



**HAL**  
open science

## Fractures d'implants d'ostéosynthèse thoracique : description des déplacements complexes de la paroi thoracique en 6D

Laurence Solovei, Dominique Ambard, Robin Chastant, Charles-Henri  
Marty-Ané, S. Lefloch, Jean-Philippe Berthet

### ► To cite this version:

Laurence Solovei, Dominique Ambard, Robin Chastant, Charles-Henri Marty-Ané, S. Lefloch, et al.. Fractures d'implants d'ostéosynthèse thoracique : description des déplacements complexes de la paroi thoracique en 6D. *Journal de Chirurgie Thoracique et Cardio-vasculaire*, 2017, 21 (1), 10.24399/JCTCV21-1-SOL . hal-02490582

**HAL Id: hal-02490582**

**<https://hal.science/hal-02490582>**

Submitted on 25 Feb 2020

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# Fractures d'implants d'ostéosynthèse thoracique : description des déplacements complexes de la paroi thoracique en 6D

**Laurence Solovei<sup>1\*</sup>, Dominique Ambard<sup>2</sup>, Robin Chastant<sup>3</sup>, Charles-Henri Marty-Ane<sup>3</sup>,  
Simon Le Floc'h<sup>2</sup>, Jean-Philippe Berthet<sup>3</sup>**

1. Service de chirurgie thoracique et vasculaire, CHU de Montpellier, France.

2. Laboratoire de mécanique et génie civil, CNRS, Montpellier, France.

3. Service de chirurgie thoracique et vasculaire, CHU de Montpellier, France.

\* Correspondance : [solovei.l@chu-toulouse.fr](mailto:solovei.l@chu-toulouse.fr)

## Résumé

La chirurgie de reconstruction pariétale thoracique a recours à des implants d'ostéosynthèse à fixation costale, en titane ou alliages de titane. Des complications, parfois graves, ont été décrites suite à ces interventions, notamment par fractures d'implants. L'évolution de nos pratiques chirurgicales passe par la compréhension fine des conditions de contraintes pariétales liées aux mouvements respiratoires. Les déplacements de repères, assimilés aux zones de fixation costale des implants, ont été étudiés par stéréocorrélation, sur la peau et directement sur les côtes de patients au bloc opératoire, selon six degrés de

liberté : déplacements linéaires  $x, y, z$  et rotations  $\varphi, \psi, \theta$ . Six patients ont pu être inclus. Les déplacements des repères, selon les axes  $x, y$  et  $z$ , sont faibles, respectivement de  $0,43 \text{ mm} \pm 0,04$ ,  $1,36 \text{ mm} \pm 0,06$  et  $2,66 \text{ mm} \pm 0,13$ . Les amplitudes des déplacements sont corrélées aux volumes respiratoires. Une augmentation de  $4 \text{ mL/kg}$  entraîne une majoration des amplitudes de déplacements d'un facteur 1,6 en moyenne. La modélisation des implants a permis de confirmer le phénomène de rupture en fatigue pour le titane et d'identifier la flexion d'axe  $y$  et la traction-compression selon  $x$  comme les sollicitations mécaniques principales.

## Abstract

### Titanium thoracic implant failures: 6D analysis of complex chest wall movements

Thoracic osteosynthesis devices commonly used in reconstructive surgery are rib-fixation devices made of titanium or titanium alloys. Severe complications have been reported following these surgeries when implant fracture occurs. The evolution of our surgical practice requires detailed understanding of the local constraint conditions due to respiratory movements. Displacements of tags, related to the fixation area of the rib implants, were studied by stereocorrelation, first on the skin and then directly on the rib of patients in the operating room. The measures were made with six degrees of freedom: linear displacements  $x, y, z$  and rotations  $\varphi, \psi, \theta$ . Six patients were included. The displacements of the tags, according to  $x, y$  and  $z$  are small:  $0.43 \text{ mm} \pm 0.04$ ,  $1.36 \pm 0.06 \text{ mm}$  and  $2.66 \text{ mm} \pm 0.13$ , respectively. The amplitudes of displacement are correlated with respiratory volumes. An increase of  $4 \text{ mL/kg}$  amplifies the movements by an average factor of 1.6. Numerical simulation of implants and constraints confirmed the phenomenon of fatigue failure for titanium and identified the flexion on the  $y$  axis and lateral compression as the main mechanical stresses.□

---

La chirurgie de la paroi thoracique doit répondre à un impératif de reconstruction pariétale optimale afin de préserver la mécanique ventilatoire et d'éviter les phénomènes de respiration paradoxale, pourvoyeurs d'atélectasies et d'infections postopératoires. Les indications en chirurgie pariétale peuvent être divisées en trois grands cadres nosologiques : carcinologique, malformatif et traumatique. Chacune de ces indications suit des principes thérapeutiques spécifiques. Dans le cadre de tumeurs malignes primitives ou secondaires, l'objectif premier est la résection tumorale complète en monobloc et en marges saines. Le défaut pariétal est ensuite reconstruit grâce aux implants d'ostéosynthèse, associés ou non à des plaques de matériel résorbable (polyglactine) ou non résorbable (polytétrafluoroéthylène) [1,2]. Dans le cadre de malformations sévères et asymétriques, la chirurgie est une sternochondroplastie remodelante qui consiste à réséquer les excès de longueur des cartilages costaux, technique inspirée de celle décrite initialement par le Dr Ravitch [3]. Le plastron sternocostal

est ensuite maintenu et renforcé par un ou plusieurs implants d'ostéosynthèse placés en arrière du sternum (soutien) ou en avant (contention), en fonction de la déformation à corriger [4,5].

Les implants d'ostéosynthèse costale ont été conçus selon les principes du biomimétisme. Ils permettent de rétablir la rigidité de la paroi afin que la mécanique ventilatoire soit conservée [6]. Ils doivent être suffisamment souples pour ne pas contraindre la dynamique respiratoire et, à la fois, suffisamment rigides pour assurer la fonction de protection de la paroi thoracique et éviter les phénomènes de respiration paradoxale [7]. Les matériaux métalliques de choix sont le titane et ses alliages car ils sont biocompatibles et élastiques [8]. En comparaison à d'autres matériaux, le titane offre un rapport rigidité/poids élevé et son intégration osseuse est supérieure à l'acier chirurgical [9]. De plus, sa faible densité et sa nature non ferromagnétique sont favorables aux examens radiologiques de la surveillance postopératoire, essentiellement en oncologie.

Malgré les avantages de résistance et de biocompatibilité de ces implants, des complications sévères ont été décrites, dont certaines engagent le pronostic vital : infections postopératoires (entre 0 et 11,7 % selon les séries) [2,10], migrations de matériel, notamment en intrapéricardique ou intracardiaque, compliquées de tamponnade hémorragique [11-15] et fractures de matériel [16], bien que les études préliminaires industrielles aient montré que les implants en titane ou alliages de titane supportaient des contraintes supérieures à celles subies *in vivo* [10,17]. En cas de fracture de matériel, les risques de fistulisation cutanée avec infection secondaire et de migration des segments libres sont élevés. D'après une série récente de notre service portant sur 54 patients ayant subi une chirurgie pariétale, 44,4 % ont présenté une fracture ou un déplacement de matériel survenant pendant les 14 premiers mois postopératoires. Aucun des patients opérés n'a présenté de complications liées à une respiration paradoxale. Le rôle premier des implants de restitution de la rigidité pariétale a donc été rempli dans tous les cas. La position antérieure des implants apparaissait comme un facteur de risque significatif de rupture, en analyse univariée ( $p = 0,01$ ) [18]. Le traitement de ces fractures de matériel est non consensuel, entre abstention thérapeutique, ablation de matériel et/ou réimplantation. Un implant fracturé précocement perd sa fonction première de protection et de soutien, de plus la mécanique ventilatoire peut être affectée. Des fractures plus tardives présentent un risque d'infection et de migration. Dans notre service, toute prothèse fracturée a fait l'objet d'une exérèse, plus ou moins repos, si l'on était en phase de consolidation ou en cas d'instabilité.

Les implants explantés ont tous fait l'objet d'une analyse au microscope électronique à balayage (MEB) afin d'examiner les fragments et tranches de section des fractures. L'analyse des faciès de rupture a mis en évidence de nombreuses régions matées, correspondant à des zones de chocs répétés, probablement entre les deux segments fracturés, des microfissurations à la

surface du métal et des stries de propagation de fissures. La présence de ces anomalies fait évoquer le mécanisme particulier de « rupture en fatigue » [figure 1]. Le phénomène de fatigue correspond à l'endommagement d'un matériau par la répétition de sollicitations mécaniques, même faibles, aboutissant finalement à la rupture, pour des contraintes inférieures à celles résultant d'actions statiques. Trois stades sont identifiés : l'amorçage, la propagation des fissures et la rupture. Les sollicitations mécaniques intervenant dans la fatigue sont les sollicitations cycliques axiales en traction-compression et rotatives. Les niveaux de contraintes qui causent une rupture en fatigue sont inférieurs à la limite de rupture du matériau.

L'analyse de notre pratique clinique nous a permis d'identifier des facteurs de risque de rupture modifiables, liés aux implants et à la technique chirurgicale, et d'autres non modifiables liés à la mécanique respiratoire, la pathologie en cause et le patient [tableau 1].

Parmi ces facteurs, nous avons choisi d'analyser les déplacements de la paroi thoracique. Les variations de volume, de diamètre antéropostérieur ou latérolatéral ont été étudiées. Les moyens de mesure utilisés ont évolué avec le temps : du tensiomètre à mercure aux pléthysmographes optoélectroniques [19-23]. Des études plus récentes, réalisées à partir de radiographies dynamiques, de scanners ou d'IRM, exploitent des logiciels de reconstruction (InSpace4D par exemple) pour analyser le mouvement de la paroi thoracique ou des côtes elles-mêmes, chez des patients sains et atteints de maladie pulmonaire, à partir des données radiologiques 2D [24,25]. Les variations de volume en mL de la cage thoracique peuvent ainsi être mesurées par IRM ou scanner [26]. Des cartographies de sommes de vecteurs de déplacements ont également été utilisées pour décrire les mouvements globaux de la paroi thoracique, par analyse de radiographies dynamiques [27]. Cependant, cette littérature ne fournit aucune donnée quantitative de déplacement costal. Seules de véritables évaluations 3D du mouvement (double caméra ou système Kinect) permettraient de fournir ces données numériques [28-30]. De Groote propose d'extrapoler les déplacements de la paroi thoracique à partir de ceux de marqueurs cutanés, placés sur le thorax de sujets sains. Les mesures sont réalisées dans les 3 axes x, y, z : axial, coronal, sagittal, sur des sujets assis, respirant au volume courant. La cage thoracique des sujets était quadrillée selon

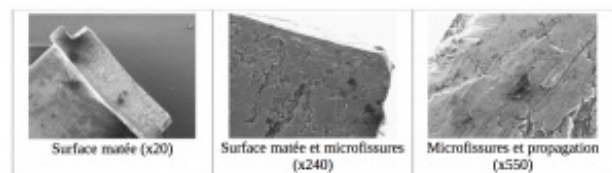


Figure 1. Agrandissement en microscopie électronique à balayage des faciès de rupture.

	Modifiables		Non-modifiables		
	Implants	Chirurgie	Mécanique respiratoire	Pathologie	Patient
Facteurs de risque	Matériau	Technique de pose	Déplacements de la paroi thoracique	Type d'indication	Antécédents médico-chirurgicaux
	Conception	Nombre d'implants		Superficie du défaut	
	Epaisseur	Prothèse ou non	Forces musculaires en jeu	Sévérité de la malformation	Fonction respiratoire
	Mode de fixation	Suites post-opératoires		Topographie (antérieure)	Observance

Tableau 1. Classement des facteurs de risque de rupture-déplacement par famille.

4 niveaux et des marqueurs étaient positionnés sur la peau, à équidistance, sur chacun des niveaux prédéfinis. Les déplacements moyens mesurés au niveau du 4<sup>e</sup> espace intercostal, en parasternal, étaient de : 0,97 mm en x (pour chaque côté), 3,15 mm en y et 4,23 mm en z [29]. Cette étude a retenu notre attention car elle quantifie les déplacements cutanés de la paroi thoracique. Cependant, elle n'informe pas sur les mouvements physiologiques des côtes en rotation et ne reflète que les projections cutanées des déplacements de la paroi thoracique.

Pour évaluer, au plus près de la réalité physiologique et clinique, les sollicitations mécaniques complexes, axiales et rotatives, imposées aux implants, nous avons émis l'hypothèse que la description fine des déplacements de la paroi thoracique requiert des mesures réalisées sur les côtes et dans les six degrés de liberté (DDL) suivants : les trois axes x, y, z et les trois rotations  $\varphi$ ,  $\theta$  et  $\psi$  [figure 2]. Nous avons mesuré les déplacements cutanés du thorax et ceux des arcs costaux antérieurs, en respiration normale et forcée, par stéréocorrélation d'images. Ces mesures nous permettront de vérifier si les déplacements relatifs répétés des extrémités des implants, solidarisés à l'os, sont responsables de fractures de matériel. Nous pourrions également chercher à établir une relation entre les déplacements mesurés sur les côtes et sur la peau.

## 1. Matériel et méthodes

### 1.1 Stéréocorrélation d'images

La conception de notre étude impose le respect d'un cahier des charges strict. La technique de

stéréocorrélation d'images a été choisie pour réaliser ce travail. C'est une méthode optique sans contact, rapide, avec une résolution élevée, de l'ordre du dixième de millimètre [29], qui permet l'obtention d'une information de champ, par opposition à une information ponctuelle, afin d'évaluer les mouvements linéaires et angulaires. Elle consiste à faire la correspondance entre deux images numériques d'une surface observée, à deux états distincts de déformation : un état dit de « référence » et un autre dit « déformé ». La stéréovision repose sur le principe de triangulation entre deux caméras et le point observé. Le matériel de mesure était composé de deux caméras numériques haute résolution de petite taille, fixées sur un support métallique et un pied télescopique sur roulettes, connectées à un ordinateur [figure 3].

Pour garantir l'exactitude des données, la calibration du système de mesure a été faite au préalable à l'aide d'une mire : plaque blanche quadrillée de petits cercles noirs, vides ou pleins. Enfin, la précision des mesures, vérifiée avec une table

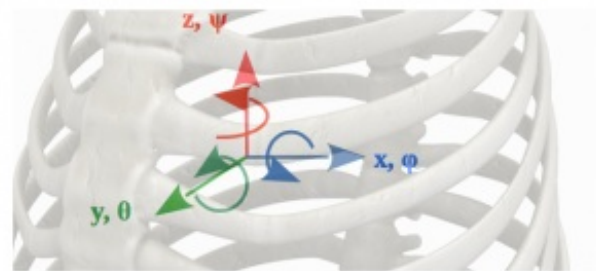


Figure 2. Représentation des six degrés de liberté : x, y, z,  $\varphi$ ,  $\theta$  et  $\psi$ .

micrométrique, était de 50  $\mu\text{m}$ .

## 1.2. Implants thoraciques

Deux systèmes d'implants à fixation costale ont été utilisés au CHU de Montpellier : le système StraTos (Strasbourg Thoracic Osteosynthesis System, MedXpert, Heitersheim, Allemagne) et MatrixRIB (DePuy Synthes, West Chester, Pennsylvanie, États-Unis). Le système StraTos peut être employé dans les trois indications d'ostéosynthèse [31-33]. Le MatrixRIB est plus rarement utilisé dans les corrections de déformations pariétales congénitales. Les implants StraTos sont en titane pur (B265 grade 2), composés de 3 modules : une attelle dentelée et deux agrafes assurant la fixation au segment costal, de part et d'autre du défaut pariétal ou de la fracture. L'attelle se glisse dans une charnière sur chacune des agrafes, réalisant ainsi un pont métallique de renforcement et de comblement pariétal. Les implants MatrixRIB sont composés de plaques prémodelées, incurvées et perforées, en alliage de titane Ti-6Al-7Nb, qui se vissent sur l'os sain.

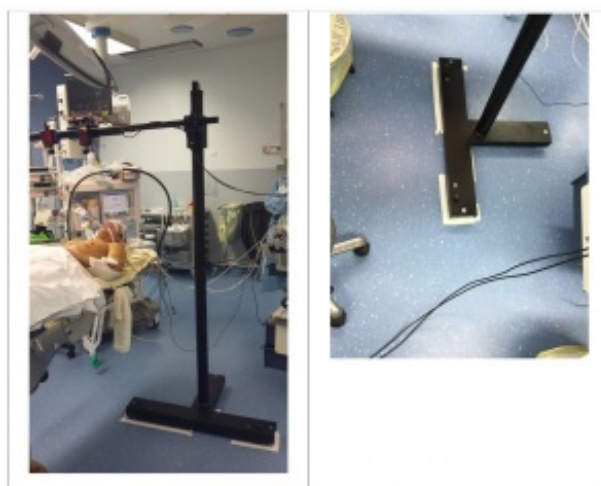


Figure 3. Installation au bloc opératoire.

## 1.3. Sélection des patients

Les critères d'inclusion retenus sont : patients majeurs, consentement daté et signé, chirurgie programmée, chirurgie de reconstruction pariétale antérieure après exérèse tumorale, correction chirurgicale de déformations congénitales du thorax. Ont été exclus : les chirurgies de stabilisation de volets thoraciques, les chirurgies en urgence, les interventions dans le cadre d'infections chroniques ou aiguës.

Le consentement, daté et signé, des patients à participer à une activité de recherche clinique a été recueilli au préalable.

## 1.4. Configuration des mesures

La configuration des mesures étaient les suivantes : séries d'acquisitions d'images sur la peau, puis après incision, sur les arcs antérieurs des 3<sup>es</sup> aux 6<sup>es</sup> côtes, à raison de 4 images par seconde, pendant une minute, avec des paramètres respiratoires contrôlés sur respirateur. Deux modes ventilatoires ont été définis : « normal » et « forcé » pour des volumes de 6 et 10 mL/kg et des fréquences respiratoires à 10 et 15 cycles/minute respectivement. Le choix de 4

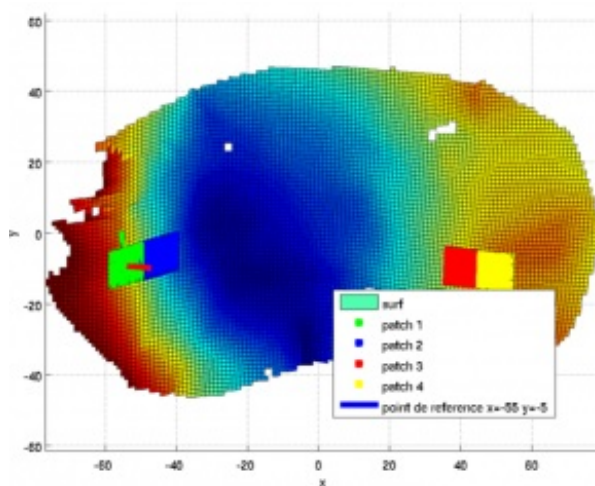


images par seconde se base sur une fréquence respiratoire de 12 cycles par minute. Une fois la calibration terminée, des marquages au sol étaient placés autour du support des caméras, pour déplacer aisément le matériel de mesure, sans perturber le déroulement de l'intervention [figure 3].

## 1.5. Variables étudiées et traitement des données

Les données de déplacement ont été traitées par le logiciel Vic3D (Correlated Solutions, États-Unis), qui reconstruit la surface observée en une surface maillée. La surface reconstruite correspondait à la surface cutanée du plastron thoracique antérieur et, une fois incisé, à la plus grande surface pariétale visible au sein du champ opératoire. Une fois les acquisitions effectuées, nous avons exporté les matrices de données au format Matlab™.

Les variations de mouvements ont été analysées sous Matlab, après placement de « patches » sur la surface reconstruite au niveau des côtes ou de leur projection cutanée. Ces « patches », d'une surface d'un cm<sup>2</sup> chacun, étaient placés sur la surface maillée, à droite et à gauche, de façon symétrique, sur les zones correspondantes au site de fixation costale des implants, sur le 3<sup>e</sup> ou le 4<sup>e</sup> arc costal antérieur. Les patches droit et gauche étaient espacés de 10 cm selon x. Les rotations et les déplacements relatifs de deux patches opposés ont ainsi été mesurés pour les six degrés de liberté, selon les axes x, y et z et les rotations  $\varphi$ ,  $\psi$  et  $\theta$ , au cours du temps [figure 4]. Les amplitudes moyennes et les écarts-types de chacune de ces valeurs étaient ensuite calculés, en fonction des volumes respiratoires, normal et forcé, à 6 et 10 mL/kg respectivement. La position des patches est la même pour toutes les acquisitions. Les écarts mesurés dans les six degrés de liberté ont servi à alimenter un modèle numérique de simulation. Cette simulation fait partie des outils de mathématiques appliquées et utilise la méthode des éléments finis. Tel qu'il a été programmé, le modèle estime les forces (F en newtons) et les couples (M en N.mm) engendrés par les déplacements respiratoires, pendant 10<sup>7</sup> cycles respiratoires, correspondant à une durée approximative de 14 mois (fréquence respiratoire moyenne de 14 cycles/minute). L'échéance de 14 mois a été choisie, d'après la série publiée, car toutes les fractures d'implants survenaient avant cette date. La contrainte



**Figure 4. Surface reconstruite sous MatLab™ et positionnement des patches sur les arcs antérieurs des 4<sup>es</sup> côtes droite et gauche (patient 1).**



maximale subie par les implants après  $10^7$  cycles a été estimée par la méthode des éléments finis, grâce aux données de déplacements. C'est le critère de von Mises, en MPa, qui est comparé aux limites de contrainte du matériau, valeurs théoriques connues. Les calculs et statistiques ont été réalisés sous Excel (Microsoft Office).

## 2. Résultats

### 2.1. Caractéristiques de population et mesures globales

De janvier 2015 à mars 2016, six patients ont pu être inclus, de façon prospective et continue. Les premières acquisitions ont été faites sur un patient « test » en janvier 2015, qui n'a pas été inclus. Le détail des caractéristiques de la population sont présentées dans le tableau 2. Le sex-ratio est de 2 femmes pour 4 hommes. L'âge moyen est de  $27,7 \pm 14,6$  ans. Les indices de masse corporelle (IMC) sont bas, inférieurs à  $20 \text{ kg/m}^2$  en moyenne ( $19,2 \text{ kg/m}^2$ ). Cinq sternochondroplasties remodelantes et une sternectomie partielle ont été réalisées.

PE pectus excavatum, PC pectus carinatum, PA pectus arcuatum, IMC : Indice de masse corporelle, CPT : capacité pulmonaire totale, Nuss : barre en acier chirurgical, SCPR : sternochondroplastie

Les caractéristiques des mesures globales sont renseignées dans le tableau 3 : moyennes et écarts-types des distances et des angles entre les repères droit et gauche pour chaque patient. La distance moyenne

mesurée entre les patches est de  $92,03 \text{ mm} \pm 0,17$  en ventilation normale. La différence d'angle  $\theta$  informe sur le type de malformation pariétale : valeurs négatives en cas de pectus excavatum ou arcuatum, et fortement positives chez les deux patients porteurs d'un pectus carinatum.

n	Age	Poids (kg)	Taille (cm)	IMC (kg/m <sup>2</sup> )	Date Chir	Indication	Technique et implant	Antécédents
1	14	52	180	16,1	24/7/15	PE	Ouvert Nuss	-
2	34	85	185	24,8	27/7/15	PE récidive	Ouvert Nuss	Prothèse 2005 - 2 barre nuss 2011
3	24	54	175	17,6	5/11/15	PC récidive	Ouvert Nuss	2015 SCPR sans barre
4	18	50	172	16,9	14/12/15	PC	Ouvert Stratos	-
5	22	57	173	19,1	29/2/16	PA	Ouvert	-
6	54	60	160	23,4	8/3/16	Méastase sternale	Ouvert stratos plaque viciyl	Cancer ovarien CHIP 2010

Tableau 2. Caractéristiques de la population.

### 2.2. Déplacements costaux dans les trois axes et différences peau-côtes

Les déplacements moyens mesurés en x, y et z sur la peau sont respectivement de  $0,43 \pm 0,04 \text{ mm}$ ,  $1,36 \pm 0,06$  et  $2,96 \pm 0,13 \text{ mm}$ , ce qui est cohérent avec la littérature [tableau 4].

Sur les côtes, les déplacements mesurés sont de :  $0,44 \pm 0,07$  mm selon x,  $1,65 \pm 0,08$  mm selon y et  $2,66 \pm 0,1$  mm selon z. La figure 5 illustre les différences de déplacements entre la peau et les côtes selon les trois axes x, y et z. Il apparaît que les déplacements cutanés sont plus importants versus côtes en y ( $p < 0,001$ ), alors que c'est l'inverse en z ( $p < 0,001$ ).

### 2.3. Déplacements relatifs en 6D

Les amplitudes moyennes mesurées des déplacements relatifs des extrémités des implants, en fonction des volumes respiratoires, sont représentées dans le tableau 5. Les figures 4 et 5 illustrent les résultats obtenus pour le patient 1. L'aspect périodique des courbes correspond aux mouvements cycliques en fonction du temps, liés aux cycles respiratoires successifs.

Les amplitudes moyennes des écarts en x étaient de  $0,54$  mm ( $\pm 0,33$ ), en y de  $0,24$  mm ( $\pm 0,15$ ), en z de  $0,55$  ( $\pm 0,5$ ), en  $\phi$  (rotation autour de x) de  $1,55^\circ$  ( $\pm 1,11$ ), en  $\theta$  (rotation autour de y) de  $1,03^\circ$  ( $\pm 0,63$ ) et en  $\psi$  (rotation autour de z) de  $1,43^\circ$  ( $\pm 0,93$ ).

Les valeurs des déplacements relatifs entre les deux modes de ventilation sont statistiquement différentes ( $p < 0,05$ ), sauf pour les angles  $\phi$  et  $\psi$  [tableau 5]. Les rapports moyens entre les amplitudes des déplacements relatifs en mode forcé versus normal sont de 1,6 en linéaire et en rotation [tableau 6].

### 2.4. Simulation numérique : forces et couples

Le modèle numérique a permis d'estimer les forces et les couples engendrés par les déplacements respiratoires mesurés pendant  $10^7$  cycles respiratoires, soit environ 14 mois. Les estimations des forces montrent que la sollicitation mécanique la plus défavorable, pour les implants posés en antérieur, est une flexion d'axe y, en craniocaudal, de faible amplitude : couple moyen = 190 N.mm.

	Patient 1	Patient 2	Patient 3	Patient 4	Patient 5	Patient 6	MOYENNES						
ecart_x	103,8	103,82	100,12	101,80	71,63	63,88	85,64	85,13	94,04	62,99	81,86	85,70	90,25
ecart_y	0,28	0,37	0,08	0,19	0,16	0,30	0,31	0,48	0,16	0,25	0,05	0,09	0,22
ecart_z	0,11	0,10	0,02	0,07	0,03	0,58	0,12	0,19	0,17	0,33	0,05	0,13	0,12
phi	1,14	1,15	0,61	0,76	5,54	6,37	6,93	7,67	0,36	1,31	0,99	8,87	3,50
theta	0,46	0,58	0,07	0,07	0,08	0,06	0,14	0,21	0,24	0,53	0,10	0,25	0,23
psi	-12,08	-5,61	1,37	5,47	-4,63	6,97	20,55	-2,52	-7,33	-5,27	7,12	5,03	1,53
phi	0,9	1,17	0,60	0,43	0,34	0,19	1,91	3,26	0,22	0,19	0,16	0,26	0,62
theta	-58,29	-66,75	-7,26	-8,76	53,23	39,43	75,37	76,96	-12,74	-15,74	4,44	4,97	7,74
psi	0,32	0,43	0,59	0,71	0,11	0,26	0,39	1,27	0,24	0,40	0,18	0,12	0,42
phi	-27,19	-27,89	-0,41	0,44	11,82	7,28	-2,38	23,76	5,89	7,57	-0,03	1,39	0,00
psi	0,99	1,39	0,09	0,13	0,38	0,38	1,94	3,07	0,41	0,67	0,28	0,48	0,85

Tableau 3. Caractéristiques des mesures : moyennes et écart-types des écarts entre les repères droit et gauche, selon les six degrés de liberté.

mm	PATIENT 1	PATIENT 2	PATIENT 3	PATIENT 4	PATIENT 5	PATIENT 6	Moyenne	De Grossi						
X	0,69	0,52	0,39	0,15	0,24	0,33	0,39	0,83	0,43	0,64	0,35	0,43	0,44	0,87
eX	0,03	0,02	0,04	0,01	0,02	0,01	0,05	0,07	0,04	0,16	0,10	0,04	0,07	0,15
Y	1,17	1,28	1,85	2,46	0,81	1,26	1,27	1,99	1,69	1,66	1,62	1,38	1,85	3,15
eY	0,03	0,03	0,08	0,05	0,02	0,03	0,04	0,06	0,12	0,24	0,04	0,08	0,08	0,16
Z	4,49	3,92	2,69	2,94	2,99	2,34	2,17	2,03	2,33	2,65	2,39	2,98	2,44	4,23
eZ	0,68	0,09	0,07	0,06	0,09	0,08	0,20	0,09	0,19	0,21	0,05	0,13	0,10	0,10

Tableau 4. Déplacements moyens selon x, y et z sur la peau et les côtes.

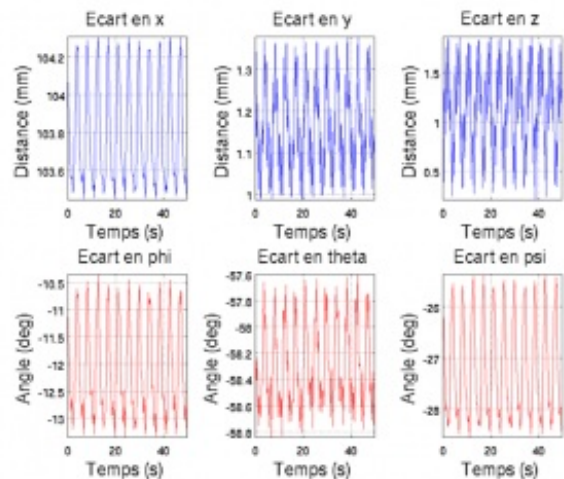


Figure 5. Graphes des amplitudes des écarts dans les six degrés de liberté (patient 1) en ventilation normale, avec filtrage à une fréquence de coupure de 120 bat/min.

La contrainte maximale, en MPa, subie par les implants après 14 mois (ou critère de von Mises), a également été estimée pour chaque patient [tableau 7].

### 3. Discussion

#### 3.1. Avantages de l'étude

Ce travail sur l'analyse des mouvements de la paroi thoracique se démarque des précédentes études par l'obtention des valeurs numériques des déplacements costaux antérieurs, en 6D, avec une précision micrométrique, grâce à la stéréocorrélation d'images. Les déplacements moyens mesurés en x, y et z sur la peau étaient respectivement de  $0,43 \pm 0,04$  mm,  $1,36 \pm 0,06$  et  $2,96 \pm 0,13$  mm. Sur les côtes, les déplacements mesurés étaient :  $0,44 \pm 0,07$  mm selon x,  $1,65 \pm 0,08$  mm selon y et  $2,66 \pm 0,1$  mm selon z. Les forces et couples les plus défavorables aux implants à fixation costale semblent être la traction-compression (selon x) et la rotation selon y (en craniocaudal). La simulation numérique nous a permis de modéliser l'implant et de lui soumettre les déplacements mesurés. Pour interpréter les données issues de la simulation, les caractéristiques intrinsèques des matériaux doivent être connues [tableau 8]. La contrainte maximale de von Mises est presque toujours supérieure à la limite de contrainte maximale du titane pur. Ces résultats sont concordants avec les faits cliniques rapportés de rupture d'implants, en particulier ceux en titane pur.

#### 3.2. Limites

Le faible effectif de l'étude, lié aux conditions de recrutement, est une limite. Entre 6 et 8 patients sont opérés par an pour ce type de chirurgie. En 18 mois, sept acquisitions ont été réalisées. La première n'était pas exploitable et considérée comme test. La poursuite des inclusions dans ce protocole permettra de corriger le manque de puissance de l'étude actuelle et éventuellement

Amplitudes (mm)	Patient 1		Patient 2		Patient 3		Patient 4		Patient 5		Patient 6		p
	Normal	Forcé	Normal	Forcé	Normal	Forcé	Normal	Forcé	Normal	Forcé	Normal	Forcé	
Ampli_écart_x	0,83	1,15	0,23	0,39	0,59	0,96	1,90	1,47	0,53	0,77	0,14	0,18	0,005
cx	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01	0,02	0,05	0,04	0,03	0,02	0,00	0,01	
Ampli_écart_y	0,37	0,34	0,08	0,13	0,19	0,24	0,43	0,57	0,33	0,45	0,13	0,19	0,016
cy	0,01	0,02	0,01	0,03	0,01	0,01	0,03	0,03	0,07	0,25	0,02	0,03	
Ampli_écart_z	1,55	1,92	0,24	0,28	0,28	0,19	0,54	0,73	0,35	0,97	0,33	0,09	0,032
cz	0,04	0,08	0,07	0,02	0,11	0,01	0,05	0,06	0,14	0,45	0,04	0,06	
Ampli_Dep	2,18	3,07	2,05	1,20	0,92	0,54	3,21	11,43	0,43	0,31	0,50	0,81	0,19
cpzi	0,06	0,11	0,03	0,05	0,07	0,09	0,26	0,41	0,05	0,05	0,05	0,05	
Ampli_θ	1,60	2,08	1,60	2,13	0,37	0,92	1,57	2,99	0,69	1,17	0,32	0,27	0,016
θbeta	0,08	0,10	0,10	0,09	0,14	0,09	0,09	0,12	0,11	0,24	0,08	0,06	
Ampli_ψ	2,01	3,46	0,42	0,84	0,92	0,91	2,97	10,69	1,40	1,93	0,86	1,45	0,069
ψpsi	0,08	0,12	0,01	0,01	0,11	0,04	0,25	0,37	0,09	0,10	0,03	0,05	

Tableau 5. Amplitudes moyennes des écarts selon les six degrés de liberté.

	x	y	z	φ	θ	ψ
Patient 1	1,39	0,97	1,24	1,41	1,31	1,72
Patient 2	1,67	1,99	1,29	0,58	1,37	2,04
Patient 3	1,90	2,32	0,87	0,60	3,17	1,02
Patient 4	1,47	1,32	1,34	3,59	1,91	3,63
Patient 5	1,47	1,54	3,27	0,71	1,78	1,38
Patient 6	1,24	1,46	2,11	1,62	0,87	1,68
MOYENNE	1,5	1,6	1,7	1,4	1,7	1,9
ECARTTYPE	0,23	0,50	0,87	1,15	0,79	0,91

Tableau 6. Rapports moyens et écart-types entre les amplitudes des écarts selon les six degrés de liberté en mode ventilatoire forcé versus normal (en italique, valeurs illogiques).

	Patient 1		Patient 2		Patient 3		Patient 4		Patient 5		Patient 6		Synthèse
	Normal	Forcé	Normal	Forcé	Normal	Forcé	Normal	Forcé	Normal	Forcé	Normal	Forcé	
VM (MPa)	347	434	168	226	278	324	392	513	294	351	451	178	
Fx (N)	60,6	59,9	56,8	56,6	63,6	62,7	60,9	55,1	62,5	61,6	63,6	63,6	
Fy (N)	0,5	0,2	0,6	0,2	0,1	0,5	0,5	-1,2	0,6	1,1	0,3	0,4	
Fz (N)	-0,6	-0,7	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2	0,0	-0,1	-0,4	-0,1	-0,3	
Mx (torion, Nmm)	2	6	5	2	2	3	4	48	4	7	0	1	
My (flexion 1, Nmm)	224	262	108	143	180	240	248	274	183	220	88	103	43
Mz (flexion 2, Nmm)	138	253	23	49	54	85	163	263	139	280	73	114	

Tableau 7. Résultats de la simulation numérique des sollicitations mécaniques respiratoires sur un implant thoracique (VM contrainte de Von Mises, F force, M couple).

d'étudier séparément les groupes par pathologie « déformations congénitales »

Caractéristiques	Unités	Titane	Ti6Al7Nb
Module d'Young	GPa	103	110
Limite élastique	MPa	275	750
Limite d'endurance à 10 <sup>7</sup> cycles	MPa	240	630
Limite de contrainte max à 10 <sup>7</sup> cycles	MPa	162	407
Résistance mécanique	MPa	345	1050

**Tableau 8. Caractéristiques mécaniques des matériaux utilisés en modélisation.**

et « résections tumorales ».

Sur le plan expérimental et méthodologique, notre cahier des charges imposait des conditions expérimentales exigües. Pour ce qui est de la surface étudiée, nous étions limités au champ opératoire, au sein de l'incision cutanée, relativement réduit et qui ne peut être élargi. L'extrapolation de nos résultats est limitée par les conditions expérimentales : patients allongés et anesthésie générale. Aussi, notre technique de mesure est invasive et il est difficile d'envisager son utilisation en dehors d'un cadre expérimental. Cependant, une des pistes de recherche pour généraliser l'emploi de la stéréocorrélation dans l'évaluation des patients est la détermination d'une corrélation entre les déplacements cutanés et costaux. Dans la limite de notre étude, nous n'avons pu mettre en évidence une telle relation. Il semblerait que les déplacements en z (antéropostérieur) soient plus amples sur la peau que sur les côtes pour la majorité des patients [figure 6]. Les phénomènes de glissement du tissu sous-cutané sur la paroi pourraient expliquer cette tendance [34].

### 3.3. Déplacements et variations inter-individuelles

Les déplacements mesurés sont de faible amplitude et diffèrent d'un patient à un autre. Les patients 2 et 3 sont des cas de reprise chirurgicale pour récurrence de malformations après une première chirurgie. Chez ces patients, les tissus sont cicatriciels et fibreux, ce qui peut expliquer que les déplacements observés soient globalement moindres, que les résultats de simulation retrouvent une contrainte de von Mises plus faible et que les différences peau-côtes soient moins prononcées. Pour le patient 6, il s'agit d'une adulte à thorax « normal », sans malformation congénitale, ce qui peut également expliquer que les déplacements mesurés et les contraintes engendrées soient moins importants que chez les autres patients de la cohorte. Ces hypothèses pourraient être vérifiées avec l'inclusion de patients supplémentaires.

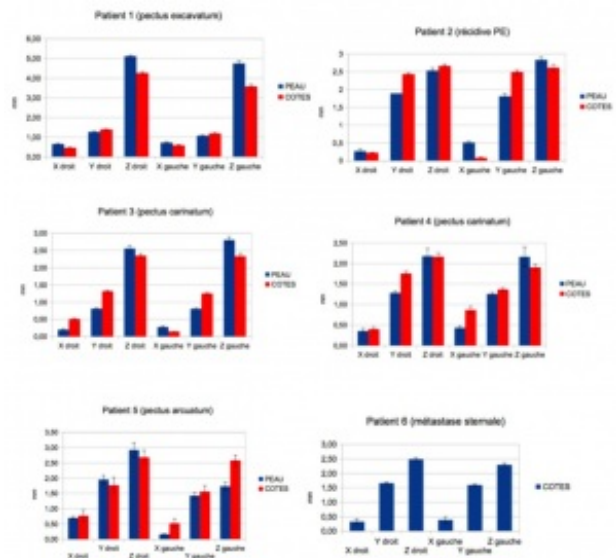


Figure 6. Graphiques des amplitudes moyennes des déplacements selon x, y et z, sur la peau et les côtes.

### 3.4. Modes de ventilation et notions de forces

Les amplitudes de déplacements relatifs selon les deux modes ventilatoires sont différentes, et ce de façon significative ( $p < 0,05$ ). Le rapport moyen est de 1,6 pour les déplacements linéaires et angulaires, en faveur du mode « forcé ». Des consignes postopératoires personnalisées pourraient être émises, avec des cibles quantitatives de volume courant, pour une meilleure observance. Un outil d'autoévaluation de type spiromètre portatif pourrait être utilisé et servir au suivi postopératoire.

Les mesures réalisées sous anesthésie générale caractérisent des mouvements majoritairement passifs de la cage thoracique. Les forces résultantes de l'action des muscles de la respiration sont complexes et ont fait l'objet de nombreuses études. Grâce au modèle de Hill et Abbott [35], des mesures effectuées par électromyographie (EMG) ont permis de calculer les forces musculaires générées par les muscles respiratoires. Une étude menée sur volontaires sains rapporte avec l'EMG des forces de l'ordre de 10 à 60 N, en fonction des groupes musculaires : muscles sternocléidomastoïdien, intercostal externe, grand droit et oblique externe [36]. Un autre article s'intéressant aux fractures d'implants en polymères résorbables, a estimé les forces des muscles intercostaux internes et externes à 30 N [37]. Les valeurs estimées dans notre travail sont cohérentes avec ces valeurs ( $F_x = 60,5\text{N}$  en moyenne). En revanche, elles sont discordantes avec les couples citées par les industriels, notamment Synthès, qui sont de l'ordre de 40 N.mm.

### **3.5. Techniques chirurgicales**

Les déplacements de la cage thoracique après correction, implants en place, n'ont pas été mesurés car la technique chirurgicale des corrections de pectus a été partiellement modifiée depuis fin 2014, à la suite des résultats publiés montrant des taux élevés de fractures [18]. Inspirés des techniques modifiées de sternochondroplastie remodelante, nous utilisons actuellement une barre rétrosternale en acier chirurgical, courte et rigide, sans fixation costale, dans le cadre des corrections de déformations congénitales [38]. Cet implant est retiré au 6<sup>e</sup> mois postopératoire. Aucune complication n'a été constatée à ce jour sur les 10 patients opérés par cette technique. En pratique, nous continuons à utiliser les implants StraTos et Matrix Rib dans les reconstructions post-résection tumorale pariétale, post-traumatique et parfois en contention dans les pectus carinatum.

Dans les cas de reconstruction pariétale, les déplacements relatifs des recoupes costales après exérèse tumorale n'ont pas été étudiés. En effet, une de nos hypothèses initiales de travail était de considérer que les implants ne gênent pas la respiration, selon le principe du biomimétisme. Cette hypothèse pourrait être vérifiée ultérieurement en comparant les déplacements des côtes avant et après la pose des implants.



La constatation de nombreux cas de fractures de matériel d'ostéosynthèse, plus ou moins compliquées, remet en cause les techniques chirurgicales. Des variantes de conception d'implants sans ou à fixation costale mobile ont été proposées et restent anecdotiques [39]. Le choix des matériaux dépend beaucoup des habitudes de chaque équipe. Des précautions ont été énoncées par les industriels pour la bonne utilisation des implants d'ostéosynthèse. Il est conseillé de manipuler au minimum les implants et d'éviter de les remodeler à l'aide de pinces, avant la pose. Enfin, des variantes de techniques chirurgicales sont publiées avec de bons résultats. Par exemple, pour les corrections de malformations, l'utilisation de barres rigides rétrosternales, sans fixation costale, pour une durée de six mois est décrite [40]. Pour les reconstructions de défauts pariétaux, il n'y a pas de gold standard édité dans les recommandations. En pratique, la combinaison d'implants et de plaque prothétique reste la technique de référence [1,2]. Des prothèses résorbables sont en cours d'évaluation. Elles permettraient d'assurer le rôle de protection et de maintien de la fonction respiratoire sans nécessiter d'ablation secondaire [32].

## 4. Conclusion

Ce travail sur les déplacements de la paroi thoracique s'inscrit aux confins de la recherche clinique, fondamentale et appliquée. Les complications des implants d'ostéosynthèse thoracique imposent une analyse plus précise des mouvements du thorax. La mesure des déplacements costaux par stéréocorrélation sur patients, au bloc opératoire, est faisable avec une précision nécessaire au dixième de millimètre. L'amplitude des déplacements relatifs des extrémités des implants est en effet faible : 0,54 mm ( $\pm 0,33$ ) en x, 0,24 mm ( $\pm 0,15$ ) en y et 0,55 ( $\pm 0,5$ ) en z, en moyenne. L'analyse des déplacements angulaires enrichit les données sur les sollicitations physiologiques des mouvements respiratoires. L'hypothèse de rupture en fatigue est vérifiée grâce à la modélisation de l'implant et des sollicitations mécaniques qu'il subit. La flexion d'axe y associée à la traction-compression est le couple et la force les plus défavorables aux implants. Les déplacements selon x, y, z semblent proportionnels à l'intensité de la respiration. Cette constatation pourrait aider à modifier nos pratiques, notamment les consignes postopératoires de repos. L'évolution des techniques chirurgicales est constante et se nourrit de ce type d'étude. L'intérêt médical de la stéréocorrélation est sa possible généralisation dans notre pratique clinique pour la mesure en temps réel des mouvements de la cage thoracique, pour la possibilité d'établir des stratégies personnalisées et pour son emploi dans le suivi postopératoire des patients.

## Références



1. Fabre D, Batti SE, Singhal S et al. A paradigm shift for sternal reconstruction using a novel titanium rib bridge system following oncological resections. *Eur J Cardiothorac Surg* 2012 Dec 1;42(6):965–70.  
<https://doi.org/10.1093/ejcts/ezs211>  
[PubMed ID 22551966](#)
2. Berthet JP, Canaud L, D'Annoville T, Alric P, Marty-An CH. Titanium Plates and Dualmesh: A Modern Combination for Reconstructing Very Large Chest Wall Defects. *Ann Thorac Surg* 2011;91:1709–16.  
<https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2011.02.014>PANIST  
[PubMed ID 21531380](#)
3. Ravitch MM. The Operative Treatment of Pectus Excavatum. *Ann Surg* 1949 Apr 129(4):429–444.  
<https://doi.org/10.1097/00000658-194904000-00002>  
[PubMed ID 17859324](#) PMCID:PMC1514034
4. Stefani A, Nesci J, Morandi U. STRATOS™ system for the repair of pectus excavatum. *Interact CardioVasc Thorac Surg* 2013 Dec 1;17(6):1056–8.  
<https://doi.org/10.1093/icvts/ivt394>  
[PubMed ID 24000315](#) PMCID:PMC3829507
5. Mier J, Fibla J, Molins L. Otra aplicación del sistema STRATOS para corrección de deformidades óseas del torax. Reoperacion tras fracaso de un procedimiento de Ravitch. *Cir Esp* 2011;89:558–9.  
<https://doi.org/10.1016/j.ciresp.2010.12.022>  
[PubMed ID 21724181](#)
6. Rocco G. Chest wall resection and reconstruction according to the principles of biomimesis. *Semin Thorac Cardiovasc Surg* 2011 Winter;23(4):307-13.  
<https://doi.org/10.1053/j.semtcvs.2012.01.011>PANIST  
[PubMed ID 22443650](#)
7. Boerma L, Bemelman M, van Dalen T. Chest wall reconstruction after resection of a chest wall sarcoma by osteosynthesis with the titanium MatrixRIB (Synthes) system. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2013 Oct;146(4):37-40.  
<https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2013.05.010>  
[PubMed ID 23856205](#)
8. Millet Y. Corrosion du titane et de ses alliages. *Techniques de l'ingénieur*. 2012.
9. Laheurte P, Elmay W, Prima F, Gloriant T. Titane et alliages. Des matériaux de choix pour les applications médicales. *Techniques de l'ingénieur*. 2014 Juin.

10. Billè A, Okiror L, Karenovics W, Routledge T. Experience with titanium devices for rib fixation and coverage of chest wall defects. *Interact CardioVasc Thorac Surg* 2012 Oct 1;15(4):588–95.  
<https://doi.org/10.1093/icvts/ivs327>  
[PubMed ID 22815325](#) [PMCID:PMC3445392](#)
11. Rajwani A, Richardson J, Kaabneh A, Kendall S, de Belder M. Intra-cardiac erosion of a pectus bar. *Eur Society Cardiology* 2014;15(2):229.  
<https://doi.org/10.1093/ehjci/jet121>
12. Lee S. Cardiac tamponade caused by broken sternal wire after Pectus Excavatum Repair: a case report. *Ann Thorac Cardiovasc Surg* 2013;19(1):52-4.  
<https://doi.org/10.5761/atcs.cr.11.01871>  
[PubMed ID 22673552](#)
13. Barakat MJ, Morgan JA. Haemopericardium causing cardiac tamponade: a late complication of pectus excavatum repair. *Heart* 2004 Apr 1;90(4):e22–e22.  
<https://doi.org/10.1136/hrt.2003.029983ISTEX>  
[PubMed ID 15020540ISTEX](#) [PMCID:PMC1768186](#)
14. Dalrymple-Hay M, Calver A, Lea R, Monro JL. Migration of pectus excavatum correction bar into the left ventricle. *Eur J Cardiothorac Surg* 1997 Sep;12(3):507-9.  
[https://doi.org/10.1016/S1010-7940\(97\)00209-1ISTEX](https://doi.org/10.1016/S1010-7940(97)00209-1ISTEX)
15. Tahmasebi R, Ashrafian H, Salih C, Deshpande RP, Athanasiou T, Dussek JE. Intra-abdominal pectus bar migration – a rare clinical entity: case report. *J Cardiothorac Surg* 2008 Jul 3;3:39.  
<https://doi.org/10.1186/1749-8090-3-39>  
[PubMed ID 18598354](#) [PMCID:PMC2459180](#)
16. Sharma PK, Willems TP, Touw DJ et al. Implant Failure: STRATOS System for Pectus Repair. *Ann Thorac Surg* 2016 Oct 17. pii: S0003-4975(16)31099-2.
17. Ng CS, Ho AM, Lau RW, Wong RH. Chest wall reconstruction with MatrixRib system: avoiding pitfalls. *Interact Cardiovasc Thorac Surg* 2014 Mar;18(3):402-3.  
<https://doi.org/10.1093/icvts/ivt515>  
[PubMed ID 24336700](#) [PMCID:PMC3930222](#)
18. Berthet J-P, Caro A, Solovei L. Titanium implant failure after chest wall osteosynthesis. *Ann Thorac Surg* 2015;99(6):1945–52.  
<https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2015.02.040>  
[PubMed ID 25916874](#)

19. Nozoe M, Mase K, Takashima S et al. Measurements of chest wall volume variation during tidal breathing in the supine and lateral positions in healthy subjects. *Respir Physiol Neurobiol* 2014 Mar 1;193:38-42.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2013.12.016>  
[PubMed ID 24418356](#)
20. Parreira VF, Vieira DS, Myrrha MA, Pessoa IM, Lage SM, Britto RR. Optoelectronic plethysmography: a review of the literature. *Rev Bras Fisioter* 2012 Nov-Dec;16(6):439-53.  
<https://doi.org/10.1590/S1413-35552012005000061>  
[PubMed ID 23184278](#)
21. Romei M, Mauro AL, D'Angelo MG et al. Effects of gender and posture on thoraco-abdominal kinematics during quiet breathing in healthy adults. *Respir Physiol Neurobiol* 2010 Jul 31;172(3):184-91.  
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2010.05.018PANIST>  
[PubMed ID 20510388](#)
22. Gilbert R, Auchincloss H, Peppi D. Relationship of rib cage and Abdomen motion to diaphragm function during quiet breathing. *Chest* 1981;80(5):607-12.  
<https://doi.org/10.1378/chest.80.5.607>  
[PubMed ID 7297153](#)
23. Wade OL. Movements of the thoracic cage and diaphragm in respiration. *J Physiology* 1954 May;124(2):193-212.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1954.sp005099>  
[PubMed ID 13175123](#) [PMCID:PMC1366258](#)
24. Rasheed A, Jabbour SK, Rosenberg S. Motion and volumetric change as demonstrated by 4DCT: The effects of abdominal compression on the GTV, lungs, and heart in lung cancer patients. *Pract Radiat Oncol* 2016 Sep-Oct;6(5):352-9.  
<https://doi.org/10.1016/j.prro.2015.12.006>  
[PubMed ID 26922698](#)
25. Coonar AS, Wihlm J-M, Wells FC, Qureshi N. Intermediate outcome and dynamic computerised tomography after chest wall reconstruction with the STRATOS titanium rib bridge system: video demonstration of preserved bucket-handle rib motion. *Interact Cardiovasc Thorac Surg* 2011;12:80-1.  
<https://doi.org/10.1510/icvts.2010.249615>  
[PubMed ID 20965938](#)

26. Kondo T, Kobayashi I, Taguchi Y, Ohta Y, Yanagimachi N. A dynamic analysis of chest wall motions with MRI in healthy young subjects. *Respirology* 2000 Mar 1;5(1):19–25.  
<https://doi.org/10.1046/j.1440-1843.2000.00221.x>ISTEX  
[PubMed ID 10728727](#)ISTEX
27. Tanaka R, Sanada S, Sakuta K, Kawashima H. Quantitative analysis of rib kinematics based on dynamic chest bone images: preliminary results. *J Med Imaging (Bellingham)* 2015 Apr;2(2): 024002.  
<https://doi.org/10.1117/1.JMI.2.2.024002>  
[PubMed ID 26158097](#) PMCID:PMC4478937
28. Harte JM, Golby CK, Acosta J et al. Chest wall motion analysis in healthy volunteers and adults with cystic fibrosis using a novel Kinect-based motion tracking system. *Med Biol Eng Comput* 2016 Nov;54(11):1631-1640.  
<https://doi.org/10.1007/s11517-015-1433-1>  
[PubMed ID 26872677](#) PMCID:PMC5069336
29. De Groote A, Wantier M, Chéron G, Estenne M, Paiva M. Chest wall motion during tidal breathing. *J App Physiol (1985)* 1997;83(5):1531–7.
30. Morgan MD, Gourlay AR, Denison DM. An optical method of studying the shape and movement of the chest wall in recumbent patients. *Thorax* 1984;39(2):101–6.  
<https://doi.org/10.1136/thx.39.2.101>ISTEX  
[PubMed ID 6701820](#)ISTEX PMCID:PMC459734
31. Bottlang M, Long W, Phelan D, Fielder D, Madey S. Surgical stabilization of flail chest injuries with MatrixRIB implants : A prospective observational study. *Injury* 2013;44:232–8.  
<https://doi.org/10.1016/j.injury.2012.08.011>PANIST  
[PubMed ID 22910817](#)
32. Rocco G, Mori S, Fazioli F, La Rocca A, Setola S. The use of biomaterials for chest wall reconstruction 30 years after radical surgery and radiation. *Ann Thorac Surg* 2012 Oct;94(4):e109-10.  
<https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2012.08.029>PANIST  
[PubMed ID 23006719](#)
33. Coonar AS, Qureshi N, Smith I, Wells FC, Reisberg E, Wihlm J-M. A Novel Titanium Rib Bridge System for Chest Wall Reconstruction. *Ann Thorac Surg* 2009 May;87(5):e46-8.  
<https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2009.01.069>PANIST  
[PubMed ID 19379855](#)

34. Guimberteau JCI, Delage JP, McGrouther DA, Wong JK. The microvacuolar system: how connective tissue sliding works. *J Hand Surg Eur Vol.* 2010 Oct;35(8):614-22.  
<https://doi.org/10.1177/1753193410374412>  
[PubMed ID 20571142](#)
35. Abbott BC, Hill AV. The heat of shortening of muscle. *J Physiol* 1949 Aug;109(1-2):Proc, 7.
36. Ratnovsky A, Zaretsky U, Shiner R, Elad D. Integrated approach for in vivo evaluation of respiratory muscles mechanics. *J Biomech* 2003;(36):1771-84.  
[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00232-XPANIST](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00232-XPANIST)
37. Marasco S, Sutalo I, Bui A. Mode of Failure of Rib Fixation with absorbable plates: A clinical and numerical modeling study. *J Trauma* 2010;68.  
<https://doi.org/10.1097/ta.0b013e3181d27cab>
38. Berthet J-P, Solovei L, Bommart S, Ambard D, Marty-Ane C-H. Reply. *Ann Thorac Surg* 2016 Feb;101(2):833-4.  
<https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2015.10.009>  
[PubMed ID 26777962](#)
39. Krüger M, Zinne N, Zhang R, et al. Multidirectional Thoracic Wall Stabilization: A New Device on the Scene. *Ann Thorac Surg* 2013 Nov;96(5):1846-9.  
<https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2013.06.088>  
[PubMed ID 24182470](#)
40. Wurtz A, Rousse N, Benhamed L, et al. Simplified open repair for anterior chest wall deformities. Analysis of results in 205 patients. *Orthop Traumatol Surg Res* 2012 May;98(3):319-26.  
<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.11.005>  
[PubMed ID 22483862](#)

---

Conflit d'intérêt : aucun. / Conflict of interest statement: none declared.

Cet article est issu d'un mémoire de DESC.