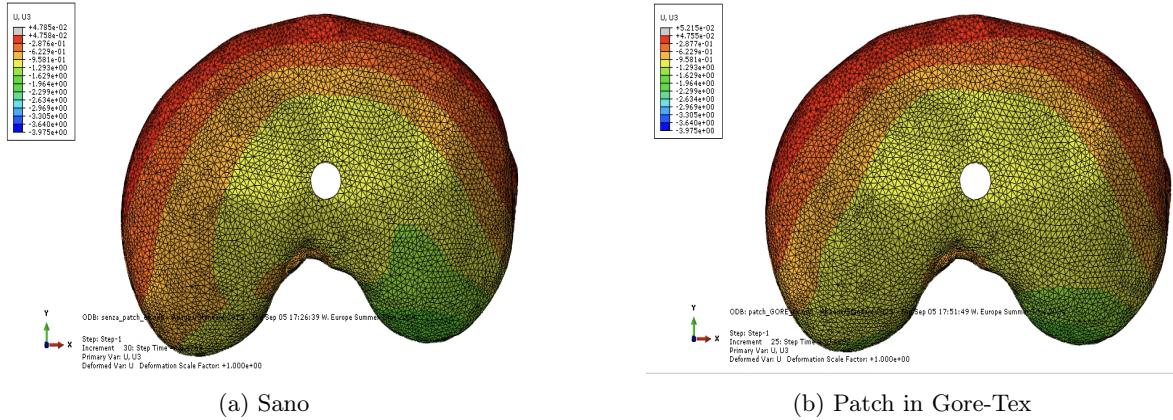


Figura 23: Confronto tra deformazione U3

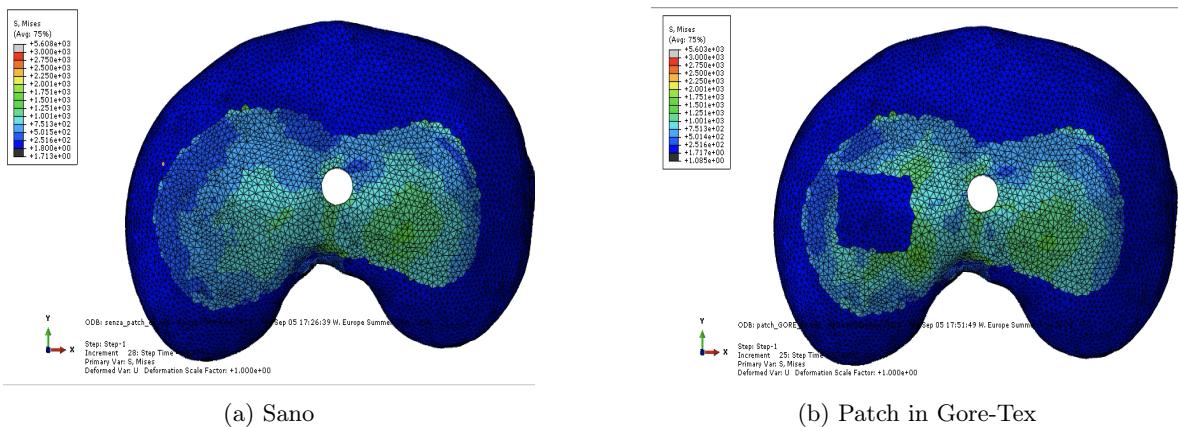


Figura 24: Confronto tra S

Dalle analisi svolte è evidente che tra la superficie del diaframma sano e quella in presenza della patch gli spostamenti in indotti dalla pressione sono molto simili perciò la patch favorisce la deformazione del diaframma sviluppando un buon carico pressorio omogeneamente distribuito. Tuttavia osservando il parametro S risulta che la regione interessata non risente delle tensioni rendendo la zona pressochè indifferente alla pressione applicata.

5.2 Diaframma sano vs. patch PLGA

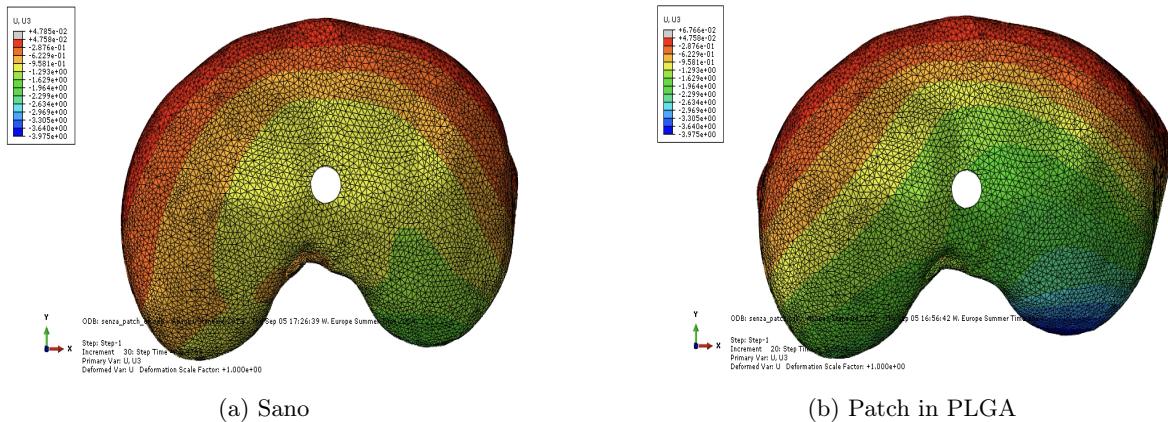


Figura 25: Confronto tra deformazione U3

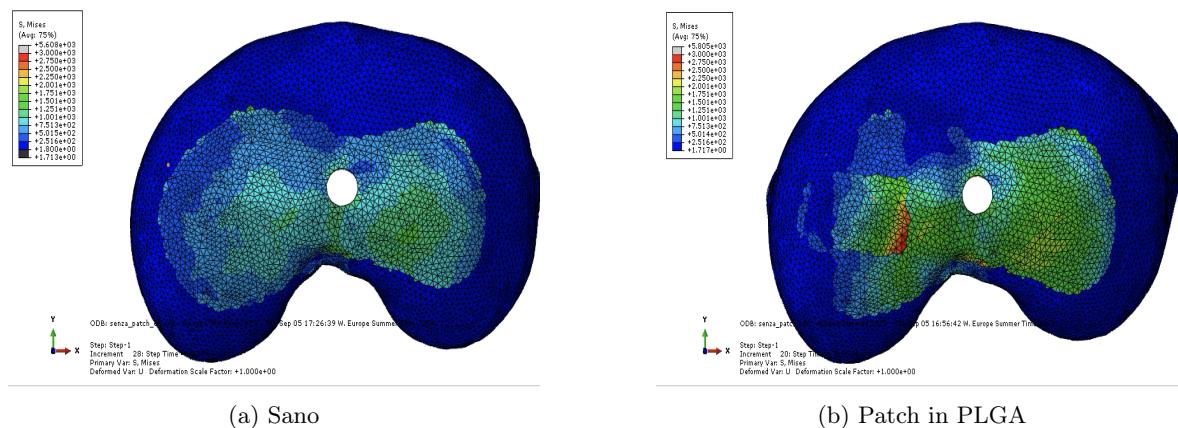


Figura 26: Confronto tra S

In questo caso possiamo osservare che il diaframma con patch durante l'analisi non segue la deformazione fisiologica di quello sano in quanto abbiamo una deformazione superiore e non simmetrica su tutta la superficie superiore fino a -19.64 mm. Inoltre andando ad osservare la grandezza S il polimero risente di un'elevata tensione all'interfaccia patch - tendine che potrebbero portare a discontinuità.

6 Conclusioni finali

Riassumendo quanto detto precedentemente il Gore-tex è il polimero che tra i due mima meglio il comportamento fisiologico, quindi risulta essere il più adatto per occludere i fori del diaframma dovuti alle varie patologie. Tuttavia, a causa delle basse tensioni subite in caso di impianto potrebbe portare a problemi di biocompatibilità. Inoltre variando la dimensione della patch del diaframma si osserva che la deformazione rimane omogenea ma superiore a quella fisiologica e la tensione S rimane invariata come visto per la patch standard. Perciò la soluzione migliore ottenuta da questo elaborato è il caso di patch Gore-Tex che però lavora bene quando occlude fori di dimensioni limitate. Per quanto riguarda il PLGA non risulta essere un'opzione non adatta allo scopo in cui si ottengono valori di deformazioni distanti da quelli fisiologici.

7 Sviluppi Futuri

In un futuro elaborato, per migliorare i risultati ottenuti, si potrebbe considerare i fasci muscolari come trasversalmente isotropi e non elastici lineari implementando il modello di Hill, questo permetterebbe di mimare la contrazione muscolare che descriverebbe in modo da più fisiologicamente corretto il comportamento del diaframma. Inoltre si potrebbero migliorare le BCs importando il modello della cassa toracica implementando il vincolo costole-diaframma. Un'ultima implementazione che si potrebbe eseguire a questo modello che è più una limitazione è quella di portare l'analisi a completamento utilizzando calcolatori più potenti rispetto a quelli utilizzati.

Riferimenti bibliografici

- [1] Gasior, Alessandra & St. Peter, Shawn. (2012). A review of patch options in the repair of congenital diaphragm defects. *Pediatric surgery international*. 28. 327-33. 10.1007/s00383-012-3059-9.
- [2] Bukala, J.; Buszman, P.P.; Małachowski, J.; Mazurkiewicz, L.; Sybilski, K. Experimental Tests, FEM Constitutive Modeling and Validation of PLGA Bioresorbable Polymer for Stent Applications. *Materials* 2020, 13, 2003. <https://doi.org/10.3390/ma13082003>
- [3] Giovanna Dall'Amico (2017-2018) ANALISI DELLA FUNZIONALITA' BIOMECCANICA DI UN INNESTO DI TESSUTO MUSCOLARE DIAFRAMMATICO
- [4] H. Ladjal, B. Shariat, J. Azencot and M. Beuve, "Appropriate biomechanics and kinematics modeling of the respiratory system: Human diaphragm and thorax," 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Tokyo, Japan, 2013, pp. 2004-2009, doi: 10.1109/IROS.2013.6696623. keywords: Biological system modeling;Finite element analysis;Biomechanics;Muscles;Kinematics;Computational modeling;Thorax.
- [5] Saadé, Jacques & Didier, Anne-Laure & Villard, Pierre-Frédéric & Buttin, Romain & Moreau, Jean-Michel & Beuve, Michael & Shariat, Behzad. (2010). A Preliminary Study For A Biomechanical Model Of The Respiratory System. *Proceedings of VISAPP 2010*. 1.
- [6] Zhang, G., Chen, X., Ohgi, J. et al. Biomechanical simulation of thorax deformation using finite element approach. *BioMed Eng OnLine* 15, 18 (2016). <https://doi.org/10.1186/s12938-016-0132-y>
- [7] Brj, Amir & Farrahi, G. & Chizari, Mahmoud. (2018). Geometry effect of Bashti implant-less core bone on the fixation strength in an ACL reconstruction; finite element modelling.
- [8] Promayon, Emmanuel & Baconnier, Pierre. (2008). A 3D discrete model of the diaphragm and human trunk. *ESAIM Proceedings*. 23. 10.1051/proc:082305.