

Université de Montréal

L'asymétrie mammaire chez les adolescentes  
présentant une scoliose idiopathique

Joyce Ramsay, MD, pht  
Département de Médecine  
Université de Montréal

Mémoire présenté à la Faculté des Études Supérieures  
En vue de l'obtention du diplôme de  
Maîtrise Ès Sciences (M.Sc.)  
En Sciences Biomédicales  
Option musculosquelettique

Décembre 2013

© Joyce Ramsay, 2013.





# RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA) est une déformation tridimensionnelle complexe du rachis affectant majoritairement les filles. L'atteinte progressive est surtout esthétique avec, notamment, une déformation de la cage thoracique résultante. L'asymétrie mammaire est une préoccupation fréquente chez ces jeunes filles. Se définissant comme une différence de forme, de position ou de volume des seins ou des complexes aréolo-mamelonnaires, l'asymétrie mammaire est courante chez les femmes, mais habituellement mineure et non visible.

Il demeure incertain dans la littérature si l'asymétrie mammaire est plus fréquente chez les scoliotiques. De plus, très peu d'études ont évalué la relation entre la scoliose et l'asymétrie mammaire. De façon instinctive, on serait porté à croire que ce ne sont pas les seins qui sont asymétriques, mais plutôt la déformation du thorax en rotation qui donne cette impression.

Les seins représentent un des organes les plus difficiles à mesurer étant donné leur grande variabilité. Plusieurs méthodes de mesure ont été décrites. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est considérée l'outil le plus précis pour définir la glande mammaire et plus particulièrement, sa délimitation sur la cage thoracique.

Ce projet consiste à quantifier l'asymétrie mammaire, représentée par une différence de volume entre les deux seins, chez une cohorte de jeunes filles présentant une SIA significative, en utilisant l'IRM comme outil de mesure. Ensuite, une méthode de mesure automatisée, à partir de la topographie surfacique 3D, est proposée. Les résultats obtenus avec cette méthode sont confrontés à ceux de l'IRM. L'influence de la posture sur le volume mammaire est également étudiée à partir de ces deux modalités différentes.

Pour réaliser ces objectifs, une cohorte de 30 patientes scoliotiques a été recrutée sur la base de leur courbure thoracique et de leur maturité osseuse et mammaire. Deux imageries de tronc ont été effectuées : la topographie surfacique 3D et la résonance magnétique.

Dans un premier temps, la sommation des images segmentées acquises par IRM nous a permis de mesurer de façon très précise le volume mammaire. Notre cohorte présente une asymétrie mammaire moyenne statistiquement significative de 8.32%. 66.6% des patientes présentent une asymétrie  $\geq 5\%$ . Par ailleurs, le sein gauche est plus volumineux chez 65.5% des patientes. Une faible corrélation non-significative existe entre les volumes mammaires et l'angle de Cobb ainsi que la gibbosité thoracique.

Par la suite, une méthode de mesure automatisée, développée à partir de l'environnement mathématique Matlab, est appliquée directement sur les reconstructions 3D. En bref, elle consiste à identifier les contours des seins pour les exciser afin d'exposer la cage thoracique puis, à soustraire le thorax complet du thorax sans seins pour déterminer les volumes mammaires.

Les volumes mammaires acquis par la méthode automatisée sont, de manière attendue, de plus petites tailles que ceux obtenus à l'IRM. Une forte corrélation est établie entre les volumes mammaires obtenus par les deux différentes techniques de mesure. Bien que statistiquement significatives, les asymétries mammaires ( $r= 0.614$ ,  $p < .001$ ) ne sont pas aussi fortement corrélées entre elles que les volumes. Le sein droit ( $r=0.805$ ) présente une corrélation plus élevée que le sein gauche ( $r=0.747$ ).

Finalement, l'influence de la posture est étudiée à partir des maillages 3D de l'IRM (décubitus ventral) et de la topographie surfacique 3D (position debout). D'excellentes corrélations sont confirmées entre les volumes mammaires ;  $r= 0.896$  et  $r= 0.939$ , respectivement pour les volumes mammaires gauches et droits.

Ce projet a permis de démontrer, pour la première fois, qu'il est possible de calculer le volume mammaire de façon objective et précise avec l'IRM, chez une cohorte scoliotique. Grâce à la précision des repères anatomiques, l'IRM nous a permis de revisiter une croyance populaire dans la communauté de la scoliose. Celle soutenant que l'asymétrie mammaire ressentie par les patientes n'est qu'une perception. Ces nouvelles données nous permettrons de conseiller les jeunes filles avec la SIA, concernant leurs préoccupations sur l'asymétrie de leurs seins.

Nous avons confirmé que la méthode de mesure automatisée est réalisable cliniquement et pourrait être utilisée pour prédire les volumes obtenus à l'IRM. Par ailleurs, c'est le premier outil de mesure de volumétrie mammaire complètement automatisé à notre connaissance. Les volumes mammaires obtenus debout et en décubitus ventral sont comparables.

## MOTS-CLÉS

Adolescence

Asymétrie mammaire

Imagerie par résonance magnétique (IRM)

Mesure

Seins

Scoliose

Scoliose idiopathique de l'adolescence

Topographie surfacique

Tridimensionnelle (3D)

Volume

# ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a complex tridimensional deformation of the spine affecting primarily girls. The progressive course is mostly aesthetic with, in particular, a resulting rib cage deformity. Breast asymmetry is a frequent concern expressed by these girls. Defined as a difference in shape, position or volume of the breasts or the nipple complex, breast asymmetry is common in women but usually minor and not visible.

It remains unknown in the literature if breast asymmetry is more frequent in scoliotics. Moreover, very few studies have evaluated the relationship between scoliosis and breast asymmetry. It is commonly believed that it is not the breasts that are asymmetric, but rather the trunk rotation giving this perception.

The breasts represent one of the most challenging organs to measure due to their great variability. Many measuring methods have been described. Magnetic resonance imaging (MRI) is considered the most precise tool to define the mammary gland and its delimitation on the rib cage.

This study aims at measuring objectively breast asymmetry, as described by a volume difference between the breasts, in a cohort of young girls presenting with significant AIS, using the MRI as a measuring tool. Then, an automated measuring method, applied on the 3D surface topography, is proposed. The results obtained with this method are confronted to those of the MRI. The influence of posture on breast volume is also examined from the two different modalities.

To achieve these objectives, a cohort of 30 scoliotic patients was enrolled on the basis of their thoracic curvature and their bone and breast maturity. Two torso imaging were performed: 3D surface topography and MRI.

Initially, the summation of segmented images acquired by MRI enabled us to measure very precisely breast volume. The statistically significant mean breast asymmetry was found to be 8.32%. 66.6% of the patients presented an asymmetry  $\geq$  5%. A weak positive non-significant correlation exists between breast volumes and Cobb angle as well as thoracic gibbosity.

Thereafter, an automated measuring method, developed from the numeric environment Matlab, is applied directly on the 3D reconstructions. In short, it consists in identifying the breasts contours to excise them in order to expose the rib cage, then subtracting from the complete thorax, the thorax without breasts to determine the breast volumes.

The breast volumes acquired by the automated method are, as expected, smaller than those obtained with MRI. A strong correlation is established between breast volumes obtained from the two different techniques. Although statistically significant, breast asymmetries ( $r= 0.614$ ,  $p< .001$ ) are not as strongly correlated therebetween as are breast volumes. The right breast ( $r=0.805$ ) presents a higher correlation than the left breast ( $r=0.747$ ).

Finally, the influence of posture is studied from the meshes obtained from MRI (prone) and 3D surface topography (standing position). Excellent correlations are confirmed between breast volumes;  $r= 0.896$  and  $r= 0.939$ , respectively for the left and right breast volumes.

This project enabled us to demonstrate, for the first time, that it is possible to measure breast volume objectively and accurately in a cohort of scoliotic patients. As a result of the anatomic landmarks precision, the MRI allowed us to revisit a common belief in the scoliosis community, which states that breast asymmetry expressed by patients, is in fact a perception. These new data will help us counsel our young girls with AIS, regarding their concerns with the asymmetry of their breasts.

We have confirmed that the automated measuring method is clinically feasible and could be used to predict MRI volumes. Furthermore, it is the first breast volumetric measuring tool completely automatic, to our knowledge. Also, the breast volumes obtained in standing and in prone are comparable.

# KEYWORDS

Adolescence

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS)

Breast

Breast asymmetry

Magnetic resonance imaging (MRI)

Mesure

Scoliosis

Surface topography

Three-dimensional (3D)

Volume



# TABLE DES MATIÈRES

|  |              |
|--|--------------|
| <b>RÉSUMÉ.....</b>   | <b>i</b>     |
| <b>MOTS-CLÉS .....</b>   | <b>iv</b>    |
| <b>ABSTRACT.....</b>   | <b>v</b>     |
| <b>KEYWORDS.....</b>   | <b>viii</b>  |
| <b>TABLE DES MATIÈRES .....</b>                                      | <b>ix</b>    |
| <b>Liste des tableaux .....</b>                                      | <b>xii</b>   |
| <b>Liste des figures.....</b>  | <b>xiii</b>  |
| <b>Liste des annexes .....</b>                                       | <b>xvi</b>   |
| <b>Liste des sigles et abréviations.....</b>                         | <b>xvii</b>  |
| <b>REMERCIEMENTS .....</b>   | <b>xviii</b> |
| <b>INTRODUCTION .....</b>  | <b>1</b>     |
| <b>CHAPITRE 1 ÉTAT DES CONNAISSANCES .....</b>                       | <b>5</b>     |
| <b>1.1 - SCOLIOSE IDIOPATHIQUE DE L'ADOLESCENCE .....</b>            | <b>6</b>     |
| 1.1.1 - GÉNÉRALITÉS .....  | 6            |
| 1.1.2 - ÉVALUATION DES DÉFORMATIONS SCOLIOTIQUES.....                | 8            |
| 1.1.2.1 - EXAMEN CLINIQUE .....                                      | 8            |
| 1.1.2.1.1 - EXAMEN PHYSIQUE.....                                     | 9            |
| 1.1.2.1.2 - ÉTUDE DE CROISSANCE.....                                 | 11           |
| 1.1.2.1.3 - ENQUÊTE ÉTIOLOGIQUE .....                                | 11           |
| 1.1.2.2 - EXAMEN RADIOLOGIQUE .....                                  | 11           |
| 1.1.2.3 - ÉVALUATION 3D .....  | 16           |
| 1.1.3 - TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE DE L'ADOLESCENCE..... | 16           |
| 1.1.3.1 - OBSERVATION .....  | 16           |
| 1.1.3.2 - EXERCICES THÉRAPEUTIQUES.....                              | 17           |
| 1.1.3.3 - CORSET.....  | 19           |

|  |           |
|--|-----------|
| 1.1.3.4 - CHIRURGIE.....   | 25        |
| <b>1.2 - ASYMÉTRIE MAMMAIRE.....</b>                               | <b>29</b> |
| 1.2.1 - ANATOMIE DE LA CAGE THORACIQUE.....                        | 29        |
| 1.2.1.1 - DÉFORMATIONS INDUITES À LA CAGE THORACIQUE.....          | 30        |
| 1.2.1.2 - APPORT VASCULAIRE DE LA CAGE THORACIQUE DANS LA SIA..... | 31        |
| 1.2.2 - ANATOMIE DU SEIN .....                                     | 31        |
| 1.2.3 - DÉVELOPPEMENT NORMAL DU SEIN FÉMININ .....                 | 34        |
| 1.2.4 - DÉFINITION DE L'ASYMÉTRIE MAMMAIRE .....                   | 39        |
| 1.2.5 - CAUSES D'ASYMÉTRIE MAMMAIRE À L'ADOLESCENCE .....          | 40        |
| 1.2.6 - PRÉVALENCE DE L'ASYMÉTRIE MAMMAIRE.....                    | 41        |
| 1.2.7 - FACTEURS POUVANT INFLUENCER L'ASYMÉTRIE MAMMAIRE.....      | 42        |
| 1.2.7.1 - CYCLE MENSTRUEL.....                                     | 42        |
| 1.2.7.2 - POIDS CORPOREL.....                                      | 43        |
| 1.2.8 - ASYMÉTRIE MAMMAIRE ET SCOLIOSE .....                       | 44        |
| <b>1.3 - MÉTHODES DE MESURE DU VOLUME MAMMAIRE.....</b>            | <b>47</b> |
| 1.3.1 - MÉTHODES ARCHIMÉDIENNES.....                               | 47        |
| 1.3.2 - MÉTHODES PAR MOULAGE .....                                 | 49        |
| 1.3.3 - AUTRES INSTRUMENTS DE MESURE MAMMAIRE .....                | 52        |
| 1.3.4 - MÉTHODES ANTHROPOMÉTRIQUES DIRECTES .....                  | 55        |
| 1.3.5 - MÉTHODES ANTHROPOMÉTRIQUES INDIRECTES .....                | 58        |
| 1.3.6 - MÉTHODE RADIOLOGIQUE MODERNE : IRM.....                    | 62        |
| 1.3.7 - MÉTHODES SUR TOPOGRAPHIE SURFACIQUE 3D .....               | 65        |
| <b>CHAPITRE 2 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES.....</b>                     | <b>74</b> |
| 2.1 - RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE.....                              | 75        |
| 2.2 - OBJECTIF GLOBAL.....   | 77        |
| 2.3 - HYPOTHÈSES .....   | 78        |
| 2.4 - OBJECTIFS SPÉCIFIQUES.....                                   | 78        |
| 2.5 - PRÉSENTATION DES ARTICLES .....                              | 79        |
| <b>CHAPITRE 3 MATÉRIEL ET MÉTHODOLOGIE .....</b>                   | <b>80</b> |
| 3.1 - MATÉRIEL ET MÉTHODE.....                                     | 81        |
| 3.1.1 - RECRUTEMENT DES SUJETS .....                               | 81        |
| 3.1.2 - IRM MAMMAIRE ET SEGMENTATION SEMI-AUTOMATIQUE.....         | 82        |

|   |            |
|---|------------|
| 3.1.3 - TOPOGRAPHIE SURFACIQUE DU TRONC ET RECONSTRUCTION DU MODÈLE 3D ....   | 86         |
| 3.1.4 - MÉTHODE DE MESURE AUTOMATISÉE .....   | 91         |
| <b>3.2 - STATISTIQUES.....</b>  | <b>95</b>  |
| 3.2.1 - CALCUL DE L'ASYMÉTRIE MAMMAIRE .....  | 95         |
| 3.2.2 - COMPARAISON DES VOLUMES ET DE L'ASYMÉTRIE MAMMAIRE .....  | 95         |
| <b>CHAPITRE 4 RÉSULTATS .....</b>   | <b>97</b>  |
| <b>CHAPITRE 5 ARTICLE 1 .....</b>   | <b>103</b> |
| <b>Article 1 : Is Breast Asymmetry Present in Girls with Adolescent Idiopathic Scoliosis ? .....</b>  | <b>103</b> |
| <b>CHAPITRE 6 ARTICLE 2 .....</b>   | <b>124</b> |
| <b>Article 2: Assessment of Breast Asymmetry in Adolescent Idiopathic Scoliosis using a 3D Body Surface Automated Measurement Technique. ....</b> | <b>124</b> |
| <b>CHAPITRE 7 DISCUSSION .....</b>  | <b>154</b> |
| <b>CHAPITRE 8 CONCLUSION .....</b>  | <b>167</b> |
| <b>RÉFÉRENCES .....</b>   | <b>174</b> |
| <b>ANNEXES.....</b>   | <b>189</b> |

## **LISTE DES TABLEAUX**

|                      |   |            |
|----------------------|---|------------|
| <b>TABLEAU 4 - 1</b> | <b>STATISTIQUES DESCRIPTIVES.....</b>   | <b>98</b>  |
| <b>TABLEAU 4 - 2</b> | <b>VOLUMES MAMMAIRES ET ASYMÉTRIE MAMMAIRE OBTENUS<br/>À PARTIR DE LA SEGMENTATION IRM.....</b>   | <b>99</b>  |
| <b>TABLEAU 4 - 3</b> | <b>COEFFICIENTS DE CORRÉLATION ENTRE L'ASYMÉTRIE<br/>MAMMAIRE ET LES ANGLES DE COBB ET DE GIBBOSITÉS<br/>THORACIQUES.....</b>   | <b>99</b>  |
| <b>TABLEAU 4 - 4</b> | <b>RÉSULTATS DE VOLUMES ET D'ASYMÉTRIES MAMMAIRES<br/>OBTENUS AVEC 3 MÉTHODES DIFFÉRENTES :<br/>SEGMENTATION IRM, MÉTHODE AUTOMATISÉE APPLIQUÉE<br/>SUR LA TOPOGRAPHIE SURFACIQUE 3D, ET MÉTHODE<br/>AUTOMATISÉE APPLIQUÉE LE MAILLAGE SURFACIQUE IRM<br/>.....</b> | <b>100</b> |
| <b>TABLEAU 4 - 5</b> | <b>COEFFICIENTS DE CORRÉLATION DE PEARSON ENTRE L'IRM<br/>ET LA MÉTHODE AUTOMATISÉE ET ENTRE LES MAILLAGES<br/>SURFACIQUES IRM ET TOPOGRAPHIE 3D.....</b>   | <b>102</b> |
| <b>TABLEAU F - 1</b> | <b>DONNÉES DÉMOGRAPHIQUES DES PATIENTES .....</b>   | <b>213</b> |
| <b>TABLEAU G - 1</b> | <b>SOMMAIRE DES VOLUMES ET ASYMÉTRIES MAMMAIRES..</b>   | <b>215</b> |

# LISTE DES FIGURES

|               |   |    |
|---------------|---|----|
| FIGURE 1 - 1  | REPRÉSENTATION TRIDIMENSIONNELLE DE LA DÉFORMATION DE LA SIA. ....  | 6  |
| FIGURE 1 - 2  | REPRÉSENTATION EXTERNE DU THORAX POSTÉRIEUR D'UNE PATIENTE AVEC SIA.....  | 8  |
| FIGURE 1 - 3  | ÉVALUATION DU DÉJETTEMENT LATÉRAL À L'AIDE D'UN FIL DE PLOMB. ....  | 9  |
| FIGURE 1 - 4  | ÉVALUATION DE L'ANGLE DE ROTATION VERTÉBRALE À L'AIDE D'UN SCOLIOMÈTRE .....                                    | 10 |
| FIGURE 1 - 5  | ÉVALUATION DE L'ANGLE DE COBB SUR RADIOGRAPHIE .....  | 12 |
| FIGURE 1 - 6  | SCHÉMATISATION DE L'INDICE DE RISSER. ....  | 13 |
| FIGURE 1 - 7  | CLASSIFICATION DES COURBURES DE LA SIA PAR LENKE ....   | 15 |
| FIGURE 1 - 8  | CORSET DE MILWAUKEE.....  | 20 |
| FIGURE 1 - 9  | ORTHÈSE THORACO-LOMBO-SACRÉE.....   | 21 |
| FIGURE 1 - 10 | L'ORTHESE LE CHENEAU .....  | 22 |
| FIGURE 1 - 11 | L'ORTHESE SPINECOR.....   | 23 |
| FIGURE 1 - 12 | RADIOGRAPHIES D'UNE PATIENTE AVEC SIA EN PRÉ-OPÉRATOIRE ET POST-OPÉRATOIRE. ....                                | 27 |
| FIGURE 1 - 13 | ANATOMIE DE LA CAGE THORACIQUE.....   | 29 |
| FIGURE 1 - 14 | DÉFORMATIONS INDUITES À LA CAGE THORACIQUE .....  | 30 |
| FIGURE 1 - 15 | REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE D'UN SEIN. ....  | 32 |
| FIGURE 1 - 16 | LE DÉVELOPPEMENT MAMMAIRE EMBRYONNAIRE.....   | 35 |
| FIGURE 1 - 17 | LE DÉVELOPPEMENT MAMMAIRE FŒTAL.....  | 36 |
| FIGURE 1 - 18 | STADES DE TANNER DU DÉVELOPPEMENT MAMMAIRE .....  | 38 |
| FIGURE 1 - 19 | ILLUSTRATION REPRÉSENTANT LA PERCEPTION D'ASYMÉTRIE MAMMAIRE EN PRÉSENCE D'UNE SCOLIOSE THORACIQUE DROITE ..... | 41 |
| FIGURE 1 - 20 | ILLUSTRATION DE LA MÉTHODE ARCHIMÉDIENNE.....   | 48 |

|                      |   |           |
|----------------------|---|-----------|
| <b>FIGURE 1 - 21</b> | <b>IMPLANTS EXTENSIBLES AVEC TUBULURES SE CONNECTANT À UNE SERINGUE. ....</b>   | <b>49</b> |
| <b>FIGURE 1 - 22</b> | <b>MOULAGE DU MATÉRIEL THERMOPLASTIQUE SUR LE SEIN ET SUR LE THORAX. ....</b>   | <b>52</b> |
| <b>FIGURE 1 - 23</b> | <b>RUBAN À MESURER DE GITTELSON. ....</b>   | <b>53</b> |
| <b>FIGURE 1 - 24</b> | <b>ILLUSTRATION DE LA TECHNIQUE D'UTILISATION DU CYLINDRE DE MORRIS. ....</b>   | <b>54</b> |
| <b>FIGURE 1 - 25</b> | <b>INSTRUMENT DE MESURE GROSSMAN-ROUNDER. ....</b>  | <b>55</b> |
| <b>FIGURE 1 - 26</b> | <b>ILLUSTRATION DE MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES DIRECTES. ....</b>   | <b>56</b> |
| <b>FIGURE 1 - 27</b> | <b>DESSIN ILLUSTRANT UN CYLINDRE SEMI-ELLIPTIQUE. ....</b>  | <b>60</b> |
| <b>FIGURE 1 - 28</b> | <b>ILLUSTRATION DES MÉTHODES ANTHROPOMÉTRIQUES DIRECTES ET INDIRECTES. ....</b>   | <b>61</b> |
| <b>FIGURE 1 - 29</b> | <b>COUPE AXIALE D'UN IRM MAMMAIRE CHEZ UNE PATIENTE PRÉSENTANT UNE SIA. ....</b>  | <b>63</b> |
| <b>FIGURE 1 - 30</b> | <b>IMAGE D'UNE TOPOGRAPHIE SURFACIQUE 3D DU THORAX ANTÉRIEUR. ....</b>  | <b>65</b> |
| <b>FIGURE 1 - 31</b> | <b>ILLUSTRATION DE LA « FOLDING LINE METHOD ». ....</b>   | <b>67</b> |
| <b>FIGURE 1 - 32</b> | <b>MESURE D'ÉCART DES VOLUMES MAMMAIRES. ....</b>   | <b>71</b> |
| <b>FIGURE 3 - 1</b>  | <b>PHOTO ILLUSTRANT LE POSITIONNEMENT D'UNE PATIENTE DANS L'ANTENNE SEIN. ....</b>  | <b>83</b> |
| <b>FIGURE 3 - 2</b>  | <b>COUPE AXIALE IRM AU NIVEAU DES MAMELONS DÉMONTRANT LA SEGMENTATION MAMMAIRE CHEZ UNE PATIENTE PRÉSENTANT UNE SIA. ....</b> | <b>85</b> |
| <b>FIGURE 3 - 3</b>  | <b>REPRÉSENTATION DE LA SEGMENTATION FINALE SUR MAILLAGE 3D. ....</b>   | <b>85</b> |
| <b>FIGURE 3 - 4</b>  | <b>ILLUSTRATION DE 4 IMAGES AVEC VARIATIONS DE PHASE ET D'UNE IMAGE TEXTURÉE. ....</b>  | <b>86</b> |
| <b>FIGURE 3 - 5</b>  | <b>PHOTO ILLUSTRANT LE POSITIONNEMENT DES CAMÉRAS ET LE CHAMP D'ACQUISITION. ....</b>   | <b>87</b> |

|  |            |
|--|------------|
| <b>FIGURE 3 - 6 POSITIONNEMENT LORS DE L'ACQUISITION D'IMAGES EN TOPOGRAPHIE SURFACIQUE 3D.....</b>  | <b>89</b>  |
| <b>FIGURE 3 - 7 RECONSTRUCTION D'UN MODÈLE 3D .....</b>  | <b>90</b>  |
| <b>FIGURE 3 - 8 SÉLECTION DES MAMELONS ET DÉLIMITATION DE LA RÉGION D'INTÉRÊT. ....</b>  | <b>91</b>  |
| <b>FIGURE 3 - 9 DÉFINITION DES CONTOURS DES SEINS SUR LE MAILLAGE... ..</b>  | <b>92</b>  |
| <b>FIGURE 3 - 10 DÉLIMITATION DES CONTOURS MAMMAIRES À L'AIDE D'ELLIPSES AUX MOINDRES CARRÉS 2D.....</b>                                     | <b>92</b>  |
| <b>FIGURE 3 - 11 SURFACE D'INTERPOLATION CONSTRUITE SUITE AU RETRAIT DES SEINS DU MAILLAGE. ....</b>   | <b>93</b>  |
| <b>FIGURE 3 - 12 REPRÉSENTATION DES MAILLAGES SERVANT AU CALCUL DES VOLUMES MAMMAIRES.....</b>   | <b>94</b>  |
| <b>FIGURE 3 - 13 MAILLAGE DE SURFACE À PARTIR DE L'IRM DES SEINS .....</b>   | <b>94</b>  |
| <b>FIGURE 7 - 1 SUPERPOSITION DE COUPES AXIALES IRM DE LA MÊME PATIENTE OBTENUS VIA SEGMENTATION IRM ET VIA LA MÉTHODE AUTOMATISÉE .....</b> | <b>158</b> |
| <b>FIGURE 7 - 2 REPRÉSENTATION 3D DES SEINS DE LA MÊME PATIENTE OBTENUS VIA DIFFÉRENTES MÉTHODES.....</b>                                    | <b>163</b> |

# LISTE DES ANNEXES

|  |            |
|--|------------|
| <b>ANNEXE A - APPROBATIONS ÉTHIQUES.....</b>                     | <b>190</b> |
| <b>ANNEXE A.1 - APPROBATION ÉTHIQUE CHU SAINTE- JUSTINE.....</b> | <b>190</b> |
| <b>ANNEXE A.2 - APPROBATION ÉTHIQUE CHUM .....</b>               | <b>192</b> |
| <b>ANNEXE B - ENTENTE INTERINSTITUTIONNELLE .....</b>            | <b>194</b> |
| <b>ANNEXE C - FEUILLE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT.....</b>  | <b>203</b> |
| <b>ANNEXE D - QUESTIONNAIRE IRM .....</b>                        | <b>207</b> |
| <b>ANNEXE E - QUESTIONNAIRE TAASQ.....</b>                       | <b>209</b> |
| <b>ANNEXE F - DONNÉES DÉMOGRAPHIQUES DES PATIENTES .....</b>     | <b>211</b> |
| <b>ANNEXE G - VOLUMES ET ASYMÉTRIES MAMMAIRES.....</b>           | <b>214</b> |
| <b>ANNEXE H - FEUILLES DES PATIENTES .....</b>                   | <b>216</b> |



## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

|        |   |   |
|--------|---|---|
| 2D     | : | Deux dimensions   |
| 3D     | : | Trois dimensions  |
| AAP    | : | American Academy of Pediatrics                                |
| AAOS   | : | American Academy of Orthopaedic Surgeons                      |
| AIS    | : | Adolescent idiopathic scoliosis                               |
| CHU    | : | Centre hospitalier universitaire                              |
| CHUM   | : | Centre hospitalier de l'Université de Montréal                |
| DSA    | : | Digital skeletal age ou âge osseux digital                    |
| ECR    | : | Étude contrôlée randomisée                                    |
| ESS    | : | Exercices spécifiques à la scoliose                           |
| IMC    | : | Indice de masse corporelle                                    |
| IRM    | : | Imagerie par résonance magnétique                             |
| POSNA  | : | Pediatric Orthopaedic Society of North America                |
| SIA    | : | Scoliose idiopathique de l'adolescence                        |
| SOSORT | : | Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment |
| SRS    | : | Scoliosis Research Society                                    |
| TAASQ  | : | Truncal Anterior Asymmetry Scoliosis Questionnaire            |
| TDM    | : | Tomodensitométrie   |
| TLSO   | : | Orthèse thoraco-lombo-sacrée                                  |
| VMD    | : | Volume mammaire droit   |
| VMG    | : | Volume mammaire gauche  |

## REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier mon directeur de recherche et mon co-directeur de recherche, les Drs Stefan Parent et Hubert Labelle pour m'avoir proposé ce sujet original et pour la confiance qu'ils m'ont témoignée tout au long de ce projet. Ils ont su me conseiller et tout mettre en œuvre pour qu'il fonctionne. Leur notoriété en scoliose et en recherche est très inspirante. Ils ont contribué de façon inestimable à ma formation scientifique.

Je tiens également à remercier le personnel du centre de recherche et de la clinique externe d'orthopédie du CHU - Sainte-Justine. Plus particulièrement Julie Joncas, Isabelle Turgeon, Marjolaine Roy-Beaudry et Manivone Savann. Leur assistance au recrutement, aux tâches administratives, aux reconstructions 3D ainsi que leur présence chaleureuse ont rendu ce parcours fort agréable.

Ce projet n'aurait pu voir le jour sans la précieuse collaboration du Laboratoire d'imagerie et de vision 4D de l'École Polytechnique de Montréal, et de 3 personnes en particulier : Farida Cheriet, Philippe Debanné et Lama Seoud. Ces personnes m'ont insufflé l'enthousiasme et le désir de me rendre au bout de cette aventure. Leur gentillesse, leur disponibilité, leur vulgarisation scientifique ainsi que leurs conseils judicieux ont été des atouts majeurs dans ce projet.

Je souhaite aussi remercier le personnel de l'équipe de radiologie IRM du CHUM - Hôtel-Dieu pour avoir accueilli nos patientes et plus particulièrement Isabelle Trop qui a cru en mon projet et m'a appuyé dès le premier jour ainsi que Guillaume Gilbert pour son soutien technique pour le protocole IRM et les logiciels de segmentation.

À cela s'ajoute un remerciement bien particulier aux charmantes patientes ainsi qu'à leurs parents qui ont bien voulu participer à ce projet et se déplacer dans un autre centre hospitalier pour effectuer leur IRM mammaire. J'ai été témoin de leurs préoccupations mais aussi de leurs aspirations et très grande joie de vivre.

Finalement, j'aimerais remercier chaleureusement mon conjoint Hugo, pour son amour, sa compréhension, son support et sa patience tout au long de ce projet. Une pensée particulière va aussi à mes enfants, Audrey et Mathieu, qui avec leur joie de vivre, leurs coquinerias et leurs nombreux câlins m'ont donné l'énergie de persister.

Ce travail de recherche a été financé en partie par le Fondation des Étoiles du CHU - Sainte-Justine, le programme MENTOR des IRSC sur les troubles de la mobilité et de la posture, la Chaire Académique de recherche sur les déformations spinales pédiatriques du CHU - Sainte-Justine, et la Fondation de Recherche et d'Éducation en Orthopédie de Montréal (FRÉOM).

# INTRODUCTION

La scoliose est une atteinte du système musculo-squelettique caractérisée par une déformation tridimensionnelle évolutive de la morphologie normale du tronc. Elle se manifeste par une rotation des vertèbres, une déformation des courbures rachidiennes ainsi qu'une modification de la biomécanique de la cage thoracique. La grande majorité des scolioses (80-85%) est d'origine idiopathique, et touche principalement les adolescentes. La découverte des déformations est souvent fortuite par un membre de l'entourage. La prévalence de la scoliose idiopathique de l'adolescence est de 1 à 3% dans la population générale. Lorsque la déformation devient trop importante, une chirurgie peut s'avérer nécessaire. Environ 0.15 à 0.30 % des adolescentes présentant une scoliose idiopathique nécessiteront une chirurgie. Le risque de progression est dix fois plus élevé chez les jeunes adolescentes.

De manière générale, les déformations de la colonne vertébrale sont évaluées et corrigées en utilisant une approche postérieure. C'est pourtant la déformation antérieure qui préoccupe davantage les jeunes adolescentes présentant une scoliose idiopathique et plus particulièrement, l'asymétrie de leurs seins. De façon instinctive, on serait porté à croire que ce ne sont pas les seins qui sont asymétriques, mais plutôt la déformation du thorax en rotation qui donne cette impression. Par exemple, un sein gauche plus gros lors d'une scoliose thoracique droite. Malgré des techniques chirurgicales permettant un meilleur contrôle de la déformation thoracique, la correction de l'asymétrie mammaire n'est pas toujours optimisée.

L'asymétrie mammaire physiologique est fréquente chez les femmes, jusqu'à 88% selon certaines études, mais habituellement mineure et non visible. Il demeure incertain dans la littérature si l'asymétrie mammaire est plus fréquente chez les scoliotiques. De plus, très peu d'études ont évalué la relation entre la scoliose et

l'asymétrie mammaire. L'asymétrie mammaire autant chez les adolescentes que chez celles présentant une scoliose idiopathique, n'a pas été décrite.

Les seins représentent un des organes les plus difficiles à mesurer étant donné la variabilité de leur volume, forme, largeur, hauteur, projection, densité tissulaire, composition, et position sur le thorax. Lors des chirurgies esthétiques ou reconstructrices des seins, l'appréciation de l'asymétrie mammaire demeure subjective et l'intervention repose essentiellement sur l'habileté et l'expérience du plasticien. L'utilisation d'un outil de mesure permettant une analyse objective de la géométrie du sein n'a jamais fait l'unanimité. Pourtant, plusieurs méthodes de mesure ont été décrites pour calculer le volume mammaire. Les méthodes dites Archimédiennes, basées sur le principe de déplacement d'un volume d'eau, le moulage 3D, les mesures anthropométriques directes (sur le corps) ou indirectes (à partir d'imagerie 2D telles que photos, mammographies ou échographies), les procédures radiologiques modernes (TDM ou IRM) et l'imagerie 3D surfacique tel que la stéréographie, le numériseur au laser ou utilisant la lumière structurée. À date, les mesures volumétriques sur IRM, démontrent le niveau de précision le plus élevé et sont considérées l'étalon d'or pour la mesure des volumes des seins.

La topographie de surface 3D, qui gagne en popularité dans les dernières décennies, propose des acquisitions fidèles, sans déformer les seins ni émettre de radiations ionisantes. Elle reproduit l'apparence des seins telle que perçue par la patiente. Son coût est acceptable une fois l'investissement initial fait. Notre équipe de chercheurs a accès à cet outil au CHU Sainte-Justine et a développé une expertise dans ce domaine. Chez les patients scoliotiques, des techniques de topographie de surface non invasives permettent une évaluation quantitative du dos et de tout le thorax. De plus, les reconstructions 3D ont été évaluées pour la mesure du volume mammaire et d'autres paramètres morphologiques. Cet examen fait maintenant partie de l'examen de routine lors de l'évaluation initiale à la clinique de scoliose.

Nous désirons développer et valider une méthode automatisée de mesure de volume mammaire directement sur l'imagerie 3D afin de répondre à une inquiétude fréquente de nos patientes en clinique, celle de l'asymétrie de leurs seins. L'amélioration de notre compréhension de l'asymétrie mammaire nous permettra de bien conseiller nos jeunes patientes, de mieux comprendre sa relation avec la déformation du rachis et, ainsi possiblement modifier notre approche chirurgicale dans le futur.

La motivation derrière ce projet de recherche est donc basée sur les observations suivantes : 1) la plainte fréquente des adolescentes scoliotiques à propos de l'asymétrie de leurs seins, 2) l'absence de données précises dans la littérature au sujet de l'asymétrie mammaire chez les jeunes adolescentes et chez celles présentant une scoliose, 3) la possibilité de répondre à une croyance populaire dans la communauté scientifique de la scoliose, 4) le développement et la validation d'une méthode de mesure automatisée utilisable directement sur la topographie surfacique 3D, 5) l'existence et l'utilisation courante de cette technologie non-irradiante (topographie surfacique 3D) dans notre clinique de scoliose, et 6) le développement de l'expertise de notre équipe de recherche dans l'évaluation de l'asymétrie mammaire chez une clientèle atteinte de scoliose idiopathique de l'adolescence.

Ce mémoire de maîtrise comprend huit chapitres. Le premier présente l'état des connaissances, alors que les hypothèses de travail et les objectifs spécifiques sont exposés au chapitre 2. Le corps du mémoire contient la méthodologie, les résultats (Chapitre 3 et 4) ainsi que les articles (Chapitres 5 et 6). Le premier article (Chapitre 5) quantifie l'asymétrie mammaire, en utilisant la segmentation volumétrique sur IRM, chez une cohorte de 30 patientes présentant une scoliose idiopathique de l'adolescence significative, sans égard à l'opinion subjective des participantes sur l'asymétrie de leurs seins. Le second article (Chapitre 6), en plus de proposer une méthode automatisée de mesure du volume mammaire sur topographie surfacique 3D, évalue la corrélation entre les volumes mammaires obtenus précédemment à l'IRM et ceux obtenus à la topographie surfacique 3D. Il décrit également l'effet de la posture (décubitus ventral vs debout) sur le volume mammaire. Finalement, une

discussion de l'ensemble des résultats se trouve au chapitre 7 et la conclusion et perspectives futures font l'objet du chapitre 8.

# **CHAPITRE 1**

## **ÉTAT DES CONNAISSANCES**

Le chapitre qui suit constitue le recensement des écrits relatifs au présent projet de recherche. La première section présente tout d'abord la scoliose idiopathique de l'adolescence avec ses caractéristiques épidémiologiques, cliniques et ses traitements actuels. Ensuite, afin de comprendre la problématique associée à la mesure du volume mammaire chez les adolescentes scoliotiques, l'anatomie de la cage thoracique ainsi que les déformations induites par la scoliose seront exposées. Également l'anatomie du sein et son développement normal seront détaillés. Une section sera dédiée à l'asymétrie mammaire et ses différentes composantes. Finalement, un exposé des différentes méthodes de mesure du volume mammaire sera présenté.



## 1.1 - SCOLIOSE IDIOPATHIQUE DE L'ADOLESCENCE

### 1.1.1 - GÉNÉRALITÉS

La scoliose idiopathique de l'adolescence est une déformation tridimensionnelle complexe de la colonne vertébrale et de la cage thoracique (Figure 1 - 1) (1), de cause incertaine, présente chez 1 à 3% des enfants et des adolescents (2). Il s'agit d'un diagnostic d'exclusion suite à l'élimination d'une cause sous-jacente congénitale, syndromique ou neurologique. La scoliose se définit comme une courbure  $\geq 10^\circ$  de la colonne vertébrale dans le plan coronal.

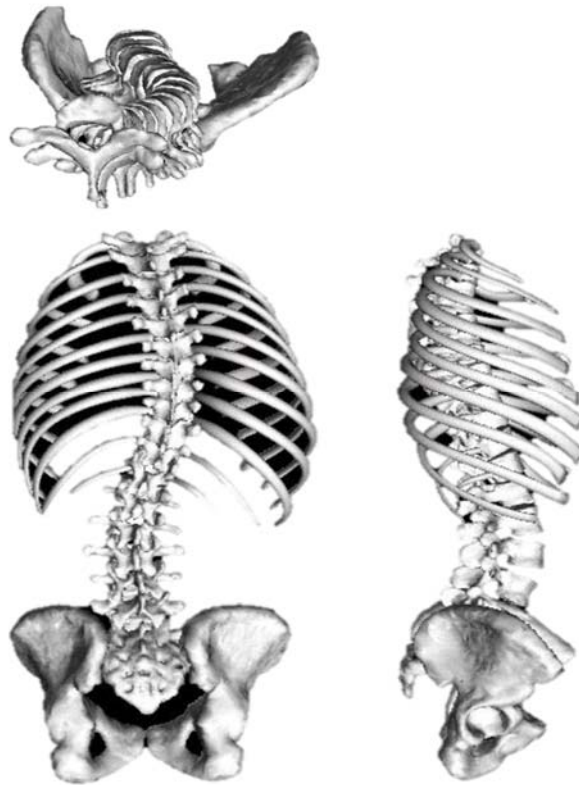


Figure 1 - 1 Représentation tridimensionnelle de la déformation de la SIA.

Les scolioses idiopathiques sont subdivisées en 3 groupes selon l'âge d'apparition, soit infantile avant l'âge de 3 ans; juvénile, entre 3 et 10 ans; et de l'adolescence, de

l'âge de 10 ans jusqu'à la fin de la croissance. Approximativement 80% des scolioses de l'adolescence seront ultimement diagnostiquées comme étant idiopathique (3). La prévalence diminue avec la sévérité de la courbure. La SIA est beaucoup plus fréquente chez les filles que les garçons, avec un ratio de 7 :1 dans les courbures > 40 ° (4). Seulement 0.1% des patients nécessitera une intervention chirurgicale.

L'étiologie de la SIA est inconnue. Des causes mécaniques, métaboliques, hormonales, neuromusculaires et génétiques ont été proposées (5). Les données actuelles ne nous permettent pas d'incriminer un facteur spécifique comme cause directe de cette condition. Par conséquent, la SIA est vue comme une affection multifactorielle avec une prédisposition génétique.

L'histoire naturelle de la SIA a été étudiée chez une cohorte de 133 patients non-traités suivis pendant une moyenne de 40 ans. Les courbures thoraciques > 50° ont progressé, en moyenne, de 1° par année, les courbures thoraco-lombaires de 0.5° par année et les courbures lombaires, de 0.24° par année. Par contre, les courbures < 30° n'ont pas progressé (4). Il n'y a pas d'évidence d'augmentation de mortalité ni de compromis cardio-pulmonaire établi chez les patients présentant une SIA n'ayant pas été traités (6). La SIA ne cause typiquement pas de problèmes de santé durant la croissance. L'atteinte progressive est surtout cosmétique avec la déformation de la cage thoracique, la proéminence de côtes, l'asymétrie de la hauteur des épaules et un déséquilibre du tronc (Figure 1-2). Cette altération externe résultante peut avoir un impact négatif sur la qualité de vie des adolescents et, dans le pire des cas, engendrer des troubles psychologiques (7-10).

Les facteurs de risque de progression de la SIA sont la sévérité de la courbure, l'immaturation squelettique, le jeune âge, le sexe féminin, les doubles courbures, les périodes de croissance (11-13).



Figure 1 - 2 Représentation externe du thorax postérieur d'une patiente avec SIA.

## **1.1.2 - ÉVALUATION DES DÉFORMATIONS SCOLIOTIQUES**

### **1.1.2.1 - EXAMEN CLINIQUE**

L'évaluation clinique consiste en l'examen physique, l'étude de croissance et l'enquête étiologique.

### 1.1.2.1.1 - EXAMEN PHYSIQUE

L'examen physique comprend l'observation globale de la posture debout à la recherche d'une asymétrie au niveau de la hauteur des épaules, des omoplates, du bassin ainsi que de l'ouverture de l'angle de taille. Dans cette position, un fil de plomb est également utilisé afin de quantifier le déséquilibre ou déjettement latéral (fil de plomb descendu de C7) (Figure 1 - 3) et antéropostérieur (fil de plomb placé au conduit auditif externe). L'appréciation de la rotation épaules-bassin et la persistance d'une courbure structurale peuvent être faites, respectivement en position assise et couchée. La peau est inspectée afin d'éliminer des stigmates de neurofibromatose ou d'anomalies de fermeture du tube neural. L'examen neurologique de base est également de mise car une asymétrie de ce dernier pourrait faire suspecter une syringomyélie.

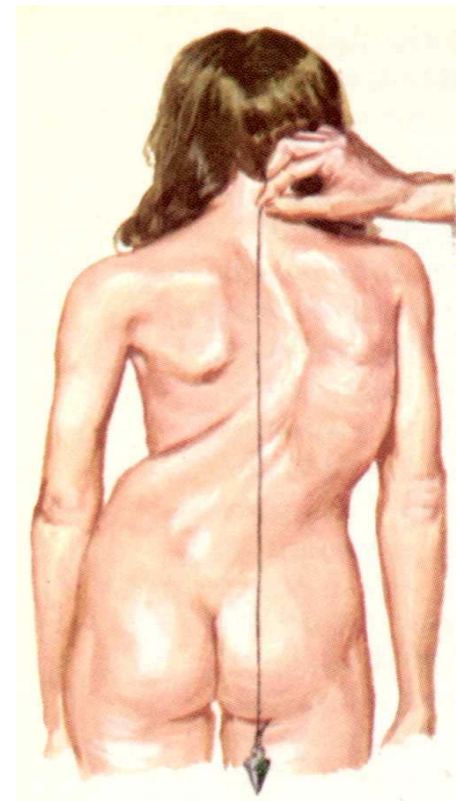


Figure 1 - 3 Évaluation du déjettement latéral à l'aide d'un fil de plomb.

La mesure de la gibbosité, une saillie du côté convexe de la courbure principale, est le reflet de la rotation vertébrale thoracique. Elle s'exprime en degrés et est mesurée à l'aide d'un scoliomètre (14). La mesure s'effectue lors du test d'Adams (15), jambes tendues, tronc fléchi vers l'avant avec les bras en direction des pieds, paumes des mains ensemble (Figure 1-4). Le scoliomètre est placé tangentiellement au sommet de la gibbosité et le résultat est interprété après s'être assuré qu'il n'y ait pas d'inégalité de longueur des membres inférieurs. La sensibilité et spécificité de ce test pour les scolioses thoraciques sont de 92% et 60% respectivement. Labelle et al. rapporte que le scoliomètre est le meilleur outil de dépistage et qu'il y existe une évidence modérée pour référer à un spécialiste de la colonne lorsque que les valeurs sont de l'ordre de 5° à 7° et plus (16). Il appuie également les recommandations conjointes de la AAOS, SRS, POSNA et AAP stipulant que les jeunes filles devraient être dépistées à deux reprises à 10 et 12 ans alors que les garçons, seulement une fois à l'âge de 13 ou 14 ans (17).

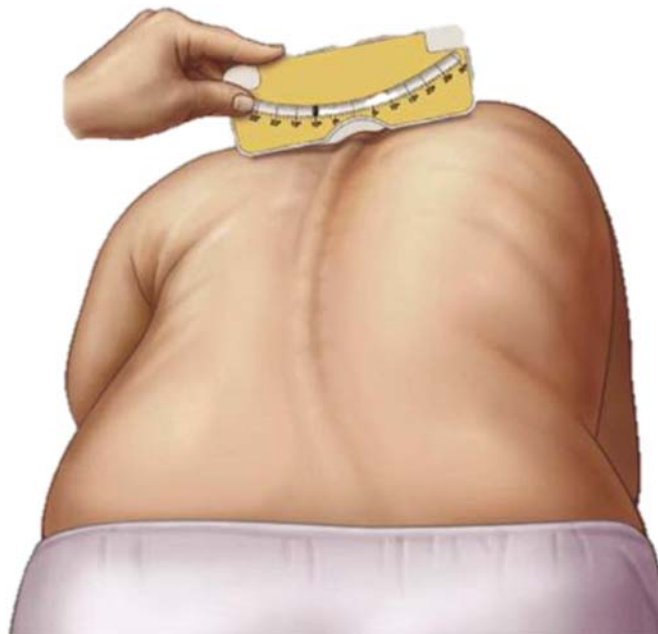


Figure 1 - 4 Évaluation de l'angle de rotation vertébrale à l'aide d'un scoliomètre

### **1.1.2.1.2 - ÉTUDE DE CROISSANCE**

L'étude de croissance consiste à rechercher des signes de puberté tels que les caractères sexuels secondaires. La poussée de croissance pubertaire totale dure environ 2.5 à 3 ans et l'âge moyen pour la vitesse de croissance maximale est de 12 ans chez les filles et de 14 ans chez les garçons (13).

Chez la fille, on évalue le stade de Tanner pour le développement mammaire (18) et pour la pilosité pubienne, ainsi que la ménarche. Cette dernière nous indique un point à partir duquel la croissance commence à ralentir sur une période d'environ 2 ans (19) et elle apparaît environ 2 ans après le début du développement mammaire.

Chez les garçons, on évalue également le stade de Tanner à la fois pour la pilosité pubienne et le développement des organes génitaux externes.

### **1.1.2.1.3 - ENQUÊTE ÉTIOLOGIQUE**

L'enquête étiologique repose sur le questionnaire des antécédents personnels et familiaux, un bilan neurologique complet ainsi que des examens orthopédiques complémentaires jugés nécessaires.

### **1.1.2.2 - EXAMEN RADIOLOGIQUE**

L'examen radiologique de base en scoliose comporte une radiographie postéro-antérieure de la colonne vertébrale complète incluant le bassin, de face et de profil. Elle permet au clinicien de confirmer le diagnostic et d'assurer le suivi clinique de manière à quantifier la sévérité de la déformation du rachis. Bien qu'on sache depuis plusieurs décennies que la scoliose est une déformation tridimensionnelle (20, 21), l'angle de Cobb (22) demeure la mesure clinique la plus répandue pour évaluer la courbure. On identifie tout d'abord la vertèbre apicale et ses vertèbres limites. La rotation est maximale à l'apex de la courbure et s'atténue à ses extrémités. L'angle de Cobb, est formé par le croisement de la tangente au plateau supérieur de la

vertèbre limite supérieure et de la tangente au plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure (Figure 1-5).

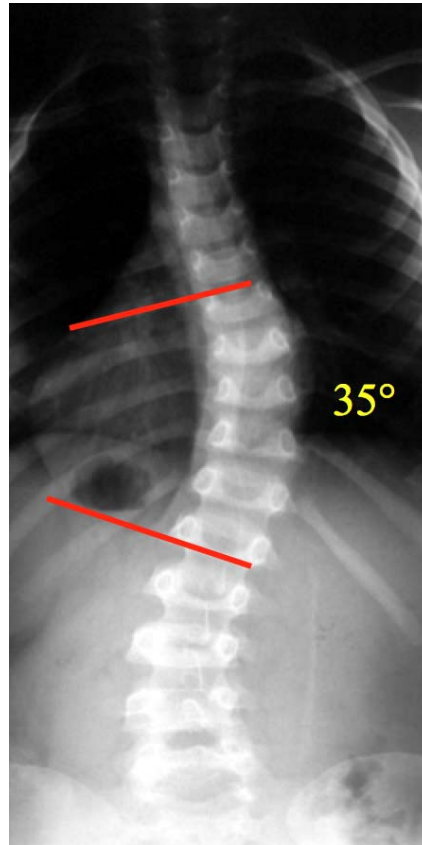


Figure 1 - 5 Évaluation de l'angle de Cobb sur radiographie.

Au bassin, des mesures de déjettement et d'obliquité peuvent être réalisées. De plus, l'évaluation de la fermeture du cartilage tri-radié (23) et de l'indice de Risser (24) nous renseigne sur la maturité osseuse. L'indice de Risser réfère à l'apparence de l'apophyse iliaque du bassin. Il y a 6 stades de Risser (0 à 5), dénotant le cours de l'apophyse de la crête iliaque antérieure vers postérieure, puis, sa fusion sur l'ilion (Figure 1 - 6). L'incidence de progression de la SIA a été corrélée avec l'indice de Risser et la sévérité de la courbure (19). Par exemple, pour une courbure de 20° à 29° chez un enfant avec un indice de Risser de 0 ou 1, l'incidence de progression est de 68%. Les désavantages de l'indice de Risser sont qu'il corrobore différemment avec

l'âge osseux des garçons et des filles, et qu'il apparait typiquement après la vitesse maximale de croissance. De plus, il serait mieux visualisé sur une radiographie antéro-postérieure.

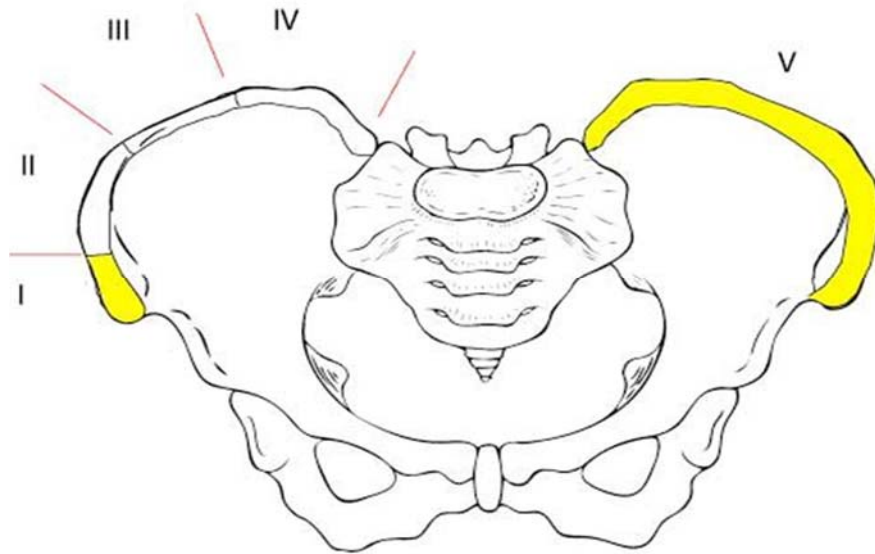


Figure 1 - 6 Schématisation de l'indice de Risser.

L'âge osseux peut également être quantifié par l'évaluation de la main et du poignet gauche sur une radiographie. Les os sont comparés à ceux retrouvés dans l'atlas de Greulich et Pyle (25) ou à l'aide de la méthode de Tanner-Whitehouse-III (26). La méthode Tanner-Whitehouse-III consiste à noter de façon précise les os avec une lettre qui est corrélée avec une notation pondérée. Les points sont séparés pour les os du carpe, et le radius, l'ulna et les petits os de la main (métacarpes et phalanges). Sanders a trouvé que l'évaluation spécifique des métacarpes et des phalanges qu'il a nommé « DSA » (digital skeletal age), était mieux corrélée ( $r=0.93$ ) à la progression de la SIA que les autres marqueurs de maturité, incluant le stade de Tanner et l'indice de Risser (13).

Dimeglio a, pour sa part, décrit la fiabilité des centres d'ossification secondaires du coude, comme marqueurs de maturité osseuse (27). Il rapporte que durant la phase



d'accélération pubertaire (2 premières années), l'évaluation de l'olécrane serait plus précise que celle de la main, alors que durant la phase de décélération pubertaire (dernière année), l'indice de Risser complété par l'âge osseux de la main, seraient optimaux.

Nault propose un indice de Risser modifié en 3 groupes, dont le groupe B (Risser 0 avec cartilage tri-radié fermé et Risser 1), équivalent à la notation DSA de 400 à 425, correspond au début de la phase d'accélération de la courbure (28). Ce système a l'avantage d'être facilement utilisable en clinique directement sur la radiographie de base de la colonne.

D'autres clichés radiologiques, tels que des clichés en flexion latérale ou en traction, permettent d'évaluer la mobilité et la réductibilité de la courbure. Un examen par TDM ou IRM, peut s'avérer utile pour l'étude de la morphologie détaillée, de la rotation ou de la moelle épinière.

Plusieurs systèmes de classification permettant de catégoriser les déformations scoliotiques ont été proposés. La classification classique expose la topographie de la courbe (thoracique, thoraco-lombaire, lombaire, double courbure). La classification de King (29) est similaire mais définit 5 types de scolioses idiopathiques, où la sévérité est basée sur l'angle de Cobb et l'index de flexibilité. Les désavantages étant que le plan sagittal n'est pas inclus dans l'évaluation et que les scolioses à 2 ou 3 courbures majeures ne sont pas considérées. En 2001, Lenke introduit un nouveau système de classification pour les scolioses idiopathiques, qui est beaucoup plus complexe (30). Il se base sur les clichés radiographiques orthogonaux de la colonne ainsi que les clichés en flexion latérale droite et gauche. Les composantes suivantes sont étudiées : localisation, degré et flexibilité. L'apex de la courbure est décrit selon sa localisation. Par exemple, un apex entre T6 et le disque intervertébral de T11-12 aura une localisation thoracique. De plus, une courbure est caractérisée comme « structurale » seulement si l'angle de Cobb résiduel sur les clichés en flexion latérale est  $\geq 25^\circ$  ou si l'angle de cyphose est  $\geq 20^\circ$  (Figure 1 - 7).

Au même moment, en 2001, Poncet présente une classification qui tient compte de la torsion en 3D (31). Il propose 3 types (A, B et C), qu'il associe au courbures de base (thoracique, thoraco-lombaire et lombaire), basés sur différents patrons géométriques de torsion. Plusieurs autres modèles de classification 3D ont été développés depuis, mais aucun ne semble être utilisé de façon systématique en clinique ou en recherche (31-34).

| Curve Type |                   |                     |                        |  |
|------------|-------------------|---------------------|------------------------|--|
| Type       | Proximal Thoracic | Main Thoracic       | Thoracolumbar / Lumbar | Curve Type   |
| 1          | Non-Structural    | Structural (Major*) | Non-Structural         | Main Thoracic (MT)                                 |
| 2          | Structural        | Structural (Major*) | Non-Structural         | Double Thoracic (DT)                               |
| 3          | Non-Structural    | Structural (Major*) | Structural             | Double Major (DM)                                  |
| 4          | Structural        | Structural (Major*) | Structural             | Triple Major (TM)                                  |
| 5          | Non-Structural    | Non-Structural      | Structural (Major*)    | Thoracolumbar / Lumbar (TL/L)                      |
| 6          | Non-Structural    | Structural          | Structural (Major*)    | Thoracolumbar / Lumbar - Main Thoracic (TL/L - MT) |

**STRUCTURAL CRITERIA**  
(Minor Curves)

**Proximal Thoracic:** - Side Bending Cobb  $\geq 25^\circ$   
- T2 - T5 Kyphosis  $\geq +20^\circ$

**Main Thoracic:** - Side Bending Cobb  $\geq 25^\circ$   
- T10 - L2 Kyphosis  $\geq +20^\circ$

**Thoracolumbar / Lumbar:** - Side Bending Cobb  $\geq 25^\circ$   
- T10 - L2 Kyphosis  $\geq +20^\circ$

\*Major = Largest Cobb Measurement, always structural  
Minor = all other curves with structural criteria applied

**LOCATION OF APEX**  
(SRS definition)

| CURVE         | APEX             |
|---------------|------------------|
| THORACIC      | T2 - T11-12 DISC |
| THORACOLUMBAR | T12 - L1         |
| LUMBAR        | L1-2 DISC - L4   |

| Modifiers             |                               |                                    |
|-----------------------|-------------------------------|------------------------------------|
| Lumbar Spine Modifier | CSVL to Lumbar Apex           | Thoracic Sagittal Profile T5 - T12 |
| A                     | CSVL Between Pedicles         | - (Hypo) < 10°                     |
| B                     | CSVL Touches Apical Body(ies) | N (Normal) 10°- 40°                |
| C                     | CSVL Completely Medial        | + (Hyper) > 40°                    |

Curve Type (1-6) + Lumbar Spine Modifier (A, B, or C) + Thoracic Sagittal Modifier ( -, N, or +)  
**Classification (e.g. 1B+): \_\_\_\_\_**

Figure 1 - 7 Classification des courbures de la SIA par Lenke.  
Reproduite permise. Source : JBJS

### **1.1.2.3 - ÉVALUATION 3D**

L'évaluation 3D à partir d'une reconstruction tridimensionnelle du tronc est de plus en plus répandue dans les cliniques des grands centres de référence de la scoliose. Ce sont les changements morphologiques du tronc et de la cage thoracique qui ont amené le patient et sa famille à consulter initialement, et non la déformation vertébrale, telle qu'analysée sur la radiographie (9). L'analyse du tronc externe est non-invasive, et permet entre autres, d'extraire des indices cliniques directement à partir de la morphologie 3D des structures reconstruites (35, 36). Parmi ces indices, on retrouve la torsion, la rotation axiale intervertébrale, la vue axiale et le plan de courbure maximale (37, 38). Ces indices mettent en évidence des types de déformations précédemment impossible de quantifier par l'usage exclusif de la radiographie (39). Une vision tridimensionnelle se révèle d'une importance capitale dans l'évaluation détaillée des déformations scoliotiques ainsi que sur l'amélioration esthétique obtenue en post-opératoire. Les implications cliniques sont en développement.

### **1.1.3 - TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE DE L'ADOLESCENCE**

Même si la scoliose idiopathique de l'adolescence est diagnostiquée et traitée mondialement, les approches thérapeutiques varient. Outre l'observation, les différentes modalités de traitement de la scoliose se répartissent en trois volets : les exercices thérapeutiques, le corset et la chirurgie.

#### **1.1.3.1 - OBSERVATION**

L'observation est l'approche la plus souvent préconisée pour les patients avec des déformations légères (angle de Cobb < 25°). Selon l'âge osseux, les patients auront des suivis de contrôle aux 4, 6, ou 12 mois pour la surveillance de la progression de la courbure.

### 1.1.3.2 - EXERCICES THÉRAPEUTIQUES

L'utilisation d'exercices dans le traitement de la SIA est controversée. Bien qu'ayant pour objectif de prévenir l'aggravation de la déformation chez les scoliotiques ayant une courbure  $< 25^\circ$  et d'optimiser l'effet du corset chez les scolioses modérées ayant une courbure entre  $25^\circ$  et  $45^\circ$ , aucune étude n'a mise en évidence de façon claire l'effet bénéfique de cette modalité thérapeutique sur le risque de progression de la scoliose, sur la correction de la déformation, ou sur la possibilité d'éviter la chirurgie.

Les exercices thérapeutiques pour le traitement de la SIA sont utilisés depuis plus de 500 ans avant Jésus-Christ, lorsque Hippocrate, suivi de Galenus, ont introduit leur usage comme moyen de maintenir la flexibilité de la cage thoracique (40). Durant les derniers siècles, il y a eu une effervescence considérable de différentes approches thérapeutiques, mais seulement depuis le début du siècle dernier, principalement en Allemagne, avec Klapp et Von Niederhofer, a-t-il été possible de vérifier scientifiquement les premières approches thérapeutiques (41). Par la suite, dans différentes parties de l'Europe, d'autres auteurs ont décrit de multiples méthodes : entre 1930 et 1950 la méthode « IOP » a été introduite en Italie, et la méthode « Psoas » est née en Union Soviétique (41). La méthode « Lyon » (42) et celle de Mézières (43) ont été répandues en France dans les années 1960. Plus tard, Souchard a dérivé ses traitements de Mézières (44) et en Pologne, Dobosiewics a proposé sa propre approche (45), pendant que Mehta énonçait le « side-shift therapy » (46) pour parvenir à l'actuelle « Scientific Exercise Approach to Scoliosis » créé en Italie (47). Au fil des années, les exercices thérapeutiques ont subi diverses croyances, et aujourd'hui, les données actuelles concernant l'efficacité de ces derniers et d'autres méthodes conservatrices pour la SIA demeurent insuffisantes (48-51).

Les lignes directrices de la SOSORT en 2011 recommandait la physiothérapie pour les courbures  $> 15^\circ$  et l'implémentation de mesures conservatrices de physiothérapie et/ou de corset lorsque la courbure atteint  $25^\circ$  à  $45^\circ$  (52).

Il existe une disparité géographique notable en ce qui concerne l'usage des exercices thérapeutiques. En effet, cette modalité thérapeutique jouit d'une popularité aguerrie en France, en Allemagne, en Italie ainsi que dans plusieurs autres pays de l'Europe continentale, alors que la majorité des centres au Royaume Uni et en Amérique du Nord ne préconise pas son usage. Y aurait-il une distinction entre la physiothérapie générale, pratiquée au Royaume Uni et en Amérique du Nord, et les exercices spécifiques à la scoliose (ESS), pratiqués en territoires européens? Alors que la physiothérapie pour le traitement de la scoliose comporte principalement des exercices généraux de renforcement et d'étirement, conjointement à des protocoles d'exercices, les ESS sont des exercices individualisés, enseignés dans des cliniques spécialisées de scoliose, visant à réduire la déformation scoliotique et ainsi retarder ou éviter la prescription du corset. Les ESS agissent sur les tissus mous affectant la colonne vertébrale et peuvent altérer son contrôle moteur par des changements au niveau du système neural (48). Certains auteurs ont rapportés les bénéfices des ESS dans le but de stabiliser et de réduire la magnitude de la courbure, d'améliorer les fonctions respiratoires (53, 54) et même de réduire l'incidence de chirurgie (55). En 2012, les ESS ont fait l'objet d'une revue Cochrane. Seulement 2 études ont été retenues dans cette revue avec un total de 154 participants. L'utilisation d'ESS, dans le but de réduire la progression de la SIA, retarder ou éviter d'autres traitements plus invasifs, demeure toutefois controversée. On manque de preuves de bonne qualité pour pouvoir recommander l'utilisation d'ESS pour la SIA. Une étude de très faible qualité suggérait que ces exercices pourraient être plus efficaces que l'électrostimulation, la traction ou la rééducation posturale pour éviter la progression de la scoliose, mais des recherches de meilleure qualité doivent être menées avant que l'on puisse recommander l'utilisation des ESS en pratique clinique.

Par ailleurs, un protocole d'étude contrôlée randomisée sur le traitement conservateur de la SIA (CONTRAIS : CONservative TReatment for AIS), a récemment été proposé par une équipe suédoise (56). L'étude comptera 3 groupes de 45 patients. Les 3 groupes recevront de la physiothérapie selon les recommandations de l'Organisation Mondiale de la Santé. Un groupe recevra en plus

un corset de nuit, et l'autre, des ESS. Il sera intéressant d'apprécier les résultats de cette étude.

Malgré le fait que l'efficacité des exercices thérapeutiques n'a pas été prouvée dans la SIA, dans plusieurs pays du monde, les patients s'attendent à poursuivre les traitements qui ont un impact sur leur qualité de vie (49). De plus, il est important de reconnaître que les exercices thérapeutiques ont d'importants bienfaits (52) tels que l'amélioration du contrôle neuro-moteur et la stabilité de la colonne vertébrale, la réduction biomécanique de l'affaissement postural ainsi que l'augmentation de la fonction respiratoire. De plus, l'efficacité des exercices thérapeutiques chez les patients présentant la SIA, a déjà été démontrée au niveau de la fonction respiratoire (57, 58), de la force musculaire (59) et de l'équilibre postural (60). Par contre, l'objectif premier des intervenants en scoliose, consiste à comprendre si les exercices thérapeutiques ont une réelle influence sur la déformation de la colonne (52). Dans ce contexte, les patientes devraient être informées de l'absence d'évidence pour ces modalités thérapeutiques dans le but précis de retarder la déformation et se voir offrir l'opportunité de décider pour elles-mêmes quels traitements pourraient le mieux leur convenir en tenant compte de leurs propres croyances personnelles, leur évaluation des risques, bénéfiques et effets indésirables.

### **1.1.3.3 - CORSET**

En Amérique du Nord, le traitement généralement accepté chez les jeunes patients n'ayant pas complété leur croissance, est l'observation clinique, suivi du port d'une orthèse thoraco-lombo-sacrée (TLSO) si la courbure progresse  $> 25^\circ$  (2, 4). L'objectif du traitement par corset est essentiellement de prévenir la progression de la scoliose jusqu'à ce que le patient atteigne la maturité osseuse, après quoi le risque de progression diminue grandement (4). Il existe différents modèles de corset, mais leur objectif commun demeure de reproduire l'alignement et les contours normaux de la colonne par le moyen de forces externes ou la stimulation de correction active par le patient se redressant contre les pressions à l'intérieur du corset.

L'historique du corset est fort fascinant avec des versions faites de cuir et d'acier au 19<sup>e</sup> siècle. Cependant, l'ère des traitements orthopédiques modernes débute avec le corset Milwaukee en 1958, prescrit initialement comme orthèse post-opératoire par le professeur Blount, doyen de la faculté de Milwaukee (61) (Figure 1 - 8). Ce corset a pour principe la mise en extension de la colonne vertébrale. C'est donc un corset de traction.

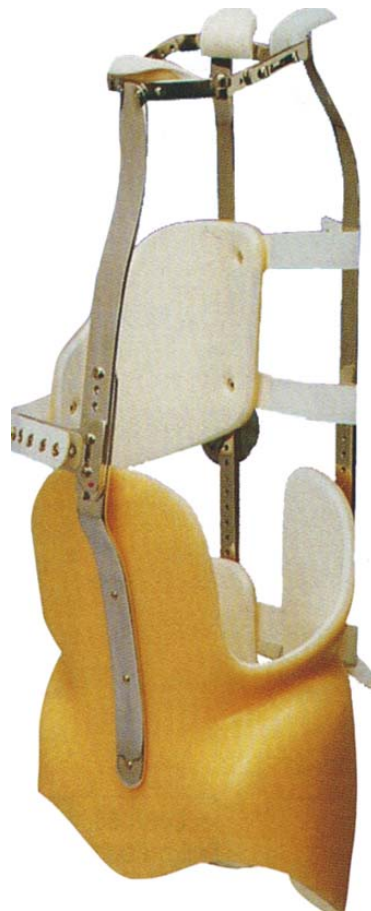


Figure 1 - 8 Corset de Milwaukee.  
Source : [www.ortopedica.ro](http://www.ortopedica.ro)

L'orthèse thoraco-lombo-sacrée (TLSO) a ensuite été développée, en retirant la composante cervicale, en utilisant des matériaux plus légers, et en personnalisant l'orthèse afin d'améliorer le confort, l'esthétisme et l'observance (62) (Figure 1-9).



Figure 1 - 9 Orthèse thoraco-lombo-sacrée

Certains corsets ont été conçus pour un port partiel ou de nuit (63, 64) alors que la plupart des autres sont portés pour plus de 18 heures par jour. Les modifications apportées au TLSO rigide classique ont donné naissance à l'orthèse le Cheneau (65, 66) et l'orthèse dynamique SpineCor (The Spine Corporation Limited, Chesterfield, UK, [www.spinecor.com](http://www.spinecor.com)). L'orthèse le Cheneau (Figure 1 - 10) procure un plus haut degré de correction initiale par l'utilisation d'un moule hyper-correcté et de coussinets qui induisent des forces de dérotation sur tout le tronc. Le nouvel ajout à cette orthèse est l'espace d'expansion laissé afin de permettre une correction active par les mouvements respiratoires (67).





Figure 1 - 10 L'orthèse le Cheneau.  
Source : [www.orthotech-net.fr](http://www.orthotech-net.fr)

L'orthèse SpineCor (Figure 1-11) et l'orthèse TriAC (Boston Brace International, Avon, MA, USA) sont des orthèses non-rigides pour le traitement de la SIA. Les courroies sont placées stratégiquement afin de corriger un mouvement spécifique pour chaque type de courbure, produisant ainsi un changement postural progressif, une correction dynamique de la courbure et un équilibre musculaire plus approprié (80,81). Aucune de ces deux orthèses n'a été testée adéquatement, mais l'inclusion de forces dynamiques au traditionnel contrôle en 3 points démontre une compréhension plus sophistiquée de la colonne en croissance



Figure 1 - 11 L'orthèse SpineCor.  
Source : [www.spinecor.com](http://www.spinecor.com)

La relation dose-réponse entre le port du corset et l'issue n'est pas bien établie, probablement dû à l'incapacité de mesurer de façon précise la durée réelle du port du corset. Dans une méta-analyse se basant sur une revue de dossier et d'indicateurs subjectifs d'observance au traitement, Rowe a rapporté qu'un port de 23 heures avait plus de succès qu'un port de 16 heures ou qu'un port nocturne (68). Depuis, il existe des capteurs à température et à pression, permettant d'évaluer objectivement la relation dose (port du corset) et sa réponse (effet sur la courbure). À l'aide de ces capteurs, il a été démontré que l'observance réelle est beaucoup moindre que celle rapportée par le patient. Par contre, une corrélation positive entre le temps de port du corset et l'effet positif sur la préservation de la courbure semble exister. Chez les patients hautement adhérents au traitement, 11 % présente une progression de leur courbure, comparés à 56% chez les patients moins adhérents (69).

La définition d'un échec au traitement par corset n'est pas standardisée, ce qui rend l'interprétation des études difficile. Certains rapportent cet échec au traitement par une progression radiologique de la courbure  $> 5^\circ$  dans un intervalle de 6 mois et d'autres, par le nombre de chirurgies requises malgré le traitement par corset. Le taux de chirurgies varie entre 7% et 43% (70, 71).

Au fil des années, la communauté médicale est arrivée à deux différentes conclusions. D'un côté, certains croient que le poids de la preuve favorise un effet positif du corset sur l'histoire naturelle de la SIA. En revanche, plusieurs autres cliniciens dans le monde croient que la preuve pour appuyer l'utilisation du corset est pauvre et peu concluante.

En 2010, une revue systématique Cochrane portant sur les corsets chez les SIA (72), a démontré une très faible qualité de preuves provenant d'une étude prospective portant sur une cohorte de 286 jeunes filles à l'effet qu'un corset pouvait freiner la progression de la courbure à la fin de la croissance (taux de succès 74%; IC: 95%; 52% à 84%), ce qui est mieux que l'observation clinique (taux de succès 34%; IC: 95%; 16% à 49%) et la stimulation électrique (taux de succès 33%; IC: 95%; 12% à 60%). Également, une faible qualité de preuves d'une ECR portant sur une cohorte de 43 jeunes filles à l'effet qu'un corset rigide donne de meilleurs résultats qu'un corset souple pour freiner la progression de la courbure lorsque mesurés avec l'angle de Cobb. Aucune différence significative entre les deux groupes n'a été notée quant à la perception subjective des difficultés quotidiennes associées au port du corset.

Plus récemment, Weinstein a entrepris une étude multicentrique incluant des patients pour lesquels un corset aurait été recommandé dans une pratique orthopédique habituelle. L'étude comprend 116 patients randomisés au groupe corset ou au groupe observation seulement, ainsi que 126 patients choisissant l'un des 2 groupes selon leur préférence, étant donné le faible taux de recrutement à l'étude initiale. Les patients du groupe corset étaient avisés de porter le corset au moins 18 heures par jour. Les principales issues de cette étude étaient la progression de la courbure  $\geq 50^\circ$

(échec au traitement) ou la maturité osseuse sans l'atteinte d'une courbure  $\geq 50^\circ$  (succès au traitement). L'étude a dû être cessée en raison de l'efficacité significative du corset dans les 2 cohortes (randomisée et de préférence) avec un taux d'efficacité de 72%, comparé à 48% avec l'observation seulement. Une association significative entre le nombre d'heures de corset porté et le taux de succès ( $p < 0.001$ ) a également été notée. Il a donc été conclu que le traitement par corset diminue de façon significative la progression des courbures à haut risque chirurgical pour les patients avec SIA (73). Comme d'autres auteurs l'avaient mentionné (74, 75), les indications de corset sont peut-être trop étendues, résultant en un traitement superflu pour plusieurs patients. Il est important de bien identifier les patients à risque de progression significative qui bénéficieront du corset.

#### **1.1.3.4 - CHIRURGIE**

Environ 10% des patients présentant une SIA vont progresser à un niveau nécessitant la considération d'un traitement chirurgical (19). Les objectifs principaux du traitement chirurgical de la SIA sont de freiner la progression de la déformation en réalisant une fusion partielle de la colonne, d'obtenir la correction maximale et permanente de la déformation en 3D, et d'améliorer l'apparence cosmétique en équilibrant le tronc. La chirurgie est indiquée pour traiter une déformation scoliotique significative ou pour corriger une déformation susceptible de progresser.

Chez les adolescents, l'indication chirurgicale généralement acceptée est une courbure primaire avec un angle de Cobb  $> 45^\circ - 50^\circ$ . Cette recommandation provient d'études qui ont démontré que les courbures  $> 50^\circ$  ont tendance à progresser lentement (à raison de  $1^\circ$  par année) après avoir atteint la maturité, alors que les courbures  $< 40^\circ$  à la fin de la croissance, se stabiliseront (19).

Chez les adultes, les indications chirurgicales sont la douleur associée à la déformation thoracique ne répondant pas au traitement conservateur, une progression de la courbure qui a exacerbé les symptômes et engendré des

incapacités fonctionnelles (76). Bien que les adolescents puissent choisir de reporter la chirurgie à l'âge adulte, les adultes présentent souvent une courbure moins flexible que celle des adolescents et qui pourrait nécessiter une procédure plus substantielle. Également, pour la même procédure que chez la population adolescente, le taux de complications chez les adultes est beaucoup plus grand.

L'instrumentation postérieure demeure le pilier du traitement chirurgical de la majorité des SIA. De la première génération d'instrumentation, introduite par Harrington dans les années 60 (77), jusqu'à la 3<sup>e</sup> génération d'instrumentation, qui a évolué à partir du système de Cotrel-Dubousset dans les années 1980 (78), un progrès important a été noté avec l'apport de la correction multi-planaire, une fixation stable, une limitation des niveaux fusionnés et la mobilisation précoce sans corset en post-opératoire. De tels progrès ont été possible par la combinaison de câbles, de crochets, de vis pédiculaires, de tiges profilées et de systèmes d'interconnexion, appliqués sur plusieurs sites en postérieur (79, 80). De nos jours, l'utilisation répandue de plusieurs vis pédiculaires segmentaires, introduites par Suk (81), permet une meilleure fixation mécanique des 3 colonnes, une correction tridimensionnelle incluant une réduction de la proéminence costale antérieure, et une limitation des niveaux fusionnés, lorsque comparée aux montages avec câbles et crochets (Figure 1 - 12) (82-84).

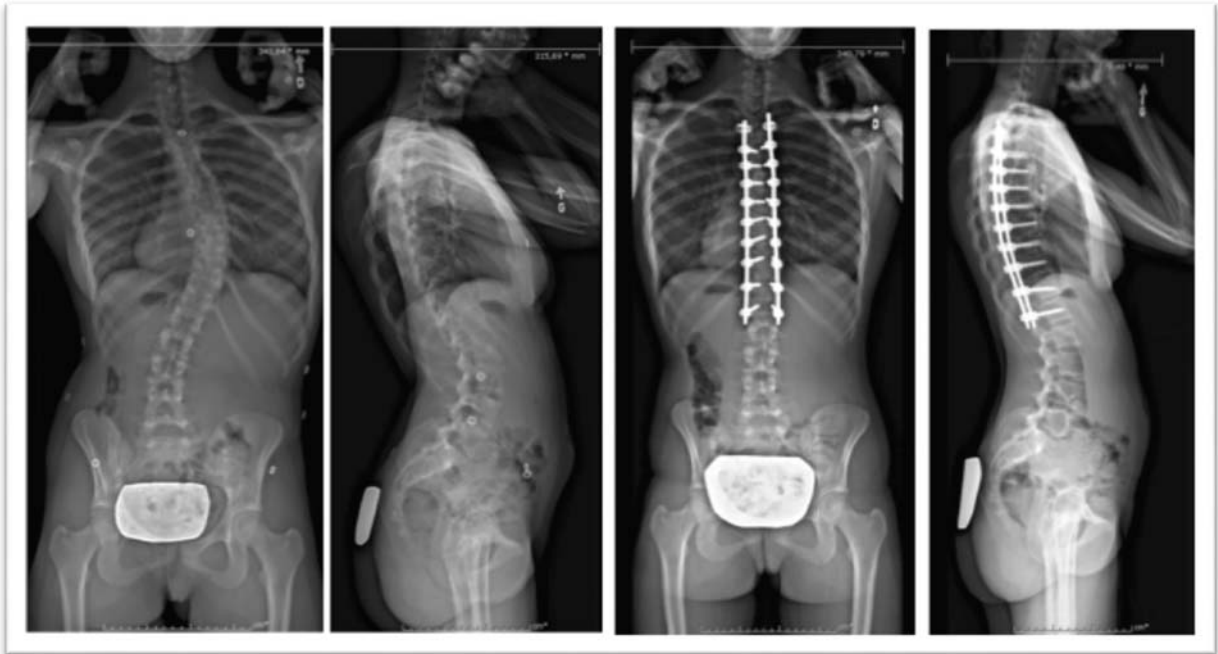


Figure 1 - 12 Radiographies d'une patiente avec SIA en pré-opératoire et post-opératoire.

L'approche antérieure, chez les patients avec une SIA, est réservée aux courbures isolées en thoraco-lombaire ou en lombaire et peut être combinée avec une approche postérieure dans les cas spéciaux (85).

En plus de l'amélioration des techniques chirurgicales et de l'instrumentation, l'évaluation préopératoire, les développements en anesthésie, le monitoring neurophysiologique et les techniques de conservation de sang intra-opératoire, ont rendu le traitement chirurgical de la scoliose plus sécuritaire et ont permis la correction de courbures de hauts grades plus accessible. Toutefois, malgré la meilleure utilisation de la technologie moderne, une chirurgie de la colonne porte toujours un faible risque de complications. Une récente étude prospective de 1301 patients avec SIA a rapporté une incidence de complications neurologiques post-opératoires de 0.69% (86).

À ce jour, aucune étude concluante n'existe pour corréler l'amélioration radiologique

des patientes avec SIA à une amélioration de la fonction, de la perception de soi ou de la santé. Par ailleurs, dans un suivi à long terme (moyenne 19 ans) de 171 patientes opérées comparées à un groupe contrôle de 209 personnes assorties pour l'âge, le poids et la taille, aucune différence significative entre les deux groupes n'a été rapportée en ce qui concerne le niveau fonctionnel. Par contre, une légère augmentation de la douleur au dos est documentée chez le groupe scoliotique (75% des patients vs 65% des contrôles  $p < 0.039$ ) (87).

En conclusion, bien qu'elle ne s'applique qu'à une minorité de patients ayant la SIA, la chirurgie demeure le seul traitement offrant la possibilité de rétablir une apparence externe quasi-normale, en remplaçant une colonne souple mais déformée par une colonne redressée mais rigide. La décision chirurgicale doit prendre en considération le désir du patient, l'évaluation clinique, les comorbidités et l'impact de la scoliose sur la qualité de vie du patient.

## 1.2 - ASYMÉTRIE MAMMAIRE

### 1.2.1 - ANATOMIE DE LA CAGE THORACIQUE

La cage thoracique est une région anatomique qui a pour principale fonction de protéger certains organes vitaux et structures viscérales. La cage thoracique est constituée par plusieurs os. Le rachis thoracique en arrière sur la ligne médiane, est composé de 12 vertèbres. Son homologue antérieur sur la ligne médiane est le sternum. Les côtes sont au nombre de 12 paires. Elles sont de trois types. Les vraies côtes (C1 à C7) s'attachent indépendamment et directement au sternum via un cartilage costal. Les fausses côtes (C8 à C10) sont reliées conjointement au sternum par le biais d'un cartilage costal commun. Les côtes flottantes (C11 et C12), pour leur part, ne s'unissent pas au sternum mais restent libres (Figure 1-13). Le tout forme la cavité thoracique, qui comporte les poumons latéralement et le médiastin au centre, contenant entre autres, le cœur, l'œsophage, la trachée, certains nerfs et vaisseaux lymphatiques et sanguins (88).

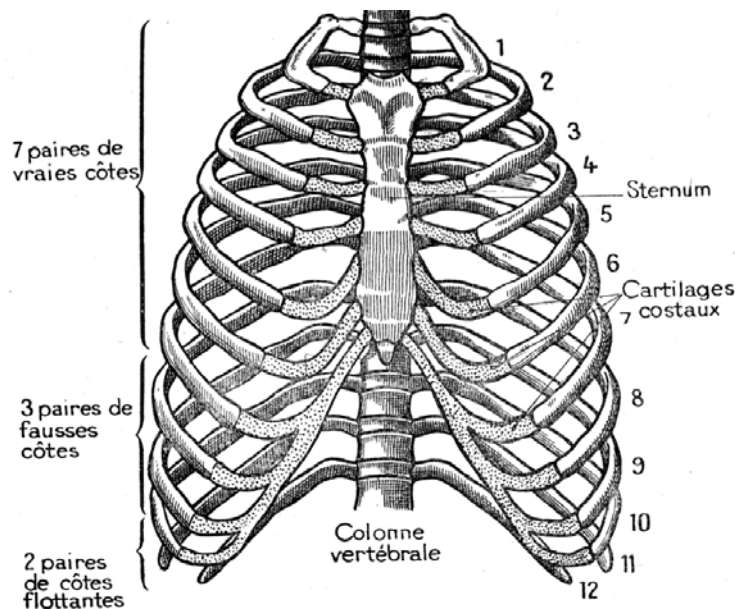


Figure 1 - 13 Anatomie de la cage thoracique et classes costales.  
Reproduction autorisée



### 1.2.1.1 - DÉFORMATIONS INDUITES À LA CAGE THORACIQUE

La scoliose idiopathique de l'adolescence se caractérise par une région structurale (raide et non-réductible) à partir de laquelle les vertèbres sont graduellement déformées. La déformation vertébrale consiste en une asymétrie du corps vertébral, une déformation des processus articulaires, une torsion des vertèbres adjacentes impliquant les disques, les ligaments et les autres structures qui y sont reliées, incluant les côtes. Le sternum, dans le plan frontal, tend à se déplacer vers le bas, proportionnellement à la sévérité de la scoliose associée. Les côtes subissent une verticalisation dans le plan frontal, tant du côté concave que du côté convexe de la courbure principale. À causes des forces impliquées, les côtes soutiennent également un aplanissement de leur courbure. Du côté concave de la courbure, la côte est poussée latéralement et antérieurement, alors que du côté convexe, la côte est projetée postérieurement, avec la gibbosité résultante, et conséquemment, la cage thoracique est rétrécie de ce côté (Figure 1-14) (1, 20, 21, 89-91).

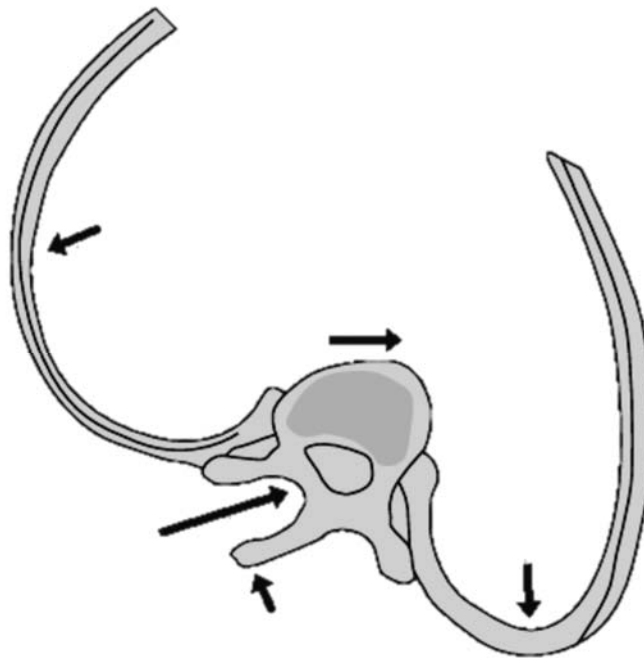


Figure 1 - 14 Déformations induites à la cage thoracique  
Illustration modifiée de Riseborough & Herndon (1975)

### **1.2.1.2 - APPORT VASCULAIRE DE LA CAGE THORACIQUE DANS LA SIA**

Normelli a étudié la vascularité des seins par méthodes thermographiques et diaphanographiques. Aucune différence significative n'a été démontrée dans les images thermiques des seins entre le groupe contrôle et celui des scoliotiques. Par contre, l'analyse des images par diaphanogramme a démontré une vascularité marquée du sein gauche dans le sous-groupe ayant une courbure thoracique à convexité droite. Ce groupe de chercheurs a donc proposé qu'une stimulation unilatérale de la croissance des côtes et des jonctions costochondrales sous-jacentes, secondaire à une plus grande vascularisation du sein gauche par l'artère mammaire interne, pouvait être un des phénomènes déclencheurs dans le développement de la scoliose idiopathique de l'adolescence avec thoracique droite (92). D'autres études subséquentes, utilisant l'échographie-Doppler couleur pour évaluer l'artère mammaire interne n'ont pas confirmé cette hypothèse (93, 94). Korovessis, dans son étude sur l'évolution de l'apport sanguin du thorax antérieur chez de jeunes adolescentes scoliotiques avant le port d'un corset et 2 ans plus tard, a rapporté une diminution du diamètre, de l'aire et du flot sanguin autant chez les scoliotiques que chez le groupe contrôle, soutenant qu'il s'agit d'un phénomène physiologique normal. Par contre, il décrit une asymétrie relative avec le maintien d'une vascularisation de l'hémithorax antérieur gauche dans le groupe scoliotique par rapport à cette diminution physiologique du flot à droite pouvant expliquer l'allongement des côtes gauches et supportant le désordre de régulation du système nerveux autonome (95, 96). Il est toutefois généralement accepté que le développement asymétrique du thorax soit une conséquence de la scoliose et non une cause.

### **1.2.2 - ANATOMIE DU SEIN**

La structure du sein féminin est complexe (Figure 1-15). Cette glande mammaire exocrine est constituée de lobes, de lobules et de canaux galactophores. Chaque sein possède plusieurs sections représentées par des lobules (15 à 20) se

connectant entre eux et au mamelon par des canaux lactifères. Aux lobules, s'attachent de petits sacs creux, les alvéoles, servant à contenir le lait chez la femme qui allaite. Le mamelon est la partie centrale, proéminente du sein entouré d'une partie pigmentée, l'aréole. La peau de l'aréole est grenue car elle est parsemée de glandes sébacées, appelées tubercules de Morgagni. Leur volume croît notablement au cours de la grossesse et on les appelle alors les tubercules de Montgomery.

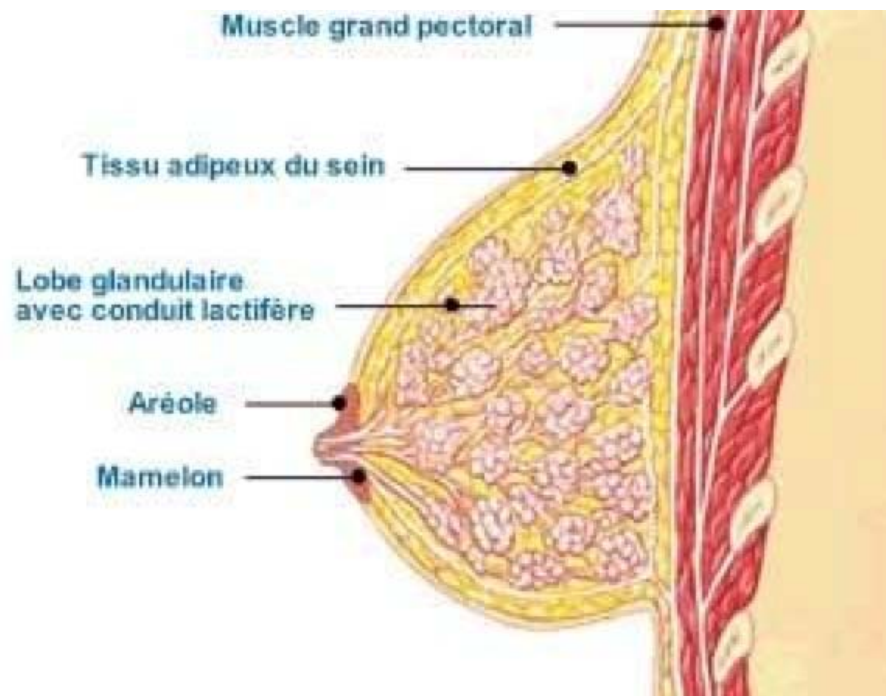


Figure 1 - 15 Représentation schématique d'un sein.  
Modifiée à partir de UVMaF

L'aréole et le mamelon sont pourvus de fibres musculaires lisses qui constituent le muscle mamillaire. Sa contraction est à l'origine de l'érection du mamelon et contrôle également la fonction excrétrice du sein au moment de la lactation. L'espace entourant les lobules et les canaux est occupé par le tissu adipeux, les ligaments suspenseurs et le tissu conjonctif qui les protègent en plus de donner sa forme et son volume à la glande mammaire. La quantité de tissus adipeux entourant le tissu glandulaire détermine largement le volume des seins chez la femme, car l'appareil lactifère est sensiblement le même chez toutes les femmes. Le volume est sensible

aux changements cycliques hormonaux, augmentant en période prémenstruelle, de grossesse et d'allaitement. Cela explique que les jeunes femmes ont des seins plus denses et glandulaires que les femmes en post-ménopause ayant un ratio plus élevé de tissu adipeux. Ce tissu glandulaire existe aussi chez l'homme et chez l'enfant mais de façon réduite.

Le sein est richement vascularisé par des branches supérieures provenant de l'artère sous-clavière, une branche directe de l'artère axillaire, des rameaux latéraux de l'artère thoracique externe, des rameaux médiaux perforants de l'artère thoracique interne et des rameaux perforants des artères intercostales. Le drainage veineux du sein s'effectue via deux réseaux, l'un profond et l'autre superficiel. Le réseau superficiel est très riche et surtout visible dans les quadrants supérieurs du sein. Il dessine un réseau à larges mailles sur l'intégralité de la paroi cutanée, et tout particulièrement au niveau de l'aréole. Les veines profondes accompagnent les rameaux artériels et constituent deux axes : interne et externe.

Cliniquement, le sein est divisé en quatre quadrants : supéro-externe, supéro-interne, inféro-externe et inféro-interne. Ceci ne correspond à aucune réalité anatomique, c'est une convention de « repérage ». Par exemple, dans le drainage lymphatique de la glande mammaire les 2 quadrants externes vont être drainés en périphérie. On trouve leurs lymphocentres le long de l'artère thoracique externe. La lymphe remonte ensuite vers le creux axillaire pour finir dans le ganglion sus-claviculaire. Les 2 quadrants internes ont leur lymphocentres plutôt en profondeur avec un drainage sous le sternum par les ganglions intra-thoraciques annexés à l'artère thoracique interne. Le flot lymphatique rejoint ensuite le relais sus-claviculaire

Comme le sein possède une origine embryologique cutanée, il est solidaire à la peau et demeure indépendant des muscles sous-jacents. L'implantation des seins sur le thorax antéro-supérieur se projette verticalement en moyenne de la 3<sup>e</sup> à la 7<sup>e</sup> côte, le mamelon se situant au niveau de la 9<sup>e</sup> vertèbre dorsale, et horizontalement de part et d'autre du sternum jusqu'à la ligne axillaire moyenne. Une partie de la glande

mammaire peut s'étendre vers la région axillaire : la queue axillaire. Le thorax, est la base profonde sur laquelle repose le sein. Il en conditionne son orientation et sa projection. Les bases mammaires sont généralement divergentes, formant un angle de 30-50 degrés en moyenne (97). La glande mammaire s'insère dans le plan sous-cutané en s'attachant fermement au derme par les travées fibro-glandulaires du fascia superficialis et des ligaments suspenseurs ou de Cooper. En inférieur, l'épaississement plus net de ces travées va tirer la peau en profondeur et créer le sillon sous-mammaire. Quoique mobile sur le thorax avec la peau, ce sillon demeure fixe dans ses rapports avec la glande mammaire. La forme et la position du sillon sont variables, mais il est normalement convexe vers le bas (98). Les deux tiers du sein repose sur le fascia pectoral profond recouvrant les muscles pectoraux (pectoralis mineur et majeur). L'autre tiers repose sur le fascia recouvrant le grand dentelé (88).

### **1.2.3 - DÉVELOPPEMENT NORMAL DU SEIN FÉMININ**

Le développement de la glande mammaire s'effectue en plusieurs étapes. Il débute à la 4ème semaine de l'embryogénèse avec l'apparition de la crête mammaire, qui est un épaississement bilatéral et linéaire de l'ectoderme. Deux bourgeons mammaires symétriques apparaissent le long de cette crête. A la 6ème semaine, la crête mammaire disparaît et les deux bourgeons mammaires persistent et forment l'aréole. Cette étape constitue la fin de la période embryonnaire (Figure 1-16).

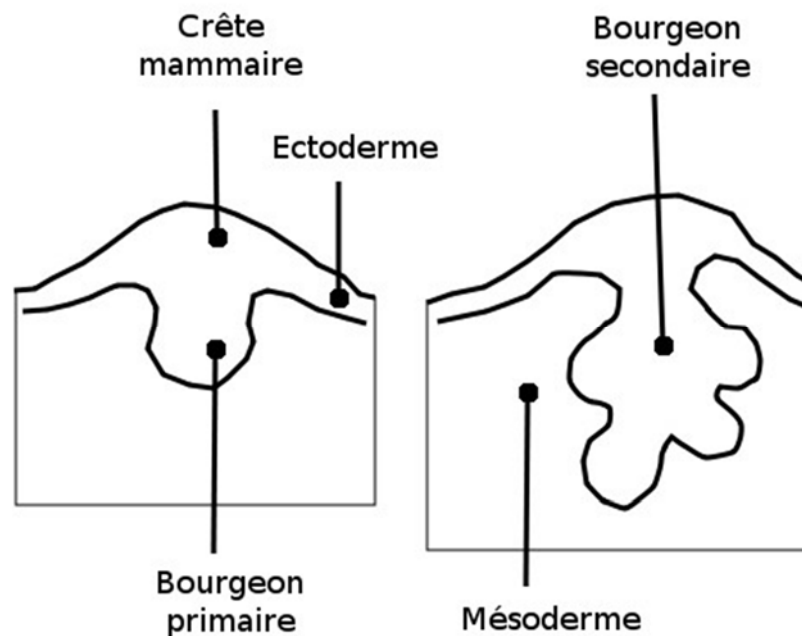


Figure 1 - 16 Le développement mammaire embryonnaire.  
Source : UVMaF

Le développement mammaire se poursuit chez le fœtus au cours du 5<sup>ème</sup> mois. À ce moment-là, les bourgeons mammaires s'invaginent dans le mésoderme sous-jacent en 15 à 20 prolongements cylindriques pleins, lesquels se dilatent à leur extrémité. Au 7<sup>ème</sup> mois, une lumière se creuse dans ces prolongements, c'est l'ébauche des canaux galactophores. Au 8<sup>ème</sup> mois, ces canaux s'ouvrent au niveau d'une dépression épithéliale située à l'emplacement du futur mamelon. En profondeur, les canaux se différencient en unités glandulaires (Figure 1-17) (99).

En fin de période foetale, le sein est représenté par un léger relief cutané où se situent les orifices des canaux galactophores. L'aréole correspond à la zone de l'épiderme qui entoure le mamelon. Elle contient de nombreux bourgeons de glandes sudoripares et sébacées apocrines.

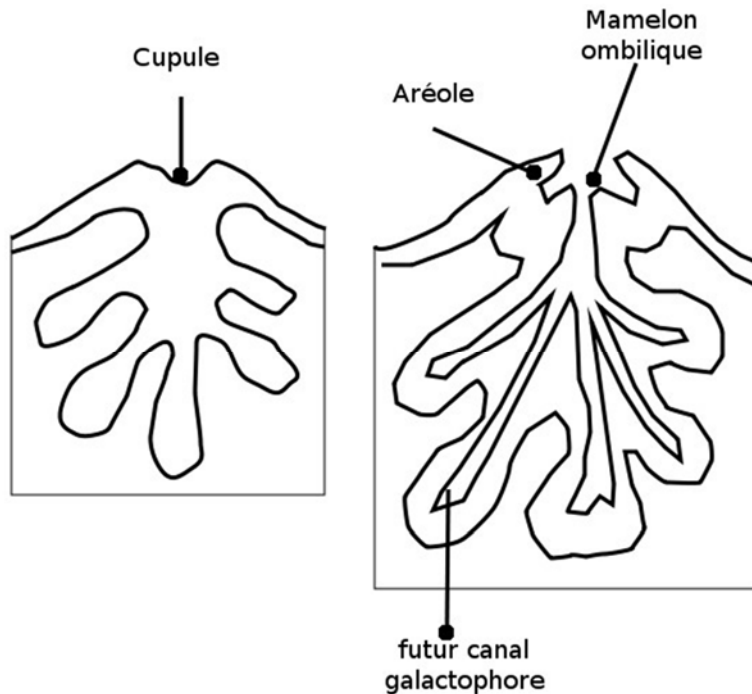


Figure 1 - 17 Le développement mammaire fœtal.  
Source : UVMaF

Occasionnellement, deux à trois jours après la naissance, on peut observer chez le garçon ou la fille, un état congestif transitoire des seins avec une pigmentation de l'aréole et la saillie du mamelon due à la suppression brutale des estrogènes maternels. Par la suite, la glande mammaire restera au repos jusqu'à la puberté. Chez le garçon, elle demeurera à ce stade toute la vie.

Le début du développement secondaire, communément appelé thélarche, coïncide habituellement avec l'avènement de la puberté chez les filles. Elle génère des modifications morphologiques significatives : l'augmentation du volume mammaire par accroissement du tissu glandulaire et du tissu adipeux périphérique, la saillie du mamelon, l'élargissement et la pigmentation rosée de l'aréole. Les sécrétions hormonales liées aux premiers cycles ovulatoires stimulent la croissance et la multiplication des canaux sous l'action des estrogènes. Le tissu glandulaire, les lobules et les alvéoles se développent sous l'action de la progestérone. Durant

chaque cycle menstruel, les seins subissent des fluctuations selon les variations des concentrations plasmatiques d'estrogène et de progestérone. Ces variations restent minimales car la suite du développement mammaire reprendra et s'achèvera lors de la première grossesse avec élaboration des structures permettant la lactation.

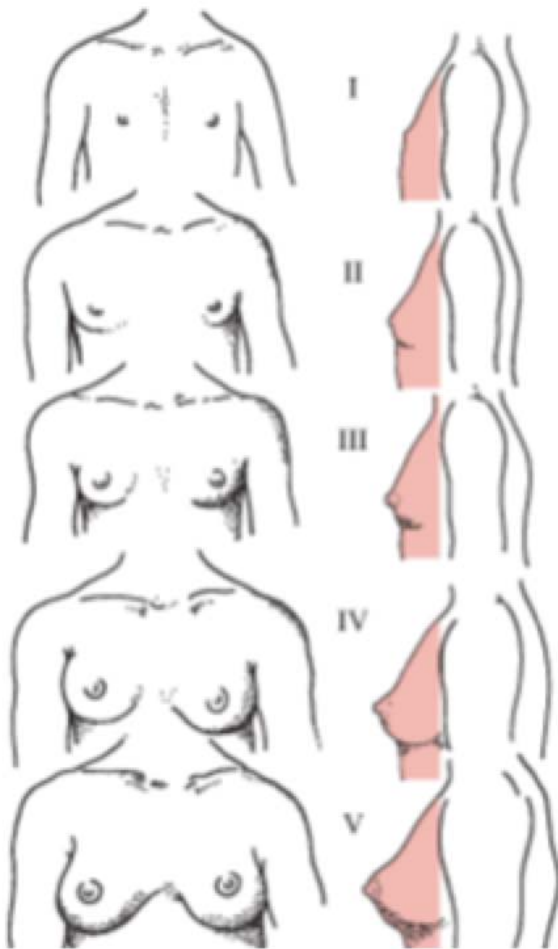
L'état gravide entraîne une modification du sein. Il augmente de volume. Le mamelon devient saillant, l'aréole se pigmente et prend un aspect grenu. Cet aspect grenu résulte de la saillie des tubercules de Morgagni, dénommés tubercules de Montgomery au cours de la grossesse et de la lactation.

À la ménopause la glande mammaire s'atrophie mais le volume du sein ne diminue pas toujours, compensé par l'augmentation des tissus adipeux.

En 1969, Tanner a décrit 5 stades du développement mammaire (Figure 1-18) (18). Le stade I représente l'état pré-pubertaire, où seulement le mamelon est surélevé par rapport au niveau de la cage thoracique. Le stade II correspond à la thélarche proprement dite. C'est l'étape du bourgeonnement mammaire. L'élévation du sein et du mamelon débute avec un léger accroissement du diamètre de l'aréole. Au stade III, le sein et le mamelon poursuivent leur croissance, sans toutefois que leurs contours ne se séparent. Puis au stade IV, l'aréole et le mamelon s'élèvent au-dessus du tissu mammaire qui continue de se développer, formant une deuxième surélévation distincte. Finalement, le stade V représente le sein mature pleinement développé de la jeune femme, où l'aréole et le sein affichent un contour unique et le mamelon ainsi que l'aréole, ont atteint leur taille maximale. La grosseur des seins varie énormément, et ne représente pas un indice de maturité.

Toutes les jeunes filles passent d'un stade à l'autre dans la même séquence, sans omission de stade ni de retour à un stade antérieur (100). Le développement mammaire est souvent asymétrique au début de la puberté (101), surtout entre les stades de Tanner II et IV, mais un rattrapage s'effectue spontanément avec le temps au dernier stade (102).





**Stade I :** stade infantile : aucun développement mammaire.

**Stade II :** bourgeon mammaire.

**Stade III :** le sein a augmenté de volume et l'aréole s'est agrandie. Ils partagent le même contour.

**Stade IV :** le sein a augmenté de volume et l'aréole se projette, ayant un contour distinct du sein.

**Stade V :** le sein a une apparence adulte et l'aréole partage de nouveau le même contour.

Figure 1 - 18 Stades de Tanner du développement mammaire.  
Modifiée à partir de Marshall (1969)

Le premier signe de puberté, soit le développement des seins ou des poils pubiens, apparaît généralement entre 8,5 et 13 ans chez 95% des filles. Lors de la ménarche, qui se manifeste en moyenne à 13.47 ans, 73% des jeunes filles se trouvent au stade Tanner IV ou V du développement mammaire. La durée du développement des seins est en moyenne de 4.46 ans (103). De plus récentes études européennes ont proposé le début de la puberté (stade II de Tanner) à 10,72 ans et la ménarche à 12,43 ans en moyenne. Elles ont confirmé les données américaines notant une chute dans l'âge du commencement du développement mammaire (9.86 ans dans leur

cohorte de 2006 comparativement à 10.88 ans dans leur cohorte de 1991) (104). Donc, un développement mammaire plus tôt chez les jeunes filles nées plus récemment.

#### **1.2.4 - DÉFINITION DE L'ASYMÉTRIE MAMMAIRE**

Pour bien comprendre ce qu'est l'asymétrie mammaire, faut-il reconnaître ce que sont des seins dits normaux, symétriques ou « esthétiquement plaisants ». Le sein normal est indéfinissable car trop subjectif (105). Le sein idéal est décrit comme un sein harmonieux, retrouvé chez l'adulte jeune, non ptôsé, bien équilibré avec le thorax et le reste du corps de par son volume et sa forme. L'harmonie relève d'une perception globale (106).

Les anthropologues comparent le sein parfait à ceux, en forme de pommes, des statues grecques. Cette forme dépend surtout de l'âge de la femme, adoptant successivement la forme de citron (sein juvénile), puis de pomme (sein adulte) et enfin de poire (sein ptôsé de la femme âgée). Le volume moyen d'un sein idéal est très variable, de 160 cc à 400 cc (105). Le volume « idéal » pour une femme de corpulence moyenne est estimé entre 200 et 350 cc (107-110). Le rapport flèche/hauteur du tronc est proche de 0,387 dans une étude morphologique de beaux seins (106). La flèche se rapportant à la distance médio-claviculaire au mamelon et la hauteur du tronc, à la distance médio-claviculaire à l'horizontale correspondant au site le plus saillant des hanches. Également, la distance reliant les sommets des mamelons doit mesurer 19 cm et le diamètre de l'aréole, 3.6 cm (111).

L'asymétrie mammaire se définit comme une différence de forme, de position ou de volume des seins ou des complexes aréolo-mamelonnaires. Cette différence est rarement quantifiée. L'asymétrie peut être mineure et physiologique ou pathologique et visible.

### 1.2.5 - CAUSES D'ASYMÉTRIE MAMMAIRE À L'ADOLESCENCE

Les causes d'asymétrie mammaire durant l'adolescence peuvent être catégorisées comme suit : physiologiques, congénitales, reliées à une condition médicale, iatrogéniques, idiopathiques ou autres (112).

La majorité des cas d'asymétrie mammaire durant la puberté est d'origine physiologique. Comme c'est un diagnostic d'exclusion, il faut avoir éliminé les lésions inflammatoires (ex. kystes), les lésions néoplasiques bénignes (ex. fibroadénomes) ou malignes (ex. cystosarcomes). L'étiologie de l'asymétrie mammaire légère, mineure ou physiologique est inconnue, ce qui explique que cette entité clinique est parfois nommée « asymétrie mammaire idiopathique » (113). La réassurance que l'asymétrie s'estompera probablement à la fin du développement mammaire est de mise. Par contre, si elle persiste, une chirurgie plastique peut être envisagée.

Les pathologies congénitales peuvent être subdivisées en anomalies mammaires hypoplasiques (hypoplasie mammaire, sein tubéreux, syndrome de Poland, athélie ou amastie) ou hyperplasiques (polythélie, polymastie, gynécomastie, hypertrophie juvénile, fibroadénomes géants). Ces anomalies nécessiteront une ou des chirurgies reconstructrices qui devront être planifiées minutieusement avec le pédiatre pour tenir compte des tissus en croissance et maximiser le résultat esthétique ainsi que l'impact psychologique (114).

Certaines conditions médicales telles que les traumatismes, les brûlures, l'excision de tumeurs, la sclérodermie peuvent induire une déformation au niveau des seins.

Les causes iatrogéniques les plus fréquentes sont la mise en place d'un drain thoracique et la biopsie du tissu mammaire. Le port du corset dans le traitement de la scoliose est également rapporté. Ce dernier pourrait induire des traumatismes répétitifs à la glande mammaire (112). Par ailleurs, les conséquences d'une thoracotomie antérieure effectuée en bas âge pour des atteintes oesophagiennes ou

cardiaques sont bien décrites. L'approche latérale ou postérieure est préconisée lorsque possible (115).

Les déformations thoraciques peuvent également dissimuler une fausse asymétrie mammaire (Figure 1-19) (116-118).

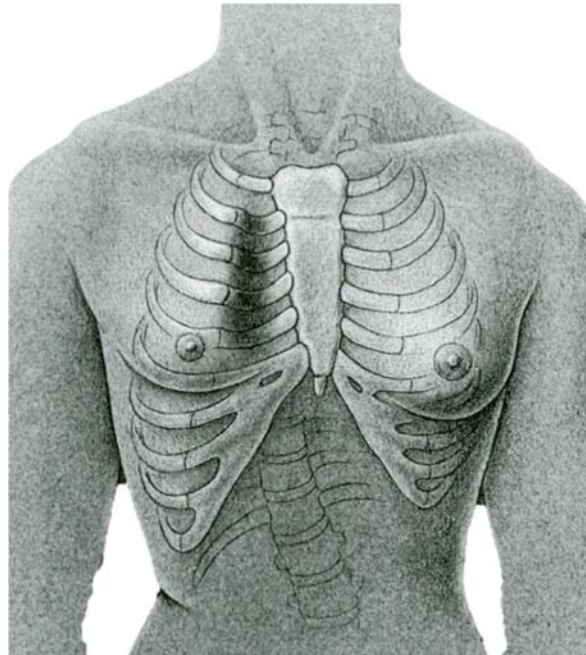


Figure 1 - 19 Illustration représentant la perception d'asymétrie mammaire en présence d'une scoliose thoracique droite. Modifiée à partir de Franklin.

### **1.2.6 - PRÉVALENCE DE L'ASYMÉTRIE MAMMAIRE**

La majorité des femmes dans la population générale présente un certain degré d'asymétrie mammaire constitutionnelle macroscopique, mineure et physiologique. Fabié rapporte un taux de 36.1% (106). La littérature plus récente s'apparente davantage à 77-88%. En 2003, Rohrich identifie 87.8% d'asymétries thoraco-mammaires lors d'une analyse rétrospective qualitative photographique de 100 patientes désirant une augmentation mammaire. Les seins tubéreux semblent avoir été inclus, expliquant en partie le taux important d'asymétries thoraco-mammaires. Celles-ci comprennent les asymétries du complexe aréolo-mamelonnaire, de la cage

thoracique et du sein proprement dit. Les asymétries mammaires de volume (44%) étaient plus fréquentes que celles de constriction de la base ou de position du sillon infra-mammaire (119) concordant avec une autre étude rapportant que les asymétries mammaires physiologiques de volumes étaient beaucoup plus fréquentes que celles de forme (117). Par contre, Médard de Chardon, qui note 77% d'asymétries thoraco-mammaires et 69.5% d'asymétries mammaires, rapporte davantage d'asymétries de forme (62.5%) que d'asymétries de volume (26.5%) dans sa cohorte de 200 patientes. Youn a réalisé une étude s'attardant essentiellement à la position de la plaque aréolo-mamelonnaire chez des patientes souhaitant une chirurgie d'augmentation mammaire. Environ 85% des patientes présentaient une asymétrie de la position de l'aréole, verticale, horizontale ou les deux (120).

La plupart des études de prévalence sont donc basées sur des observations cliniques de nature qualitative. Elles proviennent majoritairement de la littérature chirurgicale esthétique. Aucune d'entre elles n'étudie la population adolescente. De plus, aucun seuil volumétrique d'asymétrie mammaire n'est rapporté à l'exception de Suzanne qui affirme qu'il existerait toujours une asymétrie de volume entre les deux seins, et que celle-ci devient visible à l'œil nu lorsque cette différence de volume excède 15 à 20%. Par contre aucune étude publiée ne supporte cet énoncé (121).

Dans la littérature des femmes adultes, certains auteurs rapportent un sein gauche plus volumineux (107, 122, 123) alors que d'autres n'observent pas cette latéralité (124-126).

## **1.2.7 - FACTEURS POUVANT INFLUENCER L'ASYMÉTRIE MAMMAIRE**

### **1.2.7.1 - CYCLE MENSTRUEL**

Plusieurs femmes rapportent un gonflement mammaire la semaine précédant les menstruations pouvant faire fluctuer le volume mammaire (127). Ces changements cycliques sont causés par l'activité hormonale durant le cycle menstruel.

Malini note des variations de 0 à 36% de volume mammaire, à l'aide de l'échographie, durant le cycle menstruel avec des changements de volume quasi-identique entre le sein gauche et le sein droit, reflétant la variabilité individuelle. L'étude n'est pas suffisamment puissante pour déterminer l'effet de différents contraceptifs oraux sur le changement du volume mammaire (128). Ceci concorde avec les résultats d'Ingleby obtenus à l'aide de moulages remplis de paraffine (différence de volumes  $\leq 75$  ml). Ces minimales variations peuvent également s'expliquer par la variabilité de l'erreur (129).

En 1995, Manning avance le concept d'asymétrie mammaire cyclique calculé par mesure calibrée sur mammographies dans une cohorte de 280 patientes (130). Quelques années plus tard, l'étude de Hussain, s'appuyant sur des mesures obtenues via l'IRM, ne trouve aucune interaction significative entre les volumes des seins droits et gauches et les phases du cycle menstruel. Il confirme toutefois la présence d'une différence significative des volumes mammaires moyens entre les 3 stades du cycle menstruel (phase prémenstruelle, menstruations et ovulation), avec une fluctuation moyenne totale de l'ordre de 76 ml (126).

Une autre étude s'attardant aux variations du parenchyme mammaire durant le cycle menstruel utilise l'IRM deux fois par semaine durant un cycle menstruel complet (n=7) pour quantifier 2 paramètres : la teneur moyenne volumétrique en eau et la fraction volumétrique fibro-glandulaire moyenne. Quatre des sept sujets démontrent des variations cycliques franches avec les paramètres augmentés durant les menstruations et réduits au milieu du cycle. Le maximum de déviation mesurée est  $\leq 10\%$ . Ces variations n'influencent pas de façon significative l'interprétation clinique des images IRM (131).

#### **1.2.7.2 - POIDS CORPOREL**

L'étude de Katch en 1980, a servi à démontrer la contribution du volume mammaire à la distribution de la masse adipeuse corporelle totale chez les femmes (132). Le

volume mammaire est calculé par technique de moulage rempli de sable de densité connue. Contre toutes attentes, une pauvre corrélation ( $r=0.40$ ) est observé entre le volume mammaire et le pourcentage de masse adipeuse. Le volume mammaire ne contribue pas plus de 4.4 % à la masse adipeuse corporelle totale. Une conclusion similaire est générée pour la taille. La circonférence de la poitrine est la variable démontrant la plus haute corrélation ( $r=0.73$ ) avec le volume mammaire dans cette étude.

Strömbeck a par la suite affirmé que chez les patients souffrant d'obésité, le volume mammaire augmentait de 20 cc pour chaque kg en surplus de leur poids idéal (133). Ces données sont confirmées par Qiao, utilisant des mesures morphométriques et des équations, chez une cohorte de 125 chinoises. Une corrélation positive entre le volume mammaire et la circonférence thoracique est également observée (124).

Brown note que les repères anatomiques migrent inférolatéralement et que le diamètre du mamelon augmente avec la prise de poids (134).

### **1.2.8 - ASYMÉTRIE MAMMAIRE ET SCOLIOSE**

Les principales études s'étant attardées à l'évaluation de l'asymétrie mammaire chez la population scoliotique sont décrites ci-après.

En 1986, l'équipe suédoise du département d'orthopédie de la Karolinska Institute, menée par Normelli, a étudié la prévalence de l'asymétrie mammaire par estimation visuelle subjective dans 3 cohortes d'adolescentes présentant une scoliose idiopathique de l'adolescence ( $n=285$ ) et 3 cohortes d'adolescentes dites « normales » ( $n=486$ ). Les résultats rapportés sont les suivants. La prévalence de l'asymétrie mammaire est plus importante chez les jeunes filles présentant une scoliose idiopathique de l'adolescence (cohorte 1 : 47% et cohorte 2 : 81%) comparée aux adolescentes normales (cohorte 1 : 26% et cohorte 2 : 63%). L'auteure note aussi que le sein gauche est le plus volumineux de manière prédominante chez

les scoliotiques (cohorte 1 : 34% et cohorte 2 : 64%) en contraste aux adolescentes normales (cohorte 1 : 13% et cohorte 2 : 43%). De plus, aucune différence statistiquement significative, en ce qui concerne les patientes présentant une asymétrie mammaire, n'est notée dans les 3 cohortes, entre les groupes de moins de 15 ans et ceux de plus de 15 ans, ni en fonction du type de courbure (thoracique droite vs autres) ou de l'angle de Cobb (35 degrés ou moins vs plus de 35 degrés) (135).

En 2009, Denoel, du service de chirurgie plastique de Bruxelles avec ses co-auteurs belges et français, décrit l'asymétrie mammaire chez une cohorte de 24 patientes (âge moyen : 19 ans, courbure moyenne : 36°) présentant une scoliose idiopathique avec convexité droite en comparant les signes cliniques, les mesures anthropométriques et les résultats d'un numériseur surfacique 3D. À l'examen clinique, lors de l'inspection visuelle subjective, on rapporte le sein droit plus petit chez 20 patientes, et le gauche chez 2 patientes. Une dystopie externe gauche est notée chez 21 patientes alors qu'une projection costale antérieure gauche est observée ou palpée chez 18 patientes. Cinq paramètres anthropomorphiques sont évalués bilatéralement. L'auteur rapporte le sein droit plus haut chez 19 patientes, évalué via la distance sterno-claviculaire - mamelon, la base du sein droit plus courte chez 18 patientes, la distance mamelon - sillon infra-mammaire plus courte au sein droit chez 21 patientes, le sillon infra-mammaire droit plus haut que le gauche chez 20 patientes, et la circonférence de l'hémi-thorax gauche plus petite chez 16 patientes. La méthodologie de l'analyse 3D sur topographie n'est pas clairement détaillée à l'exception de la position de la patiente debout avec mains sur les hanches et l'utilisation de l'appareil InsSpeck (Creaform Inc., Lévis, Québec, Canada). À l'analyse surfacique 3D, on observe un sein droit plus petit chez 19 patientes. Une forte corrélation est rapportée entre l'observation clinique, les mesures anthropométriques et l'analyse 3D en ce qui concerne la latéralisation de l'asymétrie mammaire chez 21 patientes, supportant qu'un examen clinique méticuleux puisse être suffisant pour évaluer l'asymétrie mammaire chez les patientes présentant une SIA. Notant la fréquence de l'asymétrie mammaire dans la scoliose ainsi que sa



latéralisation, l'auteur suggère un algorithme suspectant un diagnostic de scoliose lorsque les signes suivants sont présents: dystopie externe du sein gauche, proéminence costale antérieure gauche, distance sterno-mamelonnaire droite plus courte, base mammaire droite plus courte et craniale, hémi-circonférence thoracique droite plus courte, distance mamelon - sillon infra-mammaire droite plus courte (113).

Dans une étude rétrospective sur les asymétries constitutionnelles en chirurgie d'augmentation mammaire esthétique publiée en 2009, de Chardon note que 18 patientes (9%) présentent une scoliose, évoquant la cause principale d'asymétrie thoracique dans sa cohorte (n=200). Les asymétries mammaires et thoraciques étaient révélées par l'examen clinique complété par l'analyse photographique préopératoire et la revue des dossiers. L'auteur ne signale pas de différence statistiquement significative entre les asymétries mammaires sur scoliose et sur thorax normal (77,8 % vs 69,6 %, p non-significatif). Par contre, les dystopies horizontales asymétriques étaient plus fréquentes chez les scoliotiques (38.8% vs 14.4%, p<0.01) (136).

En 2010, Tsai et Wu, plasticiens à Taiwan, s'épaulant d'un orthopédiste et d'un médecin de famille de la même région, se questionnent sur la corrélation entre la scoliose et les asymétries mammaires chez 60 patientes (âge moyen : 27.3 ans) subissant une mammoplastie d'augmentation. Ils proposent un algorithme chirurgical utilisant l'équation de Qiao (124) afin de prédire le volume mammaire pré-opératoire à partir de mesures anthropomorphiques et de sélectionner l'implant mammaire approprié. En post-opératoire, les mesures anthropométriques sont prises à nouveau pour calculer la différence de volume entre les 2 seins, définie comme étant l'asymétrie mammaire. La différence entre les volumes mammaires droits et gauches en pré et post-opératoires,  $43.07 \text{ cc} \pm 11.49$  et  $6.38 \text{ cc} \pm 3.82$  respectivement, est statistiquement significative (p<0.001) et a permis d'établir l'efficacité de l'algorithme chirurgical à diminuer les asymétries mammaires en post-opératoire. Cette étude rapporte une forte corrélation (r=0.90) entre la sévérité de la scoliose et l'asymétrie mammaire pré-opératoire, mais non avec la différence de position du mamelon et du

sillon infra-mammaire pré et post-opératoire. Malgré le fait qu'aucun angle de Cobb moyen ne soit spécifié dans l'article, on devine sur un graphique présenté que ce dernier se situe entre 15° et 20°, ce qui représente une cohorte avec des scolioses de très faibles sévérités, surtout considérant l'âge des patientes. Il souligne lui-même que presque toutes les patientes scoliotiques n'étaient pas au fait de leur diagnostic de scoliose.

En résumé, il est difficile d'établir une relation claire entre l'asymétrie mammaire et la scoliose idiopathique de l'adolescence. Les études sont rares, de natures diverses et de pauvre qualité, donc peu concluantes. Elles sont souvent basées sur des estimations visuelles, sans mesures objectives volumétriques.

### **1.3 - MÉTHODES DE MESURE DU VOLUME MAMMAIRE**

Historiquement, ce sont les plasticiens qui ont tenté d'introduire différents outils de mesure afin d'optimiser les résultats esthétiques des chirurgies reconstructrices du sein et des mammoplasties d'augmentation ou de réduction (137-140). La grande majorité des chirurgiens se fie, encore aujourd'hui, à leur estimation visuelle, sens artistique, expérience, ainsi qu'au poids du spécimen opératoire excisé (106). Les méthodes de mesure s'étant grandement sophistiquées avec les découvertes technologiques, l'application de la mesure du sein s'étend maintenant à plusieurs autres domaines de recherche : l'industrie du vêtement, le risque de cancer du sein (141, 142), le risque de développer le diabète de type 2 (143) et les changements morphologiques durant la grossesse (144). La volumétrie mammaire est donc un outil dans plusieurs milieux cliniques et de recherche.

#### **1.3.1 - MÉTHODES ARCHIMÉDIENNES**

Le principe d'Archimède est un principe fondamental hydrostatique stipulant que : « Tout corps plongé dans un fluide reçoit de la part de ce fluide une poussée verticale ascendante égale au poids du volume de fluide déplacé ». Décrit pour l'obtention

d'une réduction mammaire symétrique, ce principe fut appliqué à la mesure volumétrique mammaire pour la première fois en 1970 (145). En préopératoire, la patiente, se penche, submergeant complètement son sein dans un cylindre rigide rempli d'eau jusqu'à ce que sa cage thoracique soit en contact avec le rebord du cylindre. Le volume mammaire calculé correspond au volume d'eau déplacé (Figure 1-20). La mesure s'effectue de façon comparable pour l'autre sein. Durant la chirurgie, les tissus excisés de chacun des seins sont déposés dans leur cylindre gradué respectif contenant 50 cc ou plus d'eau et la mesure volumétrique peut se lire directement de manière continue.



Figure 1 - 20 Illustration de la méthode Archimédienne  
Image modifiée à partir de Schultz (1986)

Simple et utile, cette méthode de mesure est toutefois désagréable pour les femmes. De plus, le diamètre du cylindre n'acommode pas toujours les seins de grandes tailles ni la courbure de la cage thoracique, et comme le sein a tendance à flotter, l'immersion totale est difficile à garantir. Les techniques par déplacement d'eau tendent à sous-estimer le volume mammaire.

En 1975, Kirianoff développe un modèle d'implants mammaires extensibles s'insérant dans le soutien-gorge, dont chacun possède deux tubulures se connectant à une seringue (146). Une première tubulure permet d'évacuer l'air et l'autre permet

d'insérer de l'eau (Figure 1-21). Cette méthode par déplacement d'eau est utilisée pour estimer la taille des implants mammaires chez les patientes présentant une asymétrie mammaire nécessitant une mammoplastie d'augmentation. Cet outil ne peut par contre pas être utilisé durant la chirurgie.

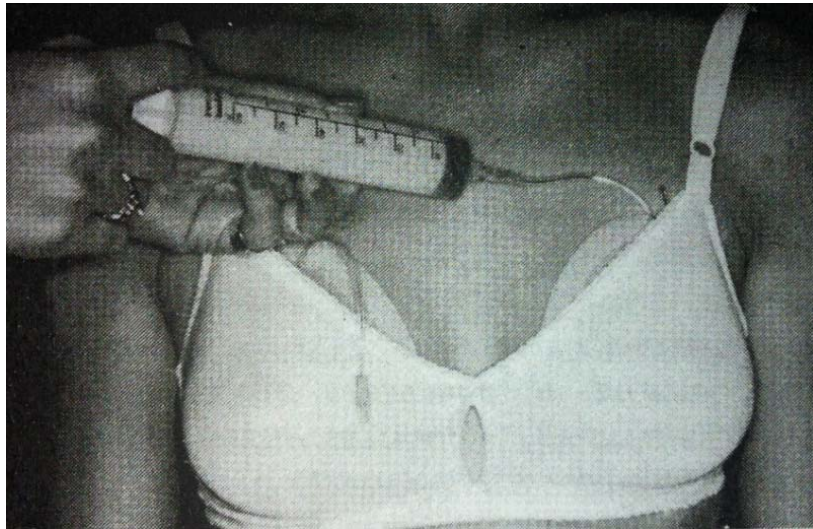


Figure 1 - 21 Implants extensibles avec tubulures se connectant à une seringue.  
Source : Kirianoff (1975)

Quelques années plus tard, Tegtmeier développe un mammomètre portant son nom, pouvant mesurer en moins de 30 secondes le volume mammaire de seins allant jusqu'à 600 cc avec une précision de 20 cc, et ce, en position décubitus dorsal et lors de la chirurgie au besoin (147). Cet outil, se basant sur le principe d'Archimède, consiste en une chambre flexible, que l'on appuie contre la cage thoracique, sur lequel est monté une colonne de liquide dans un cylindre gradué. Le niveau zéro est trouvé alors que l'outil repose sur un support simulant la cage thoracique sans le tissu mammaire. L'avantage de ce dernier est d'être utilisé dans la même position que lors de la chirurgie.

### **1.3.2 - MÉTHODES PAR MOULAGE**

Un moulage des seins effectué directement sur la patiente permet de générer un

négatif du sein en 3D. Les seins sont comprimés contre le thorax lors de l'application du moulage, quel que soit le matériel. Le matériel relativement rigide ne peut pas épouser parfaitement la forme du sein et est déformé sous la pression manuelle du technicien. Le moule est ensuite rempli d'eau, de sable ou de paraffine pour déterminer le volume respectif de chacun des seins. La démarcation postérieure du thorax est plane dans ce modèle et le volume mammaire est sous-estimé.

Bien avant le début des méthodes Archimédiennes, en 1949, Ingleby rapporte, bien humblement, son expérience avec le moulage des seins (129). Comme le sable, même mouillé ou de différentes densités selon la force de remplissage, n'épouse pas adéquatement la forme du thorax, l'auteure opte pour la paraffine. Afin de faciliter les repères anatomiques, le moulage inclut le thorax adjacent aux seins et les contours mammaires sont marqués au préalable sur la peau, se transférant ainsi sur le moulage. Malgré toutes ces précautions, les rebords anatomiques du sein demeurent mal définis, et particulièrement, le rebord supérieur qui est difficile à palper. Le sein de paraffine est ensuite pesé et on multiplie le poids par un facteur de 1.3 pour obtenir des cm<sup>3</sup> ou cc. Ce facteur ayant été obtenu en divisant un volume d'eau par un volume équivalent de paraffine. Sur une cohorte de 15 patientes, les volumes mammaires varient d'un individu à l'autre (min 67cc, max 967cc).

En 1979, Campaigne effectue une étude de fiabilité sur 47 sujets volontaires suivant la technique par moulage plâtré avec remplissage de sable (107). Malgré un excellent coefficient de reproductibilité intra-observateur ( $r=0.97$ ), l'erreur de variabilité totale s'élève à 10,2%. Plusieurs variables sont étudiées pour déterminer leur corrélation avec le volume mammaire. Les plus élevées sont la circonférence de la poitrine ( $r=0.81$ ), le pli cutané iliaque ( $r=0.56$ ), le tour de taille ( $r=0.49$ ) et le poids ( $r=0.46$ ). L'effet de la position (debout vs décubitus ventral) est également investigué dans une sous-cohorte ( $n=15$ ). Aucune différence significative entre les volumes mammaires totaux n'est notée.

À la recherche d'une méthode de mesure simple, fiable et non-coûteuse pour les patientes nécessitant un lambeau myocutané du rectus abdominus transverse de l'abdomen, tout en désirant limiter l'inconfort relié au dégagement de chaleur du plâtre et à l'attente de son durcissement, Edsander-Nord opte pour un moulage thermoplastique de 3.2mm d'épaisseur, suivi d'un remplissage d'eau (Figure 1-22) (148). Le coefficient de variation entre 2 mesures indépendantes du même sein sur 2 moulages prélevées à 3 reprises sur chacune des 20 patientes s'élève à 6%. Le volume moyen du sein droit est 337ml et celui du sein gauche 319ml. Le thermoplastique ne produit pas de chaleur, sèche rapidement mais est relativement inflexible et plus coûteux que le plâtre. Tout comme Ingleby (129), l'auteur constate que les rebords anatomiques du sein sur la cage thoracique sont difficiles à identifier et que le remplissage du moule ne reproduit pas le contour curviligne de la cage thoracique.

Dans une étude comparative des méthodes de mesure mammaire en 2007, Kovacs obtient un écart de 7.97% du volume mesuré lorsque comparé à celui obtenu à l'IRM. Il cautionne donc l'utilisation de cette mesure lors de l'évaluation du sein tant pour son manque de précision, de reproductibilité que pour l'inconfort causé à la patiente (149).



Figure 1 - 22 Moulage du matériel thermoplastique sur le sein et sur le thorax.  
Source : Edsander-Nord (1996)

### **1.3.3 - AUTRES INSTRUMENTS DE MESURE MAMMAIRE**

Gittelson est l'inventeur d'un ruban à mesurer multi-planaire pour le buste, afin d'assurer un ajustement précis des vêtements, dont le soutien-gorge (Figure 1-23) (150).

Ellenbogen (1978) conçoit des coquilles de plastique transparentes simulant la taille des bonnets de soutien-gorge (151). Les patientes peuvent ainsi choisir préalablement, sous leurs vêtements, la taille finale de seins désirée. En salle d'opération, la patiente est assise à 80°. La coquille transparente est apposée sur le sein et l'implant mammaire in situ est gonflé d'eau saline jusqu'à ce que le sein remplisse complètement la coquille.

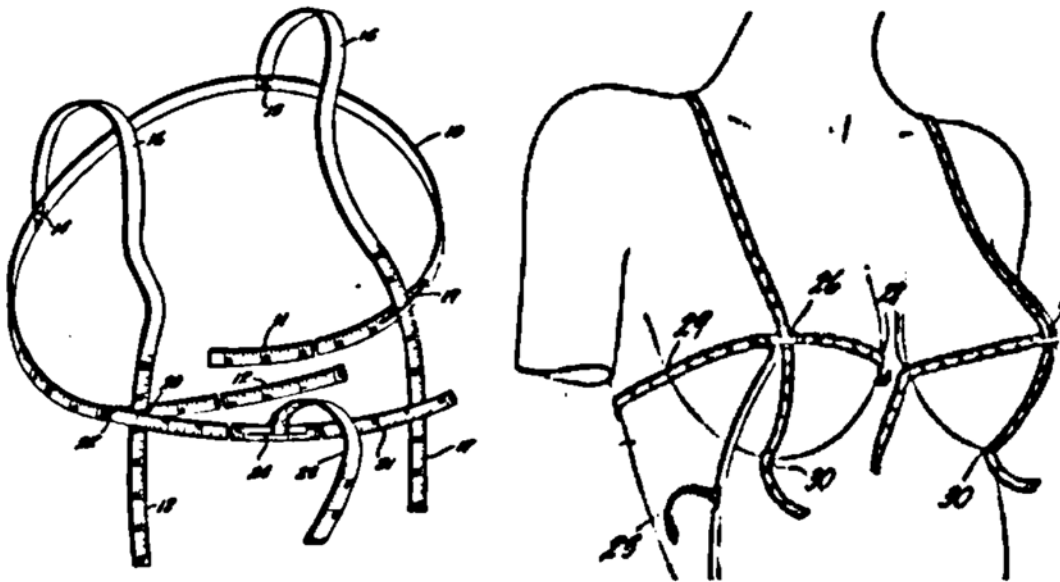


Figure 1 - 23 Ruban à mesurer de Gittelsohn.  
Source : Bureau des brevets, États-Unis (1957)

Au même moment, Morris propose un cylindre de verre gradué de deux tailles différentes (12cm et 14.5cm), s'utilisant en décubitus dorsal, dont l'extrémité ouverte est courbée afin d'épouser la forme du thorax et d'inclure la queue axillaire (152). Le sein est manipulé par l'autre extrémité du cylindre avant d'y ajouter un piston qui comprime le sein et permet de faire la lecture directement sur le cylindre gradué (Figure 1-24).

Après l'invention de son mammomètre en 1978, Tegtmeier développe ensuite des implants externes s'insérant dans le soutien-gorge permettant à la patiente de donner son opinion sur la taille souhaitée de ses seins avant la chirurgie d'augmentation mammaire. L'implant, composé en partie de gel, présente des degrés d'élasticité différents, afin de prévenir l'effet de la gravité en donnant une plénitude caudale (153). Ces prothèses sont remplies d'eau à l'aide d'une seringue jusqu'au volume mammaire désiré.



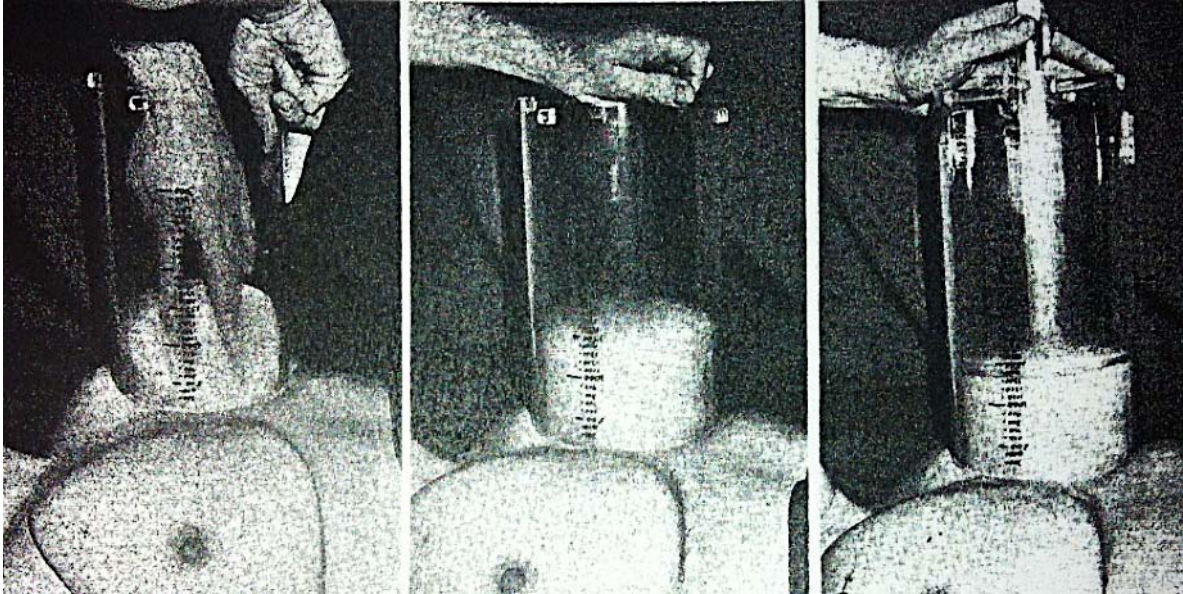


Figure 1 - 24 Illustration de la technique d'utilisation du cylindre de Morris.  
Source : Morris (1978)

En 1980, c'est au tour de l'instrument Grossman-Rounder de voir le jour. Ce dernier, basé sur des principes géométriques, est un cône en plastique ajustable, gradué en millilitres, que l'on applique sur le sein pour en faire directement la lecture (Figure 1-25) (108). Il ne peut mesurer des volumes dépassant 425ml et impose une forme conique au sein. La pointe du cône n'est pas toujours remplie lorsqu'on mesure des seins fermes ou de petites tailles. De plus, comme la base du sein n'est pas parfaitement circulaire, du tissu mammaire peut être exclus de la mesure, plus particulièrement au niveau de la queue axillaire. Cette méthode présente une variabilité de 5%. Toutefois, l'instrument est portable, facile d'utilisation et peut être stérilisé pour son usage en salle d'opération. Palin en confirme la précision en 1986 en utilisant le moulage comme étalon ( $r=0.853$ ) (109).

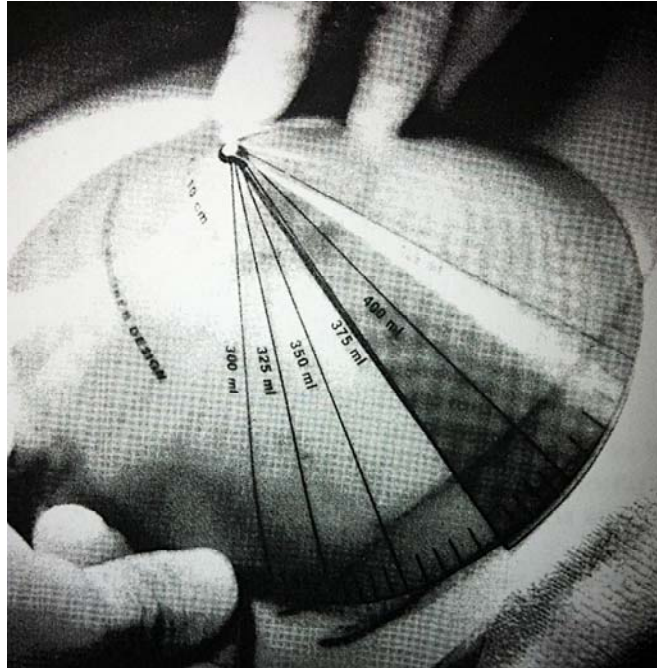


Figure 1 - 25 Instrument de mesure mammaire Grossman-Rounder.  
Source : Grossman (1980)

#### 1.3.4 - MÉTHODES ANTHROPOMÉTRIQUES DIRECTES

Les méthodes anthropométriques consistent à prendre certaines mesures, à partir de repères anatomiques, directement sur le corps, ou indirectement à partir d'imageries 2D tels que la photographie, la mammographie et l'échographie. Souvent, on tente d'incorporer ces mesures dans une équation mathématique afin d'obtenir un volume mammaire. Les méthodes anthropométriques indirectes seront traitées dans la prochaine section.

Un article classique de Penn (1955), étudie 20 femmes avec des seins esthétiquement parfaits, et décrit des mesures sur lesquelles plusieurs techniques opératoires de réduction mammaire se basèrent par la suite (154).

Plus de 30 ans plus tard, Smith (1986) tente d'échantillonner une population de femmes dites « normales » (n=55) afin d'établir des valeurs anthropométriques et volumétriques mammaires normales pouvant servir de guides dans la reconstruction

mammaire (Figure 1-26) (110). L'auteur essaie d'avoir un échantillon aléatoire davantage représentatif de la population, en sachant qu'un biais d'échantillonnage sera présent au recrutement des patientes volontaires. Il utilise une technique de moulage plâtré avec sable, telle que décrite par Campaigne (107) pour le calcul des volumes mammaires. Il obtient un volume mammaire moyen de 275.46cc pour le sein droit et de 291.69cc pour le sein gauche. Les distances axillaire - mamelon, mamelon - ligne médiane et mamelon - point le plus inférieur, sont jugées moins importantes à reproduire lors d'une chirurgie reconstructrice car elles sont statistiquement différentes chez une population normale non-opérée. Par contre, la valeur mamelon - sillon infra-mammaire, précédemment acceptée (7cm) et réaffirmée dans cette étude, et la distance mamelon - bord latéral sont parmi les mesures qui doivent être reproduites avec soin lors d'une chirurgie. Cette étude vient confirmer la grande variabilité de l'organe mammaire dans la population dite « normale ».

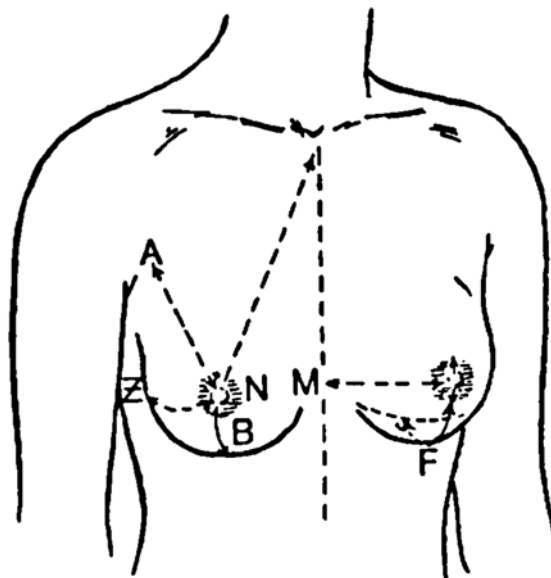


Figure 1 - 26 Illustration de mesures anthropométriques directes.  
Modifiée à partir de Smith (1986).

Qiao (1992), pour sa part, étudie l'anatomie de surface de 125 étudiantes infirmières chinoises de 18 à 26 ans afin de définir les standards mammaires chez cette population (124). La formule suivante est proposée afin d'obtenir le volume

mammaire :  $V = 1/3\pi \times MP^2 \times (MR + LR + IR - MP)$  où MP est la projection mammaire, MR le rayon mammaire médial, LR le rayon mammaire latéral et IR le rayon mammaire inférieur. Les volumes obtenus ne sont pas confrontés à une autre méthode de mesure volumétrique. Le volume mammaire moyen est 310-330ml. Les variables suivantes présentent une corrélation positive avec le volume mammaire : le poids, la circonférence de la poitrine et de la région fessière ainsi que le tour de taille. Une table est proposée afin de calculer le volume mammaire à partir des rayons mammaires et de la projection mammaire. Qiao vient infirmer l'impression clinique générale que le sein gauche est plus gros mais, confirme l'opinion de Strömbeck (155) que chez les patientes souffrant d'embonpoint, le volume mammaire augmente par un facteur de  $20\text{cm}^3$  pour chaque kg de surplus de poids. Cette étude est difficilement comparable aux autres études anthropomorphiques étant donné que les mesures sont curvilignes plutôt que linéaires.

En 1997, Westreich propose un protocole de mesures linéaires mammaires, à l'aide de 50 femmes entre 17 et 38 ans ayant des seins « esthétiquement parfaits », comme outil clinique pour l'évaluation détaillée préopératoire et postopératoire des patientes nécessitant une chirurgie mammaire (156). Il définit un sein « esthétiquement parfait » comme étant un sein de taille et volume proportionnel au corps, ayant une ptôse minimale, dont la forme est conique ou en forme de goutte, et dont le mamelon est dans la position la plus antérieure. Il considère les protocoles de Penn (154) et Smith (110) incomplets cliniquement. Le concept de position idéale des mamelons, situant leur niveau par rapport à l'humérus, initialement développé par Maliniac (157), lui paraît mieux défini à partir de l'acromion, comme repère osseux, plutôt que la clavicule, utilisée par Penn. Contrairement à Smith, il opte d'utiliser des points de référence osseux à l'exception du mamelon et du sillon infra-mammaire. De plus, il n'inclut pas la grandeur de soutien-gorge dans ses mesures, la jugeant trop variable d'un manufacturier à l'autre. Les volumes mammaires sont obtenus avec l'instrument de Grossman-Rounder (108), utilisé tel que décrit par son concepteur (position semi-assise à  $45^\circ$ , bras étendus postérieurement et mesures arrondies à 5cc près). Westreich reconnaît qu'il peut y avoir une variance des

résultats de 5% avec cet instrument, mais il est pratique, portable, et utilisable per-opératoire. Il obtient un volume moyen de 282cc. D'une vingtaine de mesures anthropométriques linéaires, Westreich rapporte 9 paramètres ayant une corrélation significative avec le volume mammaire.

Lors d'une étude comparative des méthodes de volumes mammaires (n=6) dont l'étalon est l'IRM, Kovacs (149) dénote un écart moyen de 6.26% du volume moyen en appliquant la formule de Qiao (124), ce qui est plus important que l'écart de 3.61% rapporté par Weistreich (156) et 3.89% rapporté par Qiao. Ceci peut s'expliquer en partie par la précision de l'IRM comme mesure étalon.

Brown (1999) explore l'effet de l'âge, de la taille et du poids sur les mesures morphologiques mammaires d'une cohorte de 60 femmes (âge moyen : 38 ans, écart : 15-88 ans). Aucun volume mammaire n'est calculé dans cette étude car l'auteur rapporte que les méthodes de mesures autant directes qu'indirectes, sont essentiellement imprécises pour les seins de femmes plus volumineuses, présentant plus de substance dans la queue axillaire. En comparant les mesures linéaires du sein droit et celles du sein gauche, seule la mesure horizontale du pli infra-mammaire est significativement différente, la gauche étant en moyenne 11mm plus éloignée que la droite de la ligne médiane. L'auteur évoque la notion d'asymétrie fluctuante. Avec l'âge, la position verticale des mesures migre inférieurement, ce qui concorde avec les effets de la gravité, la perte de l'élasticité du derme et l'atrophie glandulaire. La taille n'est pas associée de façon significative à aucune des mesures et les repères anatomiques migrent inféro-latéralement avec l'augmentation de poids. Brown note également que le diamètre du mamelon diminue avec l'âge et augmente avec la prise de poids. Katch avait précédemment démontré l'indépendance autant du poids que de la taille avec les mesures morphométriques mammaires (132).

### 1.3.5 - MÉTHODES ANTHROPOMÉTRIQUES INDIRECTES

Ces mesures sont comparables aux mesures anthropométriques directes mais les paramètres géométriques sont projetés sur l'image 2D et le volume est calculé selon les formules mathématiques appropriées. Sont incluses dans cette section, une technique de composition photographique du thorax antérieur, l'échographie, la mammographie ainsi que la densitométrie mammaire.

Edstrom (1977) propose une technique de « split-and-reversed negatives » où les négatifs d'une photographie 2D des seins sont utilisés afin de reproduire une vue composée de 2 seins droits et une vue composée de 2 seins gauches pour détecter les asymétries mineures. Cette technique s'applique davantage aux asymétries de forme que celles de volume (158).

Malini (1985) utilise l'échographie pour calculer le volume mammaire chez 14 patientes afin de discerner des changements au cours du cycle menstruel (128). En décubitus dorsal avec une légère rotation de 20° à 25° pour faciliter l'accès à l'opérateur, chaque sein est mesuré par tranches axiales à intervalles de 1cm dans une direction cranio-caudale. L'aire du sein mesurée sur chaque coupe est ensuite sommée pour obtenir le volume total. La coupe anatomique utilise les repères suivants : en antérieur, l'aspect postérieur du derme incluant la couche sous-cutanée, et en postérieur, le fascia recouvrant les muscles pectoraux en s'assurant d'exclure ces derniers. Une étude de reproductibilité démontre un écart moyen de 8%. Des variations de 0 à 36% du volume mammaire sont observées durant le cycle menstruel avec des changements de volumes semblables entre le sein gauche et le sein droit, reflétant la variabilité individuelle. Cette technique demande un opérateur expérimenté afin de manipuler un organe dont la forme change constamment sous la sonde. Ceci peut être évité par l'utilisation d'une sonde échographique mammaire automatisée avec une technique par immersion pouvant effectuer un balayage rapide de tout le sein avec des coupes aussi fines que 1mm (159).

Kalbhen (1999) démontre que le volume mammaire peut être déterminé de façon précise et reproductible à partir de 2 mesures sur la vue cranio-caudale mammographique en connaissant l'épaisseur de compression (160). Il compare 6 méthodes de mesure calculées directement sur les clichés mammographiques et les confronte aux 32 spécimens pathologiques post-mastectomies chez 31 patientes (âge : 33-83 ans). La méthode retenue est celle approximant le sein comprimé à un cylindre semi-elliptique ( $r=0.938$ ) avec la formule suivante :  $V = (\pi/4) H W C$  où H est la hauteur, W la largeur et C, l'indice de compression (Figure 1-27). Pour les patientes nécessitant une reconstruction mammaire dans un contexte oncologique ou une mammoplastie d'augmentation à visée esthétique, un examen mammographique est souvent disponible au dossier, donc évitant les désagréments de temps, de coûts et de déplacement pour la patiente. Les inconvénients de cet examen sont la difficulté à imager la région postérieure du sein, l'émission de radiations ionisantes et l'inconfort rapporté par la patiente.

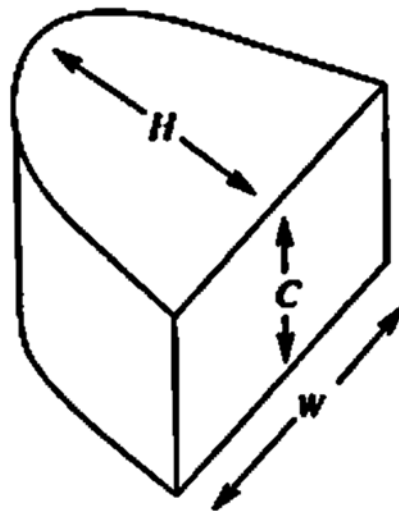


Figure 1 - 27 Dessin illustrant un cylindre semi-elliptique.  
Source : Kalbhen (1999)

Brown (2000) présente la formule suivante  $\Delta V = (\pi/6) \alpha (ABC - A'B'C')$  pour calculer le changement de volume durant une chirurgie mammaire, s'inspirant d'une demi-

ellipse sur deux plans (face et profil) mesurée sur une photographie (Figure 1-28) (161). Les valeurs ABC réfèrent aux paramètres pré-opératoires et les valeurs A'B'C' se rapportent aux paramètres post-opératoires. Alpha représente la moyenne du profil extérieur (latéral) et du profil intérieur (médial). La différence de volume est exprimée en  $\text{cm}^3$  qui se traduit directement en grammes pour une densité mammaire moyenne de 1.0 g/cc. En effet, la densité du tissu adipeux varie de 0.8 à 1.0 g/cc, alors que celle du tissu glandulaire varie entre 1.0 et 1.2 g/cc. Comme le sein est composé d'un mélange de ces 2 tissus, sa densité est estimée à 1.0 g/cc. Le désavantage de cette méthode est qu'on impose une forme géométrique prédéfinie au sein, ce qui ne correspond pas toujours aux variations anatomiques individuelles. Même si cette méthode peut sembler facilement utilisable, peu coûteuse et réalisée en position debout, elle nécessite une familiarisation avec la formule mathématique. De plus, les délimitations corporelles des mesures sont extrêmement arbitraires. Kovacs (149), note un écart moyen de  $5.54 \pm 1.50\%$  du volume moyen en appliquant la formule de Brown et la comparant aux résultats de l'IRM, ce qui est équivalent aux données de Brown.



Figure 1 - 28 Illustration des méthodes anthropométriques directes (lignes blanches) et indirectes (lignes noires). Source : Kovacs 2007

Plus récemment, Shepherd (2008) propose l'utilisation de la densitométrie à basses doses, appliquée à l'évaluation de la densité mammaire chez de jeunes adolescentes ( $n=18$ , 13 et 14 ans) à titre de marqueur biologique pour prédire le risque de cancer du sein (123). Nous retenons de cette étude que la majorité des jeunes filles n'a pas



atteint la maturité mammaire (stade du développement mammaire de Tanner I(1), II(3), III(8), IV(5), V(1)), que malgré cela, le volume moyen du sein gauche est plus gros (272.3cc, p=0.04) que celui du sein droit (234.0cc, p=0.02), et que le volume mammaire total ainsi que le volume fibro-glandulaire augmente conjointement avec le stade de Tanner. Cette modalité est une mesure objective reconnue pour l'évaluation de la composition des tissus mous, accessible, peu coûteuse comparée à l'IRM, n'implique pas la compression du tissu mammaire et utilise des doses de radiations ionisantes 10 fois moins élevées que la mammographie.

### **1.3.6 - MÉTHODE RADIOLOGIQUE MODERNE : IRM**

L'imagerie par résonance magnétique du sein féminin est un outil diagnostique et volumétrique précieux. Il est considéré l'examen de choix pour le diagnostic de rupture d'implant mammaire et est de plus en plus utilisé pour l'évaluation diagnostique du sein. Malgré son utilisation attirante, il demeure équivoque si son analyse est simple et pratique. À l'exception de quelques contre-indications (claustrophobie et matériaux ferromagnétiques tels stimulateurs cardiaques et clips anévrysmaux), cette modalité est sécuritaire, non-invasive, non-irradiante, et offre une quantité substantielle d'information sur le sein.

L'IRM mammaire semble avoir émané du besoin de visualiser les implants mammaires et leurs complications (rupture, calcifications, débris et liquide dans l'implant, perte de substance, accumulation de fluide intra ou extra-capsulaire) (162, 163).

Grâce à la précision anatomique des repères de toute la glande mammaire et particulièrement, de sa paroi postérieure, l'IRM est incontestablement devenue l'étalon d'or pour comparer les autres modalités moins onéreuses, plus faciles d'accès et appliquées à la clinique (Figure 1- 29) (125, 149, 164-166).

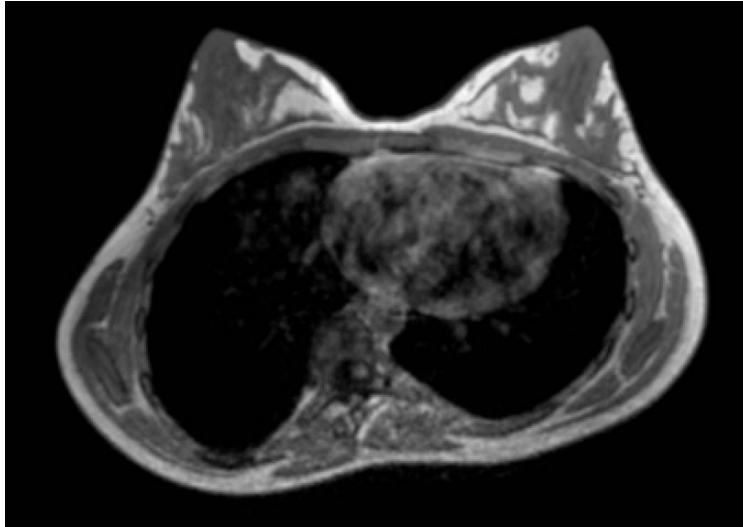


Figure 1 - 29 Coupe axiale d'un IRM mammaire chez une patiente présentant une scoliose idiopathique de l'adolescence.

En 1990, Fowler rapporte un écart moyen de 4.3% sur les volumes mammaires mesurés à l'aide de l'IRM (167). Plus récemment, Kovacs (2007) cite une précision de l'ordre de  $1.56 \pm 0.52\%$  dans son étude comparative (n=6, âge moyen : 27 ans). Cette précision est comparée à  $2.27 \pm 0.99\%$  pour le numériseur 3D,  $6.26 \pm 1.56\%$  pour les mesures anthropomorphiques utilisant la formule de Qiao (124) et  $7.97 \pm 3.53\%$  pour le moulage thermoplastique. Dans cette même étude, les volumes mammaires obtenus avec l'IRM ont la meilleure corrélation avec ceux du numériseur 3D ( $r=0.990$ ,  $p < .001$ ), suivi des mesures anthropomorphiques ( $r=0.947$ ,  $p < .001$ ), et du moulage thermoplastique ( $r=0.727$ ,  $p=0.02$ ). Étant donné la facilité avec laquelle les repères anatomiques peuvent être identifiés à l'IRM, la segmentation manuelle est effectuée de manière très précise. Donc, l'écart noté entre Fowler et Kovacs peut seulement être expliqué par l'amélioration au niveau de l'IRM.

Les désavantages de l'IRM incluent, entre autres son coût, le temps requis pour analyser les résultats, et la déformation des seins si les images sont acquises en décubitus dorsal. Dans son étude de coût-efficacité en 2006, Caruso évalue le coût du temps et matériel d'un examen IRM des seins à \$1,400 US (168). La majorité des institutions possède maintenant une installation dédiée en décubitus ventral

comprenant deux contenants opaques où les seins reposent en position dépendante. Bien que cette position ne soit pas une reproduction exacte de son aspect normal, elle permet l'évaluation des seins ptôsés et la délimitation postérieure peut être aisément calculée. Les protocoles d'acquisition varient mais l'épaisseur des coupes se situe toujours entre 3 et 4mm (149, 163, 165, 169).

Herold (2010) a comparé la précision de 3 logiciels dans la mesure d'implants mammaires et de volumes mammaires à l'aide de l'IRM (165). L'exactitude en regard des implants de volume connu, est encourageante : l'écart moyen est de 2.2% avec le logiciel BrainLab©, 2.8% avec OsiriX©, et 3.1% avec Medis©. De plus, la mesure des volumes mammaires des différents logiciels démontre une précision très significative. Il rapporte un volume moyen de  $594 \pm 211\text{cc}$  (OsiriX©),  $627 \pm 225\text{cc}$  (BrainLab©) et  $631 \pm 221\text{cc}$  (Medis©). De plus, les coefficients de corrélation pour toutes les analyses étaient  $r=0.99$  ( $p < .05$ ). Le temps moyen d'analyse par sein avec chacun des 3 systèmes est d'environ 10 minutes.

La délimitation du sein peut être plutôt subjective. La démarcation des deux seins avec la même technique méticuleuse, utilisant les mêmes repères anatomiques peut en maximiser la précision. Le tissu mammaire et la cage thoracique sont aisément caractérisés sur les coupes axiales. Le sein, proprement dit, inclut le mamelon, l'aréole et la peau à la surface, toute la glande mammaire jusqu'à la paroi antérieure du muscle pectoral. Les rebords médiaux et latéraux sont délimités à l'endroit où la graisse sous-cutanée du sein devient à la même hauteur que celle de la cage thoracique. À ce point, une ligne droite est tracée de façon radiale au muscle pectoral.

En conclusion, l'IRM mammaire offre de l'information objective sur le tissu mammaire en plus de la volumétrie sans exposer la patiente aux radiations ionisantes ou à des techniques inconfortables.

### 1.3.7 - MÉTHODES SUR TOPOGRAPHIE SURFACIQUE 3D

La topographie surfacique 3D crée un modèle virtuel tridimensionnel du thorax offrant de multiples possibilités. Entre autres, elle permet d'évaluer quantitativement la géométrie de la surface de la région des seins incluant la symétrie, le volume, le contour, la surface ainsi que des mesures de distances et ce, sans contact (138, 139, 149, 170, 171).

Il existe une grande variété de systèmes de numériseurs surfaciques 3D. Ils diffèrent énormément dans leur qualité et leur coût allant de \$20 000 à \$100 000 pour un système ne comprenant qu'une caméra (172). À cela, il faut aussi ajouter les frais de licences des logiciels. Les méthodes stéréographiques (138, 170, 172-174) et les numériseurs au laser (109, 175, 176) sont les plus onéreux. De plus, les systèmes au laser doivent être calibrés de façon très exacte en utilisant un appareil à calibration géométrique (173). D'autres systèmes n'utilisent que la lumière visible structurée (Figure 1-30) (125, 171, 177, 178).



Figure 1 - 30 Image d'une topographie surfacique 3D du thorax antérieur obtenue avec le système InSpeck

La variété de ces systèmes rend difficile la comparaison des données dans la littérature quant à la validité, la reproductibilité et la sensibilité de chacun. De plus, il y a une grande variabilité dans les protocoles d'acquisition incluant la position dans laquelle le sujet se place pour la numérisation 3D de la région mammaire. La position anatomique (les bras le long du corps) a l'avantage de ne pas déformer le sein, mais masque les régions axillaires antérieures et le segment III du sein, en cas de ptôse mammaire. À l'inverse, les bras levés libèrent le pôle inférieur du sein mais déforme celui-ci.

Les avantages des méthodes de mesure sur topographie 3D sont nombreux, incluant la prise d'image quasi-instantanée, le coût moindre que l'IRM, et l'absence d'exposition à des radiations ionisantes. Cette méthode est peu invasive et beaucoup plus précise que les techniques manuelles. De plus, cette technique de moulage virtuelle sans contact, en position debout n'implique aucune manipulation des seins, donc, par conséquent, aucune déformation de ces derniers (164).

Par contre, l'analyse des images requiert beaucoup de temps et seulement la surface des seins peut être visualisée (176). Tel un moulage conventionnel de la région mammaire, la démarcation postérieure du sein ou celle de la cage thoracique antérieure ne peut pas être mesurée directement. Il faudra donc calculer la courbure de la cage thoracique à l'aide de logiciels (176). Cette délimitation postérieure automatisée est donc possible grâce à l'interpolation de la surface du tronc environnant et semble offrir des mesures mammaires volumétriques suffisamment précises (169, 170, 176, 179) de l'ordre de  $1.80 \pm 3.77$  mm lorsque comparées à l'IRM (169). La déformation de la cage thoracique ou la quantité de tissu adipeux présente sur celle-ci peut influencer les résultats de cette interpolation.

Loughry (1987) est incontestablement l'un des pionniers de ces méthodes. Avec sa cohorte de 248 patientes de 28 à 78 ans, recrutées alors qu'elles se présentaient à leur mammographie de dépistage, il obtient des volumes mammaires allant de 21.5cc à 1331.5cc. Il ne dénote pas de prédominance de latéralité, avec 50.0% présentant

un sein gauche plus volumineux, alors que pour 49.6% des cas, c'est le droit qui est plus volumineux. Il rapporte une différence < 10% chez 48% des sujets mais aucune corrélation significative entre le degré de différence et le volume mammaire total (180).

En 2004, Lee étudie le sein droit d'une série de 37 femmes coréennes dans le but d'obtenir des informations objectives et précises pour la fabrication de soutien-gorges (171). Afin d'avoir des contours anatomiques du sein fiables, il utilise ce qu'il dénomme la « folding line method », qui consiste à manuellement disloquer la glande mammaire en appuyant fortement dessus pour faire le marquage des contours supérieur et médial du sein sur la peau (Figure 1-31). Anatomiquement, la glande mammaire est solidaire à la peau et attachée lâchement au fascia du muscle grand pectoral en postérieur. Plusieurs autres repères anatomiques sont décrits afin d'assister la fabrication des soutien-gorges dont le rayon global moyen de courbure. Le volume moyen du sein droit obtenu dans cette cohorte est  $547 \pm 114$ cc aidant à déterminer la grosseur du bonnet. Son volume moyen élevé est justifié par le contour anatomique précis et étendu, recueilli via la « folding line method ».

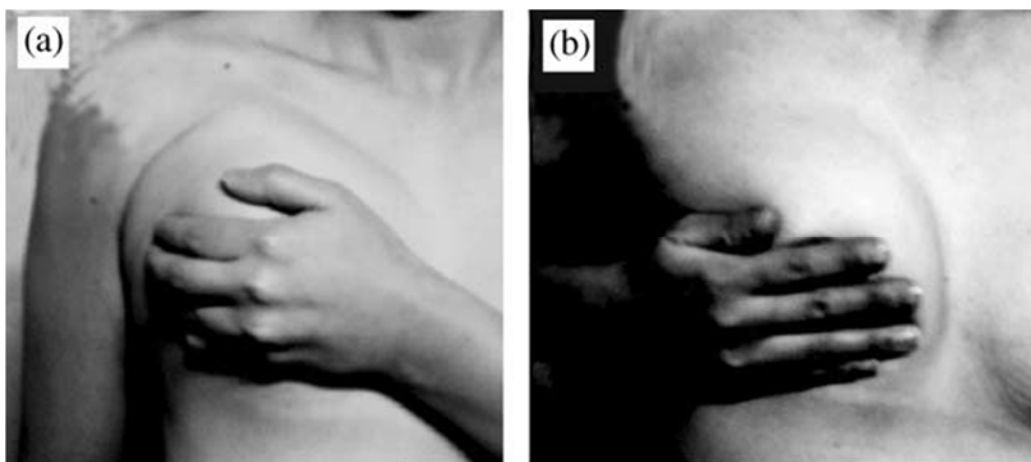


Figure 1 - 31 Illustration de la « folding line method ».  
Source : Lee (2004)

Garson (2005) présente le cas d'une patiente de 34 ans désirant une augmentation mammaire. Il réalise un protocole d'acquisition et fait l'analyse via un système de lumière structurée sur topographie surfacique 3D en préopératoire et au jour 21. Il note la faisabilité du calcul prédictif du volume du sein en fonction de la prothèse choisie mais avise qu'il reste cependant à parfaire et à développer des logiciels pour le protocole de mesure des volumes et ceux permettant un meilleur recalage des données (178).

Au même moment, Losken (2005) utilise un histogramme de couleur pour quantifier l'asymétrie mammaire chez 87 patientes dites normales (122). Le torse est bissecté et une copie miroir du torse gauche est apposée à droite. Le sein droit est ensuite superposé et la différence entre les 2 seins est calculée en mm sur toute la région mammaire. Cette distance entre les 2 surfaces va de 6.1mm (sein droit plus gros) à - 7.3mm (sein gauche plus gros) avec une distance moyenne de - 0.5mm démontrant qu'en moyenne, le sein gauche est plus gros que le droit. L'asymétrie est ensuite quantifiée en utilisant la racine carrée moyenne. Un certain degré d'asymétrie est retrouvé chez toutes les femmes de cette cohorte avec une asymétrie moyenne de  $5.93 \pm 2.4$ mm sans différence significative perçue en fonction de l'âge et de la gravidité. Par contre, des valeurs plus élevées sont notées en fonction de l'IMC, de la circonférence de la poitrine et de la taille du bonnet du soutien-gorge. Aucun patron d'asymétrie particulier n'est identifié chez la majorité, mais plutôt une combinaison d'asymétries.

L'équipe de Losken propose ensuite la validation d'un système d'imagerie 3D (3dMD Analyze) en comparant le volume mammaire obtenu en préopératoire au volume réséqué durant la chirurgie (n=14, 19 seins) (170). La différence moyenne des volumes calculés est de - 2% avec une variabilité de 13% à 16%. Les coefficients de reproductibilité sont de 0.80 et 0.92 pour chacun des observateurs. La différence moyenne de la distance sterno-mamelonnaire est de - 6% avec un écart-type de  $\pm 6$  à 7%. Donc, autant les volumes que les distances sont sous-estimés mais avec moins de variabilité pour les distances.

L'année suivante, utilisant un numériseur laser 3D, Kovacs propose un protocole d'utilisation d'imagerie 3D de la région mammaire afin d'optimiser la précision et la fiabilité (176). Il retient comme éléments permettant de maximiser les résultats : le marquage de repères anatomiques avant la prise de photo, le positionnement des caméras (30° de chaque côté de la ligne médiane et 10° vers le haut) et le positionnement de la patiente (les bras derrière la tête ou les bras croisés dans le dos). Il note que la précision des mesures prises sur les personnes est moindre que celles sur les mannequins.

Plus tard en 2006, Kovacs désire connaître la précision et la fiabilité des mesures de volumes mammaires de l'imagerie surfacique 3D en la comparant à l'IRM (169). Il obtient un écart moyen de  $2.86 \pm 0.98\%$  du volume mammaire moyen et note une corrélation significative ( $r=0.995$ ,  $p<.001$ ). La précision est augmentée pour les volumes mammaires entre 300cc et 1600cc. Il note qu'il faut un logiciel pouvant simuler la délimitation postérieure du sein afin de définir un volume fermé. La précision de ce mur postérieur est de  $1.80 \pm 3.77\text{mm}$  lorsque comparée à celle de l'IRM. La possibilité de calculer un volume relatif entre les 2 seins ou pré-op et post-op par exemple, diminue cette erreur, mais la chirurgie mammaire nécessite une méthode pouvant calculer le volume absolu également. L'évaluation de seins ptôsés demeure problématique.

De multiples applications cliniques d'un numériseur laser exploitant la topographie surfacique 3D pour la chirurgie mammaire sont présentées par Tepper en 2006 (172). Il spécifie la position des patientes debout avec les bras sur les côtés, représentant, selon lui, la vraie position anatomique des seins.

Dans son étude comparative de méthodes de mesure mammaire en 2007, Kovacs rapporte un écart moyen de  $1.56 \pm 0.52\%$  du volume moyen avec le numériseur surfacique 3D comparé à l'IRM. Sa cohorte comprend 6 patientes et l'IRM est effectuée en décubitus dorsal.



Sinna valide l'utilisation de l'acquisition surfacique 3D par une technique de projection de lumière structurée en testant les instruments de mesure (distance euclidienne, distance projetée sur la surface et calcul de volume) du système sur des distances et des prothèses mammaires de volumes connus, expérimentalement et cliniquement sur des modèles masculins thorax nus et avec prothèses mammaires externes en place (177). Il met en évidence les avantages du système Inspeck (Creaform Inc., Lévis, Québec, Canada) en termes de faisabilité, de faible contrainte, d'innocuité et de reproductibilité comparativement aux autres techniques d'acquisition 3D. Les instruments de mesure testés sont parfaitement adaptés à la biométrie de la région mammaire. Seule, la mesure de volume reste à parfaire pour une application en clinique. Le coefficient de variation des volumes calculés passe de 3.3% (ex vivo) à 30.33% (méthode classique) et 24.47% (méthode plan) in vivo. Ceci laisse croire que l'algorithme de calcul du volume du système n'est pas adapté au contour thoracique. Il rapporte deux problèmes liés au traitement des images. L'identification de repères cutanés sur les acquisitions 3D pour délimiter la glande mammaire et pour recalibrer les images (pré- et postopératoire) ainsi qu'une zone cutanée (segment III) non visualisée et par conséquent non-numérisée par le système chez les patientes présentant une ptôse mammaire importante.

En 2010, Liu introduit l'analyse détaillée de l'asymétrie du sein, à l'aide d'un système de photogrammétrie, appliquée à l'évaluation préopératoire de mammoplasties d'augmentation (n=100) (181). Outre le volume mammaire, les paramètres à l'étude sont la position du mamelon, la distance mamelon - ligne médiane, le niveau du sillon infra-mammaire, la largeur du sein, la projection du sein, ainsi que la projection antérieure de la cage thoracique. Les écarts moyens  $\pm$  écart-type (mm) ainsi que l'incidence d'asymétrie significative définie comme une différence  $> 5$  mm (% entre parenthèses) sont  $4.9 \pm 3.7(72)$ ,  $4.1 \pm 3.5(94)$ ,  $4.7 \pm 3.5(44)$ ,  $4.6 \pm 2.7(46)$ ,  $5.4 \pm 4.1(46)$ , et  $4.4 \pm 2.9(36)$ , respectivement. L'écart moyen pour le volume mammaire est  $48 \pm 42$ ml et son incidence calculé comme étant une différence de volume  $> 20$ ml est de 76%. Aucune des patientes n'est complètement symétrique. 92% de la cohorte a au moins 2 critères d'asymétrie. La mesure de l'écart de volume mammaire est

complexe et calculée comme suit. Une forme géométrique similaire à un cylindre avec un dôme est créée en sélectionnant le contour du sein droit. Celle-ci est dupliquée et une image miroir est reproduite à gauche. Des fonctions booléennes sont exécutées entre les cylindres et les modèles mammaires. La forme obtenue par l'union des 2 cylindres est ensuite fermée et l'écart de volume mammaire est calculé comme étant la différence des 2 cylindres (Figure 1-32). Cependant, ce calcul n'isole pas l'asymétrie des seins, mais inclut l'asymétrie de la cage thoracique et l'asymétrie des seins. De plus, le seuil d'asymétrie fixé à 20 ml ne tient pas compte de la taille relative du sein.

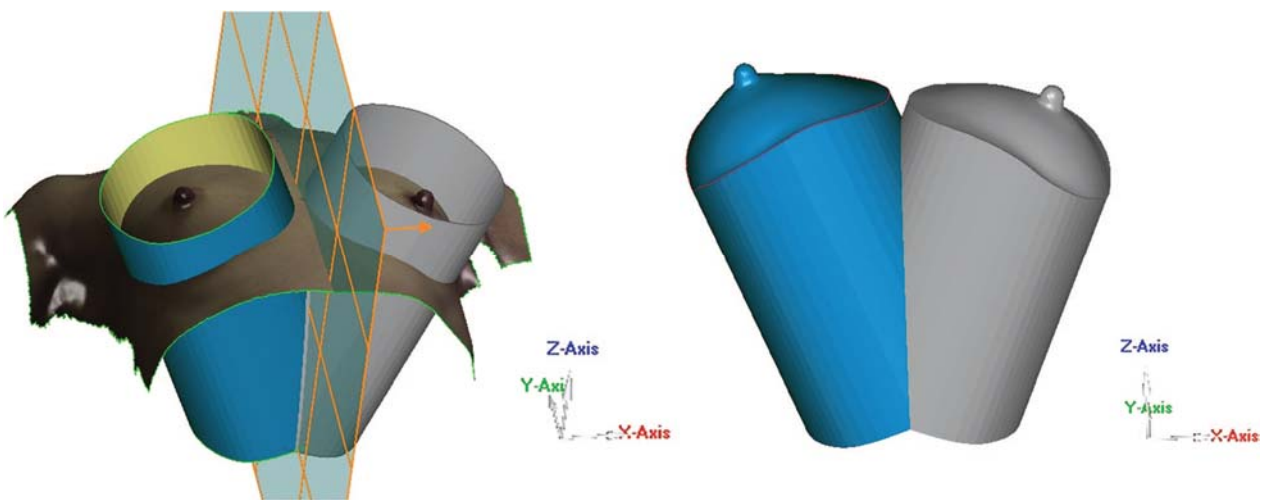


Figure 1 - 32 Mesure d'écart des volumes mammaires.  
Source : Liu (2010)

Par la suite, Eder (2011) évalue les changements du contour et du volume des seins en postopératoire d'une chirurgie d'augmentation mammaire sur 6 mois (n=14) à l'aide d'un numériseur laser (137). Il note que le volume mammaire final est atteint entre le premier et le troisième mois après la chirurgie. Il soutient que la technique proposée par Liu (181) démontre bien l'asymétrie relative entre le sein gauche et droit mais qu'elle demeure limitée pour caractériser l'asymétrie absolue du même sein en post-opératoire versus pré-opératoire.

Koch (2011) présente ensuite une étude comparative de la volumétrie mammaire entre un système d'imagerie 3D et l'IRM dans une cohorte de 22 patientes âgées de  $43.1 \pm 13.1$  ans (125). L'acquisition d'image est réalisée à l'aide d'un système optique basé sur la lumière structurée (BreastSCAN3D; 3DShape GmbH, Erlangen, Germany). Le calcul du volume mammaire est complété par un ensemble de logiciels (slim3D; 3D-Shape GmbH) après avoir déterminé manuellement le contour du sein sur l'image 3D et sur l'IRM, de façon semi-automatique par un radiologue à l'aide d'un logiciel (Syngo Software Argus 4D;Siemens) utilisé en IRM cardiaque. Les volumes moyens obtenus à l'IRM sont 442.8 ml pour le sein gauche et 471.8 ml pour le sein droit. Ceux acquis via la méthode sur topographie surfacique 3D sont 273.8 ml (observateur A) et 226.2 ml (observateur B) pour le sein gauche et 284.4 ml (observateur A) et 234.9 ml (observateur B) pour le sein droit. L'utilisation de régression linéaire démontre des valeurs  $R^2=0.59-0.77$ . Il conclut donc que les mesures de volumes mammaires basées sur la topographie de surface 3D sont réalisables et peuvent prédire les résultats IRM avec assez de précision.

Finalement, Eder en 2012 présente une méthode de mesure sur imagerie 3D (Konica-Minolta V910<sup>®</sup> scanner) en superposant l'image miroir du sein gauche sur le droit afin de déterminer la différence moyenne du contour entre les surfaces des 2 seins (n=10). Il compare ensuite les valeurs aux mesures sur imagerie 2D acquises avec le logiciel BCCT.core Le coefficient de variation de l'évaluation 3-D (3.54 +/- 0.18) se compare favorablement à celui obtenu via l'imagerie 2D (6.92 +/- 0.88) (182).

En conclusion, la topographie surfacique 3D élargit ses applications au domaine médical et semble accommoder parfaitement la région mammaire. Cette méthode d'acquisition d'images est rapide, sans inconfort ni d'irradiation ionisante. Réalisée en position debout, elle reflète une image réelle des seins sans induire de déformation. Les méthodes de mesure s'y référant sont beaucoup plus précises que les techniques manuelles. Elles offrent une analyse quantitative de la géométrie de la surface des seins incluant des mesures de distances, de symétrie, de contour et de

volume. La diversité des systèmes et de leurs logiciels d'exploitation rend toutefois difficile la comparaison des données dans la littérature et les problématiques de la délimitation des contours mammaires en surface et de la démarcation du plan postérieur de la cage thoracique ne sont pas complètement résolues.

## **CHAPITRE 2**

### **OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES**

## 2.1 - RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE

La scoliose idiopathique de l'adolescence est une déformation 3D complexe de la colonne vertébrale présente chez 1 à 3 % des adolescentes dans la population générale. Lorsque la déformation devient trop importante, une chirurgie peut s'avérer nécessaire. Environ 0.15 à 0.30 % des adolescentes présentant une scoliose idiopathique nécessiteront une chirurgie. La chirurgie de correction est le seul traitement pouvant corriger de manière significative la déformation thoracique reliée à la scoliose. De manière générale, les déformations de la colonne vertébrale sont évaluées et corrigées en utilisant une approche postérieure. C'est pourtant la déformation antérieure qui préoccupe davantage les jeunes adolescentes présentant une scoliose idiopathique et plus particulièrement, l'asymétrie de leurs seins. De façon instinctive, on serait porté à croire que ce ne sont pas les seins qui sont asymétriques, mais plutôt la déformation du thorax en rotation qui donne cette impression. Par exemple, un sein droit plus petit chez une patiente présentant une scoliose thoracique droite. Telle est la croyance actuelle chez la majorité des chirurgiens de la colonne. Malgré des techniques chirurgicales permettant un meilleur contrôle de la déformation vertébrale, la correction de l'asymétrie mammaire n'est pas toujours optimisée. L'asymétrie mammaire est définie comme une différence de forme, de position et/ou de volume mammaire ou du complexe aréolo-mamelonnaire, et peut être primaire ou secondaire à une déformation thoracique. Plusieurs patientes avec une scoliose notent une asymétrie mammaire, mais la vraie relation avec la déformation thoracique demeure incertaine. L'asymétrie mammaire est fréquente chez les femmes, mais habituellement mineure et non visible. Par contre, elle est méconnue chez les adolescentes.

Les seins représentent un des organes les plus difficiles à mesurer étant donné la variabilité de leur volume, forme, largeur, hauteur, projection, densité tissulaire, composition, et position sur le thorax. Lors des chirurgies esthétiques ou reconstructrices des seins, l'appréciation de l'asymétrie mammaire demeure subjective et l'intervention repose essentiellement sur l'habileté, le sens artistique

ainsi que l'expérience du plasticien. L'utilisation d'un outil de mesure permettant une analyse objective de la géométrie du sein n'a jamais fait l'unanimité. Pourtant, plusieurs méthodes de mesure ont été décrites pour calculer le volume mammaire : les méthodes Archimédiennes basées sur le principe de déplacement d'eau, les méthodes par moulage 3D, les méthodes anthropométriques directes (sur le corps) ou indirectes (à partir d'imagerie 2D telle que les photographies, la mammographie ou l'échographie), les procédures radiologiques modernes (TDM et IRM) et l'imagerie surfacique 3D (stéréophotographie, numériseur laser et numériseur surfacique 3D).

L'utilisation de mesures anthropométriques directes semble pratique mais impose une forme prédéfinie aux seins. Par respect pour la pudeur de nos jeunes patientes, nous favorisons l'utilisation de paramètres quantifiables directement sur les images 3D par opposition à la manipulation de leurs seins ou à l'application de marqueurs cutanés dans cette région. La méthode par moulage à l'aide de plâtre a l'avantage de nous donner une forme 3D. Elle est toutefois désagréable pour la patiente, comprime le sein et en sous-estime son volume. Les méthodes dites Archimédiennes, sont techniquement difficiles à effectuer et peu précises. La mammographie est inconfortable et n'image pas très bien les seins glandulaires des adolescentes. L'échographie demeure opérateur dépendant. La tomодensitométrie émet des radiations ionisantes. À ce jour, les mesures IRM démontrent le plus haut niveau de précision et peuvent être considérées l'étalon d'or pour les mesures de volumes mammaires. Finalement, il y a la topographie de surface 3D qui gagne en popularité avec l'avancement technologique. Elle propose des acquisitions fidèles, ne déforme pas les seins et n'émet pas de radiations ionisantes. Elle reproduit l'apparence des seins telle que ressentie par la patiente. Son coût est acceptable une fois l'investissement initial fait. Notre équipe de chercheurs a accès à cet outil au CHU Sainte-Justine et a développé une expertise dans ce domaine. Chez les patientes scoliotiques, des techniques de topographie de surface non-invasives permettent une évaluation quantitative du dos et de tout le thorax. De plus, les reconstructions 3D ont été évaluées pour la mesure du volume mammaire et d'autres paramètres morphologiques. Il demeure incertain dans la littérature si l'asymétrie mammaire est

plus fréquente chez les scoliotiques. De plus, très peu d'études ont évalué la relation entre l'asymétrie mammaire et la scoliose.

Dans un premier temps, nous souhaitons élucider cette controverse et donc, objectiver ainsi que caractériser l'asymétrie mammaire chez cette population de jeunes adolescentes scoliotiques. Pour ce faire, nous utiliserons l'IRM afin de bien délimiter le sein de la cage thoracique. Nous désirons également développer une méthode de mesure de volume mammaire directement sur l'imagerie 3D et étudier la corrélation entre ces 2 méthodes de mesure. L'amélioration de notre compréhension de l'asymétrie mammaire et de sa relation avec la déformation du rachis pourra nous aider à conseiller adéquatement nos patientes en clinique, et dans le futur, possiblement modifier notre approche chirurgicale.

## **2.2 - OBJECTIF GLOBAL**

Le but premier de ce travail est de quantifier l'asymétrie mammaire, représentée par une différence de volume entre les deux seins, chez une cohorte de jeunes filles présentant une scoliose idiopathique de l'adolescence, en utilisant l'IRM comme outil de mesure. Ensuite, une méthode de mesure automatisée du volume mammaire, à partir de la topographie surfacique 3D, sera présentée. Les résultats obtenus avec cette méthode seront confrontés avec ceux de l'IRM, au sein de la même cohorte de 30 patientes scoliotiques. Accessoirement, nous étudierons l'influence de la posture sur le volume mammaire, en appliquant la méthode automatisée sur des maillages surfaciques obtenus à partir des deux différentes modalités : l'IRM (décubitus ventral) et la topographie 3D (position debout).



## 2.3 - HYPOTHÈSES

### **Hypothèse 1 :**

Une asymétrie mammaire réelle, mesurée à partir de l'IRM et décrite comme étant une différence  $\geq 5\%$  entre les volumes mammaires des deux seins, est présente chez  $> 50\%$  des adolescentes présentant une scoliose idiopathique thoracique significative avec un angle de Cobb  $\geq 30^\circ$ .

### **Hypothèse 2 :**

La méthode de mesure de volume mammaire automatisée développée à partir de la topographie surfacique est un outil fiable et suffisamment précis pour les mesures de volume mammaire chez les sujets scoliotiques. Les coefficients de corrélation sont  $\geq 0.70$  lorsque les volumes mammaires sont comparés à ceux de l'IRM.

### **Hypothèse 3 :**

Le volume mammaire est peu influencé par la position de la patiente (debout vs décubitus ventral), tel qu'obtenu par la méthode de mesure automatisée. Les coefficients de corrélation sont  $\geq 0.90$ .

## 2.4 - OBJECTIFS SPÉCIFIQUES

### **Objectif 1 :**

Mesurer et caractériser l'asymétrie mammaire chez les adolescentes présentant une scoliose idiopathique significative, en utilisant l'IRM.

### **Objectif 2 :**

Développer et valider une méthode de mesure automatisée de volumétrie mammaire à partir de la topographie surfacique 3D en la comparant à l'IRM.

### **Objectif 3 :**

Déterminer l'influence de la posture lors de la mesure du volume mammaire.

## 2.5 - PRÉSENTATION DES ARTICLES

Le premier article (Chapitre 5) intitulé « *Is Breast Asymmetry Present in Girls with Adolescent Idiopathic Scoliosis?* » réfère à la première hypothèse et au premier objectif mentionnés ci-haut. Il propose une mesure objective de l'asymétrie mammaire à partir de l'IRM et de segmentations semi-automatiques chez une cohorte de 30 patientes âgées entre 13 et 18 ans, présentant une maturité mammaire, ainsi qu'une scoliose idiopathique de l'adolescence significative (angle de Cobb thoracique moyen 46.1 degrés). La méthodologie utilisée est rigoureuse et très précise. Les valeurs de volumes mammaires serviront d'étalon d'or pour la validation d'une méthode de mesure sur topographie surfacique 3D.

Le deuxième article (Chapitre 6) intitulé « *Assessment of Breast Asymmetry in Adolescent Idiopathic Scoliosis using a 3D Body Surface Automated Measurement Technique* » se rapporte aux hypothèses et objectifs 2 et 3. Cet article propose une méthode de mesure de volume mammaire automatisée à partir de la topographie surfacique 3D. Il analyse la corrélation entre les deux méthodes de mesure (l'IRM et la topographie surfacique) et l'influence de la posture inter-modalités sur les volumes mammaires.

## **CHAPITRE 3**

### **MATÉRIEL ET MÉTHODOLOGIE**

## **3.1 - MATÉRIEL ET MÉTHODE**

### **3.1.1 - RECRUTEMENT DES SUJETS**

Trente patientes furent recrutées, sur une base volontaire, entre juillet 2012 et janvier 2013, lors des cliniques de scoliose du département d'orthopédie du CHU Sainte-Justine de Montréal. Un dépistage clinique et radiologique était effectué au préalable afin de s'assurer que les patientes sollicitées correspondaient aux critères d'inclusion. Seules les patientes avec des scolioses de type idiopathique de l'adolescence non-opérées étaient considérées. Donc, les scolioses congénitales, neurologiques ou idiopathiques juvéniles étaient exclues. Les patientes présentant des pathologies mammaires n'étaient pas non plus retenues. De plus, une courbure à prédominance thoracique, sans égard à la latéralité, avec un angle de Cobb  $\geq 30^\circ$ , était requise.

Ensuite, des critères de maturité osseuse et mammaire étaient recherchés. La maturité osseuse était statuée sur la radiographie de routine de la colonne, à basses doses de radiations, en évaluant l'indice de Risser et la fermeture du cartilage tri-radié. Les patientes avec un indice de Risser de 4 ou 5 ainsi qu'un cartilage tri-radié fermé étaient retenues. La maturité mammaire était jugée en fonction des stades de Tanner du développement mammaire. Seules les patientes ayant atteint le stade de Tanner 5, signifiant un développement mammaire complété, demeuraient. Également, nous avons vérifié que leurs menstruations régulières avaient débutées depuis plus d'un an. De cette manière, nous nous sommes assurés d'avoir une cohorte de patientes dont le développement mammaire était complété et dont les volumes mammaires étaient stables et constants.

Ce recrutement avait lieu sans égard à la perception subjective de la participante sur l'asymétrie de ses seins. Les raisons de refus de participation les plus fréquentes, étaient essentiellement de deux ordres. Premièrement, la pudeur de la patiente, et ce, malgré les explications prodiguées sur les précautions prises afin de préserver l'intimité et l'assurance de la non-manipulation des seins. Deuxièmement, la disponibilité des

patientes et de leurs parents, à effectuer une rencontre additionnelle pour l'IRM mammaire. Une compensation financière de 25\$ était remise aux familles participantes afin de défrayer les frais de transport et de stationnement engendrés par ce déplacement supplémentaire à l'extérieur du CHU Sainte-Justine.

Toutes les patientes recrutées ainsi que les parents de mineures ont accepté de participer à l'étude et ont signé les consentements qui y sont reliés. Le protocole de recherche ainsi que le formulaire de consentement (Annexe C) ont préalablement été approuvés par le comité d'éthique à la recherche du CHU Sainte-Justine ainsi que celui du CHUM (Annexe A). La participation à ce projet ne fait courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit. Il n'y a aucun inconvénient physique connu ou prévisible pour le participant et son entourage. Afin d'assurer la confidentialité des données personnelles des participantes, ces dernières ont été codées.

### **3.1.2 - IRM MAMMAIRE ET SEGMENTATION SEMI-AUTOMATIQUE**

Toutes les acquisitions d'IRM mammaire ont eu lieu à l'Hôtel-Dieu du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) avec un système 1.5 Tesla (Achieva XR, Philips Healthcare, Best, The Netherlands) utilisant une antenne mammaire dédiée à 16 canaux.

Les effets des champs magnétiques ont été étudiés de façon extensive et aucun effet nocif n'a été rapporté chez l'humain suite à la réalisation d'exams IRM à 1.5 Tesla. Afin de s'assurer de l'absence de contre-indications à l'examen IRM (présence de matériel ferromagnétique), avant ce dernier, chaque patiente a dû répondre à un questionnaire IRM standard (Annexe D). Aucune d'entre elles n'a rapporté avoir du métal dans son corps ou avoir souffert un trauma ayant pu causer des fragments de métal. Tout objet métallique (chaîne, boucles d'oreilles, piercing) a été retiré avant d'entrer dans la salle d'IRM.

Les patientes ont été informées du possible inconfort qu'elles peuvent ressentir lorsque confinées dans des espaces restreints (claustrophobie) et qu'à tout moment elle pouvaient en informer le personnel et mettre fin à l'examen. La durée d'acquisition était de 3 minutes et 40 secondes. Comme l'utilisation de gradients de champs magnétiques produit des bruits forts, un casque d'écoute et des bouchons les atténuant ont été fournis aux patientes. Ces dernières, vêtues d'une jaquette d'hôpital, étaient assistées à se positionner en décubitus ventral sur un matelas rembourré avec les bras reposant au-dessus de leur tête et leurs seins, en position dépendante dans l'antenne sein, composée de deux réceptacles opaques contenant les éléments pour la réception du signal IRM (Figure 3-1).



Figure 3 - 1 Photo illustrant le positionnement d'une patiente dans l'antenne sein juste avant son insertion dans l'aimant IRM.

Aucune radiation ionisante n'est émise en IRM. De plus, aucun produit de contraste intravasculaire n'a été nécessaire dans le cadre de ce projet de recherche. Une séquence 3D en écho de gradient sans suppression des graisses a été utilisée avec les

paramètres d'acquisition suivants : temps de répétition : 7.6msec ; temps d'écho : 4.6msec ; angle de bascule : 12° ; champs de vision : 340mm x 340mm x 220mm (ajusté pour chaque patiente afin de couvrir le thorax complètement au niveau des seins) ; résolution d'acquisition : 1mm x 1mm x 1mm. Les images obtenues étaient ensuite exportées du scanner en utilisant le format DICOM et converties en format Analyze en utilisant le logiciel dcm2niigui (MRIcron, McAusland Center for Brain Imaging, SC, USA).

Les images ont été reformatées à une résolution de 1mm x 1mm x 3mm avant la segmentation pour réduire la quantité de données à traiter. Le processus de segmentation a été accompli avec le logiciel ITK-SNAP 2.4.0 (Penn Image Computing and Science Laboratory, [www.itksnap.org](http://www.itksnap.org)) (45). Une segmentation initiale pour chacun des seins a été effectuée en utilisant la méthode semi-automatique de contour actif 3D. Par la suite, ces segmentations ont été raffinées manuellement coupe par coupe, pixel par pixel, de façon méticuleuse, par la même personne (JR), avant d'être utilisées pour l'estimation finale du volume mammaire de chaque sein. Ce processus de segmentation manuelle nécessite entre 6 à 8 heures de travail par image de sein, selon la taille du sein. Ce sera donc la sommation de toutes ces aires segmentées aux 3 mm qui, calculée par le logiciel, nous permettra d'obtenir le volume total de chaque sein en cm<sup>3</sup> ou cc. Le mamelon et la peau sont inclus dans le calcul du volume mammaire. La vue sagittale nous permet de définir de façon précise les contours supérieurs et inférieurs du sein tandis que les contours médiaux et latéraux sont plus facilement identifiables sur la vue axiale (Figure 3-2).

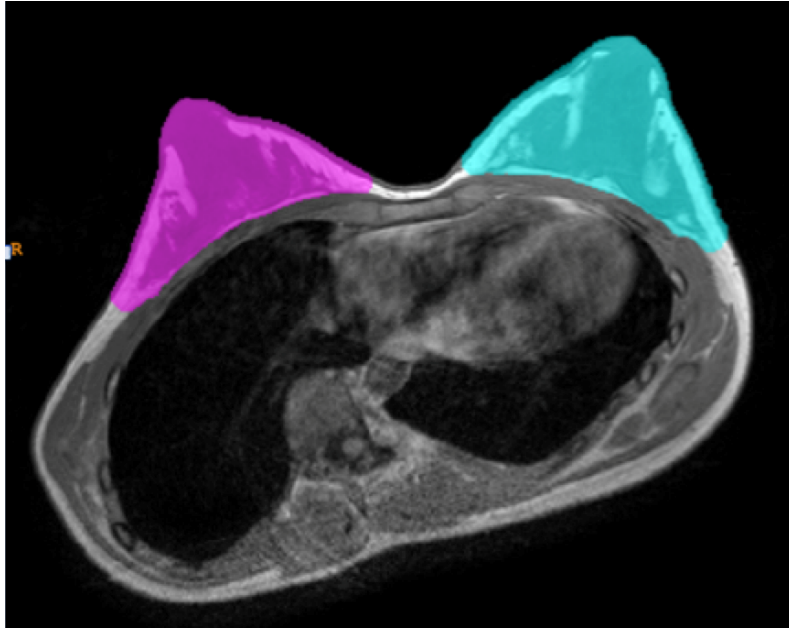


Figure 3 - 2 Coupe axiale IRM au niveau des mamelons démontrant la segmentation mammaire chez une patiente présentant une SIA.

Le muscle grand pectoral, sur la vue axiale, sert à délimiter le plan postérieur du sein. Le maillage 3D procure une représentation globale et distincte de toute la surface segmentée et permet le lissage des contours (Figure 3-3).

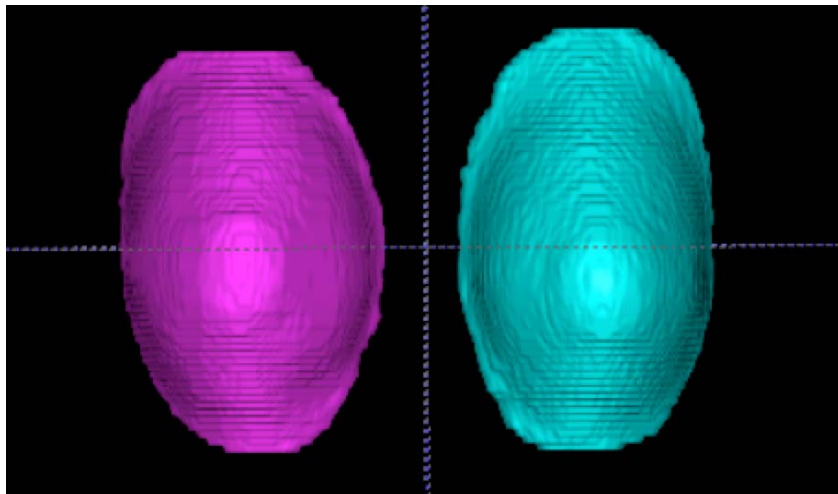


Figure 3 - 3 Représentation de la segmentation finale sur maillage 3D.



### 3.1.3 - TOPOGRAPHIE SURFACIQUE DU TRONC ET RECONSTRUCTION DU MODÈLE 3D

La surface du tronc de chacune des 30 patientes scoliotiques de notre étude a été numérisée avec le système Inspeck Capturor II LF (Creaform Inc., Lévis, Québec, Canada), employant le principe de projection de lumière structurée et la technique du moiré par décalage de phase. La projection de lumière structurée est une technique de triangulation optique active. Elle est dite active car la projection d'une source lumineuse participe au principe de mesure. Dans le système utilisé, structurer la lumière consiste à projeter des franges claires et sombres sur l'objet dont l'intensité suit un codage sinusoïdal représentant la phase du signal. Les variations de relief produisent localement des étalements ou des resserrements de franges, soit des variations de phase. En réalisant quatre images de la même scène avec un décalage de phase connu, il est possible d'en extraire une mesure de profondeur. C'est ce que l'on nomme schématiquement la technique du moiré par décalage de phase (Figure 3-4).



Figure 3 - 4 Illustration de 4 images avec variations de phase et une image texturée.

Le système Inspeck comprend des numériseurs optiques 3D ainsi que 2 logiciels permettant d'acquérir, de traiter et d'exploiter les données. Chaque numériseur optique 3D dispose dans le même appareil d'une caméra couleur CCD (*charge couple device*) de 1 024 x 768 pixels qui va acquérir l'image, et d'une source de lumière halogène qui produit la lumière structurée. Le champ d'acquisition du système se situe entre 120 et 180cm de profondeur, la distance de référence étant de 150cm. Chacun des quatre numériseurs définit le champ de prise de vue, en fonction d'une sélection d'angles, de manière à couvrir complètement le tronc (Figure 3-5).

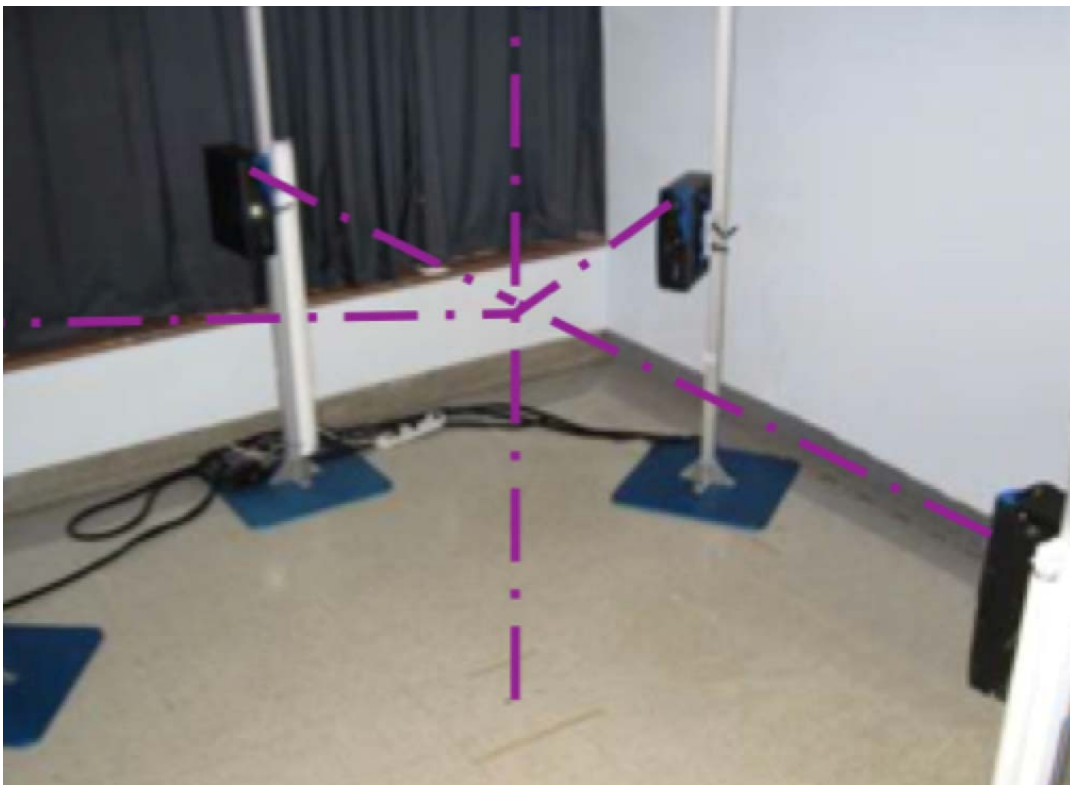


Figure 3 - 5 Photo illustrant le positionnement des caméras et le champ d'acquisition.

On notera que l'utilisation de plusieurs numériseurs n'est pas nécessaire pour obtenir une image tridimensionnelle : la triangulation optique est intégrée dans le numériseur. La triangulation entre les numériseurs, qui permet de mettre dans un référentiel commun les acquisitions provenant des quatre appareils, se fait grâce à une étape

préalable de calibrage exploitant un objet de dimensions connues (toile de calibrage). Les informations ont été acquises par le logiciel InSpeck FAPS version 7.5.12, pour générer des surfaces 3D partielles du tronc. Le logiciel InSpeck EM version 5.3 permet d'exploiter les images 3D partielles récupérées.

On utilise cet outil principalement pour fusionner les surfaces partielles provenant des numériseurs en un modèle géométrique texturé complet du tronc. En outre, le logiciel offre la possibilité de naviguer autour de la représentation 3D, et dispose de multiples fonctionnalités, entre autres, le calcul de distances, de volumes, et d'angles. Ces fonctions de calcul ne seront toutefois pas exploitées dans le cadre de ce projet de recherche. Tel que décrit ultérieurement, nous utiliserons plutôt un programme développé spécialement dans l'environnement de calcul numérique Matlab (The MathWorks Inc, Natick, MA USA, [www.themathworks.com](http://www.themathworks.com)) pour obtenir les volumes mammaires. Les forces principales du système InSpeck sont un court temps d'acquisition (4 à 5 secondes pour le tronc complet) combiné avec la forte densité d'échantillonnage des surfaces.

Concrètement, la topographie de surface du tronc est obtenue par une associée de recherche, dans une pièce située à la clinique externe d'orthopédie du CHU Sainte-Justine, à Montréal, dédiée uniquement à cette activité. L'évaluation clinique pour l'obtention de la topographie externe est sans danger : comme décrit précédemment, elle est constituée de projection de lumière structurée accompagnée de la prise de photographies numériques. Aucune radiation ionisante n'est émise. Elle nécessite par contre, que la patiente soit torse nu pour quelques secondes. Par respect pour la pudeur de nos jeunes patientes, nous favorisons l'utilisation de paramètres quantifiables directement sur nos images 3D par opposition à la manipulation des seins. Le respect de l'intimité de la patiente est assuré en tout temps. Des marqueurs cutanés autocollants sont préalablement placés sur des repères anatomiques osseux prédéterminés. Ces derniers serviront d'une part à l'analyse ultérieure de l'asymétrie du tronc; d'autre part, ces marqueurs permettront le recalage de la surface externe avec les structures osseuses sous-jacentes reconstruites en 3D à partir d'un système

radiographique bi-planaire. La patiente, vêtue d'une jaquette d'hôpital, est positionnée face au mur et dos à l'associée de recherche. Elle doit se tenir debout au centre du système, à un endroit précis marqué au sol. La prise de photos ne prend que quelques secondes durant lesquelles la patiente dépose sa jaquette au sol. On lui demande de rester immobile durant l'acquisition des images, dans une position similaire à la posture anatomique avec les bras en légère abduction (Figure 3-6).

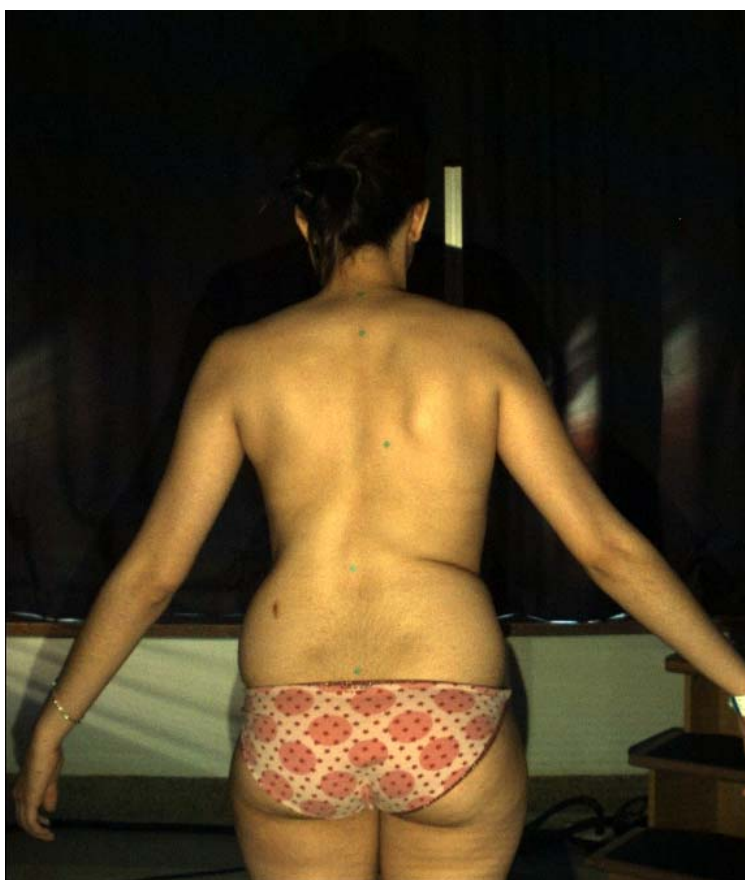


Figure 3 - 6 Positionnement lors de l'acquisition d'images en topographie surfacique 3D.

Seul le thorax est inclus dans la topographie externe, et non le visage, ce qui assure l'anonymat vis-à-vis les personnes qui vont, par la suite, manipuler ces images. L'associée de recherche s'assure que les images sont adéquates et la patiente peut alors se revêtir et quitter.

Dans un deuxième temps, un modèle 3D complet texturé de la surface du tronc est reconstruit à partir des images partielles acquises par chacun des 4 numériseurs (Figure 3-7). Ceci fait intervenir les logiciels fournis avec le système InSpeck dans un processus en six grandes étapes. D'abord, on traite les données brutes d'acquisition dans FAPS pour obtenir les « morceaux » du tronc sous forme de nuages de points 3D associés à des images de texture (couleurs). Ensuite, on importe les morceaux dans EM et on leur applique un lissage global (pour pallier au bruit d'acquisition) et le calibrage du système multi-capteurs (pour placer tous les morceaux dans un référentiel commun). Puis, on raffine les positions relatives des surfaces partielles grâce à une fonction de recalage itératif. Il est ensuite nécessaire de « nettoyer » les morceaux pour leur retirer les régions toujours trop bruitées ou moins précises. On peut alors fusionner ensemble, d'une part, les surfaces partielles, et d'autre part, les images de texture partielles, pour produire la géométrie complète du tronc associée à une texture globale donnant en tout point la couleur de la surface. Enfin, on exporte ce résultat dans un format exploitable par nos outils d'analyse géométrique.

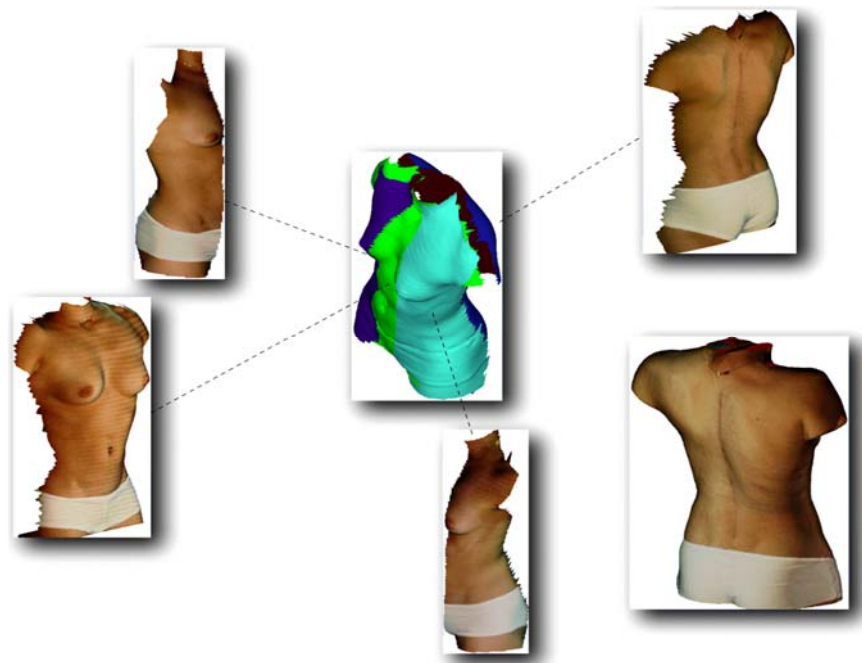


Figure 3 - 7 Reconstruction d'un modèle 3D à partir des images acquises par les numériseurs.

### 3.1.4 - MÉTHODE DE MESURE AUTOMATISÉE

Les volumes mammaires sont calculés automatiquement, à partir des modèles 3D reconstruits de la topographie surfacique, en utilisant un programme développé spécialement dans l'environnement de calcul numérique Matlab. Dans un premier temps, la sélection des mamelons est effectuée. Par la suite, la région d'intérêt est délimitée, afin de réduire le temps de calcul. Plus précisément, les bras sont coupés au niveau de la région axillaire et le thorax est également tronqué au niveau de la fourchette sternale en supérieur et à mi-chemin entre les seins et le nombril en inférieur (Figure 3-8).

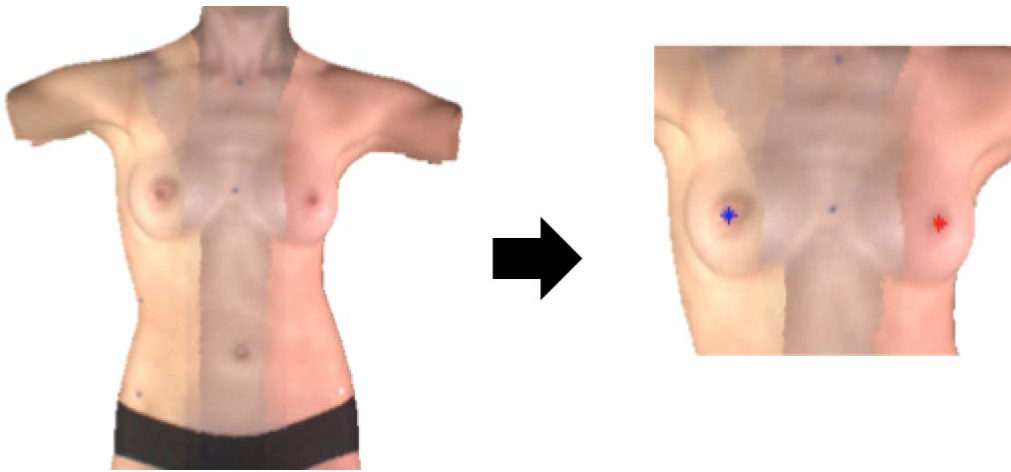


Figure 3 - 8 Sélection des mamelons et délimitation de la région d'intérêt.

Le maillage correspondant au modèle 3D est ensuite refermé à ses extrémités de sorte à former un modèle étanche et de pouvoir calculer les courbures en tout point. Afin de définir les contours du sein, la courbure moyenne est tout d'abord calculée pour chaque point sur le maillage du tronc. Pour chacun des deux seins, le maillage est transposé dans un cadre référentiel polaire ( $Rho$ ,  $Th\grave{e}ta$ ,  $Z$ ) centré sur le mamelon. Subséquemment, en suivant toutes les directions entourant le mamelon, le premier point de courbure minimale négative est identifié et retenu (Figure 3-9).



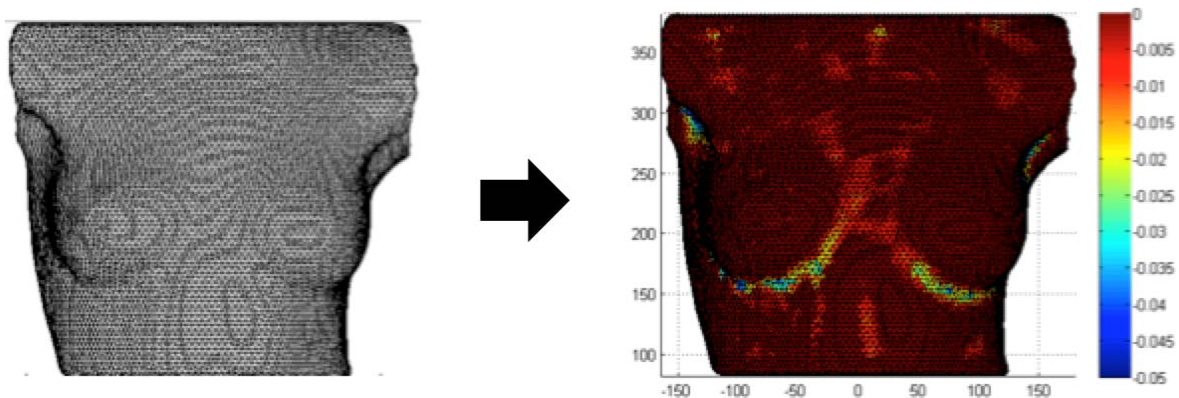


Figure 3 - 9 Définition des contours des seins sur le maillage.

Par la suite, une ellipse aux moindres carrés 2D est apposée sur les points retenus pour approximer les contours mammaires. L'ellipse est ensuite projetée sur la partie antérieure du maillage 3D (Figure 3-10).

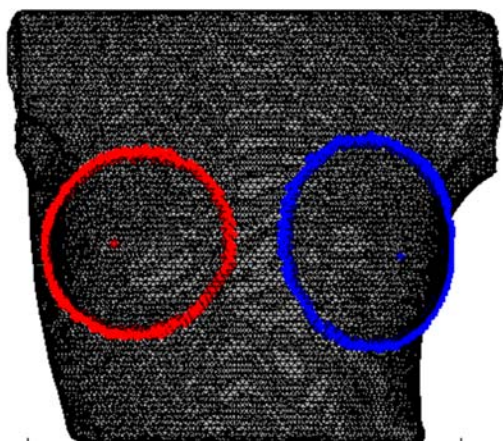


Figure 3 - 10 Délimitation des contours mammaires à l'aide d'ellipses aux moindres carrés 2D.

L'ensemble des points inscrits dans les ellipses projetées est supprimé du maillage, telle une mastectomie bilatérale instantanée. Reste à délimiter le plan postérieur du sein ou à proprement dit, le plan de la cage thoracique. Une surface d'interpolation, construite de splines plaques minces, est étendue aux points restants, afin de fermer

les cavités (Figure 3-11). Cette surface offre une approximation de la limite postérieure des seins. L'interpolation surfacique est réalisée avec le logiciel FastRBF (FarField Technology Limited, Christchurch, Nouvelle-Zélande) qui offre une implémentation optimisée.

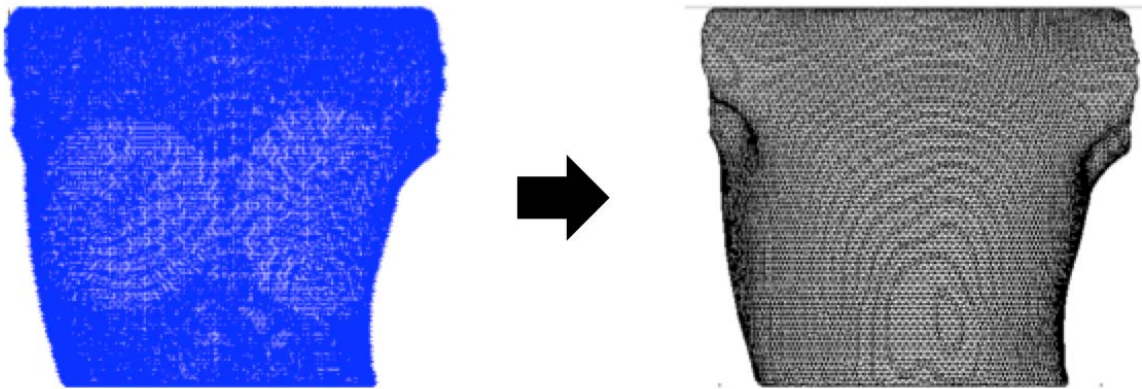


Figure 3 - 11 Surface d'interpolation construite suite au retrait des seins du maillage.

Finalement, pour calculer le volume des seins, les deux maillages (original et après résection des seins) sont voxelisés c'est à dire, remplis par des unités de volume appelées voxels dont le volume est égal à 1cc. Les voxels appartenant au volume du maillage original mais n'appartenant pas à celui du maillage après résection des seins constituent le volume des seins (Figure 3-12). Ces voxels de différence sont regroupés en deux amas bien isolés correspondant à chacun des deux seins. Pour calculer le volume de chaque sein séparément, les voxels de chacun des 2 amas sont comptés.



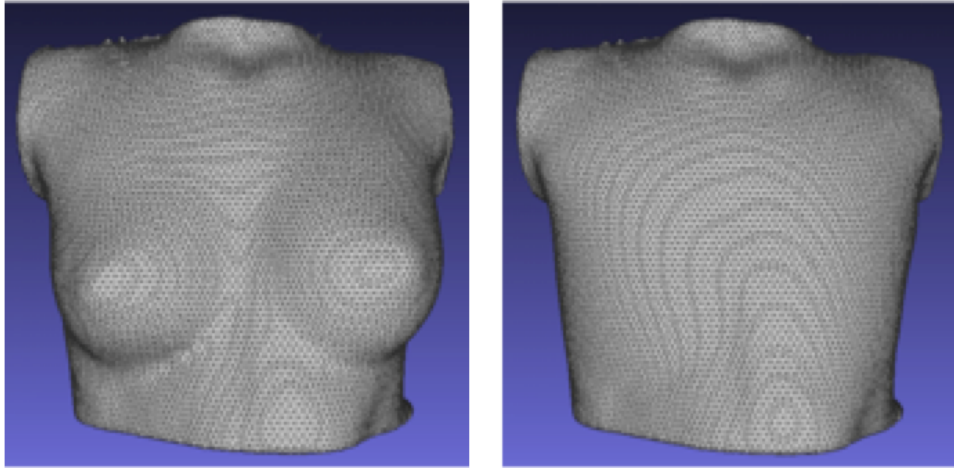


Figure 3 - 12 Représentation des maillages (initial et sans seins) servant au calcul des volumes mammaires.

Les mêmes étapes sont effectuées sur le maillage du tronc obtenu à partir de l'IRM via ITK-Snap 2.4.0 (Figure 3-13).

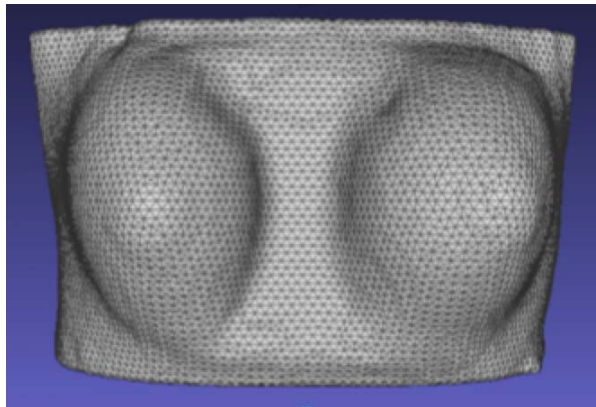


Figure 3 - 13 Maillage de surface à partir de l'IRM des seins

## **3.2 – STATISTIQUES**

### **3.2.1 - CALCUL DE L'ASYMÉTRIE MAMMAIRE**

L'ensemble des 30 sujets est inclus dans l'analyse. Les variables continues sont présentées sous forme de moyenne à laquelle s'ajoute un écart-type spécifique. Les variables catégorielles sont, quant à elles, présentées sous la forme de pourcentage et de fréquence. Pour déterminer l'asymétrie mammaire volumétrique, nous avons considéré la valeur absolue de la différence entre  $(VMG / ((VMG+VMD)/2))$  et  $(VMD / ((VMG+VMD)/2))$ . VMG étant le volume mammaire gauche et VMD étant le volume mammaire droit, représentés en cm<sup>3</sup> ou cc. En exprimant l'asymétrie mammaire sous la forme d'un ratio, plutôt que sous la forme d'une différence pure entre les 2 volumes, les seins de toutes les tailles sont considérés et leurs asymétries relatives peuvent être comparées entre elles. Nous avons fourni un intervalle de confiance de 95% pour l'asymétrie mammaire.

### **3.2.2 - COMPARAISON DES VOLUMES ET DE L'ASYMÉTRIE MAMMAIRE**

Un test de corrélation de Pearson est employé afin de calculer la corrélation entre les volumes mammaires obtenus par les différentes méthodes de mesure: segmentation sur IRM et méthode automatique sur topographie surfacique 3D. Il est également utilisé afin de déterminer la corrélation entre l'asymétrie mammaire et l'angle de Cobb ainsi que l'angle de gibbosité thoracique. De plus, pour vérifier s'il y a une corrélation entre les volumes mammaires des maillages surfaciques de l'IRM et de ceux de la topographie 3D, nous avons à nouveau utilisé le coefficient de corrélation de Pearson. Un test T pairé bilatéral est aussi présenté afin de comparer les variables continues de volumes mammaires ainsi que celles de différentes postures, pour tester l'hypothèse soutenant que la différence des volumes mammaires diffère de zéro. Nous avons fourni un intervalle de confiance de 95% pour tous les coefficients de corrélation.

Toutes les analyses ont été faites avec le logiciel SPSS version 21.0 (IBM Corporation, Armonk, New York, États-Unis) à un niveau de signification de 0.05.

## **CHAPITRE 4**

### **RÉSULTATS**

Ce chapitre énonce les résultats des volumes mammaires et de l'asymétrie mammaire via les outils de mesure présentés dans le chapitre précédent. L'étude des corrélations entre les différentes modalités et postures est également exposée.

Les caractéristiques descriptives de la cohorte de cette étude sont présentées dans le tableau 4-1. La cohorte est composée de trente jeunes filles (âge moyen : 15.7 ans) présentant une scoliose idiopathique de l'adolescence (29 thoraciques droites et 1 thoracique gauche) avec un angle de Cobb thoracique significatif (angle de Cobb moyen 46.1°) et, une maturité osseuse (Indice de Risser 4 ou 5) et mammaire (stade de Tanner V). De ces 30 participantes, 18 ont été traitées avec corset à un moment donné et 15 d'entre elles ont une chirurgie correctrice de la colonne prévue.

| n = 30                       | Moyenne | Écart-type | Min   | Max   |
|------------------------------|---------|------------|-------|-------|
| Âge (ans)                    | 15.7    | 1.4        | 13.5  | 18.9  |
| Poids (kg)                   | 55.1    | 10.9       | 34.1  | 84.7  |
| Taille (cm)                  | 161.0   | 5.6        | 149.0 | 173.5 |
| Ménarche (ans)               | 13.0    | 1.1        | 11.0  | 15.2  |
| Angle de Cobb thoracique (°) | 46.1    | 14.6       | 26.0  | 81.0  |
| Angle de gibbosité (°)       | 7.0     | 5.4        | -11.7 | 16.5  |

Tableau 4 - 1 Statistiques descriptives.

Le tableau 4-2 présente les volumes mammaires, la différence de ces volumes ainsi que l'asymétrie mammaire obtenus lors de la segmentation des IRM mammaires. Le volume moyen du sein gauche (528.32cc  $\pm$  205.96) est statistiquement plus élevé que le volume moyen du sein droit (495.18cc  $\pm$  170.16). Il existe une différence significative (33.14cc  $\pm$  60.38) ( $p=0.0054$ ) entre les volumes mammaires gauches et droits. L'asymétrie mammaire moyenne, telle que calculée par la formule  $(VMG - VMD) / ((VMG + VMD) / 2)$ , où VMG est le volume du sein gauche et VMD est le volume du sein droit, est 8.32%  $\pm$  6.43 ( $p < 0.0001$ ).

| n = 30                    | Moyenne | Écart-type | Min     | Max     | IC 95%        | p      |
|---------------------------|---------|------------|---------|---------|---------------|--------|
| Volume sein droit (cc)    | 495.18  | 170.16     | 194.29  | 979.57  | 431.64-558.71 |        |
| Volume sein gauche (cc)   | 528.32  | 205.96     | 188.91  | 1178.09 | 451.41-605.22 |        |
| Différence de volume (cc) | 33.14   | 60.38      | -198.50 | 91.72   | 10.59-55.69   | <.01   |
| Asymétrie (%)             | 8.32    | 6.43       | 0.03    | 20.94   | 5.92-10.72    | <.0001 |

Tableau 4 - 2 Volumes mammaires et asymétrie mammaire obtenus à partir de la segmentation IRM.

De plus, le sein gauche est plus volumineux chez 19 des 29 patientes (65.5%) présentant une scoliose thoracique droite alors que pour la patiente avec une scoliose thoracique gauche, c'est le sein droit qui est plus volumineux. Vingt patientes (66.7%) démontrent une asymétrie mammaire  $\geq 5\%$ , alors que deux patientes (6.7%) présentent une asymétrie mammaire  $\leq 0.5\%$ .

Bien que non-significative, une corrélation positive est observée entre l'asymétrie mammaire et l'angle de Cobb ( $R^2 = 0.031$ ,  $p=0.349$ ) ainsi qu'entre l'asymétrie mammaire et l'angle de gibbosité thoracique ( $R^2 = 0.084$ ,  $p=0.122$ ) tel que présenté au tableau 4-3.

| n = 30                       | r     | p     |
|------------------------------|-------|-------|
| Angle de Cobb thoracique (°) | 0.177 | 0.349 |
| Angle de gibbosité (°)       | 0.289 | 0.122 |

Tableau 4 - 3 Coefficients de corrélation entre l'asymétrie mammaire et les angles de Cobb et de gibbosités thoraciques.

Les volumes mammaires ainsi que l'asymétrie mammaire obtenus à l'aide de la méthode automatisée à partir de la topographie surfacique 3D, ainsi qu'à partir du maillage surfacique IRM sont comparés aux volumes mammaires obtenus à l'IRM au tableau 4-4.

| n = 30                    | Volume sein gauche (cc) | Volume sein droit (cc) | Asymétrie (%) |
|---------------------------|-------------------------|------------------------|---------------|
| IRM                       |                         |                        |               |
| Moyenne                   | 528.32                  | 495.18                 | 8.32          |
| IC 95 %                   | 451.41 – 605.22         | 431.64 – 558.71        | 5.92 – 10.72  |
| p                         |                         |                        | < .0001       |
| Topographie surfacique 3D |                         |                        |               |
| Moyenne                   | 289.27                  | 286.85                 | 17.03         |
| IC 95 %                   | 246.81 - 331.73         | 248.60 - 325.10        | 12.01 – 22.05 |
| p                         |                         |                        | < .0001       |
| Maillage surfacique IRM   |                         |                        |               |
| Moyenne                   | 315.38                  | 297.65                 | 14.55         |
| IC 95 %                   | 264.90 - 365.86         | 252.62 – 342.68        | 9.81 – 19.30  |
| p                         |                         |                        | < .0001       |

Tableau 4 - 4 Résultats de volumes et d'asymétries mammaires obtenus avec 3 méthodes différentes : segmentation IRM, méthode automatisée appliquée sur la topographie surfacique 3D, et méthode automatisée appliquée le maillage surfacique IRM.

Tel qu'attendu, les volumes IRM sont plus grands que les volumes obtenus avec la méthode automatisée. Par contre, l'asymétrie mammaire est de plus grande magnitude avec la méthode automatisée autant à partir de la topographie surfacique qu'avec le maillage surfacique IRM.

Lorsque les valeurs IRM sont comparées aux valeurs obtenues avec la méthode automatisée (Tableau 4-5), de fortes corrélations sont observées pour les volumes du sein gauche ( $r=0.747$ ,  $p < .001$ ) et pour les volumes du sein droit ( $r=0.805$ ,  $p < .001$ ). Bien qu'également significative, l'asymétrie mammaire n'est pas aussi fortement corrélée ( $r= 0.614$ ,  $p < .001$ ).

Notre dernière hypothèse, consistant à étudier l'effet de la posture sur les volumes mammaires en utilisant la même méthode de mesure nous a procuré d'excellents coefficients de corrélation (Tableau 4-5). Autant pour les volumes du sein gauche  $r=0.896$  ( $p < .001$ ), que ceux du sein droit  $r=0.939$  ( $p < .001$ ) ainsi que pour l'asymétrie mammaire  $r=0.709$  ( $p < .001$ ). Un test T pairé nous a conféré les différences de volumes suivantes : à gauche, - 26.11 (CI -48.73, -3.49) ( $p=0.02$ ) et à droite, -10.80 (CI -26.85, 5.25) ( $p=0.18$ ).

Des tableaux récapitulatifs des données démographiques (Annexe F) et des sommaires des volumes et asymétries mammaires (Annexe G) sont présentés en annexe. De plus, pour chacune des 30 patientes, une fiche constituée de reconstructions 3D (vue de face, de dos et de profil), IRM au niveau des mamelons (vue axiale) ainsi que maillages surfaciques topographiques 3D et IRM (vues frontales) est fournie.



|                    | IRM et méthode automatisée |               |        | Maillage surfacique IRM et topographie 3D |               |        |
|--------------------|----------------------------|---------------|--------|---|---------------|--------|
| n = 30             | r                          | 95% CI        | p      | r   | 95% CI        | p      |
| Volume sein gauche | 0.747                      | 0.520 – 0.870 | < .001 | 0.896                                     | 0.785 – 0.948 | < .001 |
| Volume sein droit  | 0.805                      | 0.618 – 0.901 | < .001 | 0.939                                     | 0.870 - 0.970 | < .001 |
| Asymétrie          | 0.614                      | 0.317 – 0.794 | < .001 | 0.709                                     | 0.459 – 0.849 | < .001 |

Tableau 4 - 5 Coefficients de corrélation de Pearson entre l'IRM et la méthode automatisée et entre les maillages surfaciques IRM et topographie 3D.

## **CHAPITRE 5**

### **Article 1 : Is Breast Asymmetry Present in Girls with Adolescent Idiopathic Scoliosis ?**

Cet article a été l'objet d'une présentation orale à la 19<sup>e</sup> conférence internationale IMAST le 11 juillet 2013 à Vancouver, CB, Canada.

Le manuscrit de l'article a également été soumis à la revue scientifique de la SRS, *Spine Deformity* en décembre 2013. La version soumise, conforme aux normes de présentation de cette revue, est présentée aux pages suivantes.

## ABSTRACT

**Study design:** Cross-Sectional Descriptive Study

**Objectives:** To characterize breast asymmetry (BA), as defined by breast volume difference, in girls with significant Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS), using MRI.

**Summary and background:** BA is a frequent concern among girls with AIS. It is commonly believed that this results from chest wall deformity. While many women exhibit physiological BA, the prevalence is not known in adolescents and it remains unclear if it is more frequent in AIS. Breasts vary in shape and size and many attempts at measuring them have been explored. MRI shows the highest precision at defining breast tissue.

**Methods:** 30 patients were enrolled on the basis of their thoracic curvature, skeletal and breast maturity, without regard to their perception on their BA. MRI acquisitions were performed in prone with a 1.5 Tesla system using a 16-channel breast coil. Segmentation was achieved using the ITK-SNAP 2.4.0 software and subsequently manually refined.

**Results:** The mean left breast volume ( $528.32 \text{ cc} \pm 205.96$ ) was greater compared to the mean right breast volume ( $495.18 \text{ cc} \pm 170.16$ ) with a significant difference between them. The mean BA was found to be  $8.32\% \pm 6.43$  ( $p < .0001$ ). A weak positive correlation was observed between BA and thoracic Cobb angle ( $0.177$   $p=0.349$ ) as well as thoracic gibbosity angle ( $0.289$ ,  $p=0.122$ ). The left breast was consistently larger in 65.5% of the patients. 20 patients (66.7%) displayed  $BA \geq 5\%$ .

**Conclusions:** We have described BA in patients with significant AIS using MRI. This method is feasible, objective and very precise. The majority of patients had a larger left breast, which could compound the apparent BA secondary to trunk rotation. In many cases, BA is present independently of thoracic deformity. This knowledge will assist in counselling AIS patients in regards to their concerns with BA.

**Level of Evidence:** Level IV

**Is Breast Asymmetry Present in Girls with  
Adolescent Idiopathic Scoliosis ?**

Joyce Ramsay, MD, PT<sup>a,e</sup>, Julie Joncas, RN, BSc<sup>a</sup>, Guillaume Gilbert, PhD<sup>b,c</sup>,

Isabelle Trop, MD, MPH<sup>c</sup>, Farida Cheriet, PhD<sup>a,d</sup>, Hubert Labelle, MD<sup>a</sup>, Stefan Parent, MD, PhD<sup>a,e\*</sup>

*<sup>a</sup>Sainte-Justine University Hospital Research Center, 3175, Chemin de la Côte-Sainte-Catherine, Montreal, Quebec, H3T 1C5, Canada*

*<sup>b</sup>MR Clinical Science, Philips Healthcare, 281 Hillmount Road, Markham, Ontario, L6C 2S3, Canada*

*<sup>c</sup>Hôtel-Dieu University of Montreal Hospital Center, 3840 Saint Urbain Street, Montreal, Quebec, H2W 1T8, Canada*

*<sup>d</sup>Polytechnique Montreal, 2500, Chemin de Polytechnique, Montreal, Quebec, H3T 1J4, Canada*

*<sup>e</sup>University of Montreal, 2910, Edouard-Montpetit Blvd, Montreal, Quebec, H3C 3J7, Canada*

**\*Corresponding Author and Reprints:**

Stefan Parent, MD, PhD  
Division of Orthopedics  
Sainte-Justine University Hospital,  
3175 Chemin de la Côte-Sainte-Catherine  
Montreal, (Quebec)  
H3T 1C5  
Canada  
Phone: 514-345-4876  
Fax: 514-345-4755  
E-mail: [REDACTED]

**IRB approval/Research Ethics Committee:**

Sainte-Justine University Hospital Ethics Committee approval # 3532  
University of Montreal Hospital Center Ethics Committee approval # 12.143

**Funding sources:**

Academic Research Chair in Pediatric Spinal Deformities of CHU-Sainte-Justine

**Acknowledgment:**

This study is a result of collaboration between three university institutions in Montreal, Canada. It was supported in part by the Academic Research Chair on Pediatric Spinal Deformities of CHU-Sainte-Justine and MENTOR, a strategic training program of the Canadian Institute of Health Research.

## **Introduction**

Breast asymmetry is a common complaint among girls with adolescent idiopathic scoliosis (AIS). AIS is a complex tridimensional deformity of the spine that arises in 1-3% of otherwise healthy children between 10 years of age and skeletal maturity [1]. Patients with scoliosis are generally screened, evaluated and if necessary, surgically corrected using a posterior approach. However, it is the anterior aspect of the deformity that often concerns girls with AIS, in particular, the asymmetry of their breasts. It is commonly believed that the breast asymmetry is secondary to the chest wall deformity (e.g. left breast larger in a right thoracic scoliosis) [2]. Breast asymmetry is defined as a difference in shape, position and/or volume of the breast or the nipple-areola complex, and may be primary or secondary to a thoracic deformity. Some patients with scoliosis experience breast asymmetry, but its relationship with the thoracic deformity remains unknown [3,4]. Most women have some degree of minor physiological asymmetry (as high as 88% in some studies) [5,6] but this has not been previously described in the adolescent population.

Multiple methods for measuring the breast have been attempted, but none yields consistent results. The breast is an organ of varied size, shape, contour, width, height, projection, composition, volume, nipple level and position on the chest wall. When performing aesthetic or reconstructive breast surgery, the plastic surgeon relies mostly on his/her aesthetic opinions and artistic skills as well as his/her experience [7]. Various methods to measure breast volume have been reported: Archimedian methods based on the water displacement principle [8-10], 3D thermoplastic casting [11-13], direct (from body surface) [14-18] or indirect (from 2D imaging such as photographs, mammograms or ultrasounds) [19-21] anthropometric measures,

modern radiologic procedures (CT and MRI) and 3D body surface reconstruction obtained from biplanar images such as stereo photography, laser or phase shifted interferometry 3D surface scanning [22-41]. To date, MRI measurements show the highest level of precision and are considered the gold standard for breast volume measurement [32,42-44].

It is unclear if breast asymmetry is more frequent in patients with AIS. Very few studies have evaluated the relationship between scoliosis and breast asymmetry [3,45]. The goal of this study is to describe breast asymmetry, as defined by breast volume difference, using MRI in a series of patients with significant AIS.

## **Materials and Methods**

From July 2012 to January 2013, 30 consecutive female patients with AIS were recruited from the scoliosis outpatient clinic at Sainte-Justine's University Hospital in Montreal, Canada. These patients were enrolled on the basis of their skeletal (Risser 4-5, > 1 year post menarche) and breast maturity, and their thoracic curvature, without regard to their subjective opinion on their breast asymmetry. Tanner breast stage was assessed by observation [46]. We included patients with significant thoracic curvatures (Cobb angle  $\geq 30^\circ$ ). Patients with congenital, juvenile idiopathic or neurologic scoliosis were excluded. All patients and parents of minors agreed to participate and gave informed consent. The study was approved by the Ethics Committee of both Sainte-Justine's University Hospital and the University of Montreal Hospital Center.

All MRI acquisitions were performed at one of our university institutions with a 1.5 Tesla system (Achieva XR, Philips Healthcare, Best, The Netherlands) using a dedicated 16-channel breast coil. The patient was positioned prone with the arms resting overhead and the breast hanging freely in the breast coil to optimize its natural contour. No intravascular contrast

agent was used. A 3D gradient-echo sequence without fat suppression was used with the following parameters: repetition time (TR): 7.6 ms; echo time (TE): 4.6 ms; flip angle: 12 degrees; field-of-view (FoV): 340 mm x 340 mm x 220 mm (adjusted on a subject by subject basis to cover the complete torso at the breast level); acquisition resolution: 1 mm x 1 mm x 2 mm; and reconstruction resolution: 1 mm x 1 mm x 1 mm. Images were exported from the scanner using the DICOM format and converted to the Analyze format using dcm2niigui software (MRICron, McAusland Center for Brain Imaging, University of South Carolina, <http://www.mccauslandcenter.sc.edu/mricro/mricron/index.html>). The images were automatically reformatted to a resolution of 1 mm x 1mm x 3 mm prior to segmentation to reduce the amount of data to process. Segmentation was performed using the software ITK-SNAP 2.4.0 (Penn Image Computing and Science Laboratory (PICSL), Philadelphia, PA, [www.itksnap.org](http://www.itksnap.org)) [47]. A preliminary segmentation of each breast was performed using a semi-automatic 3D active contour method. These segmentations were then manually refined by the same evaluator (JR) before being used for the final volume estimates. The nipple and skin were included in the breast volume calculation. The superior and inferior borders were demarcated using the sagittal view, whereas the medial, lateral and posterior borders were precisely defined using the axial view (Figure 2). The pectoralis major muscle was used to outline the posterior plane of the breast. The 3D mesh (Figure 3) also provided a clear representation of the segmented area and was used to smooth the contour of the breast.

### ***Statistical Analysis***

The results for continuous variables are expressed as means with standard deviations. To determine the breast volume asymmetry, we considered the absolute value of the difference between  $(LBV/((LBV+RBV)/2))$  and  $(RBV/((LBV+RBV)/2))$ . RBV being the right breast



volume and LBV being the left breast volume, expressed in cubic centimeters (cm<sup>3</sup> or cc). A two-tailed paired T test was used to test the hypothesis that this difference in breast volume differed from zero. Also, a Pearson correlation was computed to determine the correlation between breast asymmetry and thoracic Cobb angle as well as thoracic gibbosity. All analyses were performed with SPSS software, release 21.0 (IBM Corporation, Armonk, New York, USA) and conducted at the 0.05 significance level.

## **Results**

Thirty young (age  $15.7 \pm 1.4$  years) skeletally mature (Risser 4-5) girls with AIS (29 right thoracic scoliosis and one left thoracic scoliosis) and a significant thoracic Cobb angle (46 degrees; range 26 to 81) and mature breasts (Tanner stage 5) underwent a breast MRI in order to objectively measure their breast asymmetry (Table 1). Among these, 18 were treated with a brace at some point in time and 15 had planned spine surgery.

The mean left breast volume (528.32 cc  $\pm$  205.96) was higher than the mean right breast volume (495.18 cc  $\pm$  170.16) and the difference was statistically significant (33.14 cc  $\pm$  60.38) ( $p=0.0054$ ). The mean breast asymmetry, computed as  $(LBV - RBV)/((LBV + RBV)/2)$ , was 8.32%  $\pm$  6.43 ( $p<0.0001$ ) (Table 2). A positive correlation was found between breast asymmetry and thoracic Cobb angle ( $r=0.177$ ,  $p=0.349$ ) and between breast asymmetry and thoracic gibbosity ( $r=0.289$ ,  $p=0.122$ ) (Table 3).

The left breast was consistently larger in 19 out of the 29 patients (65.5%) presenting a right thoracic scoliosis. In contrast, the patient with a left thoracic scoliosis had a larger right breast. Twenty patients (66.7%) displayed a breast asymmetry  $\geq 5\%$  and only two patients (6.7%) with one  $< 0.5\%$ .

## Discussion

Although relatively costly [48] and less accessible, MRI allowed us to revisit a common belief in the scoliosis community: that unequal breast size is an illusion induced by the scoliosis and trunk rotation. This imaging technology in combination with the image segmentation enabled us to define with accuracy the posterior limit of the breast while taking into account the chest wall deformity. The mean breast asymmetry in this cohort (8.32 %, CI 5.92-10.72) was found to be statistically significant ( $p < 0.0001$ ) but the clinical relevance of this difference is unclear. If we arbitrarily set the threshold for non-physiologic breast asymmetry at 5%, we obtain a rate of 66.7 % of our cohort. It would therefore be interesting to evaluate the breast volumes in a cohort of young adolescents without any chest or trunk deformities to determine a reference threshold for breast asymmetry in the adolescent population.

Most of the patients in this series had a larger left breast. Shepherd presents similar results in a group of young girls ( $n=18$ , age 13-14 years) using dual-energy X-ray absorptiometer [49]. However, the majority of his patients had not reached breast maturity as described by Tanner stages and it is also the only study to our knowledge using this breast volume measuring method. In the adult population, some authors agree on this laterality fact [12,26], while others not [15,50,51]. When only considering studies using MRI as a measuring method [50,51], the tendency favors a larger right breast volume.

It is possible that a developmental abnormality in the arterial blood supply to the chest wall may impact the developing breast [52] but it would not explain completely the asymmetry observed. Therapeutic braces may also play a role. Repetitive local trauma to the breast tissue

may contribute to breast asymmetry. We believe that a well-made brace concentrates the pressure points in the sagittal plane and aims at relieving pressure on the breast. Furthermore, only a third of our cohort wore a rigid brace at a given moment. In our cohort with AIS and thoracic wall deformity, we would expect shape or positional breast asymmetry rather than volume asymmetry. In the majority of cases, breast asymmetry is present independently of the thoracic deformity.

We found a weak positive correlation between breast asymmetry and thoracic Cobb angle ( $r=0.177$ ,  $p=0.349$ ). These results do not corroborate with Tsai ( $r=0.90$ ) using an anthropomorphic method in a sub-cohort of patients ( $n=60$ ) undergoing augmentation mammoplasty [4]. The author does not report the mean Cobb angle in his study, which appears to be minor since he declares that the majority of the patients were not aware of the scoliosis diagnosis. We feel confident with the precision of our results using the MRI and believe that thoracic Cobb angle only partially explains the breast asymmetry observed. We also studied the correlation between breast asymmetry and the thoracic gibbosity angle as it was demonstrated by Seoud to be more closely correlated to vertebral rotation than the Cobb angle [53]. No statistical significant correlation was found between breast asymmetry and thoracic gibbosity angle ( $0.289$ ,  $p=0.122$ ), further reinforcing the fact that breast asymmetry is independent of spine and thoracic deformity.

Some limitations of our study must be considered. In some patients, the completion of breast maturity could have been overestimated. It is known that in some cases, one breast develops more rapidly than the other, leading to an asymmetry in the shape, volume or position of the breasts or the nipple-areola complex. This asymmetry usually attenuates with time and eventually disappears [54]. Furthermore, Tanner staging has its own limitations as far as

predicting the end of the breast development [46].

Manual segmentation can also be subject to individual variability. In some patients, the pectoralis fascia was not clearly defined in all imaging sections. In others, especially in small breasts, the medial and lateral borders could be challenging to identify. To limit the variability in breast volumes, all sixty segmentations were meticulously performed by a single evaluator (JR). Furthermore, the segmentation process was facilitated by the 3 axis views and the visualization of the 3D mesh. Also, very slight differences in volume estimates were found between gross (semi-automatic) and refined (manual) segmentations. The ease in identifying anatomical landmarks on the MRI makes the segmentation process very accurate. For these reasons, as well as considering the length of time involved in the segmentation process (approximately 15-20hrs/patient), we opted not to perform a reproducibility study.

The prone position used for the MRI acquisitions enhanced the breast contour, but it did not depict exactly how the upright patient perceives herself. A study comparing the breast volumes in both postures would help us appreciate the discrepancies, if any exist. We could also correlate the results obtained using the MRI with the patient's perception of breast asymmetry by submitting the *Truncal Anterior Asymmetry Scoliosis Questionnaire (TAASQ)* to our participants [55].

This study described breast asymmetry in an AIS cohort using MRI. This method is feasible, objective and very precise. It will help us to advise girls with AIS regarding their concerns with breast asymmetry. The results will serve as reference values to study a measuring technique using 3D body surface imaging for a faster, less costly and more accessible tool to use in the clinical setting.

## References

- [1] Parent S, Newton PO, Wenger DR. Adolescent idiopathic scoliosis: etiology, anatomy, natural history, and bracing. *Instr Course Lect* 2005;54:529-36.
- [2] Mao S-h, Qiu Y, Zhu Z-z, et al. Clinical evaluation of the anterior chest wall deformity in thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2012;37:E540-8.
- [3] Normelli H, Sevastik JA, Ljung G, et al. The symmetry of the breasts in normal and scoliotic girls. *Spine* 1986;11:749-52.
- [4] Tsai F-C, Hsieh M-S, Liao C-K, et al. Correlation between scoliosis and breast asymmetries in women undergoing augmentation mammoplasty. *Aesthetic Plastic Surgery* 2010;34:374-80.
- [5] Rohrich RJ, Hartley W, Brown S. Incidence of breast and chest wall asymmetry in breast augmentation: a retrospective analysis of 100 patients. *Plastic & Reconstructive Surgery* 2006;118:7S-13S; discussion 4S, 5S-7S.
- [6] Medard de Chardon V, Balaguer T, Chignon-Sicard B, et al. [Constitutional asymmetries in aesthetic breast augmentation: incidence, postoperative satisfaction and surgical options]. *Annales de Chirurgie Plastique et Esthétique* 2009;54:340-7.
- [7] Maliniac JW. Evaluation of principal mamma-plastic procedures. *Plast Reconstr Surg (1946)* 1949;4:359-73.
- [8] Bouman FG. Volumetric measurement of the human breast and breast tissue before and during mammoplasty. *Br J Plast Surg* 1970;23:263-4.
- [9] Tegtmeier RE. A quick, accurate mammometer. *Ann Plast Surg* 1978;1:625-6.
- [10] Schultz RC, Dolezal RF, Nolan J. Further applications of Archimedes' principle in the correction of asymmetrical breasts. *Ann Plast Surg* 1986;16:98-101.
- [11] Ingleby H. Changes in breast volume in a group of normal young women. *Bull. Int. Assoc. Med. Museums* 1949;29:87-92.
- [12] Campaigne BN, Katch VL, Freedson P, et al. Measurement of breast volume in females: description of a reliable method. *Ann Hum Biol* 1979;6:363-7.

- [13] Edsander-Nord A, Wickman M, Jurell G. Measurement of breast volume with thermoplastic casts. *Scandinavian Journal of Plastic & Reconstructive Surgery & Hand Surgery* 1996;30:129-32.
- [14] Smith DJ, Jr., Palin WE, Jr., Katch VL, et al. Breast volume and anthropomorphic measurements: normal values. *Plastic & Reconstructive Surgery* 1986;78:331-5.
- [15] Qiao Q, Ling Y, Zhou G, et al. Breast volume measurement in 125 young Chinese women. *Chin Med Sci J* 1992;7:44-8.
- [16] Westreich M. Anthropomorphic breast measurement: protocol and results in 50 women with aesthetically perfect breasts and clinical application. *Plastic & Reconstructive Surgery* 1997;100:468-79.
- [17] Brown TP, Ringrose C, Hyland RE, et al. A method of assessing female breast morphometry and its clinical application. *Br J Plast Surg* 1999;52:355-9.
- [18] Brown RW, Cheng YC, Kurtay M. A formula for surgical modifications of the breast. *Plastic & Reconstructive Surgery* 2000;106:1342-5.
- [19] Malini S, Smith EO, Goldzieher JW. Measurement of breast volume by ultrasound during normal menstrual cycles and with oral contraceptive use. *Obstetrics & Gynecology* 1985;66:538-41.
- [20] Loughry CW, Sheffer DB, Price TE, Jr., et al. Breast volume measurement of 248 women using biostereometric analysis. *Plastic & Reconstructive Surgery* 1987;80:553-8.
- [21] Kalbhen CL, McGill JJ, Fendley PM, et al. Mammographic determination of breast volume: comparing different methods. *AJR Am J Roentgenol* 1999;173:1643-9.
- [22] Galdino GM, Nahabedian M, Chiamonte M, et al. Clinical applications of three-dimensional photography in breast surgery. *Plastic & Reconstructive Surgery* 2002;110:58-70.
- [23] Nahabedian MY, Galdino G. Symmetrical breast reconstruction: is there a role for three-dimensional digital photography? *Plastic & Reconstructive Surgery* 2003;112:1582-90.
- [24] Lee HY, Hong K, Kim EA. Measurement protocol of women's nude breasts using a 3D scanning technique. *Appl Ergon* 2004;35:353-9.

- [25] Garson S, Delay E, Sinna R, et al. [3D evaluation and mammary augmentation surgery]. *Annales de Chirurgie Plastique et Esthetique* 2005;50:643-51.
- [26] Losken A, Fishman I, Denson DD, et al. An Objective Evaluation of Breast Symmetry and Shape Differences Using 3-Dimensional Images. *Annals of Plastic Surgery* 2005;55:571-5.
- [27] Losken A, Seify H, Denson DD, et al. Validating three-dimensional imaging of the breast. *Ann Plast Surg* 2005;54:471-6; discussion 7-8.
- [28] Isogai N, Sai K, Kamiishi H, et al. Quantitative analysis of the reconstructed breast using a 3-dimensional laser light scanner. *Ann Plast Surg* 2006;56:237-42.
- [29] Kovacs L, Yassouridis A, Zimmermann A, et al. Optimization of 3-dimensional imaging of the breast region with 3-dimensional laser scanners. *Ann Plast Surg* 2006;56:229-36.
- [30] Kovacs L, Eder M, Hollweck R, et al. New aspects of breast volume measurement using 3-dimensional surface imaging. *Annals of Plastic Surgery* 2006;57:602-10.
- [31] Tepper OM, Small K, Rudolph L, et al. Virtual 3-dimensional modeling as a valuable adjunct to aesthetic and reconstructive breast surgery. *American Journal of Surgery* 2006;192:548-51.
- [32] Kovacs L, Eder M, Hollweck R, et al. Comparison between breast volume measurement using 3D surface imaging and classical techniques. *Breast* 2007;16:137-45.
- [33] Moyer HR, Carlson GW, Styblo TM, et al. Three-dimensional digital evaluation of breast symmetry after breast conservation therapy. *J Am Coll Surg* 2008;207:227-32.
- [34] Sinna R, Garson S, Taha F, et al. [Evaluation of 3D numerisation with structured light projection in breast surgery]. *Annales de Chirurgie Plastique et Esthetique* 2009;54:317-30.
- [35] Paul SM, Chamberlin AP, Hatt C, et al. Reliability, validity, and precision of an active stereophotogrammetry system for three-dimensional evaluation of the human torso. *Medical Engineering & Physics* 2009;31:1337-42.
- [36] Liu C, Luan J, Mu L, et al. The role of three-dimensional scanning technique in evaluation of breast asymmetry in breast augmentation: a 100-case study. *Plastic & Reconstructive Surgery* 2010;126:2125-32.

- [37] Gabriel A, Fritzsche S, Creasman C, et al. Incidence of breast and chest wall asymmetries: 4D photography. *Aesthet Surg J* 2011;31:506-10.
- [38] Eder M, v Waldenfels F, Sichtermann M, et al. Three-dimensional evaluation of breast contour and volume changes following subpectoral augmentation mammoplasty over 6 months. *Journal of Plastic, Reconstructive and Aesthetic Surgery* 2011;64:1152-60.
- [39] Tebbetts JB. Correction of breast asymmetry does not exist, and the role of three-dimensional imaging remains a question. *Plastic & Reconstructive Surgery* 2011;128:824-5.
- [40] Eder M, Waldenfels FV, Swobodnik A, et al. Objective breast symmetry evaluation using 3-D surface imaging. *Breast* 2012;21:152-8.
- [41] Becker H. The role of three-dimensional scanning technique in evaluation of breast asymmetry. *Plastic & Reconstructive Surgery* 2012;130:893e-4e; author reply 4e-6e.
- [42] Palin WE, Jr., von Fraunhofer JA, Smith DJ, Jr. Measurement of breast volume: comparison of techniques. *Plastic & Reconstructive Surgery* 1986;77:253-5.
- [43] Bulstrode N, Bellamy E, Shrotria S. Breast volume assessment: comparing five different techniques. *Breast* 2001;10:117-23.
- [44] Herold C, Reichelt A, Stieglitz LH, et al. MRI-based breast volumetry-evaluation of three different software solutions. *J Digit Imaging* 2010;23:603-10.
- [45] Denoel C, Aguirre MF, Bianco G, et al. Idiopathic scoliosis and breast asymmetry. *Journal of Plastic, Reconstructive and Aesthetic Surgery* 2009;62:1303-8.
- [46] Marshall WA, Tanner JM. Variations in pattern of pubertal changes in girls. *Arch Dis Child* 1969;44:291-303.
- [47] Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage* 2006;31:1116-28.
- [48] Caruso MK, Guillot TS, Nguyen T, et al. The cost effectiveness of three different measures of breast volume. *Aesthetic Plastic Surgery* 2006;30:16-20.
- [49] Shepherd JA, Malkov S, Fan B, et al. Breast density assessment in adolescent girls using dual-energy X-ray absorptiometry: a feasibility study. *Cancer Epidemiology, Biomarkers & Prevention* 2008;17:1709-13.



- [50] Hussain Z, Roberts N, Whitehouse GH, et al. Estimation of breast volume and its variation during the menstrual cycle using MRI and stereology. *Br J Radiol* 1999;72:236-45.
- [51] Koch MC, Adamietz B, Jud SM, et al. Breast volumetry using a three-dimensional surface assessment technique. *Aesthetic Plast Surg* 2011;35:847-55.
- [52] Iliopoulos P, Korovessis P, Koureas G, et al. Asymmetric evolution of anterior chest wall blood supply in female adolescents with progressive right-convex thoracic idiopathic scoliosis. *European Spine Journal* 2007;16:1343-7.
- [53] Seoud L, Dansereau J, Labelle H, et al. Multilevel analysis of trunk surface measurements for noninvasive assessment of scoliosis deformities. *Spine (Phila Pa 1976)* 2012;37:E1045-53.
- [54] Eidlitz-Markus T, Mukamel M, Haimi-Cohen Y, et al. Breast asymmetry during adolescence: physiologic and non-physiologic causes. *Isr Med Assoc J* 2010;12:203-6.
- [55] Lonner B, Shah S, Toombs C, et al. What an AIS Patient Sees in the Mirror: Validation of the Truncal Anterior Asymmetry Scoliosis Questionnaire (TAASQ). Paper presented at: Scoliosis Research Society, 48th annual international meeting & course 2013; Lyon, France

## FIGURES

### Figures Legend

**Figure 1** Illustration of the positioning of a subject in the breast coil prior to the insertion in the MRI magnet.

**Figure 2** Axial cut at the nipple level depicting the segmented breasts in this AIS patient.

**Figure 3** Axial cut of the right breast showing its medial, lateral and posterior borders.

**Figure 4** 3D meshes of the left and right breasts obtained with manual segmentation.

**Figure 1**

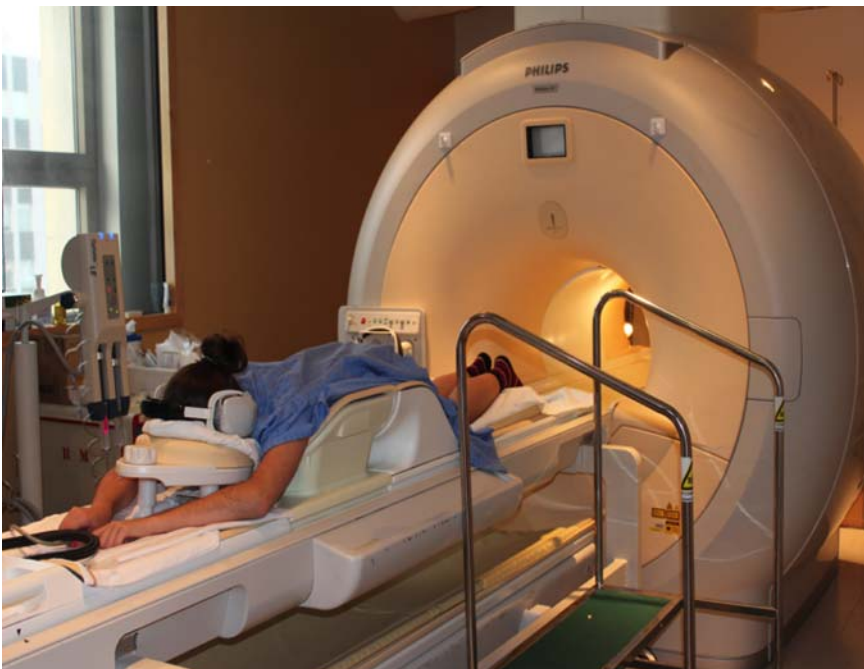


Figure 2

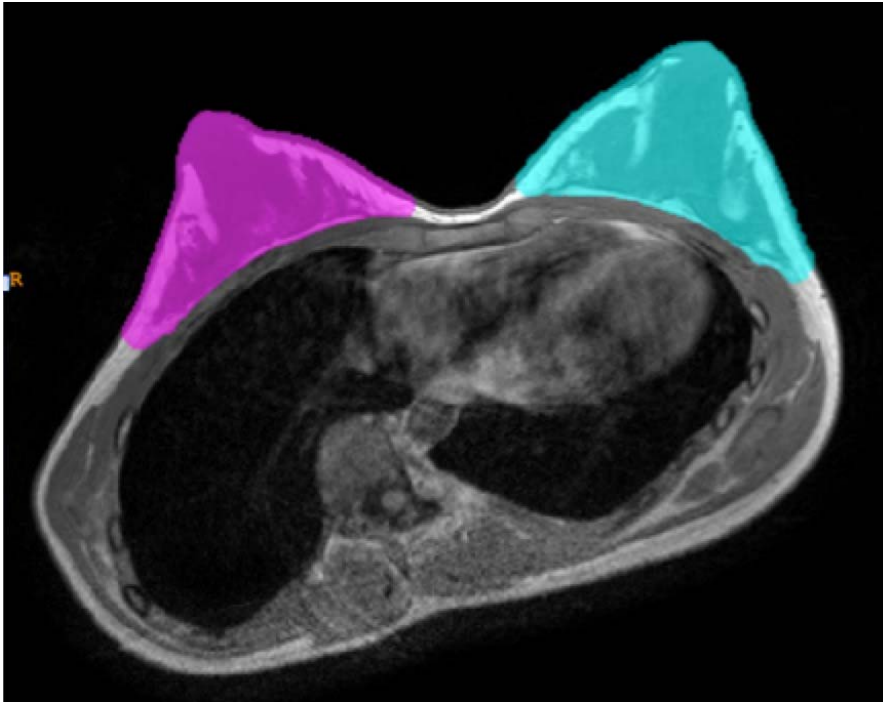


Figure 3

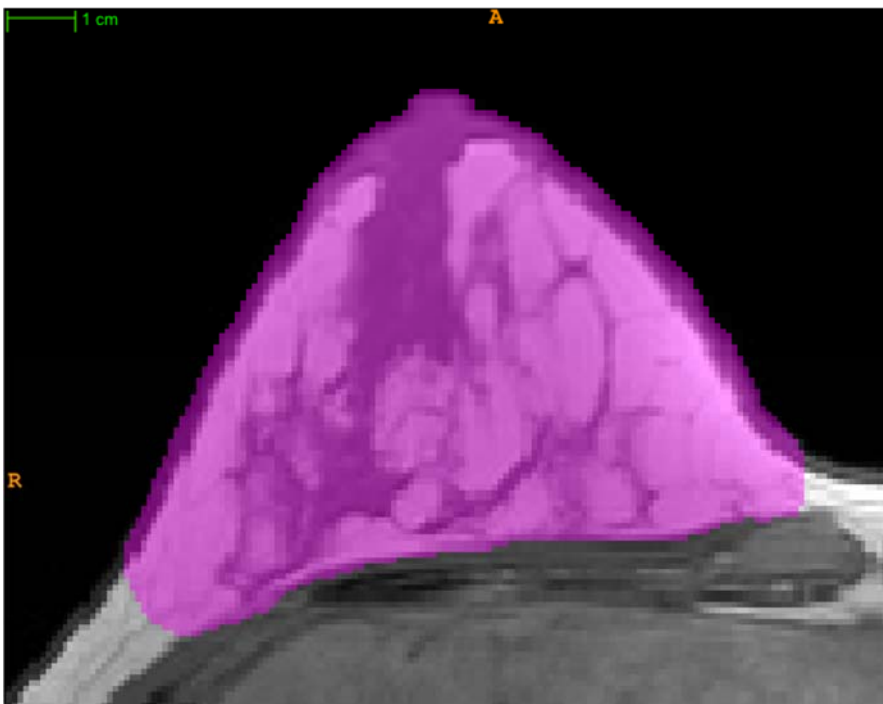
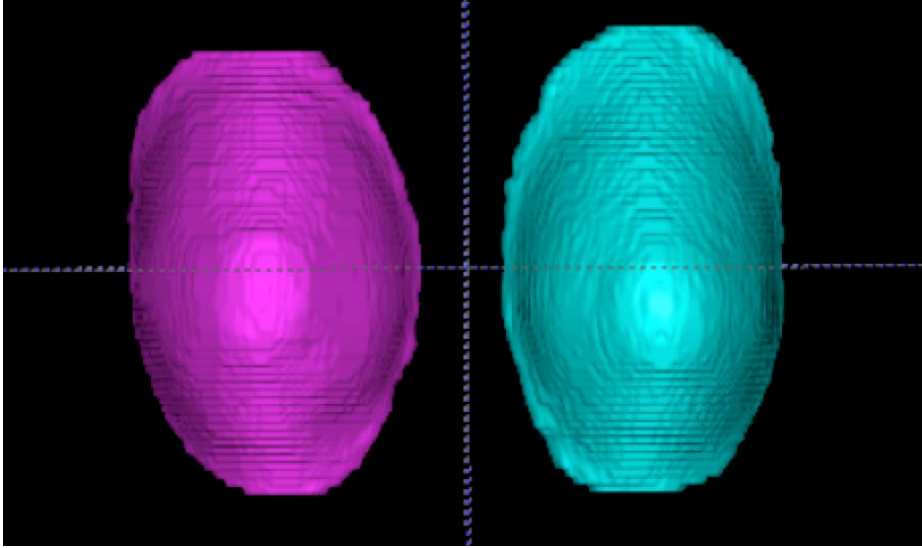


Figure 4



## TABLES

**Table 1 Descriptive Statistics**

| <b>n = 30</b>                  | <b>Mean</b>  | <b>Standard Deviation</b> | <b>Min</b>   | <b>Max</b>   |
|--------------------------------|--------------|---------------------------|--------------|--------------|
| <b>Age (years)</b>             | <b>15.7</b>  | <b>1.4</b>                | <b>13.5</b>  | <b>18.9</b>  |
| <b>Weight (kg)</b>             | <b>55.1</b>  | <b>10.9</b>               | <b>34.1</b>  | <b>84.7</b>  |
| <b>Height (cm)</b>             | <b>161.0</b> | <b>5.6</b>                | <b>149.0</b> | <b>173.5</b> |
| <b>Menarche (years)</b>        | <b>13.0</b>  | <b>1.1</b>                | <b>11.0</b>  | <b>15.2</b>  |
| <b>Thoracic Cobb angle (°)</b> | <b>46.1</b>  | <b>14.6</b>               | <b>26.0</b>  | <b>81.0</b>  |
| <b>Gibbosity angle (°)</b>     | <b>7.0</b>   | <b>5.4</b>                | <b>-11.7</b> | <b>16.5</b>  |

**Table 3 Pearson correlation coefficients with breast asymmetry.**

| <b>n = 30</b>                  | <b>r</b>     | <b>p</b>     |
|--------------------------------|--------------|--------------|
| <b>Thoracic Cobb angle (°)</b> | <b>0.177</b> | <b>0.349</b> |
| <b>Gibbosity angle (°)</b>     | <b>0.289</b> | <b>0.122</b> |

**Table 2 Breast volumes and breast asymmetry obtained from MRI segmentation.**

| <b>n = 30</b>                    | <b>Mean</b>   | <b>Standard deviation</b> | <b>Min</b>     | <b>Max</b>     | <b>95% CI</b>        | <b>p</b>          |
|----------------------------------|---------------|---------------------------|----------------|----------------|----------------------|-------------------|
| <b>Right Breast Volume (cc)</b>  | <b>495.18</b> | <b>170.16</b>             | <b>194.29</b>  | <b>979.57</b>  | <b>431.64-558.71</b> |                   |
| <b>Left Breast Volume (cc)</b>   | <b>528.32</b> | <b>205.96</b>             | <b>188.91</b>  | <b>1178.09</b> | <b>451.41-605.22</b> |                   |
| <b>Difference of volume (cc)</b> | <b>33.14</b>  | <b>60.38</b>              | <b>-198.50</b> | <b>91.72</b>   | <b>10.59-55.69</b>   | <b>&lt; .01</b>   |
| <b>Asymmetry (%)</b>             | <b>8.32</b>   | <b>6.43</b>               | <b>0.03</b>    | <b>20.94</b>   | <b>5.92-10.72</b>    | <b>&lt; .0001</b> |

## CHAPITRE 6

### **Article 2: Assessment of Breast Asymmetry in Adolescent Idiopathic Scoliosis using a 3D Body Surface Automated Measurement Technique.**

Cet article a été soumis à la revue scientifique de la SRS, *Spine Deformity* en décembre 2013. La version soumise, conforme aux normes de présentation de cette revue, est présentée aux pages suivantes.

L'abstract de cet article a également été soumis pour une présentation orale à la 20<sup>e</sup> conférence internationale IMAST qui aura lieu du 16 au 19 juillet 2014 à Valence en Espagne.

## ABSTRACT

**Study design:** Cohort study

**Objectives:** To assess breast asymmetry (BA) directly on 3D surface imaging and to validate it against MRI values in a cohort of 30 patients with significant adolescent idiopathic scoliosis (AIS). To study the influence of posture (prone vs standing) on BA using the automated method on both modalities.

**Summary of background data:** BA is a common concern in young female with AIS. In a previous study using MRI, we found that the majority of patients with significant AIS experienced BA (defined as a difference in breast volume) as high as 21% despite their chest wall deformity. MRI is costly and not always accessible. 3D surface topography, which offers fast, reliable breast acquisitions, without any radiation nor distortion of the body surface, would be an alternative method in the clinical setting.

**Methods:** A cohort of 30 patients with AIS was enrolled on the basis of their thoracic curvature, skeletal and breast maturity, without regard to their perception on their BA. Each patient performed two torso imaging: a 3D trunk surface topography and a breast MRI. An automated breast volume measuring method was proposed using a program developed in the Matlab numerical environment.

**Results:** Strong correlation coefficients were obtained when comparing the proposed method to the MRI on the left breast volumes (LBV) ( $r=0.747$ ), the right breast volumes (RBV) ( $r=0.805$ ) and the BA ( $r=0.614$ ). Using the same method on both modalities also yielded strong correlation coefficients on the LBV ( $r=0.896$ ), the RBV ( $r=0.939$ ) and the BA ( $r=0.709$ ).

**Conclusions:** The proposed 3D body surface automated measurement technique is feasible clinically and correlates very well with breast volumes measured using MRI. Additionally, breast volumes remain comparable despite being measured in different body positions (standing and prone) in a young cohort of AIS patients.

**Level of Evidence:** Level IV



**Assessment of Breast Asymmetry in Adolescent Idiopathic Scoliosis  
using a 3D Body Surface Automated Measurement Technique**

Joyce Ramsay, MD, PT<sup>a,d</sup>, Lama Seoud, PhD<sup>b</sup>, Farida Cheriet, PhD<sup>a,b</sup>, Julie Joncas, RN, BSc<sup>a</sup>,  
Isabelle Turgeon, BSc<sup>a</sup>, Philippe Debanné MSc<sup>a,b</sup>, Isabelle Trop, MD, MPH<sup>c</sup>, Hubert Labelle,  
MD<sup>a</sup>, Stefan Parent, MD, PhD<sup>a,d\*</sup>

*<sup>a</sup>Sainte-Justine University Hospital Research Center, 3175, Chemin de la Côte-Sainte-Catherine, Montreal, Quebec, H3T 1C5, Canada*

*<sup>b</sup>Polytechnique Montreal, 2500, Chemin de Polytechnique, Montreal, Quebec, H3T 1J4, Canada*

*<sup>c</sup>Hôtel-Dieu University of Montreal Hospital Center, 3840 Saint Urbain Street, Montreal, Quebec, H2W 1T8, Canada*

*<sup>d</sup>University of Montreal, 2910, Edouard-Montpetit Blvd, Montreal, Quebec, H3C 3J7, Canada*

**\*Corresponding Author and Reprints :**

Stefan Parent, MD, PhD

Division of Orthopedics

Sainte-Justine University Hospital,

3175 Chemin de la Côte-Sainte-Catherine


Montreal, (Quebec)

H3T 1C5

Canada

Phone: 514-345-4876

Fax: 514-345-4755

E-mail: 

**IRB approval/Research Ethics Committee:**

Sainte-Justine University Hospital Ethics Committee approval # 3532

University of Montreal Hospital Center Ethics Committee approval # 12.143

**Funding sources:**

Academic Research Chair in Pediatric Spinal Deformities of CHU-Sainte-Justine

Canadian Institutes of Health Research

## **Introduction**

Breast asymmetry is defined as a difference in shape, position and/or volume of the breast or the nipple-areola complex. Most women have some degree of minor physiological breast asymmetry (as high as 88% in some studies) [1,2], however, the prevalence is unknown in the adolescent population. In girls presenting with adolescent idiopathic scoliosis (AIS), it is commonly believed that breast asymmetry results from the chest wall deformity (eg. left breast larger in a right thoracic scoliosis) [3,4], rather than from a difference in breast volume. However, in a previous study, we were able to demonstrate, with the use of MRI, that the majority of patients with significant AIS experienced breast asymmetry (defined as a difference in breast volume) as high as 21% despite their chest wall deformity (IMAST 2013, Vancouver, Canada; submitted for publication December 2013).

The breast is a challenging organ to measure due to its varied size, shape, contour, width, height, projection, composition, volume, nipple level and position on the chest wall. Various methods to measure breast volume have been reported: Archimedean methods based on the water displacement principle [5-8], 3D thermoplastic casts [9,10], direct (from body surface) [11-13] or indirect (taken from 2D image such as photographs, mammograms or ultrasounds) [14-16] anthropometric measures, modern imaging procedures such as CT and MRI, and 3D body surface imaging such as stereo photography, laser scanning and 3D surface scanning [17-30]. To date, MRI measurements show the highest level of precision and can be considered the gold standard for breast volume measurements [31-33]. However, it remains costly, not always accessible and exhibits some contraindications.

3D surface topography, which has gained in popularity in the past two decades, offers reliable breast acquisitions [17,18,23,24,27,34-36] It can be performed quickly, without any radiation and does not distort the body surface it is imaging. It depicts the breasts exactly how the patient perceives them. The cost is minimal once the initial equipment investment is completed [37]. In patients with scoliosis, it also allows a quantitative assessment of the back and the chest wall [38-41]. Furthermore, 3D models have been evaluated for breast measurements and other morphological parameters.

In order to provide an answer to a common complaint in our female AIS population, namely the asymmetry of their breasts, we aim in this study to develop and validate an automated measuring tool to be used directly on the 3D trunk models acquired from surface topography. First, we will compare the breast volumes from the 3D body surface imaging to the ones obtained from the MRI. Secondly, we will study the inter-modality breast volume difference using our automated measuring tool on the trunk surfaces acquired from both MRI (prone) and 3D body imaging (standing). The latter will give us some insight into the influence of patient posture on the measured breast volumes.

Our hypotheses are as follows: 1) There is a strong correlation between breast volumes obtained from MRI and from the proposed 3D body surface automated measurement technique; and 2) Breast volumes remain comparable despite different body positions (standing and prone).

## **Materials and Methods**

### *Subject recruitment*

Thirty young girls with significant AIS and mature breasts were consecutively recruited, from July 2012 until January 2013, at the scoliosis outpatient clinic at Sainte-Justine's University Hospital Center in Montreal, Canada, for this study. The subjects in this cohort were enrolled on the basis of their thoracic curvature as well as their skeletal and breast maturity, without regard to their perception of their breast asymmetry. We included patients with significant thoracic curvatures (Cobb angle  $\geq 30^\circ$ ) [42]. Patients with congenital and juvenile idiopathic, or neurologic scoliosis were excluded, as well as patients with previous spinal surgeries. Skeletal maturity was determined by a Risser index  $\geq 4$  [43]. We ensured that the girls had started their menses for over a year and that they had completed their breast development as demonstrated by a Tanner breast stage V (44). Each of the patients underwent two torso imaging: a breast MRI and a 3D surface topography. All patients and parents of minors agreed to participate in the study and signed the informed consent form. This study was approved by the Ethics Review Boards of both Sainte-Justine's University Hospital Center and the University of Montreal Hospital Center.

### *MRI acquisitions and semi-automatic segmentation*

All MRI acquisitions were performed at the Hôtel-Dieu University of Montreal Hospital Center with a 1.5 Tesla system (Achieva XR, Philips Healthcare, Best, Netherlands) using a dedicated 16-channel breast coil. The patient was positioned prone with the arms resting

overhead and breasts hanging freely in the breast coil to optimize their natural contours (Figure 1). A 3D gradient-echo sequence without fat suppression was used with the following parameters: repetition time (TR): 7.6 ms; echo time (TE): 4.6 ms; flip angle: 12 degrees; field-of-view (FoV): 340 mm x 340 mm x 220 mm (adjusted on a subject by subject basis to cover the complete torso at the breast level); acquisition resolution: 1 mm x 1 mm x 2 mm; and reconstruction resolution: 1 mm x 1 mm x 1 mm. Images were exported from the scanner and automatically reformatted to a resolution of 1 mm x 1mm x 3 mm prior to segmentation to reduce the amount of data to process. A preliminary segmentation of each breast was performed using a semi-automatic 3D active contour method included in the ITK-SNAP software version 2.4.0 (Penn Image Computing and Science Laboratory (PICSL), Philadelphia, PA) [44]. These segmentations were subsequently manually refined by the same evaluator (JR) before being used for the final volume estimates. The nipple and skin were included in the breast volume calculation. The superior and inferior borders were demarcated using the sagittal view whereas the medial and lateral borders were demarcated using the axial view (Figure 2). The pectoralis major muscle was used to outline the posterior limit of the breast. The 3D mesh also provided a clear representation of the segmented area and was used to smooth the contour of the breast. In addition, a 3D surface mesh was generated from the MRI acquisitions, again using the ITK-SNAP software, in order to compare the MRI and body surface meshes for the second hypothesis.

### 3D surface topography acquisition and reconstruction

The surface topography of the entire patient's trunk was obtained, in a dedicated room, at the scoliosis outpatient clinic of Sainte-Justine's University Hospital Center. The trunk surface

was digitized using a multihead optical white-light scanning system (Capturor II LF, Creaform Inc., Lévis, Canada), consisting of four 3D digitizers, a frame grabber for video signal acquisition and conversion, and a computer for data processing. Each optical 3D digitizer consists of a 1,024 x 768 pixels color CCD camera and a structured light projector (halogen light source and grating slide). Each of the four digitizers provides a partial surface, as seen from a selection of angles to cover the entire trunk. The main strengths of the system are a short acquisition time of 4–5 seconds for the whole trunk combined with a high sampling density. Subjects stood in the center of the system, marked on the floor. They were asked to stand still during acquisition, torso naked, in a posture similar to the anatomical posture with the arms in slight abduction by the sides (Figure 3). From each acquisition, a 3D model of the trunk surface was reconstructed from the partial surfaces acquired from each of the four digitizers (19). The accuracy of the reconstruction is of  $1.1 \pm 0.9$  mm over the entire trunk [45].

#### *Automated Breast Volume Measuring Method*

The breast volumes were computed automatically from the reconstructed 3D models using a specially designed program developed in the Matlab numerical computing environment (The MathWorks Inc, Natick, MA). In order to define the contour of each breast, the mean curvature was first calculated for each point on the anterior torso mesh. The mesh was then transposed into a polar reference frame centered on the nipple. Along each direction around the nipple, the first point of negative minimal curvature was retained. A 2D least squares ellipse was then fitted onto the retained points to approximate the breast contour. Next, the chest wall was estimated by first deleting all the points located inside the breast contour, then,

fitting an interpolating surface to the remaining torso points. For this latter step, a radial basis function representation with thin-plate splines basis functions was used (FastRBF software version 1.4.2, FarField Technology Limited, Christchurch, New Zealand). Finally, the breast volume was calculated by subtracting the voxelized original mesh from the one without breast. This procedure was applied to both the surface topography torso model and the surface mesh generated from the MRI.

### *Statistical Analysis*

The results for continuous variables are expressed as means with standard deviations. To determine the breast volume asymmetry, we considered the absolute value of the difference between  $(LBV/((LBV+RBV)/2))$  and  $(RBV/((LBV+RBV)/2))$ . RBV being the right breast volume and LBV being the left breast volume, expressed in cubic centimeters ( $cm^3$  or cc).

The Pearson's correlation coefficient was used to assess the correlation between the breast volumes and breast asymmetries of two different measuring methods: semi-automatic segmentations from MRI and automated method from 3D surface topography. We provided a 95% confidence interval for the correlation coefficients.

To verify our second hypothesis, which stipulates that there is a correlation between the volumes obtained from trunk surfaces from MRI (prone) and 3D surface topography (standing), using the same automated measuring tool, we applied the Pearson's correlation coefficient and performed a paired T test.



All analyses were performed with SPSS release 21.0 (IBM Corporation, Armonk, New York) and conducted at the 0.05 significance level.

## **Results**

Table 1 depicts the descriptive statistics of our cohort of thirty young (age  $15.7 \pm 1.4$  yrs) skeletally mature girls with AIS (29 right thoracic scoliosis and one left thoracic scoliosis) presenting with a significant thoracic Cobb angle (46 degrees; range 26 to 81) and mature breasts (Tanner V). In a previous study, we described breast asymmetry in this cohort using MRI. The mean breast asymmetry (8.32 %, CI 5.92-10.72) was found to be statistically significant ( $p < .0001$ ). Moreover, the mean left breast volume ( $528.32 \text{ cc} \pm 205.96$ ) was statistically greater compared to the mean right breast volume ( $495.18 \text{ cc} \pm 170.16$ ) ( $p=0.01$ ) and the difference was also significant ( $p < .0001$ ).

The present study first compared the breast volumes acquired from MRI segmentations to the breast volumes obtained from the automated method described above, using 3D surface topography. Strong correlation coefficients were obtained with  $r=0.747$  ( $p < .001$ ) for the left breast volumes and  $r=0.805$  ( $p < .001$ ) for the right breast volumes. The breast asymmetry was not as strongly correlated, with  $r= 0.614$  ( $p < .001$ ) (Table 2).

Our second hypothesis, which consisted in analyzing the correlation between the breast volumes obtained in two different positions using the same method on both modalities (MRI and 3D surface topography), also yielded strong correlation coefficients. For the left breast volumes,  $r=0.896$  ( $p < .001$ ), for the right breast volumes,  $r=0.939$  ( $p < .001$ ) and for the breast asymmetry,  $r=0.709$  ( $p < .001$ ) (Table 3). We further performed a paired T-test, which

conferred the subsequent volume differences on the left side - 26.11 (CI -48.73, -3.49) (p=0.02) and on the right side -10.80 (CI -26.85, 5.25) (p=0.18).

## **Discussion**

This study confirms that the proposed 3D body surface automated measurement technique is feasible clinically and can be used to predict volumes obtained from MRI. Developed in response to commercially available software not completely accommodating the thoracic deformities presented by our scoliotic patients, it is the first fully automated measuring technique proposed, to our knowledge. It is a fast and reliable method once the surface topography images have been reconstructed. Although the reconstruction of the 3D torso model remains the time-limiting step, it is still much faster than the semi-automated MRI segmentation process. This automation is particularly useful given the increased measurements variability due to the challenging identification of anatomic landmarks of the breast.

The breast volumes obtained from the automated technique are significantly smaller than the ones obtained from the MRI, as seen in Table 2. This is to be expected due to the greater precision of the MRI in defining the mammary gland deep under the skin, whereas the automated method excises the breast at the surface level. This is corroborated by other studies [31,35,46]. However, a strong correlation was found between breast volumes obtained from the two different measuring techniques. This is very encouraging considering the anatomic variability of this organ and the challenges encountered in measuring it over the past decades.

The right breast volumes display a stronger correlation ( $r=0.805$  and  $r=0.939$ ) than the left breast volumes ( $r=0.747$  and  $r=0.896$ ). This may be explained, in part, anatomically, by the left flattened ribs antero-laterally in the great majority of our cohort (29 out of 30 patients) presenting with a significant right thoracic curvature, which makes estimating the contour of the left breast with an ellipse less accurate.

Furthermore, the breast asymmetries are not as strongly correlated ( $r= 0.614$  and  $r=0.709$ ) between modalities, as are the breast volumes. We suspect that this may be due to accumulating errors as breast volumes are considered in the equation of the breast asymmetry. Also, we note that the mean asymmetries obtained from the automated method (surface topography and MRI mesh) are larger than the one obtained from the segmented MRI. This could be related to the smaller volumes obtained with the automated method and the divergent results observed for a few patients between modalities. It would also explain the weaker correlations obtained for the breast asymmetry.

The advantages of our 3D body imaging method are numerous. It is less invasive and much more precise than manual techniques. The 3D imaging method enables recording of the breast region geometry in a very short time, without contact and without deformation of the breast. Furthermore, the virtual mold is taken in a normal standing position. The cost is much less than MRI and no radiation is required. However, the analysis of the images requires more time and only the breast surface is visualized.

The diversity of existing systems using 3D surface topography makes the comparison of data in the literature difficult. The mathematical algorithms supporting those methods are not

identical and often not known. Therefore, each of the research groups develops its own acquisition protocol, evaluates the validity, reproducibility and the reliability of their measuring tools and must be creative in optimizing the demarcation of the breast and solving the problematic posterior limit of the breast since it cannot be measured directly. The characterization of this posterior limit affects the breast volume computation and often limits a proposed method's clinical application.

The accuracy of the determined breast contours must be considered. The infra-mammary fold is precisely identified by our automated method using the retained points of negative minimal curvature, but this is not the case for the superior contour of the breast as it smoothly joins the upper chest and neck. To define more precisely the cranial and medial borders of the breast, some authors have adopted the “folding line method” described by Lee [19], consisting in dislocating the mammary gland by pressing it firmly and shifting it upward then medially while marking the observed demarcation on the skin. Kovacs also reports that skin marking of the cutaneous landmarks prior to 3D body imaging increases the accuracy of the results [23]. To respect the modesty of our adolescent patients, we opted not to perform skin markings or manipulation of their breasts. Therefore, we depended solely on the data analysis from the reconstructed 3D model. Consequently, it becomes problematical to validate our method since no surface landmarks exist for parts of the breasts. Nevertheless, our results are comparable to those of Koch et al. [35], even though their cohort (n=22) was much older (mean age 43.1 years, range 25-71), and their methodology differed in many respects. Fortunately, we did not have any ptotic breasts in our young cohort, but we recognize it as a limitation of the 3D surface topography acquisition performed in standing position.

Another source of error is undeniably the determination of the posterior limit of the breast, especially in our scoliotic cohort where thoracic wall deformity is the norm. With MRI, this posterior limit is extremely accurate. With the automated method, we must rely on the remainder of the trunk surrounding the breasts to obtain an interpolating curved surface, which may or may not be representative of the actual chest wall. In a cohort of non-scoliotic patients, using a laser scanner, the mean deviation of the posterior thorax wall interpolated from the 3D model was  $1.80 \pm 3.77$  mm when compared to the actual thorax wall from MRI, thus enabling sufficiently accurate breast volume measurements [47]. However, the thoracic meshes we obtained from the MRI acquisitions were cut short both inferiorly and superiorly, which implied that the interpolation of the chest wall rely mostly on the sides. Thus, the posterior breast delimitations were not defined as precisely for the MRI surface meshes. Also, we could not visualize a superposition of the 2 meshes to compare them since they are not in the same spatial reference frame.

The second part of this study gives us some insight into the influence of posture on the measured breast volumes. We found very strong correlations between the volumes in prone position from MRI surface meshes and those in standing position from the 3D surface topography;  $r= 0.896$  and  $r= 0.939$ , respectively for the left and right breasts. These results enabled us to compare with confidence the breast volumes obtained from MRI with those obtained from the proposed method in the first part of this study. Although our sample size is small, all of our correlations are highly significant and our 95% confidence intervals are narrow.

One explanation for such strong breast volumes correlations between breast volumes measured in differing postures might be found in the embryogenesis of the mammary gland, which clearly supports its solidarity to the skin, leaving little space for fluids to interpose themselves and modify significantly the breast volume as the body moves from standing to lying. However, the effect of the tissue elasticity might have been more pronounced in an older cohort with a higher average body mass index. Indeed, with increasing age, there is an inferior migration of the anthropometric measures of the breast. These changes are consistent with the effects of gravity on the ageing breast, with loss of dermal elasticity and glandular atrophy [48]. This could be further examined in different postures with an older cohort.

The paired T test confirmed that the breast volume difference between postures did not differ significantly from 0, as expressed by a non-significant p value for the left breast ( $p=0.18$ ), yet significant for the right breast ( $p=0.02$ ).

In 1979, Campaigne et al. studied the effect of posture on breast volumes in a small cohort ( $n=15$ ), computed from plaster molds filled with sand. They found no significant difference between the total breast volumes obtained in prone and in standing positions [10]. In the literature, the precision of the breast volume calculation has been reported as being relatively constant with the thermoplastic cast method, with a deviation of 6% [49], although more recently, Kovacs found a higher deviation (7.97%) when comparing the measured volumes to the ones from MRI [31]. In the production of thermoplastic casts, the breast is deformed and pressed against the thorax wall. The relatively inflexible thermoplastic material cannot perfectly model the breast form and is distorted under the manual pressure of the examiner. In addition, by filling up the casts with water or sand, the rear demarcation of the chest is defined

as a flat level that connects the edges of the chest. Consequently, the volumes are underestimated. Therefore, the results achieved with thermoplastic casts should be analyzed with caution for breast volume assessment.

The implementation of the automated measuring method in the clinical setting will require further validation on a larger cohort comprising sub-groups of patients with different Cobb angle magnitudes. This will ultimately help the clinicians to objectively counsel these young patients with AIS with regards to their concerns about breast asymmetry.

The use of a multiple regression model to identify the variables significantly associated with breast asymmetry could enable us to predict the MRI values, with a mathematical formula. The size of our cohort did not produce a strong enough predictive model at this time, but this cohort could be part of a larger study in the future.

Another attractive project would be to evaluate the impact of corrective scoliosis surgery on breast asymmetry by comparing both post-operative and pre-operative values. The results emanating from such a study could have an impact on surgical techniques or lead to a collaborative effort between spine surgeons and plastic surgeons in order to optimize the aesthetic result of the whole torso both anteriorly and posteriorly in this population.

Furthermore, now that we know that breast asymmetry can exist independently of chest wall deformity (IMAST 2013, Vancouver, Canada; submitted for publication December 2013), it would be interesting to evaluate if there exists a relationship between different thoracic deformities and breast asymmetry.

In summary, this study confirms that the proposed 3D body surface automated measurement technique is feasible clinically and correlates very well with breast volumes measured using MRI. Additionally, breast volumes remain comparable despite being measured in different body positions (standing and prone) in a young cohort of AIS patients.



## References

- [1] Rohrich RJ, Hartley W, Brown S. Incidence of breast and chest wall asymmetry in breast augmentation: a retrospective analysis of 100 patients. *Plastic & Reconstructive Surgery* 2006;118:7S-13S; discussion 4S, 5S-7S.
- [2] Medard de Chardon V, Balaguer T, Chignon-Sicard B, et al. [Constitutional asymmetries in aesthetic breast augmentation: incidence, postoperative satisfaction and surgical options]. *Annales de Chirurgie Plastique et Esthétique* 2009;54:340-7.
- [3] Mao S-h, Qiu Y, Zhu Z-z, et al. Clinical evaluation of the anterior chest wall deformity in thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2012;37:E540-8.
- [4] Normelli H, Sevastik JA, Ljung G, et al. The symmetry of the breasts in normal and scoliotic girls. *Spine (Phila Pa 1976)* 1986;11:749-52.
- [5] Bouman FG. Volumetric measurement of the human breast and breast tissue before and during mammoplasty. *Br J Plast Surg* 1970;23:263-4.
- [6] Kirianoff TG. Volume measurements of unequal breasts. *Plastic & Reconstructive Surgery* 1974;54:616.
- [7] Tegtmeier RE. A quick, accurate mammometer. *Ann Plast Surg* 1978;1:625-6.
- [8] Schultz RC, Dolezal RF, Nolan J. Further applications of Archimedes' principle in the correction of asymmetrical breasts. *Ann Plast Surg* 1986;16:98-101.
- [9] Ingleby H. Changes in breast volume in a group of normal young women. *Bull. Int. Assoc. Med. Museums* 1949;29:87-92.
- [10] Campaigne BN, Katch VL, Freedson P, et al. Measurement of breast volume in females: description of a reliable method. *Ann Hum Biol* 1979;6:363-7.
- [11] Smith DJ, Jr., Palin WE, Jr., Katch VL, et al. Breast volume and anthropomorphic measurements: normal values. *Plastic & Reconstructive Surgery* 1986;78:331-5.
- [12] Qiao Q, Ling Y, Zhou G, et al. Breast volume measurement in 125 young Chinese women. *Chin Med Sci J* 1992;7:44-8.

- [13] Westreich M. Anthropomorphic breast measurement: protocol and results in 50 women with aesthetically perfect breasts and clinical application. *Plastic & Reconstructive Surgery* 1997;100:468-79.
- [14] Malini S, Smith EO, Goldzieher JW. Measurement of breast volume by ultrasound during normal menstrual cycles and with oral contraceptive use. *Obstetrics & Gynecology* 1985;66:538-41.
- [15] Loughry CW, Sheffer DB, Price TE, Jr., et al. Right and left breast volume and volume distribution comparisons in normal and tumor-containing breasts. *Cancer Detection & Prevention* 1987;10:215-21.
- [16] Kalbhen CL, McGill JJ, Fendley PM, et al. Mammographic determination of breast volume: comparing different methods. *AJR Am J Roentgenol* 1999;173:1643-9.
- [17] Galdino GM, Nahabedian M, Chiaramonte M, et al. Clinical applications of three-dimensional photography in breast surgery. *Plastic & Reconstructive Surgery* 2002;110:58-70.
- [18] Nahabedian MY, Galdino G. Symmetrical breast reconstruction: is there a role for three-dimensional digital photography? *Plastic & Reconstructive Surgery* 2003;112:1582-90.
- [19] Lee HY, Hong K, Kim EA. Measurement protocol of women's nude breasts using a 3D scanning technique. *Appl Ergon* 2004;35:353-9.
- [20] Garson S, Delay E, Sinna R, et al. [3D evaluation and mammary augmentation surgery]. *Annales de Chirurgie Plastique et Esthetique* 2005;50:643-51.
- [21] Losken A, Seify H, Denson DD, et al. Validating three-dimensional imaging of the breast. *Ann Plast Surg* 2005;54:471-6; discussion 7-8.
- [22] Isogai N, Sai K, Kamiishi H, et al. Quantitative analysis of the reconstructed breast using a 3-dimensional laser light scanner. *Ann Plast Surg* 2006;56:237-42.
- [23] Kovacs L, Yassouridis A, Zimmermann A, et al. Optimization of 3-dimensional imaging of the breast region with 3-dimensional laser scanners. *Ann Plast Surg* 2006;56:229-36.
- [24] Sinna R, Garson S, Taha F, et al. [Evaluation of 3D numerisation with structured light projection in breast surgery]. *Annales de Chirurgie Plastique et Esthetique* 2009;54:317-30.

- [25] Tepper OM, Small K, Rudolph L, et al. Virtual 3-dimensional modeling as a valuable adjunct to aesthetic and reconstructive breast surgery. *American Journal of Surgery* 2006;192:548-51.
- [26] Moyer HR, Carlson GW, Styblo TM, et al. Three-dimensional digital evaluation of breast symmetry after breast conservation therapy. *J Am Coll Surg* 2008;207:227-32.
- [27] Liu C, Luan J, Mu L, et al. The role of three-dimensional scanning technique in evaluation of breast asymmetry in breast augmentation: a 100-case study. *Plastic & Reconstructive Surgery* 2010;126:2125-32.
- [28] Eder M, v Waldenfels F, Sichtermann M, et al. Three-dimensional evaluation of breast contour and volume changes following subpectoral augmentation mammoplasty over 6 months. *Journal of Plastic, Reconstructive and Aesthetic Surgery* 2011;64:1152-60.
- [29] Tebbetts JB. Correction of breast asymmetry does not exist, and the role of three-dimensional imaging remains a question. *Plastic & Reconstructive Surgery* 2011;128:824-5.
- [30] Becker H. The role of three-dimensional scanning technique in evaluation of breast asymmetry. *Plastic & Reconstructive Surgery* 2012;130:893e-4e; author reply 4e-6e.
- [31] Kovacs L, Eder M, Hollweck R, et al. Comparison between breast volume measurement using 3D surface imaging and classical techniques. *Breast* 2007;16:137-45.
- [32] Palin WE, Jr., von Fraunhofer JA, Smith DJ, Jr. Measurement of breast volume: comparison of techniques. *Plastic & Reconstructive Surgery* 1986;77:253-5.
- [33] Bulstrode N, Bellamy E, Shrotria S. Breast volume assessment: comparing five different techniques. *Breast* 2001;10:117-23.
- [34] Losken A, Fishman I, Denson DD, et al. An Objective Evaluation of Breast Symmetry and Shape Differences Using 3-Dimensional Images. *Annals of Plastic Surgery* 2005;55:571-5.
- [35] Koch MC, Adamietz B, Jud SM, et al. Breast volumetry using a three-dimensional surface assessment technique. *Aesthetic Plast Surg* 2011;35:847-55.
- [36] Eder M, Waldenfels FV, Swobodnik A, et al. Objective breast symmetry evaluation using 3-D surface imaging. *Breast* 2012;21:152-8.

- [37] Caruso MK, Guillot TS, Nguyen T, et al. The cost effectiveness of three different measures of breast volume. *Aesthetic Plastic Surgery* 2006;30:16-20.
- [38] Jaremko JL, Poncet P, Ronsky J, et al. Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2002;17:559-68.
- [39] Pazos V, Cheriet F, Danserau J, et al. Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *European Spine Journal* 2007;16:1882-91.
- [40] Patias P, Grivas TB, Kaspiris A, et al. A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis* 2010;5:12.
- [41] Seoud L, Dansereau J, Labelle H, et al. Multilevel analysis of trunk surface measurements for noninvasive assessment of scoliosis deformities. *Spine (Phila Pa 1976)* 2012;37:E1045-53.
- [42] Cobb J. Outline for the study of scoliosis. *Am Acad Orthop Surg Instr Course Lect* 1948;5:261-75.
- [43] Risser JC. The Iliac apophysis; an invaluable sign in the management of scoliosis. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 1958;11:111-9.
- [44] Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage* 2006;31:1116-28.
- [45] Pazos V, Cheriet F, Song L, et al. Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2005;43:11-5.
- [46] Eder M, Schneider A, Feussner H, et al. [Breast volume assessment based on 3D surface geometry: verification of the method using MR imaging]. *Biomed Tech (Berl)* 2008;53:112-21.
- [47] Kovacs L, Eder M, Hollweck R, et al. New aspects of breast volume measurement using 3-dimensional surface imaging. *Annals of Plastic Surgery* 2006;57:602-10.
- [48] Brown TP, Ringrose C, Hyland RE, et al. A method of assessing female breast morphometry and its clinical application. *Br J Plast Surg* 1999;52:355-9.

- [49] Edsander-Nord A, Wickman M, Jurell G. Measurement of breast volume with thermoplastic casts. *Scandinavian Journal of Plastic & Reconstructive Surgery & Hand Surgery* 1996;30:129-32.

## FIGURES

### Figure Legend

**Figure 1** Prone positioning of a subject in the breast coil prior to the insertion in the MRI magnet.

**Figure 2** Positioning of a subject in standing (arms slightly abducted) for 3D surface topography image acquisition.

**Figure 3** Breast MRI axial cut at the nipple level.

**Figure 4** 3D surface topography meshes with breasts and without breasts (automated method) involved in the computation of the breast volumes.

**Figure 5** Surface mesh obtained from MRI.

**Figure 6** 3D representations of the same patient's breasts obtained from different methods.

### Figure 1



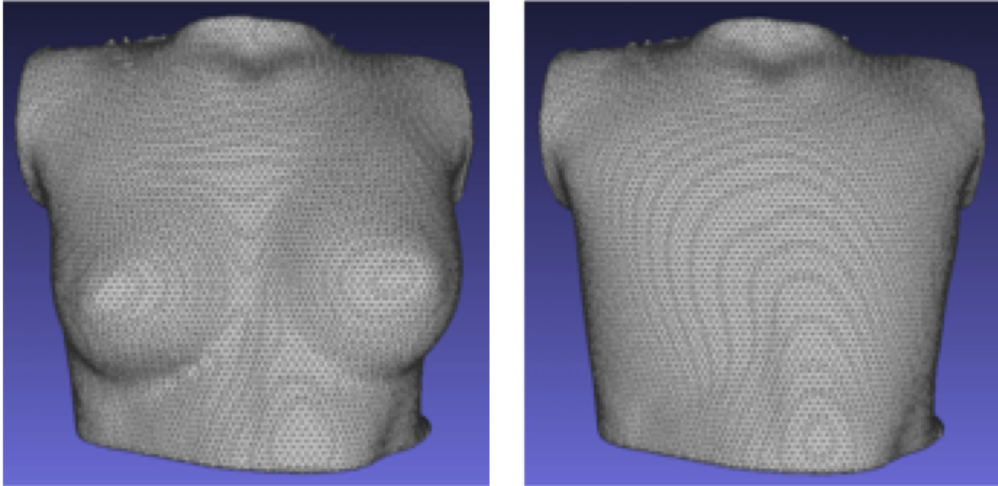
**Figure 2**



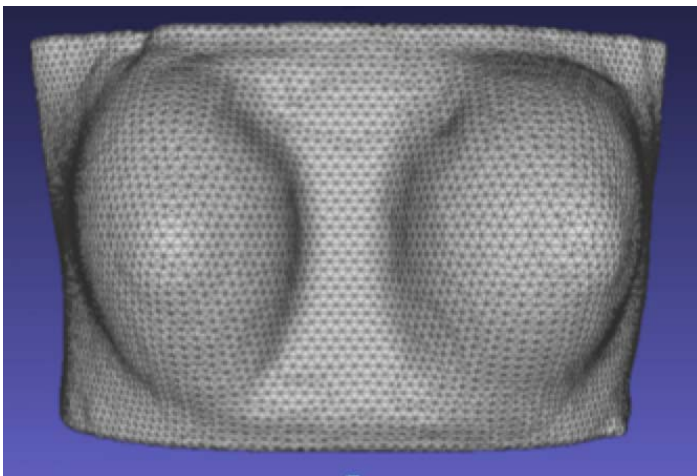
**Figure 3**



**Figure 4**

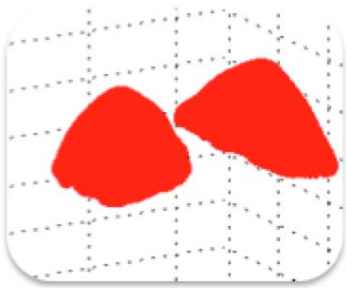


**Figure 5**

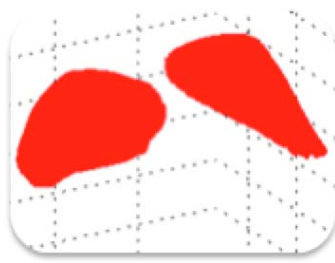




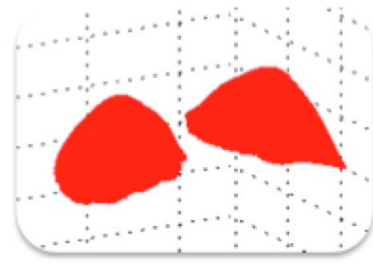
**Figure 6**



**Segmented MRI**



**Automated Method on  
3D Surface Topography**



**Automated Method  
on MRI Surface Mesh**

## Tables

**Table 1 Descriptive statistics**

| <b>n = 30</b>                      | <b>Mean</b>  | <b>Std<br/>Deviation</b> | <b>Min</b>   | <b>Max</b>   |
|------------------------------------|--------------|--------------------------|--------------|--------------|
| <b>Age (years)</b>                 | <b>15.7</b>  | <b>1.4</b>               | <b>13.5</b>  | <b>18.9</b>  |
| <b>Weight (kg)</b>                 | <b>55.1</b>  | <b>10.9</b>              | <b>34.1</b>  | <b>84.7</b>  |
| <b>Height (cm)</b>                 | <b>161.0</b> | <b>5.6</b>               | <b>149.0</b> | <b>173.5</b> |
| <b>Menarche<br/>(years)</b>        | <b>13.0</b>  | <b>1.1</b>               | <b>11.0</b>  | <b>15.2</b>  |
| <b>Thoracic Cobb<br/>angle (°)</b> | <b>46.1</b>  | <b>14.6</b>              | <b>26.0</b>  | <b>81.0</b>  |
| <b>Gibbosity<br/>angle (°)</b>     | <b>7.0</b>   | <b>5.4</b>               | <b>-11.7</b> | <b>16.5</b>  |

**Table 2 Results of breast volume and breast asymmetry obtained with three different methods: segmentations from MRI, automated method applied to 3D surface topography and automated method applied to MRI 3D surface meshes.**

| <b>n = 30</b>                | <b>Left Breast Volume (cc)</b> | <b>Right Breast Volume (cc)</b> | <b>Asymmetry (%)</b> |
|------------------------------|--------------------------------|---------------------------------|----------------------|
| <b>MRI</b>                   |                                |                                 |                      |
| <b>Mean</b>                  | <b>528.32</b>                  | <b>495.18</b>                   | <b>8.32</b>          |
| <b>95 % CI</b>               | <b>451.41 - 605.22</b>         | <b>431.64 - 558.71</b>          | <b>5.92 - 10.72</b>  |
| <b>p</b>                     |                                |                                 | <b>&lt; .0001</b>    |
| <b>3D Surface Topography</b> |                                |                                 |                      |
| <b>Mean</b>                  | <b>289.27</b>                  | <b>286.85</b>                   | <b>17.03</b>         |
| <b>95 % CI</b>               | <b>246.81 - 331.73</b>         | <b>248.60 - 325.10</b>          | <b>12.01 - 22.05</b> |
| <b>p</b>                     |                                |                                 | <b>&lt; .0001</b>    |
| <b>MRI 3D Surface Mesh</b>   |                                |                                 |                      |
| <b>Mean</b>                  | <b>315.38</b>                  | <b>297.65</b>                   | <b>14.55</b>         |
| <b>95 % CI</b>               | <b>264.90 - 365.86</b>         | <b>252.62 - 342.68</b>          | <b>9.81 - 19.30</b>  |
| <b>p</b>                     |                                |                                 | <b>&lt; .0001</b>    |

**Table 3 Pearson correlation coefficients**

|                            | MRI and Automated Method |                      |                  | Surface Meshes from MRI and 3D Topography |                      |                  |
|----------------------------|--------------------------|----------------------|------------------|---|----------------------|------------------|
|                            | r                        | 95% CI               | p                | r   | 95% CI               | p                |
| <b>n = 30</b>              |                          |                      |                  |   |                      |                  |
| <b>Left Breast Volume</b>  | <b>0.747</b>             | <b>0.520 - 0.870</b> | <b>&lt; .001</b> | <b>0.896</b>                              | <b>0.785 - 0.948</b> | <b>&lt; .001</b> |
| <b>Right Breast Volume</b> | <b>0.805</b>             | <b>0.618 - 0.901</b> | <b>&lt; .001</b> | <b>0.939</b>                              | <b>0.870 - 0.970</b> | <b>&lt; .001</b> |
| <b>Asymmetry</b>           | <b>0.614</b>             | <b>0.317 - 0.794</b> | <b>&lt; .001</b> | <b>0.709</b>                              | <b>0.459 - 0.849</b> | <b>&lt; .001</b> |

## **CHAPITRE 7**

## **DISCUSSION**

La scoliose idiopathique de l'adolescence est une déformation tridimensionnelle complexe du rachis affectant majoritairement les filles. L'atteinte progressive est surtout esthétique avec la déformation de la cage thoracique, la proéminence de côtes, l'asymétrie de la hauteur des épaules et un déséquilibre du tronc. Cette altération externe résultante s'accompagne souvent d'une préoccupation profonde chez ces jeunes filles : l'asymétrie de leurs seins.

L'asymétrie des seins est un concept bien vague. Se définissant comme une différence de forme, de position ou de volume des seins ou des complexes aréolo-mamelonnaires, l'asymétrie mammaire ne semble échapper à aucune adolescente ou femme adulte. Combinée à la scoliose, elle est encore plus énigmatique, car la rotation du tronc peut donner l'impression qu'un sein est plus volumineux, alors qu'en fait, il n'est que projeté vers l'avant par la déformation thoracique sous-jacente. Pourquoi alors, lorsque la déformation scoliotique est corrigée de façon optimale chirurgicalement, l'asymétrie mammaire peut persister?

Comme le sein est l'un des organes les plus variables, il nous est apparu important d'objectiver nos observations. Notre étude se limite à la volumétrie des seins sans s'attarder aux autres mesures morphologiques s'y rattachant. Le désir d'améliorer les méthodes de mesure du volume mammaire est reflété par au-delà d'une cinquantaine de publications dans les quatre dernières décennies. Malheureusement, les nombreuses techniques proposées exhibent une fiabilité et une précision variables. De plus, elles sont souvent difficiles à reproduire, dispendieuses, inconfortables pour la patiente et peu pratiques en clinique. Comme elles mesurent différentes composantes du tissu mammaire, cela explique en partie pourquoi elles montrent tant de différences dans leurs valeurs de volume. La plupart des études de prévalence sont basées sur des observations cliniques de nature qualitative. Aucune d'entre elles n'étudie la population adolescente avec seins matures. Il demeure incertain dans la littérature si l'asymétrie mammaire est plus fréquente chez les scoliotiques car très peu d'études ont évalué la relation entre la scoliose et l'asymétrie mammaire (113, 135).

Cette étude décrit, pour la première fois, l'asymétrie mammaire chez les adolescentes présentant une scoliose idiopathique de l'adolescence significative, à l'aide de l'IRM.

Quoique relativement dispendieuse et moins accessible, l'IRM nous a permis de revisiter une croyance populaire dans la communauté de la scoliose. Cette technologie d'imagerie moderne combinée à la segmentation d'images, nous a servi à définir avec précision la délimitation postérieure du sein sans négliger la déformation du thorax. En 1990, Fowler a rapporté un écart moyen de 4.3% sur les volumes mammaires mesurés à l'aide de l'IRM (167). Plus récemment, Kovacs (2007) cite une précision de l'ordre de  $1.56 \pm 0.52\%$  dans son étude comparative (n=6, âge moyen : 27 ans). Comme les repères anatomiques sont facilement identifiables sur l'IRM, l'écart noté entre Fowler et Kovacs peut seulement être expliqué par l'amélioration technologique de l'IRM. À ce jour, l'IRM est considérée l'étalon d'or pour l'évaluation volumétrique mammaire (149).

Bien que la méthode la plus précise, elle demeure la plus dispendieuse. Dans son étude de coût-efficacité en 2006, Caruso évalue le coût du temps et matériel d'un examen IRM des seins à \$1,400 US (168), ce qui est beaucoup trop onéreux pour un examen de routine.

L'asymétrie moyenne pour cette cohorte (8.32 %, IC 5.92-10.72) est statistiquement significative ( $p < .0001$ ) mais son interprétation clinique demeure incertaine. En se fixant arbitrairement un seuil d'asymétrie de 5%, on obtient la majorité de notre cohorte (66.7%).

Loughry, utilisant la stéréophotogrammétrie, chez une cohorte de 248 patientes âgées de 28 à 78 ans, recrutées alors qu'elles se présentaient à leur mammographie de dépistage, rapporte une différence  $< 10\%$  chez 48% des sujets, exprimé par la différence de volume entre les 2 seins divisée par le sein ayant le plus petit volume (180).

En 2010, Liu introduit l'analyse détaillée de l'asymétrie du sein, à l'aide d'un système de photogrammétrie, appliquée à l'évaluation préopératoire de mammoplasties d'augmentation (n=100) (181). L'écart moyen pour le volume mammaire est  $48 \pm 42$ ml et son incidence calculé comme étant une différence de volume  $> 20$ ml est de 76%. Non seulement la méthodologie du calcul du volume n'isole pas totalement l'asymétrie des seins car elle inclut l'asymétrie de la cage thoracique et l'asymétrie des seins, mais ce seuil d'asymétrie absolue fixée à 20ml ne tient pas compte de la taille relative du sein.

Il serait donc intéressant de comparer nos volumes mammaires obtenus à ceux d'une cohorte de jeunes adolescentes sans déformations du tronc ou de la cage thoracique (groupe contrôle) pour déterminer un seuil d'asymétrie considéré physiologique dans cette population.

Si on se fie aux croyances populaires voulant que la déformation thoracique soit responsable de l'illusion d'asymétrie mammaire, on s'attendrait plutôt à une asymétrie de forme plutôt qu'une asymétrie de volume. Par contre, dans la majorité de nos sujets, une différence de volume est présente indépendamment de la déformation thoracique.

Des anomalies dans le développement du réseau artériel de la cage thoracique ont été soulevé comme ayant un impact sur le sein en développement (92) mais cela n'expliquerait pas totalement l'asymétrie observée.

Les corsets peuvent également jouer un rôle. Des traumatismes locaux répétés au tissu mammaire peuvent contribuer à l'asymétrie mammaire. Par contre, nous sommes d'avis qu'un corset bien ajusté concentre les points de pression dans le plan sagittal et tente de dégager la pression au niveau des seins. De plus, seulement le tiers de notre cohorte n'a porté un corset rigide à un moment donné.



Dans notre série, le volume moyen du sein gauche (528.32cc, IC 95% 451.41 - 605.22) est plus élevé que celui du sein droit (495.18cc, IC 95% 431.64 - 558.7). Calculé à l'aide de la densitométrie mammaire, Shepherd obtient un énoncé similaire en 2008 chez un groupe de jeunes filles (n=18) de 13-14 ans avec des volumes beaucoup plus petits (174). Notons par contre que la majorité des sujets de sa cohorte n'avait pas atteint la maturité mammaire décrite selon le stade de Tanner avec seulement une patiente au stade de Tanner V. Il est bien connu que dans certains cas, un sein se développe plus rapidement que l'autre durant le développement mammaire (101). De plus, à notre connaissance, c'est la seule étude dans la littérature utilisant la densitométrie pour calculer le volume mammaire.

Dans la littérature des femmes adultes, certains auteurs (107, 122) confirment cette affirmation de latéralité, alors que d'autres non (124-126). Si nous conservons seulement les 2 études utilisant l'IRM, la tendance penche en faveur d'un volume du sein droit plus gros. Hussain, en 1999, utilise la méthode de Cavalieri à l'IRM pour estimer le volume mammaire durant le cycle menstruel chez une cohorte de 15 patientes (âge moyen : 37.1 ans). La différence obtenue entre le volume du sein gauche (561ml, IC 95% 553 - 569) et celui du sein droit (567ml, IC 95% 559 - 576) n'est toutefois pas significative (p=0.294) (126). Koch, plus récemment, rapporte des volumes moyens obtenus à l'IRM de 442.8ml (IC 95% 349.0 - 536.7) pour le sein gauche et 471.8ml (IC 95% 363.6 - 580.0) pour le sein droit autour d'intervalles de confiance étendus (125). Cela vient donc renforcer le fait que notre cohorte présentant la SIA, manifeste une asymétrie prédominante gauche. Notons aussi que notre seule patiente présentant une scoliose thoracique gauche présente, pour sa part un sein droit plus volumineux.

Nous avons trouvé une faible corrélation positive non-significative entre l'asymétrie mammaire et l'angle de Cobb (r=0.177, p=0.349). Étrangement, Tsai a obtenu une très forte corrélation (r=0.90) utilisant une méthode anthropométrique, chez une sous-cohorte de patientes (n=60), présentant un angle de Cobb > 10°, désirant une mammoplastie d'augmentation (183). Non seulement l'auteur ne rapporte pas l'angle

de Cobb moyen dans son étude (on peut toutefois déduire dans un de ses graphiques que celui-ci est entre 15° et 20°), mais en plus, il souligne que la majorité des patientes n'étaient pas conscientes de leur diagnostic de scoliose. La forte corrélation obtenue s'agit donc d'une affirmation controversée dans ce contexte. Nous sommes confiants de la précision de nos résultats avec l'IRM et nous croyons que l'angle de Cobb n'explique que partiellement l'asymétrie mammaire observée.

Nous avons également étudié la corrélation avec l'angle de gibbosité thoracique, car tel que démontré par Seoud, il semble davantage corrélé à la rotation vertébrale que l'angle de Cobb (38). Quoique légèrement plus élevée, cette corrélation n'est cependant pas statistiquement significative ( $r=0.289$ ,  $p=0.122$ ). Celle-ci renforce le fait que l'asymétrie mammaire est indépendante de la déformation thoracique et vertébrale.

Les limites de la première partie de notre projet sont maintenant exposées. Chez certaines patientes, la complétion de maturité mammaire peut avoir été surestimée. Tel que mentionné précédemment, dans certains cas, un sein se développe plus rapidement que l'autre durant son développement, donnant l'impression d'une asymétrie mammaire de forme, de volume, de position du sein sur le thorax ou du complexe aréolo-mamelonnaire. Toutefois, cette asymétrie s'atténue habituellement avec le temps pour éventuellement disparaître (101, 102). De plus, les stades de Tanner, décrit en 1949, ont également leurs propres limites à prédire la fin du développement mammaire (18).

La segmentation manuelle peut aussi être sujette à des variabilités individuelles. Chez certaines de nos patientes, le fascia des muscles pectoraux n'était pas clairement défini sur toutes les coupes IRM. Chez d'autres, surtout celles ayant des seins de petites tailles, les rebords médiaux et latéraux pouvaient être compliqués à identifier. Pour limiter la variabilité des volumes mammaires, les 60 segmentations ont été complétées méticuleusement par la même personne (JR). De plus, le processus manuel de raffinement des segmentations grossières, était facilité par la

visualisation des vues dans les 3 plans ainsi qu'un maillage 3D. Il est à noter que de très petites différences dans l'estimation des volumes ont été obtenues entre la segmentation grossière semi-automatique et la segmentation raffinée manuellement. Ceci s'explique, de manière générale par la facilité avec laquelle les repères anatomiques peuvent être identifiés à l'IRM, rendant la segmentation manuelle très précise. Pour les raisons énumérées précédemment, ainsi que le temps requis pour le processus de segmentation (environ 15-20 heures/patiente), nous avons décidé de ne pas faire d'étude de reproductibilité en ce qui concerne la segmentation de l'IRM mammaire.

Il est important d'évaluer les seins telle qu'ils sont perçus par la patiente. Comme le CHU-Sainte-Justine ne possède pas d'antenne mammaire permettant la position décubitus ventral dans l'aimant IRM, et qu'aucun IRM ouvert en position assise ou debout n'existe dans la région de Montréal au moment de cette étude, nous avons établi une collaboration avec l'Hôtel-Dieu du CHUM, se spécialisant en oncologie mammaire. La position décubitus ventrale utilisée lors des acquisitions IRM a l'avantage d'accentuer les contours mammaires. En contrepartie, elle ne les représente pas exactement telle que la patiente les perçoit. Il nous a donc semblé important de valider l'influence de la posture (debout vs décubitus ventral) sur les volumes mammaires à l'aide de notre 3<sup>e</sup> hypothèse afin d'apprécier les divergences, si elles existent.

Il serait également intéressant d'étudier la corrélation entre les résultats obtenus à l'IRM et la perception de l'asymétrie mammaire ressentie par la patiente en soumettant le questionnaire TAASQ (*Truncal Anterior Asymmetry Scoliosis Questionnaire*) à nos participantes (184). La validation multicentrique de ce questionnaire simultanément en français et anglais est terminée. Un article sera soumis sous peu. Notre équipe de recherche en scoliose du CHU - Sainte-Justine y a participé.

Dans la deuxième portion de ce projet, une méthode automatisée de mesure de volume mammaire sur topographie surfacique 3D est proposée. Cette méthode de

mesure a été développée à partir de l'environnement mathématique de Matlab sur les topographies surfaciques 3D, étant donné les logiciels existants n'accommodant pas les déformations thoraciques présentées par nos patientes. La présente étude confirme qu'elle est réalisable cliniquement et qu'elle peut être utilisée pour prédire les volumes obtenus à l'IRM.

Les volumes mammaires acquis par la méthode automatisée sont de manière générale de plus petites tailles que ceux obtenus de l'IRM. Ceci est attendu étant donné la précision de l'IRM à définir la glande mammaire profondément sous la peau, alors que la méthode automatisée extrait celle-ci en surface (Figure 7-1). Ces résultats corroborent avec ceux de d'autres études (125, 149, 182).



Figure 7 - 1 Superposition de coupes axiales IRM de la même patiente obtenus via segmentation IRM (jaune) et via la méthode automatisée (rouge).

Une forte corrélation est établie entre les volumes mammaires obtenus par les deux différentes techniques de mesure. Ceci est très encourageant considérant la variabilité anatomique de cet organe et les défis rencontrés pour le mesurer au cours des dernières décennies.

Par ailleurs, c'est le premier outil de mesure complètement automatisé à notre connaissance. C'est une méthode rapide et fiable une fois la numérisation 3D et la

reconstruction des images effectuées. Bien que la reconstruction du modèle 3D représente l'étape limitante, elle demeure tout de même plus rapide que le processus de segmentation IRM. L'automatisation de notre méthode s'avère particulièrement intéressante dans le contexte où la variabilité des mesures avec des repères anatomiques moins bien définis augmente considérablement. Bien que notre échantillon soit petit, toutes nos corrélations sont hautement significatives et nos intervalles de confiance autour de 95% étroits.

Les volumes du sein droit présentent une corrélation plus forte ( $r=0.805$  et  $r=0.939$ ) que ceux du sein gauche ( $r=0.747$  et  $r=0.896$ ). Ceci peut s'expliquer, en partie, anatomiquement par les côtes gauches aplaties antéro-latéralement dans la majorité de notre cohorte présentant une scoliose thoracique droite (29 patientes) et rendant plus ardue l'estimation du contour du sein gauche par une ellipse.

Les asymétries mammaires ne sont pas aussi fortement corrélées entre elles ( $r=0.614$ ,  $p < .001$ ) que les volumes, bien que statistiquement significative. Nous suspectons l'addition d'erreurs lorsque nous introduisons les valeurs des volumes mammaires dans l'équation de l'asymétrie.

Les avantages des méthodes de mesure sur topographie 3D sont nombreux, incluant la prise d'image quasi-instantanée, le coût moindre que l'IRM, et l'absence d'exposition à des radiations ionisantes. Cette méthode est peu invasive et beaucoup plus précise que les techniques manuelles. De plus, cette technique de moulage virtuelle sans contact, en position debout n'implique aucune manipulation des seins, donc, par conséquent, aucune déformation de ces derniers (164). Par contre, les seins ptôsés représentent une limite de la topographie surfacique 3D obtenue en position debout. Heureusement, notre jeune cohorte ne présentait pas de seins ptôsés. De plus, l'analyse des images requiert beaucoup de temps et seulement la surface des seins peut être visualisée (176). Tel un moulage conventionnel de la région mammaire, la démarcation postérieure du sein ou celle de la cage thoracique antérieure ne peut pas être mesurée directement. Il faudra donc calculer la courbure de la cage thoracique à l'aide de logiciels (176). Un développement en cours devrait

permettre d'obtenir une reconstruction de la cage thoracique à partir d'images de stéréoradiographies (EOS-Imaging, Paris, France, [www.eos-imaging.com](http://www.eos-imaging.com)) ce qui devrait permettre d'améliorer le calcul du volume mammaire.

La diversité des systèmes utilisés sur topographie 3D rend difficile la comparaison des données dans la littérature. Les algorithmes mathématiques supportant les logiciels d'exploitation ne sont pas identiques et même souvent inconnus de l'acheteur. Donc, chacune des équipes de recherche élabore son protocole d'acquisition, évalue la validité, la reproductibilité et la sensibilité des outils de mesure de son système, et doit souvent être créatif pour optimiser la délimitation des contours mammaires en surface et résoudre la problématique de la démarcation du plan postérieur de la cage thoracique sur lequel s'appose le sein, comme il ne peut pas être mesuré directement. La caractérisation de cette délimitation postérieure se répercute directement sur la mesure de volume mammaire et en limite souvent son application en clinique.

Dans la méthode automatisée proposée, la démarcation des contours du sein est effectuée sur le modèle tridimensionnel. Rappelons-nous que ces derniers sont obtenus à partir de points de courbure minimale négative sur lesquels s'appose une ellipse. Étant donné le changement de courbure abrupte dans la zone inférieure du sein, le sillon infra-mammaire est identifié de façon très précise. Le rebord supérieur du sein, pour sa part, s'atténue doucement pour rejoindre le thorax et le cou, sans changement abrupt de courbure, donc moins de points le définissent. L'extrapolation de l'ellipse s'effectue à partir de tous les points existants, donc davantage de précision dans la région inféro-latérale.

Nous sommes conscients que nous imposons une forme géométrique elliptique à la base du sein dans le but de préciser un organe ayant des rebords peu définis; « ill-defined borders » rapportait Ingleby en 1949 (129). Par conséquent, cette ellipse ne prend pas en compte la queue axillaire, laquelle n'a pas non plus été visualisée à l'IRM, possiblement dû à la position décubitus ventral. De plus, le protocole IRM ne

permettait qu'une couverture restreinte de cette région.

Pour définir plus précisément les contours crânial et médial du sein, certains auteurs adoptent la méthode décrite par Lee (« folding line method ») (171), consistant à disloquer la glande mammaire en appuyant fermement sur le sein et le déplaçant vers le haut puis médialement en marquant sur la peau la délimitation observée. Kovacs rapporte également que le marquage cutané de repères sur le thorax au préalable augmente beaucoup la précision des résultats à l'imagerie topographique 3D (176). Par respect pour la pudeur de nos jeunes adolescentes, nous avons opté de ne pas faire de marquage ni de manipulation de leurs seins. Ne nous en tenant donc qu'à l'extrapolation d'information à partir du modèle 3D reconstruit. Il devient donc problématique, voire impossible de valider notre méthode étant donné l'absence de repères anatomiques de surface. Malgré tout, nos résultats sont comparables à ceux de Koch, avec sa cohorte (n=22) plus âgée (âge moyen : 43.1 ans, écart 25 - 71), et sa méthodologie différente à plusieurs égards (125).

Une autre source d'erreur est indéniablement la délimitation du plan postérieur des seins, et plus spécialement dans notre cohorte où la déformation thoracique de ce plan est la norme. À l'IRM, cette délimitation est extrêmement précise. Avec la méthode automatisée, on se fie à l'interpolation du reste du tronc au pourtour des seins pour obtenir un plan incurvé représentatif. Dans une cohorte non-scoliotique, utilisant un numériseur laser, l'interpolation de la surface du tronc environnant semble offrir des mesures mammaires volumétriques suffisamment précises et de l'ordre de  $1.80 \pm 3.77\text{mm}$  lorsque comparée à l'IRM (169). Sur le maillage thoracique obtenu à l'IRM, le tronc a été coupé trop court en supérieur et en inférieur étant donné le protocole d'acquisition centré sur les seins. Ceci limite l'interpolation du plan postérieur presque essentiellement au tronc environnant latéral, en diminuant ainsi sa précision.

Lors de l'étude de l'influence de la posture sur les volumes mammaires mesurés, nous avons obtenu d'excellentes corrélations entre les volumes mammaires en décubitus ventral à l'IRM et ceux en position debout à la topographie surfacique 3D;

$r = 0.896$  et  $r = 0.939$ , respectivement pour les volumes mammaires gauches et droits. Ces résultats nous permettent de comparer avec confiance les volumes mammaires obtenus de l'IRM à ceux de la méthode automatisée.

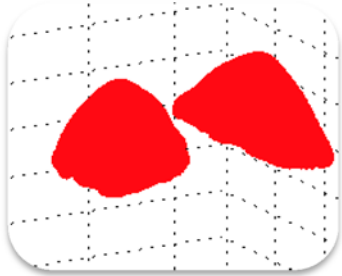
Le test T pairé nous confirme que la différence des volumes mammaires entre les deux postures ne diffère pas significativement de 0, exprimé par un  $p$  non-significatif à droite ( $p=0.18$ ) mais significatif à gauche ( $p=0.02$ ). La moyenne et la dispersion des volumes du sein gauche sont plus élevées ce qui pourrait en partie, expliquer cette différence.

De façon intéressante, Campaigne en 1979, a étudié l'effet de la posture sur les volumes mammaires dans une sous-cohorte ( $n=15$ ), mesuré à l'aide de moulages plâtrés remplis de sable (107). Il n'a trouvé aucune différence significative entre les volumes mammaires totaux en position debout et ceux en décubitus ventral. Dans la littérature, la précision du volume mammaire par moulage thermoplastique est constante avec un écart de 6%. Durant le moulage, le sein est déformé et comprimé sur la cage thoracique. Le matériel thermoplastique est relativement inflexible et ne peut pas épouser parfaitement la forme des seins. De plus, le remplissage définit un plan postérieur aplani rejoignant les rebords de la cage thoracique (148). Les volumes sont sous-estimés. Il faut donc analyser avec prudence les résultats obtenus par la méthode de moulage.

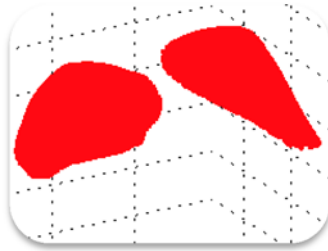
L'embryogénèse de la glande mammaire appuie également ces résultats. Comme la glande mammaire est solidaire à la peau, il n'y a que peu d'espace pour le possible déplacement de liquide venant s'interposer et modifier le volume de façon significative lorsque le corps se déplace de la position debout à la position décubitus ventral. Cependant, l'élasticité des tissus pourrait influencer les résultats surtout dans une cohorte plus âgée ou une cohorte avec un IMC plus élevé. En effet, avec l'âge, la position verticale des mesures anthropomorphiques de la glande mammaire migre inféro-latéralement, ce qui concorde avec les effets de la gravité, la perte de l'élasticité du derme et l'atrophie glandulaire.



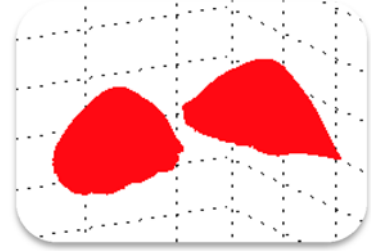
La superposition des 2 maillages (topographique et IRM) afin de les comparer entre eux n'a pas été possible étant donné qu'ils ne sont pas dans le même cadre référentiel spatial (Figure 7-2).



Segmentation  
IRM



Méthode automatisée sur  
topographie surfacique 3D



Méthode  
automatisée sur  
maillage IRM

Figure 7 - 2 Représentation 3D des seins de la même patiente obtenus via différentes méthodes.

## **CHAPITRE 8**

## **CONCLUSION**

Le but premier de ce travail était de quantifier l'asymétrie mammaire, représentée par une différence de volume entre les deux seins, chez une cohorte de jeunes filles présentant une scoliose idiopathique de l'adolescence, en utilisant l'IRM comme outil de mesure.

Nous avons démontré, pour la première fois, qu'il est possible de calculer le volume mammaire de façon objective et précise avec l'IRM, chez une cohorte scoliotique, présentant une déformation tridimensionnelle du rachis, impliquant la cage thoracique. Grâce à la précision des repères anatomiques, l'IRM nous a permis de revisiter une croyance populaire dans la communauté de la scoliose. Celle soutenant que l'asymétrie mammaire ressentie par les patientes n'est qu'une perception secondaire à la rotation du tronc. Cette technologie d'imagerie moderne combinée à la segmentation d'images, nous a permis de définir avec précision la délimitation postérieure du sein tout en considérant la déformation du thorax. Il a été démontré que chez la majorité des patientes, une asymétrie mammaire volumétrique existe (8.32%, IC 95% 5.92 - 10.72) indépendamment de la déformation thoracique.

Nous avons également pu confirmer notre première hypothèse stipulant qu'une asymétrie mammaire réelle, mesurée à partir de l'IRM et décrite comme étant une différence  $\geq 5\%$  entre les volumes mammaires des deux seins, est présente chez  $> 50\%$  des adolescentes présentant une scoliose idiopathique thoracique significative avec un angle de Cobb  $\geq 30^\circ$ . En effet, 67% de notre cohorte présentant un angle de Cobb moyen de  $46.1^\circ$  répondait à ce critère arbitraire d'asymétrie volumétrique.

Ces nouvelles données nous permettront de conseiller les jeunes filles avec la SIA, concernant leurs préoccupations d'asymétrie mammaire. En effet, sachant qu'il peut exister une asymétrie mammaire chez cette population, séparément de la déformation thoracique, il se peut que l'asymétrie mammaire ne soit pas améliorée malgré une correction chirurgicale optimale de la déformation thoracique. Les résultats seront également utilisés à titre de volumes mammaires de contrôle pour

valider un outil de mesure sur topographie surfacique 3D, rapide, moins dispendieux et plus accessible dans les milieux cliniques.

Voici quelques futurs projets à envisager en lien avec cette première hypothèse.

Dans un premier temps, il serait intéressant de quantifier l'asymétrie mammaire dans une cohorte de jeunes adolescentes dites normales afin de déterminer un seuil d'asymétrie mammaire sous lequel l'asymétrie serait considérée physiologique. Cette cohorte nous servirait de groupe contrôle. Ceci nous permettrait de savoir si la prévalence de l'asymétrie mammaire est plus fréquente chez les patientes présentant une SIA. Une cohorte de 40 adolescentes est déjà recrutée pour un tel projet. Malgré l'innocuité associée à l'IRM, le coût important engendré par une telle étude est à considérer.

Au préalable, afin de réduire le temps considérable dédié à la segmentation manuelle, la différence entre la précision de la segmentation grossière et la segmentation manuelle pourrait être évaluée.

La présente étude s'est attardée à l'évaluation de l'asymétrie mammaire, décrite comme étant la différence de volume entre les 2 seins. Par contre, d'autres mesures morphométriques de l'asymétrie mammaire, telles que la position des mamelons ou la hauteur des sillons infra-mammaires pourrait aussi être considérées dans une cohorte de patientes scoliotiques.

Finalement, il serait fascinant de vérifier la corrélation entre l'impression subjective d'asymétrie mammaire ressentie par les jeunes filles évaluées dans notre cohorte et les résultats obtenus à l'IRM. Pour ce faire, le questionnaire TAASQ (*Truncal Anterior Asymmetry Scoliosis Questionnaire*) pourrait être administré. Comme ce dernier était en cours de validation lors du présent projet, il n'a pas été remis aux participantes. De plus, plusieurs des patientes de la cohorte ont été opérées depuis les acquisitions IRM, ce qui causerait un biais de mémoire, quant au souvenir de leur perception de leur tronc lors de ces dernières.

Dans un deuxième temps, une méthode de mesure automatique du volume mammaire, à partir de la topographie surfacique 3D, a été proposée. Les résultats obtenus avec cette méthode ont été confrontés à ceux de l'IRM, au sein de la même cohorte de 30 patientes scoliotiques.

La présente étude confirme que cette méthode, développée à partir de l'environnement mathématique Matlab sur les topographies surfaciques 3D afin d'accommoder les déformations thoraciques présentées par nos patientes, est réalisable cliniquement et peut être utilisée pour prédire les volumes obtenus à l'IRM. Par ailleurs, c'est le premier outil de mesure de volumétrie mammaire complètement automatisé à notre connaissance.

Nous confirmons également notre deuxième hypothèse stipulant que la méthode de mesure de volume mammaire automatique développée à partir de la topographie surfacique est un outil fiable et suffisamment précis pour les mesures de volume mammaire chez les sujets scoliotiques. Les coefficients de corrélation ( $r$ ) sont  $\geq$  à 0.70 lorsque les 2 techniques de mesure sont comparées.

En fait, les coefficients de corrélation obtenus sont les suivants :  $r=0.805$  pour les volumes du sein droit,  $r=0.747$  pour les volumes du sein gauche et  $r=0.614$  pour l'asymétrie mammaire. Ces 3 coefficients sont statistiquement significatifs. Bien que ces derniers soient  $\geq$  0.70 pour les volumes, nous ne parvenons pas tout à fait à cette valeur en ce qui concerne l'asymétrie mammaire. Nous suspectons que l'addition d'erreurs provenant des valeurs de volumes mammaires dans l'équation de l'asymétrie est responsable pour ce plus faible coefficient observé. Somme toute, une forte corrélation est observée entre la méthode automatisée et l'IRM surtout au niveau des volumes mammaires.

Suivantes, sont quelques études à considérer en lien avec cette deuxième hypothèse.

L'implémentation de la méthode automatisée en clinique de scoliose serait en fait, l'application clinique la plus pratique et utile afin de répondre de façon objective au questionnement de nos jeunes patientes présentant la SIA. Toutefois, notre méthode devra être validée sur une cohorte plus importante et des sous-groupes présentant des angles de Cobb de différentes magnitudes.

L'utilisation d'un modèle de régression multiple dans le but d'identifier les variables associées de façon significative à l'asymétrie mammaire, nous permettrait, à l'aide d'une formule mathématique, de pouvoir prédire les volumes et l'asymétrie à l'IRM. Et ce, à partir des valeurs des variables identifiées ainsi que des valeurs de volumes obtenus à l'aide de la méthode automatisée sur la topographie 3D. Nous avons exploré cette avenue en développant une matrice de variables et en comparant différents modèles basés sur les volumes mammaires et sur l'asymétrie mammaire. La seule variable identifiée comme étant significative était l'IMC. De façon surprenante, le modèle présentant le moins d'erreur était basé sur l'asymétrie mammaire. La taille de notre cohorte ne nous permettait pas d'avancer un modèle prédictif assez solide à ce moment-ci, mais ce dernier pourrait certainement faire partie d'une étude ultérieure.

Un autre projet attrayant serait d'évaluer l'impact de la chirurgie correctrice de la scoliose sur l'asymétrie mammaire. Cette dernière serait donc mesurer en pré-opératoire et en post-opératoire. Comme la topographie surfacique 3D est présentement réalisée de routine à ces 2 moments, la base de données nous fournirait une quantité substantielle d'informations. Les résultats émanant de cette étude pourraient éventuellement modifier les techniques chirurgicales ou entraîner une collaboration entre orthopédistes et plasticiens afin d'optimiser l'esthétique de tout le thorax chez cette population.

L'idée initiale de cette maîtrise était d'évaluer la corrélation entre les déformations thoraciques et l'asymétrie mammaire en répartissant les patientes en sous-groupes

en fonction de ces 2 facteurs. Ce projet plus qu'ambitieux nécessitait des fondements solides préalables essentiels mais doit maintenant être remis de l'avant sachant désormais que l'asymétrie et la déformation du thorax peuvent cohabiter de façon indépendante.

Finalement, nous avons aussi étudié l'influence de la posture sur le volume mammaire, en appliquant la méthode automatisée sur des modèles surfaciques obtenus à partir de deux différentes modalités : l'IRM (décubitus ventral) et la topographie de surface (position debout).

Nous avons répondu de façon satisfaisante à cette troisième et dernière hypothèse stipulant que le volume mammaire est peu influencé par la position de la patiente (debout vs décubitus ventral), tel que calculé par la méthode de mesure automatique. Les coefficients de corrélation ( $r$ ) sont  $\geq 0.90$ .

D'excellentes corrélations ont été obtenues entre les volumes mammaires en décubitus ventral à l'IRM et ceux en position debout à la topographie surfacique 3D;  $r = 0.896$  et  $r = 0.939$ , respectivement pour les volumes mammaires gauches et droits nous permettant de conclure que les volumes mammaires sont comparables d'une position à l'autre dans notre cohorte.

L'explication vient chercher ses fondements en embryologie où l'on reconnaît que le sein est à la fois un organe glandulaire et cutané. Étant solidaire à la peau et fermement isolé par les différents fascias, il n'y a que peu de modification de son volume lors du changement de la position debout à coucher. Cependant, l'âge, l'élasticité des tissus ainsi que l'atrophie du tissu glandulaire en faveur du tissu adipeux pourraient influencer les résultats. Notre cohorte est plutôt homogène concernant ces derniers facteurs énoncés.

Cela nous a surtout permis de s'assurer des résultats de notre deuxième hypothèse nous permettant de pouvoir comparer avec confiance les volumes mammaires de

notre cohorte calculés à l'IRM suite à la segmentation avec ceux obtenus à l'aide de la méthode de mesure automatisée acquis dans 2 postures différentes.

En lien avec cette troisième hypothèse, une étude de la qualité élastique du tissu cutané ou de la composition de la glande mammaire en fonction de l'âge pourrait être envisagée. Également, l'impact de ces différents facteurs sur le volume mammaire lors de différentes postures pourraient être examiné.

En conclusion, nous retenons 5 messages-clés de ce projet de maîtrise s'appliquant à une population de jeunes adolescentes présentant une SIA significative :

- 1) L'asymétrie mammaire est présente chez la majorité de ces jeunes filles.
- 2) Le sein gauche est de façon prédominante, le plus volumineux
- 3) L'asymétrie mammaire peut exister indépendamment de la déformation thoracique engendrée par la scoliose.
- 4) Une forte corrélation est confirmée entre la méthode automatisée proposée et l'IRM et ce, surtout au niveau des volumes mammaires plus qu'au niveau de l'asymétrie mammaire.
- 5) Les volumes mammaires obtenus debout et en décubitus ventral sont comparables.



## RÉFÉRENCES

1. Hawes MC, O'Brien J P. The transformation of spinal curvature into spinal deformity: pathological processes and implications for treatment. *Scoliosis*. 2006;1(1):3.
2. Parent S, Newton PO, Wenger DR. Adolescent idiopathic scoliosis: etiology, anatomy, natural history, and bracing. *Instr Course Lect*. 2005;54:529-36.
3. Riseborough EJ, Wynne-Davies R. A genetic survey of idiopathic scoliosis in Boston, Massachusetts. *J Bone Joint Surg Am*. 1973;55(5):974-82.
4. Weinstein SL, Ponseti IV. Curve progression in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1983;65(4):447-55.
5. Miller NH, Schwab DL, Sponseller PD, Manolio TA, Pugh EW, Wilson AP. Characterization of idiopathic scoliosis in a clinically well-defined population. *Clin Orthop Relat Res*. 2001(392):349-57.
6. Weinstein SL, Dolan LA, Spratt KF, Peterson KK, Spoonamore MJ, Ponseti IV. Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis: a 50-year natural history study. *JAMA*. 2003;289(5):559-67.
7. Reichel D, Schanz J. Developmental psychological aspects of scoliosis treatment. *Pediatr Rehabil*. 2003;6(3-4):221-5.
8. Payne WK, 3rd, Ogilvie JW, Resnick MD, Kane RL, Transfeldt EE, Blum RW. Does scoliosis have a psychological impact and does gender make a difference? *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997;22(12):1380-4.
9. Tones M, Moss N, Polly DW, Jr. A review of quality of life and psychosocial issues in scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006;31(26):3027-38.
10. Freidel K, Reichel D, Steiner A, Warschburger P, Petermann F, Weiss HR. Idiopathic scoliosis and quality of life. *Stud Health Technol Inform*. 2002;88:24-9.
11. Duval-Beaupere G, Dubousset J, Queneau P, Grossiord A. [A unique theory on the course of scoliosis]. *Presse Med*. 1970;78(25):1141-6 passim.
12. Duval-Beaupere G. [Maturation indices in the surveillance of scoliosis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1970;56(1):59-76.

13. Sanders JO, Browne RH, McConnell SJ, Margraf SA, Cooney TE, Finegold DN. Maturity assessment and curve progression in girls with idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(1):64-73.
14. Bunnell WP. An objective criterion for scoliosis screening. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(9):1381-7.
15. Fairbank J. Historical perspective: William Adams, the forward bending test, and the spine of Gideon Algernon Mantell. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004;29(17):1953-5.
16. Labelle H, Richards SB, De Kleuver M, Grivas TB, Luk KD, Wong HK, et al. Screening for adolescent idiopathic scoliosis: an information statement by the scoliosis research society international task force. *Scoliosis.* 2013;8(1):17.
17. Richards BS, Vitale MG. Screening for idiopathic scoliosis in adolescents. An information statement. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(1):195-8.
18. Marshall WA, Tanner JM. Variations in pattern of pubertal changes in girls. *Arch Dis Child.* 1969;44(235):291-303.
19. Lonstein JE, Carlson JM. The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(7):1061-71.
20. Graf H, Hecquet J, Dubousset J. [3-dimensional approach to spinal deformities. Application to the study of the prognosis of pediatric scoliosis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1983;69(5):407-16.
21. Perdrille R, Vidal J. Morphology of scoliosis: three-dimensional evolution. *Orthopedics.* 1987;10(6):909-15.
22. Cobb J. Outline for the study of scoliosis. *Am Acad Orthop Surg Instr Course Lect.* 1948;5:261-75.
23. Sanders JO. Maturity indicators in spinal deformity. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89 Suppl 1:14-20.
24. Risser JC. The Iliac apophysis; an invaluable sign in the management of scoliosis. *Clin Orthop.* 1958;11:111-9.
25. Greulich WWP, S.I. Radiographic atlas of skeletal development of the hand and wrist. 2nd edition ed. Stanford: Stanford University Press; 1959.
26. Tanner JMH, M.J.R.; Goldstein, H.; Cameron, N. Assessment of skeletal maturity and prediction of adult height: TW3 method. 3rd edition ed. London: WB Saunders; 2001.

27. DiMeglio A, Canavese F, Charles YP. Growth and adolescent idiopathic scoliosis: when and how much? *J Pediatr Orthop*. 2011;31(1 Suppl):S28-36.
28. Nault ML, Parent S, Phan P, Roy-Beaudry M, Labelle H, Rivard M. A modified Risser grading system predicts the curve acceleration phase of female adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(5):1073-81.
29. King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1983;65(9):1302-13.
30. Lenke LG, Betz RR, Harms J, Bridwell KH, Clements DH, Lowe TG, et al. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83-A(8):1169-81.
31. Poncet P, Dansereau J, Labelle H. Geometric torsion in idiopathic scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001;26(20):2235-43.
32. Duong L, Cheriet F, Labelle H. Three-dimensional classification of spinal deformities using fuzzy clustering. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006;31(8):923-30.
33. Stokes IA, Sangole AP, Aubin CE. Classification of scoliosis deformity three-dimensional spinal shape by cluster analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(6):584-90.
34. Kadoury S, Labelle H. Classification of three-dimensional thoracic deformities in adolescent idiopathic scoliosis from a multivariate analysis. *Eur Spine J*. 2012;21(1):40-9.
35. Jaremko JL, Poncet P, Ronsky J, Harder J, Dansereau J, Labelle H, et al. Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis. *Clinical biomechanics*. 2002;17(8):559-68.
36. Pazos V, Cheriet F, Dansereau J, Ronsky J, Zernicke RF, Labelle H. Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *Eur Spine J*. 2007;16(11):1882-91.
37. Patias P, Grivas TB, Kaspiris A, Aggouris C, Drakoutos E. A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis*. 2010;5:12.
38. Seoud L, Dansereau J, Labelle H, Cheriet F. Multilevel analysis of trunk surface measurements for noninvasive assessment of scoliosis deformities. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2012;37(17):E1045-53.

39. Seoud L, Dansereau J, Labelle H, Cheriet F. Non Invasive Clinical Assessment of Trunk Deformities Associated with Scoliosis. *IEEE journal of biomedical and health informatics*. 2012.
40. Moen KY, Nachemson AL. Treatment of scoliosis. An historical perspective. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999;24(24):2570-5.
41. Pirola V. *La chinesiterapia nella rieducazione della scoliosied*. Milano: Sperling & Kupfer; 1999.
42. Stagnara PM, G.; De Mauroy, J.C. *Rééducation des scolioses*. Paris: Expansion Scientifique Française; 1990.
43. Souchard PE. *Posture Mézièred*: Mediterraneo Edizioni; 1982.
44. Souchard PEO, M. *Le scoliosi. Trattamento fisioterapico e ortopedico, fisioterapia, tecniche e metodicheed*. Torino: UTET; 2002.
45. Dobosiewicz K, Durmala J, Czernicki K, Jendrzejek H. Pathomechanic basics of conservative treatment of progressive idiopathic scoliosis according to Dobosiewicz method based upon radiologic evaluation. *Stud Health Technol Inform*. 2002;91:336-41.
46. den Boer WA, Anderson PG, v Limbeek J, Kooijman MA. Treatment of idiopathic scoliosis with side-shift therapy: an initial comparison with a brace treatment historical cohort. *Eur Spine J*. 1999;8(5):406-10.
47. Negrini S. *The evidence-based ISICO approach to spinal deformities*. Milan, Boston: ISICO; 2007.
48. Hawes MC. The use of exercises in the treatment of scoliosis: an evidence-based critical review of the literature. *Pediatr Rehabil*. 2003;6(3-4):171-82.
49. Negrini S, Antonini G, Carabalona R, Minozzi S. Physical exercises as a treatment for adolescent idiopathic scoliosis. A systematic review. *Pediatr Rehabil*. 2003;6(3-4):227-35.
50. Negrini S, Atanasio S, Zaina F, Romano M, Parzini S, Negrini A. End-growth results of bracing and exercises for adolescent idiopathic scoliosis. Prospective worst-case analysis. *Stud Health Technol Inform*. 2008;135:395-408.
51. Romano M, Minozzi S, Bettany-Saltikov J, Zaina F, Chockalingam N, Kotwicki T, et al. Exercises for adolescent idiopathic scoliosis. *Cochrane Database Syst Rev*. 2012;8:CD007837.

52. Negrini S, Aulisa AG, Aulisa L, Circo AB, de Mauroy JC, Durmala J, et al. 2011 SOSORT guidelines: Orthopaedic and Rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis*. 2012;7(1):3.
53. Ducongé PL. La rééducation de la scoliose. Mythe ou réalité ? *Résonances Européennes du Rachis*. 2002;58:1229-36.
54. Negrini S, Fusco C, Minozzi S, Atanasio S, Zaina F, Romano M. Exercises reduce the progression rate of adolescent idiopathic scoliosis: results of a comprehensive systematic review of the literature. *Disabil Rehabil*. 2008;30(10):772-85.
55. Weiss HR, Weiss G, Petermann F. Incidence of curvature progression in idiopathic scoliosis patients treated with scoliosis in-patient rehabilitation (SIR): an age- and sex-matched controlled study. *Pediatr Rehabil*. 2003;6(1):23-30.
56. Abbott A, Moller H, Gerdhem P. CONTRAIS: CONservative TRreatment for Adolescent Idiopathic Scoliosis: a randomised controlled trial protocol. *BMC musculoskeletal disorders*. 2013;14:261.
57. Weiss HR. The effect of an exercise program on vital capacity and rib mobility in patients with idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991;16(1):88-93.
58. Athanasopoulos S, Paxinos T, Tsafantakis E, Zachariou K, Chatziconstantinou S. The effect of aerobic training in girls with idiopathic scoliosis. *Scand J Med Sci Sports*. 1999;9(1):36-40.
59. Mooney V, Gulick J, Pozos R. A preliminary report on the effect of measured strength training in adolescent idiopathic scoliosis. *J Spinal Disord*. 2000;13(2):102-7.
60. Wong MS, Mak AF, Luk KD, Evans JH, Brown B. Effectiveness of audio-biofeedback in postural training for adolescent idiopathic scoliosis patients. *Prosthet Orthot Int*. 2001;25(1):60-70.
61. Blount WP. Principles of treatment of scoliosis and round back with the Milwaukee brace. *Isr J Med Sci*. 1973;9(6):745-54.
62. Howard A, Wright JG, Hedden D. A comparative study of TLSO, Charleston, and Milwaukee braces for idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998;23(22):2404-11.
63. Price CT, Scott DS, Reed FE, Jr., Riddick MF. Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston bending brace. Preliminary report. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1990;15(12):1294-9.

64. D'Amato CR, Griggs S, McCoy B. Nighttime bracing with the Providence brace in adolescent girls with idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001;26(18):2006-12.
65. Weiss HR, Weiss G, Schaar HJ. Conservative management in patients with scoliosis--does it reduce the incidence of surgery? *Stud Health Technol Inform*. 2002;91:342-7.
66. Rigo M, Negrini S, Weiss HR, Grivas TB, Maruyama T, Kotwicki T, et al. 'SOSORT consensus paper on brace action: TLSO biomechanics of correction (investigating the rationale for force vector selection)'. *Scoliosis*. 2006;1:11.
67. Weiss HR. Rehabilitation of adolescent patients with scoliosis--what do we know? A review of the literature. *Pediatr Rehabil*. 2003;6(3-4):183-94.
68. Rowe DE, Bernstein SM, Riddick MF, Adler F, Emans JB, Gardner-Bonneau D. A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1997;79(5):664-74.
69. Rahman T, Bowen JR, Takemitsu M, Scott C. The association between brace compliance and outcome for patients with idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 2005;25(4):420-2.
70. Little DG, Song KM, Katz D, Herring JA. Relationship of peak height velocity to other maturity indicators in idiopathic scoliosis in girls. *J Bone Joint Surg Am*. 2000;82(5):685-93.
71. Trivedi JM, Thomson JD. Results of Charleston bracing in skeletally immature patients with idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop*. 2001;21(3):277-80.
72. Negrini S, Minozzi S, Bettany-Saltikov J, Zaina F, Chockalingam N, Grivas TB, et al. Braces for idiopathic scoliosis in adolescents. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010;35(13):1285-93.
73. Weinstein SL, Dolan LA, Wright JG, Dobbs MB. Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis. *N Engl J Med*. 2013;369(16):1512-21.
74. Danielsson AJ, Hasserius R, Ohlin A, Nachemson AL. A prospective study of brace treatment versus observation alone in adolescent idiopathic scoliosis: a follow-up mean of 16 years after maturity. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2007;32(20):2198-207.
75. Sanders JO, Newton PO, Browne RH, Herring AJ. Bracing in adolescent idiopathic scoliosis, surrogate outcomes, and the number needed to treat. *J Pediatr Orthop*. 2012;32 Suppl 2:S153-7.

76. Dickson JH, Mirkovic S, Noble PC, Nalty T, Erwin WD. Results of operative treatment of idiopathic scoliosis in adults. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77(4):513-23.
77. Harrington PR. Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine instrumentation. *J Bone Joint Surg Am.* 1962;44-A:591-610.
78. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;227:10-23.
79. Richards BS, Herring JA, Johnston CE, Birch JG, Roach JW. Treatment of adolescent idiopathic scoliosis using Texas Scottish Rite Hospital instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976).* 1994;19(14):1598-605.
80. Burton DC, Sama AA, Asher MA, Burke SW, Boachie-Adjei O, Huang RC, et al. The treatment of large (>70 degrees) thoracic idiopathic scoliosis curves with posterior instrumentation and arthrodesis: when is anterior release indicated? *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(17):1979-84.
81. Suk SI, Kim WJ, Lee SM, Kim JH, Chung ER. Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe? *Spine (Phila Pa 1976).* 2001;26(18):2049-57.
82. Lenke LG. Debate: Resolved, a 55 degrees right thoracic adolescent idiopathic scoliotic curve should be treated by posterior spinal fusion and segmental instrumentation using thoracic pedicle screws: Pro: Thoracic pedicle screws should be used to treat a 55 degrees right thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop.* 2004;24(3):329-34; discussion 38-1.
83. Suk SI, Lee SM, Chung ER, Kim JH, Kim SS. Selective thoracic fusion with segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis: more than 5-year follow-up. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(14):1602-9.
84. Kim YJ, Lenke LG, Kim J, Bridwell KH, Cho SK, Cheh G, et al. Comparative analysis of pedicle screw versus hybrid instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2006;31(3):291-8.
85. Kaneda K, Shono Y, Satoh S, Abumi K. New anterior instrumentation for the management of thoracolumbar and lumbar scoliosis. Application of the Kaneda two-rod system. *Spine (Phila Pa 1976).* 1996;21(10):1250-61; discussion 61-2.
86. Diab M, Smith AR, Kuklo TR, Spinal Deformity Study G. Neural complications in the surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2007;32(24):2759-63.

87. Bartie BJ, Lonstein JE, Winter RB. Long-term follow-up of adolescent idiopathic scoliosis patients who had Harrington instrumentation and fusion to the lower lumbar vertebrae: is low back pain a problem? *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(24):E873-8.
88. Moore KLD, A.F. Clinically oriented anatomy. 4th edition ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Wilkins; 1999. 1167 p.
89. Riseborough EJH, J.H. Scoliosis and other deformities of the axial skeleton. Boston: Little, Brown and Company; 1975.
90. Perdriolle RB, N.; Ousset, M. La Scoliose: son étude tridimensionnelle. Paris: Maloine; 1979.
91. Villemure I, Aubin CE, Grimard G, Dansereau J, Labelle H. Progression of vertebral and spinal three-dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis: a longitudinal study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001;26(20):2244-50.
92. Normelli H, Sevastik J, Wallberg H. The thermal emission from the skin and the vascularity of the breasts in normal and scoliotic girls. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1986;11(5):405-8.
93. Ehram JE, Spittell PC, Seward JB. Internal mammary artery: 100% visualization with new ultrasound technology. *J Am Soc Echocardiogr*. 1998;11(1):10-2.
94. Korovessis P, Iliopoulos P, Misiris A, Koureas G. Color Doppler ultrasonography for evaluation of internal mammary artery application in adolescent female patients with right-convex thoracic idiopathic scoliosis. *Spine*. 2003;28(15):1746-8.
95. Korovessis P, Iliopoulos P, Koureas G, Zacharatos S, Stergiou P. Evolution of anterior chest wall blood supply in female adolescents with progressive right-convex thoracic idiopathic scoliosis. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*. 2007;20(3):190-4.
96. Sevastik JA. Dysfunction of the autonomic nerve system (ANS) in the aetiopathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform*. 2002;88:20-3.
97. Bricourt N. Chirurgie du sein. Paris: Springer-Verlag; 1998.
98. Bricout N. [Chest morphology and breast augmentation]. *Ann Chir Plast Esthet*. 2005;50(5):441-50.
99. Greydanus DE, Parks DS, Farrell EG. Breast disorders in children and adolescents. *Pediatr Clin North Am*. 1989;36(3):601-38.



100. Tanner JM. Growth at adolescence. 2nd ed. Oxford: Blackwell; 1962.
101. Arca MJ, Caniano DA. Breast disorders in the adolescent patient. *Adolesc Med Clin.* 2004;15(3):473-85.
102. Neinstein LS. Breast disease in adolescents and young women. *Pediatr Clin North Am.* 1999;46(3):607-29.
103. Tanner JM. Growth and endocrinology of the adolescent. In: Gardner L, editor. *Endocrine and Genetic Diseases of Childhood.* Philadelphia, London: Saunders; 1969.
104. Aksglaede L, Sorensen K, Petersen JH, Skakkebaek NE, Juul A. Recent decline in age at breast development: the Copenhagen Puberty Study. *Pediatrics.* 2009;123(5):e932-9.
105. Flageul G. "Le rêve ou la réalité". Analyse morphologique du sein. Rapport du XXXIV<sup>e</sup> Congrès de chirurgie plastique reconstructrice et esthétique 1989. p. 29-36.
106. Fabie A, Delay E, Chavoïn JP, Soulhiard F, Seguin P. [Plastic surgery application in artistic studies of breast cosmetic]. *Ann Chir Plast Esthet.* 2006;51(2):142-50.
107. Campaigne BN, Katch VL, Freedson P, Sady S, Katch FI. Measurement of breast volume in females: description of a reliable method. *Ann Hum Biol.* 1979;6(4):363-7.
108. Grossman AJ, Roudner LA. A simple means for accurate breast volume determination. *Plast Reconstr Surg.* 1980;66(6):851-2.
109. Palin WE, Jr., von Fraunhofer JA, Smith DJ, Jr. Measurement of breast volume: comparison of techniques. *Plast Reconstr Surg.* 1986;77(2):253-5.
110. Smith DJ, Jr., Palin WE, Jr., Katch VL, Bennett JE. Breast volume and anthropomorphic measurements: normal values. *Plast Reconstr Surg.* 1986;78(3):331-5.
111. Revol MS, J.L. Anatomie artistique du sein, manuel de chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique. Pradel ed. Paris 1993.
112. Eidlitz-Markus T, Mukamel M, Haimi-Cohen Y, Amir J, Zeharia A. Breast asymmetry during adolescence: physiologic and non-physiologic causes. *Isr Med Assoc J.* 2010;12(4):203-6.

113. Denoel C, Aguirre MF, Bianco G, Mahaudens PH, Vanwijck R, Garson S, et al. Idiopathic scoliosis and breast asymmetry. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2009;62(10):1303-8.
114. Stal S, Peterson R, Spira M. Aesthetic considerations and the pediatric population. *Clin Plast Surg.* 1990;17(1):133-49.
115. Bleiziffer S, Schreiber C, Burgkart R, Regenfelder F, Kostolny M, Libera P, et al. The influence of right anterolateral thoracotomy in prepubescent female patients on late breast development and on the incidence of scoliosis. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2004;127(5):1474-80.
116. van Aalst JA, Phillips JD, Sadove AM. Pediatric chest wall and breast deformities. *Plast Reconstr Surg.* 2009;124(1 Suppl):38e-49e.
117. Khan U. Breast and chest asymmetries: classification and relative distribution of common asymmetries in patients requesting augmentation mammoplasty. *Eur J Plast Surg.* 2011;34(5):375-85.
118. Mao S-h, Qiu Y, Zhu Z-z, Zhu F, Liu Z, Wang B. Clinical evaluation of the anterior chest wall deformity in thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* 2012;37(9):E540-8.
119. Rohrich RJ, Hartley W, Brown S. Incidence of breast and chest wall asymmetry in breast augmentation: a retrospective analysis of 100 patients. *Plast Reconstr Surg.* 2006;118(7 Suppl):7S-13S; discussion 4S, 5S-7S.
120. Youn ES. Importance of the new position of the nipple-areola complex in breast augmentation surgery. *Plast Reconstr Surg.* 2006;118(7 Suppl):18S-31S; discussion 2S-4S.
121. Suzanne FE, C.; Fernandez, M.; Gallot, D. Chirurgie des lésions bénignes du sein. *Encyclopédie Médico-Chirurgicale Gc*, editor: Elsevier; 1999.
122. Losken A, Fishman I, Denson DD, Moyer HR, Carlson GW. An Objective Evaluation of Breast Symmetry and Shape Differences Using 3-Dimensional Images. *Ann Plast Surg.* 2005;55(6):571-5.
123. Shepherd JA, Malkov S, Fan B, Laidevant A, Novotny R, Maskarinec G. Breast density assessment in adolescent girls using dual-energy X-ray absorptiometry: a feasibility study. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev.* 2008;17(7):1709-13.
124. Qiao Q, Ling Y, Zhou G, Song R. Breast volume measurement in 125 young Chinese women. *Chin Med Sci J.* 1992;7(1):44-8.

125. Koch MC, Adamietz B, Jud SM, Fasching PA, Haeberle L, Karbacher S, et al. Breast volumetry using a three-dimensional surface assessment technique. *Aesthetic Plast Surg.* 2011;35(5):847-55.
126. Hussain Z, Roberts N, Whitehouse GH, Garcia-Finana M, Percy D. Estimation of breast volume and its variation during the menstrual cycle using MRI and stereology. *Br J Radiol.* 1999;72(855):236-45.
127. Milligan D, Drife JO, Short RV. Changes in breast volume during normal menstrual cycle and after oral contraceptives. *Br Med J.* 1975;4(5995):494-6.
128. Malini S, Smith EO, Goldzieher JW. Measurement of breast volume by ultrasound during normal menstrual cycles and with oral contraceptive use. *Obstet Gynecol.* 1985;66(4):538-41.
129. Ingleby H. Changes in breast volume in a group of normal young women. *Bull Int Assoc Med Museums.* 1949;29:87-92.
130. Manning JTS, D.; Whitehouse, G.H.; Leinster, S.J.; Walton, J.M. Asymmetry and the menstrual cycle in women. *Ethol Sociobiol.* 1995(17):129-43.
131. Graham SJ, Stanchev PL, Lloyd-Smith JO, Bronskill MJ, Plewes DB. Changes in fibroglandular volume and water content of breast tissue during the menstrual cycle observed by MR imaging at 1.5 T. *J Magn Reson Imaging.* 1995;5(6):695-701.
132. Katch VL, Campaigne B, Freedson P, Sady S, Katch FI, Behnke AR. Contribution of breast volume and weight to body fat distribution in females. *Am J Phys Anthropol.* 1980;53(1):93-100.
133. Strombeck JO, Malm M. Priority grouping in a waiting list of patients for reduction mammoplasty. *Ann Plast Surg.* 1986;17(6):498-502.
134. Brown TP, Ringrose C, Hyland RE, Cole AA, Brotherston TM. A method of assessing female breast morphometry and its clinical application. *Br J Plast Surg.* 1999;52(5):355-9.
135. Normelli H, Sevastik JA, Ljung G, Jonsson-Soderstrom AM. The symmetry of the breasts in normal and scoliotic girls. *Spine.* 1986;11(7):749-52.
136. Medard de Chardon V, Balaguer T, Chignon-Sicard B, Ihrari T, Lebreton E. [Constitutional asymmetries in aesthetic breast augmentation: incidence, postoperative satisfaction and surgical options]. *Ann Chir Plast Esthet.* 2009;54(4):340-7.
137. Eder M, v Waldenfels F, Sichtermann M, Schuster T, Papadopoulos NA, Machens HG, et al. Three-dimensional evaluation of breast contour and

- volume changes following subpectoral augmentation mammoplasty over 6 months. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2011;64(9):1152-60.
138. Galdino GM, Nahabedian M, Chiaramonte M, Geng JZ, Klatsky S, Manson P. Clinical applications of three-dimensional photography in breast surgery. *Plast Reconstr Surg.* 2002;110(1):58-70.
  139. Nahabedian MY, Galdino G. Symmetrical breast reconstruction: is there a role for three-dimensional digital photography? *Plast Reconstr Surg.* 2003;112(6):1582-90.
  140. Moyer HR, Carlson GW, Styblo TM, Losken A. Three-dimensional digital evaluation of breast symmetry after breast conservation therapy. *J Am Coll Surg.* 2008;207(2):227-32.
  141. Boyd N, Martin L, Chavez S, Gunasekara A, Salleh A, Melnichouk O, et al. Breast-tissue composition and other risk factors for breast cancer in young women: a cross-sectional study. *Lancet Oncol.* 2009;10(6):569-80.
  142. Hasenburg A, Grothey A, Jaspers V, Gitsch G, Spatling L. Breast size as risk factor for tumor size at diagnosis. *Anticancer Res.* 2000;20(3B):2041-4.
  143. Ray JG, Mohllajee AP, van Dam RM, Michels KB. Breast size and risk of type 2 diabetes mellitus. *CMAJ.* 2008;178(3):289-95.
  144. Rinker B, Veneracion M, Walsh CP. The effect of breastfeeding on breast aesthetics. *Aesthetic surgery journal / the American Society for Aesthetic Plastic surgery.* 2008;28(5):534-7.
  145. Bouman FG. Volumetric measurement of the human breast and breast tissue before and during mammoplasty. *Br J Plast Surg.* 1970;23(3):263-4.
  146. Kirianoff TG. Volume measurements of unequal breasts. *Plast Reconstr Surg.* 1974;54(5):616.
  147. Tegtmeier RE. A quick, accurate mammometer. *Ann Plast Surg.* 1978;1(6):625-6.
  148. Edsander-Nord A, Wickman M, Jurell G. Measurement of breast volume with thermoplastic casts. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 1996;30(2):129-32.
  149. Kovacs L, Eder M, Hollweck R, Zimmermann A, Settles M, Schneider A, et al. Comparison between breast volume measurement using 3D surface imaging and classical techniques. *Breast.* 2007;16(2):137-45.
  150. Gittelsohn B, inventor Bust Measuring Device 1957.

151. Ellenbogen R. A new device to assist in sizing breasts. *Ann Plast Surg.* 1978;1(3):333.
152. Morris AM. Volumetric estimation in breast surgery. *Br J Plast Surg.* 1978;31(1):19-21.
153. Tegtmeier RE. A convenient, effective mammary sizer. *Aesthetic Plast Surg.* 1979;3(1):227-31.
154. Penn J. Breast reduction. *Br J Plast Surg.* 1955(7):357.
155. Strombeck JO, editor *Mammoplasty in hypertrophy of the female breast. Transactions of the Third International Congress of Plastic Surgery; 1963; Washington: Excerpta Medica Foundation.*
156. Westreich M. Anthropomorphic breast measurement: protocol and results in 50 women with aesthetically perfect breasts and clinical application. *Plast Reconstr Surg.* 1997;100(2):468-79.
157. Maliniac JW. Evaluation of principal mamma-plastic procedures. *Plast Reconstr Surg (1946).* 1949;4(4):359-73.
158. Edstrom LE, Robson MC, Wright JK. A method for the evaluation of minor degrees of breast asymmetry. *Plast Reconstr Surg.* 1977;60(5):812-4.
159. Maturo VG, Zusmer NR, Gilson AJ, Smoak WM, Janowitz WR, Bear BE, et al. Ultrasound of the whole breast utilizing a dedicated automated breast scanner. *Radiology.* 1980;137(2):457-63.
160. Kalbhen CL, McGill JJ, Fendley PM, Corrigan KW, Angelats J. Mammographic determination of breast volume: comparing different methods. *AJR Am J Roentgenol.* 1999;173(6):1643-9.
161. Brown RW, Cheng YC, Kurtay M. A formula for surgical modifications of the breast. *Plast Reconstr Surg.* 2000;106(6):1342-5.
162. Frankel S, Occhipinti K, Kaufman L, Kramer D, Carlson J, Mineyev M, et al. MRI findings in subjects with breast implants. *Plast Reconstr Surg.* 1995;96(4):852-9.
163. Mineyev M, Kramer D, Kaufman L, Carlson J, Frankel S. Measurement of breast implant volume with magnetic resonance imaging. *Ann Plast Surg.* 1995;34(4):348-51.
164. Eder M, Schneider A, Feussner H, Zimmermann A, Hohnke C, Papadopoulos NA, et al. [Breast volume assessment based on 3D surface geometry:

- verification of the method using MR imaging]. *Biomed Tech (Berl)*. 2008;53(3):112-21.
165. Herold C, Reichelt A, Stieglitz LH, Dettmer S, Knobloch K, Lotz J, et al. MRI-based breast volumetry-evaluation of three different software solutions. *J Digit Imaging*. 2010;23(5):603-10.
  166. Bulstrode N, Bellamy E, Shrotria S. Breast volume assessment: comparing five different techniques. *Breast*. 2001;10(2):117-23.
  167. Fowler PA, Casey CE, Cameron GG, Foster MA, Knight CH. Cyclic changes in composition and volume of the breast during the menstrual cycle, measured by magnetic resonance imaging. *Br J Obstet Gynaecol*. 1990;97(7):595-602.
  168. Caruso MK, Guillot TS, Nguyen T, Greenway FL. The cost effectiveness of three different measures of breast volume. *Aesthetic Plast Surg*. 2006;30(1):16-20.
  169. Kovacs L, Eder M, Hollweck R, Zimmermann A, Settles M, Schneider A, et al. New aspects of breast volume measurement using 3-dimensional surface imaging. *Ann Plast Surg*. 2006;57(6):602-10.
  170. Losken A, Seify H, Denson DD, Paredes AA, Jr., Carlson GW. Validating three-dimensional imaging of the breast. *Ann Plast Surg*. 2005;54(5):471-6; discussion 7-8.
  171. Lee HY, Hong K, Kim EA. Measurement protocol of women's nude breasts using a 3D scanning technique. *Appl Ergon*. 2004;35(4):353-9.
  172. Tepper OM, Small K, Rudolph L, Choi M, Karp N. Virtual 3-dimensional modeling as a valuable adjunct to aesthetic and reconstructive breast surgery. *Am J Surg*. 2006;192(4):548-51.
  173. Thomson JG, Liu YJ, Restifo RJ, Rinker BD, Reis A. Surface area measurement of the female breast: phase I. Validation of a novel optical technique. *Plast Reconstr Surg*. 2009;123(5):1588-96.
  174. Sheffer DB, Price TE, Loughry CW, Bolyard BL, Morek WM, Varga RS. Validity and reliability of biostereometric measurement of the human female breast. *Ann Biomed Eng*. 1986;14(1):1-14.
  175. Isogai N, Sai K, Kamiishi H, Watatani M, Inui H, Shiozaki H. Quantitative analysis of the reconstructed breast using a 3-dimensional laser light scanner. *Ann Plast Surg*. 2006;56(3):237-42.

176. Kovacs L, Yassouridis A, Zimmermann A, Brockmann G, Wohnl A, Blaschke M, et al. Optimization of 3-dimensional imaging of the breast region with 3-dimensional laser scanners. *Ann Plast Surg.* 2006;56(3):229-36.
177. Sinna R, Garson S, Taha F, Benhaim T, Carton C, Delay E, et al. [Evaluation of 3D numerisation with structured light projection in breast surgery]. *Ann Chir Plast Esthet.* 2009;54(4):317-30.
178. Garson S, Delay E, Sinna R, Delaporte T, Robbe M, Carton S. [3D evaluation and mammary augmentation surgery]. *Ann Chir Plast Esthet.* 2005;50(5):643-51.
179. Kovacs L, Zimmermann A, Papadopoulos NA, Biemer E. Re: factors determining shape and symmetry in immediate breast reconstruction. *Ann Plast Surg.* 2004;53(2):192-4.
180. Loughry CW, Sheffer DB, Price TE, Jr., Lackney MJ, Bartfai RG, Morek WM. Breast volume measurement of 248 women using biostereometric analysis. *Plast Reconstr Surg.* 1987;80(4):553-8.
181. Liu C, Luan J, Mu L, Ji K. The role of three-dimensional scanning technique in evaluation of breast asymmetry in breast augmentation: a 100-case study. *Plast Reconstr Surg.* 2010;126(6):2125-32.
182. Eder M, Waldenfels FV, Swobodnik A, Kloppel M, Pape AK, Schuster T, et al. Objective breast symmetry evaluation using 3-D surface imaging. *Breast.* 2012;21(2):152-8.
183. Tsai F-C, Hsieh M-S, Liao C-K, Wu S-T. Correlation between scoliosis and breast asymmetries in women undergoing augmentation mammoplasty. *Aesthetic Plast Surg.* 2010;34(3):374-80.
184. Lonner B, Shah S, Toombs C, Shufflebarger H, Newton P, Randal B, et al., editors. What an AIS Patient Sees in the Mirror: Validation of the Truncal Anterior Asymmetry Scoliosis Questionnaire (TAASQ). Scoliosis Research Society, 48th annual international meeting & course; 2013; Lyon, France

## **ANNEXES**



# ANNEXE A – APPROBATIONS ÉTHIQUES

## ANNEXE A.1 - APPROBATION ÉTHIQUE CHU SAINTE- JUSTINE

Le 10 octobre 2012

Docteur Stefan Parent  
Laboratoire LIS 3D  
Étage A Bloc 7



**CHU Sainte-Justine**

*Le centre hospitalier  
universitaire mère-enfant*

*Pour l'amour des enfants*

Université   
de Montréal

**OBJET:** Titre du projet: Asymétrie des seins chez les adolescentes présentant une scoliose idiopathique : Développement et validation d'une méthode de mesure sur topographie surfacique 3D

No. de dossier: 3532


Responsables du projet: Stefan Parent M.D., chercheur responsable. Chercheuse principale : Joyce Ramsay. Collaborateurs : Hubert Labelle, Isabelle Trop, Jean-Marc Mac-Thiong, Farida Cheriet, Philippe Debanné, Julie Joncas, Isabelle Turgeon et Majolaine Roy-Beaudry

Cher Docteur,

Votre projet cité en rubrique a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche en date du 10 octobre 2012. Vous trouverez ci-joint la liste des documents approuvés ainsi que vos formulaires d'information et de consentement estampillés dont nous vous prions de vous servir d'une copie pour distribution. Notez que pour une collaboration avec un (ou plusieurs) tiers (institutions ou entreprises privées) impliquant des transferts de fonds et/ou données et/ou matériel biologique, une entente (contrat) doit être conclue avec le Bureau des ententes de recherche (BER).

Tous les projets de recherche impliquant des sujets humains doivent être réexaminés annuellement et la durée de l'approbation de votre projet sera effective jusqu'au **10 octobre 2013**. Notez qu'il est de votre responsabilité de soumettre une demande au comité pour que votre projet soit renouvelé avant la date d'expiration mentionnée. Il est également de votre responsabilité d'aviser le comité dans les plus brefs délais de toute modification au projet ainsi que de tout effet secondaire survenu dans le cadre de la présente étude.

Nous vous souhaitons bonne chance dans la réalisation de votre projet et vous prions de recevoir nos meilleures salutations.

  
Jean-Marie Therrien, Ph.D., éthicien  
Président du Comité d'éthique de la recherche

JMI/mhl  
c.c. : BER

3175, Côte-Sainte-Catherine  
Montréal (Québec)  
H3T 1C5

## Liste des documents approuvés par le CÉR

---



**CHU Sainte-Justine**

*Le centre hospitalier  
universitaire mère-enfant*

*Pour l'amour des enfants*

Université   
de Montréal

### Titre du projet:

Asymétrie des seins chez les adolescentes présentant une scoliose idiopathique :  
Développement et validation d'une méthode de mesure sur topographie surfacique 3D

No. de dossier: 3532

Date d'approbation : mercredi 10 octobre 2012

Responsables du projet: PARENT STEFAN M.D., chercheur responsable. Chercheuse principale : Joyce Ramsay. Collaborateurs : Hubert Labelle, Isabelle Trop, Jean-Marc Mac-Thiong, Farida Cheriet, Philippe Debanné, Julie Joncas, Isabelle Turgeon et Majolaine Roy-Beaudry

### Liste:

- Protocole de recherche non daté
- Formulaire d'information et de consentement daté du 16 juillet 2012

3175, Côte-Sainte-Catherine  
Montréal (Québec)  
H3T 1C5

## ANNEXE A.2 - APPROBATION ÉTHIQUE CHUM

### Comité d'éthique de la recherche

Édifice Cooper  
3981, boulevard St-Laurent, Mezz 2  
Montréal (Québec) H2W 1Y5

Le 18 septembre 2012

**Dre** Joyce Ramsay  
Orthopédie  
Hôpital Sainte-Justine

**Dre** Isabelle Trop  
Radiologie  
Hôtel-Dieu du CHUM  
Pavillon De Bullion – 6-341

**Objet :** 12.143 – Approbation initiale et finale CÉR

Asymétrie des seins chez les adolescentes présentant une scoliose idiopathique:  
développement et validation d'une méthode de mesure sur topographie surfacique 3D

Chères Docteurs,

J'ai le plaisir de vous informer que le Comité d'éthique de la recherche du CHUM, à sa réunion plénière du 15 août 2012 tenue à Montréal, a évalué le projet mentionné ci-dessus. À cette fin, ont notamment été examinés les documents suivants :

- Lettre de présentation datée du 17 juillet 2012
- Feuille de route à compléter :
  - . *Chercheurs et collaborateurs*
  - . *Financement du projet*
  - . *Utilisation des services cliniques et diagnostiques du CHU Sainte-Justine*
  - . *Sommaire du projet*
  - . *Signatures pour le dépôt du projet – 14 mai 2012*
- Protocole d'entente entre le département de radiologie du CHUM et le département d'orthopédie de l'Hôpital Sainte-Justine – Signée le 13 juillet 2012
- Feuille d'information et de consentement – Principal – Version 16 juillet 2012
- Feuille d'information et de consentement – CHU Sainte-Justine – Banque de données – Version juillet 2012
- Département de radiologie – Formulaire de dépistage pour résonance magnétique – CHUM
- Réponses aux remarques du CÉR CHU Sainte-Justine – 28 juin 2012
- Approbation du projet du Comité scientifique C CHU Sainte-Justine – 06 juin 2012
- Protocole de recherche (sans date de version)



Votre demande a été approuvée à l'unanimité par le Comité d'éthique, mais conditionnellement à ce que les précisions et modifications suivantes soient apportées :

*La seule condition consiste à revoir l'entente de collaboration élaborée entre les deux chercheuses afin qu'elle corresponde aux normes d'un contrat interinstitutionnel. Vous pourrez donc débiter la partie de votre projet qui se déroule au CHUM dès que le contrat, tel que revu par le bureau des affaires juridiques du CHUM aura été signé.*

La présente constitue l'approbation finale, valide pour un an à compter du 18 septembre 2012, date de l'approbation initiale et finale. Je vous rappelle que toute modification au protocole et/ou au formulaire de consentement en cours d'étude, doit être soumise pour approbation du comité d'éthique.

Par ailleurs, je tiens à vous informer que la présente décision a été rendue alors que le quorum était atteint. Aucun des membres présents n'était en situation de conflit d'intérêt.

Cette approbation suppose que vous vous engagez :

1. à respecter la présente décision;
2. à respecter les moyens de suivi continu (cf Statuts et Règlements)
3. à conserver les dossiers de recherche pendant la période requise par les textes réglementaires, suivant la fin du projet, afin permettre leur éventuelle vérification par une instance déléguée par le comité;
4. à respecter les modalités arrêtées au regard du mécanisme d'identification des sujets de recherche dans l'établissement.

Le comité suit les règles de constitution et de fonctionnement de l'Énoncé de Politique des trois Conseils et des Bonnes pratiques cliniques de la CIH.

Pour toute question relative à cette correspondance, veuillez communiquer avec la soussignée à l'adresse courriel suivante : [REDACTED] ou avec sa collaboratrice, par téléphone ou courriel : [REDACTED] – 514 890-8000 poste 14030.

Vous souhaitant la meilleure des chances dans la poursuite de vos travaux, je vous prie d'accepter, Chères Docteures, mes salutations distinguées.

*Original signé par :*

Brigitte St-Pierre  
Conseillère en éthique  
Présidente  
Comité d'éthique de la recherche du CHUM

BSTP/go

## ANNEXE B – ENTENTE INTERINSTITUTIONNELLE

### ENTENTE INTERINSTITUTIONNELLE

Entente Interinstitutionnelle (ci-après désignée « l'Entente ») intervenue le 1<sup>er</sup> juillet 2012 (ci-après désignée la « **Date Effective** ») ;

- ENTRE :** **CENTRE HOSPITALIER UNIVERSITAIRE SAINTE-JUSTINE**, personne morale dûment constituée, régie par la Loi sur les services de santé et les services sociaux, L.R.Q. c S-4.2, ayant sa principale place d'affaires au 3175, Chemin de la Côte-Sainte-Catherine, Montréal (Québec), H3T 1C5, représentée aux fins des présentes par le Dr Guy A. Rouleau, Directeur de la recherche, dûment autorisé tel qu'il l'atteste en signant ;  
(ci-après désigné le « **CHU Sainte-Justine** »)
- ET :** **Dr Stefan Parent**, chercheur ayant des privilèges de recherche au CHU Sainte-Justine ;  
(ci-après désigné le « **Chercheur Principal** »)
- ET :** **CENTRE HOSPITALIER DE L'UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL**, personne morale dûment constituée, régie par la Loi sur les services de santé et les services sociaux, L.R.Q. c S-4.2, ayant sa principale place d'affaires au 3840, rue St-Urbain, Montréal (Québec) H2W 1T8, représentée aux présentes par le Dr Jacques Turgeon, Directeur de la recherche, et par Sylvain Villiard, Directeur général adjoint du CHUM, , dûment autorisé tels qu'il l'atteste en signant ;  
(ci-après désigné le « **CHUM** »)
- ET :** **Dr Isabelle Trop**, chercheur ayant des privilèges de recherche au CHUM, ayant un bureau au 3840, rue St-Urbain, Hôtel-Dieu, Pavillon DeBullion, local 6-341Montréal (Québec) H2W 1T8 ;  
(ci-après désigné le « **Collaborateur** »)

(Le CHU Sainte-Justine, le Chercheur Principal, le CHUM et la Collaborateur sont ci-après individuellement désignés comme une « **Partie** » et collectivement désignés les « **Parties** »)

**ATTENDU QUE** le Chercheur Principal est le titulaire de la chaire académique du CHU Sainte-Justine sur les déformations de la colonne vertébrale et qu'il souhaite consacrer des fonds de cette chaire pour les fins d'une étude intitulée « *Asymétrie mammaire chez les adolescentes présentant une scoliose idiopathique : Développement et validation d'une méthode de mesure sur topographie surfacique 3D* » (ci-après désigné l'« **Étude** ») ;

**ATTENDU QUE** le Chercheur Principal et le CHU Sainte-Justine souhaitent obtenir la collaboration du CHUM et du Collaborateur afin que des examens en imagerie par résonnance magnétique soient effectués auprès de certains sujets de recherche sous la supervision du Collaborateur au CHUM, le tout étant décrit de façon complète à l'annexe 1 (ci-après désignés les « **Travaux de collaboration** ») ;

**ATTENDU QUE** l'Étude sera dûment approuvée par le Comité d'éthique de la recherche (le « **CÉR** ») du CHU Sainte-Justine et le CÉR du CHUM avant sa mise en œuvre ;

**ATTENDU QUE** le CHUM et le Collaborateur ont répondu positivement à la proposition du CHU Sainte-Justine et du Chercheur Principal de collaborer à l'Étude ;

**ATTENDU QUE** les Parties désirent définir dans cette Entente les conditions, ainsi que leurs obligations et rôles respectifs, dans le cadre de l'Étude.

**LES PARTIES CONVIENNENT DE CE QUI SUIT :**



## LES PARTIES CONVIENNENT DE CE QUI SUIT :

### ARTICLE 1 – MODALITÉS DE LA COLLABORATION

- 1.1 Le Chercheur Principal a conçu l'Étude et aura conséquemment la responsabilité de tous ses aspects comprenant, mais sans limiter la généralité de ce qui précède, sa conduite et son protocole. Le Chercheur Principal obtiendra, et s'engage à maintenir, toutes les approbations du protocole exigées par le CER du CHU Sainte-Justine.
- 1.2 Les Parties mèneront l'Étude conformément aux lois, règlements et lignes directrices applicables, incluant les directives applicables des IRSC, régissant la recherche impliquant des sujets humains.
- 1.3 Les Parties conviennent et s'engagent à respecter les lois et règlements applicables relativement à la protection des renseignements personnels des sujets participants à l'Étude (ci-après désignés les « **Sujets de recherche** ») et dont les dits renseignements personnels seront utilisés dans la réalisation des Travaux de collaboration, incluant les dispositions pertinentes de la *Loi sur l'accès aux documents des organismes publics et sur la protection des renseignements personnels*, L.R.Q., c. A-2.1.
- 1.4 Sans limiter ce qui précède, le CHUM et le Collaborateur seront responsables des obligations et responsabilités suivantes :
  - 1.4.1 Le Collaborateur s'engage à obtenir toute approbation administrative requise par le CHUM, et, l'approbation du CER du CHUM, pour sa participation à l'Étude ;
  - 1.4.2 Le Collaborateur et le CHUM s'engage à mener les Travaux de collaboration de façon diligente et conforme aux normes reconnues en pareille matière ;
  - 1.4.3 Le Collaborateur s'engage à s'assurer que chaque membre de son personnel de recherche participant à la réalisation des Travaux de collaboration, soit bien informé des spécificités de l'Étude, et que lesdits membres du personnels soient tenus à des obligations de confidentialité au moins aussi exigeantes que celles prévues à la présente entente ;
  - 1.4.4 Le Collaborateur s'engage à conserver tous les documents de l'Étude, qu'il s'agisse de documents en production ou de documents complétés en attente d'être collectés par le Chercheur Principal, dans une filière fermée sous clef, localisée dans un bureau du Collaborateur et fermé sous clef ;
  - 1.4.5 Le Collaborateur s'engage à ne rendre accessible les informations personnelles des Sujets de recherche qu'aux membres de son personnel de recherche autorisé ayant un besoin légitime d'y avoir accès pour les fins des Travaux de collaboration.

### ARTICLE 2 – DURÉE DE L'ENTENTE

- 2.1 L'Entente entre en vigueur la Date Effective, sans égard à la date de sa signature, et prendra fin quand les Travaux de collaboration seront achevés, ou quand l'Entente sera résiliée conformément à l'article 8.

### ARTICLE 3 – RÉTRIBUTION ET MODALITÉS DE PAIEMENT

- 3.1 En contrepartie de la collaboration du CHUM et du Collaborateur à la réalisation des Travaux de collaboration en lien avec la conduite de l'Étude, le CHU Sainte-Justine consent à rétribuer le CHUM la somme de trois cent dollars canadiens (\$300,00) par examen en imagerie par

résonnance magnétique dûment effectué. Toutes autres dépenses relatives à l'étude devront être préalablement autorisées par écrit par le chercheur principal.

- 3.2 Comme condition de paiement, le CHUM ou le Collaborateur fera parvenir au CHU Sainte-Justine des factures détaillées faisant état des travaux au minimum à tous les six (6) mois, et au maximum à tous les trois (3) mois. Lesdites factures seront envoyées à l'attention de :

CHU Sainte-Justine  
a/s Mme Pascale Barrette-Brisson, pièce A-723  
3175, Chemin de la Côte-Sainte-Catherine  
Montréal, Québec  
H3T 1C5

- 3.2 La rémunération de la réalisation des Travaux de collaboration fait l'objet de chèques émis par le CHU Sainte-Justine à l'ordre du CHUM et est acheminé à l'adresse suivante :

Hôtel-Dieu:  
CHUM – Centre de recherche de l'Hôtel-Dieu  
A/S Administration de la recherche  
3850, rue Saint-Urbain, Porte 8-114  
Montréal, Québec H2W 1T7  
(Réf. : Projet du Dr Isabelle Trop – CE12.143)  
TPS : N/A  
TVQ : N/A

#### ARTICLE 4 – CONFIDENTIALITÉ

- 4.1 *Renseignements Confidentiels des Parties.* Tous les renseignements fournis par une Partie (ci-après la « **Première partie** ») à une autre Partie (ci-après la « **Seconde partie** ») en ce qui concerne l'Étude, notamment des renseignements produits du fait de l'Étude, doivent être traités comme des Renseignements Confidentiels appartenant à la Première partie. Les renseignements ne doivent pas être considérés comme des Renseignements Confidentiels appartenant à la Première partie dans un des cas suivants :
- la Seconde partie les avaient dûment en sa possession avant qu'ils leur aient été communiqués, comme en attestent des documents écrits;
  - ils se trouvaient dans le domaine public avant la date de communication à la Seconde partie;
  - ils sont entrés dans le domaine public par voie de publication ou autrement, sauf du fait d'un acte non autorisé ou d'une omission de la part de la Seconde partie;
  - ils ont été élaborés indépendamment par la Seconde partie sans renvoi aux Renseignements Confidentiels comme ils sont définis aux présentes.
- 4.2 *Utilisation des Renseignements Confidentiels.* Sauf comme ils sont autorisés en vertu de la présente Entente, les Parties ne communiqueront à aucun tiers les Renseignements Confidentiels. Les Parties protégeront tous les Renseignements Confidentiels au moins de la même façon que leurs propres renseignements confidentiels, et en aucun cas les Parties ne cesseront d'exercer une diligence raisonnable.
- 4.3 Les obligations du présent article 4 demeurent en vigueur à la résiliation ou à l'expiration de la présente Entente pour une période de cinq (5) ans.



**4.4 Exclusions.** Les Renseignements Confidentiels sont exclus de l'obligation de confidentialité susmentionnée dans l'un des cas suivants :

- a) ils doivent être raisonnablement communiqués aux organismes de réglementation ou doivent être communiqués en vertu d'une loi ou d'un règlement, auquel cas les Parties s'engagent à aviser les autres Parties de cette exigence de communication et leur donnent la possibilité de faire des commentaires;
- b) ils doivent être communiqués aux Sujets de recherche de l'Étude (ou à tout représentant légitime de ceux-ci) de façon à obtenir et à maintenir le consentement éclairé ou dans la mesure où les renseignements se rapportent à leur santé et à leur sécurité;
- c) ils doivent être raisonnablement communiqués au comité de direction, le cas échéant, ou à l'un des CERs qui examine le protocole.

#### **ARTICLE 5 – DIVULGATION ET DROITS DE PUBLICATION**

**5.1** Il est de l'intention de toutes les Parties que les résultats obtenus pendant la réalisation des Services en lien avec la conduite de l'Étude soient ponctuellement publiés dans une littérature scientifique avec la reconnaissance du Chercheur principal, du Collaborateur, de tout autre collaborateur et du soutien financier.

**5.2** Pour tout projet de divulgation ou de publication ayant trait à la réalisation des Services décrits à la présente Entente, les Parties conviennent de reconnaître la contribution du Chercheur principal, du Collaborateur et de tout autre collaborateur selon les normes du *International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE)* publiées dans l'article intitulé "*Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals: Writing and Editing for Biomedical Publication (Updated October 2008)*" et disponibles au [www.icmje.org](http://www.icmje.org). La divulgation comprend les articles, les séminaires et les autres présentations orales ou écrites y compris par tout moyen électronique.

**5.3** Les Parties conviennent que la première divulgation des résultats de l'Étude devra être élaborée sous la direction du Chercheur principal. Si aucun manuscrit élaboré sous la direction du Chercheur principal n'est soumis pour publication dans les 12 mois suivant la fin de l'Étude, ou si le Chercheur principal confirme par écrit qu'il entend ne pas publier les résultats de l'Étude, le Collaborateur peut publier les résultats aux conditions suivantes :

- a) Tout projet de diffusion ou de publication du CHUM ou du Collaborateur ayant trait à la réalisation des Services en lien avec la conduite de l'Étude doit être soumis au préalable au Chercheur principal.
- b) Tout projet de diffusion ou de publication doit être soumis au moins trente (30) jours avant sa présentation publique ou la soumission, auprès d'un éditeur, d'un manuscrit pour publication.
- c) Le Chercheur principal aura la possibilité de soumettre ses commentaires relatifs au projet de publication dans les quinze (15) jours suivant la réception du projet.
- d) Tout projet de diffusion ou de publication du Collaborateur relatif à la réalisation des Services doit faire état de la contribution de Stefan Parent à titre de Chercheur principal, et de celle des autres collaborateurs.

#### **ARTICLE 6 – REPRÉSENTATIONS ET GARANTIES**

Chaque Partie représente et garantit :

- a) qu'elle n'est sujette à aucun accord, politique, financement, arrangement ou autre contrainte qui l'empêcherait de respecter ses engagements aux termes de cette Entente;



- b) qu'elle s'engage à ne pas entamer quelque entente qui l'empêcherait de respecter ses engagements aux termes de cette Entente;
- c) que l'exécution de cette Entente a été autorisée par ses instances administratives nécessaires et qu'elle constitue un engagement valide et obligatoire.

#### **ARTICLE 7 - INDEMNISATION**

Les Parties acceptent d'assumer leurs propres responsabilités et d'avoir recours à leurs programmes respectifs d'assurance responsabilité institutionnelle et professionnelle, selon le cas, pour les tenir indemnes de toute réclamation pour pertes, dommages ou dépenses, incluant les honoraires extrajudiciaires raisonnables d'avocats, qu'elles pourraient subir suite à toute réclamation, demande, frais ou jugement fait ou institué contre elles pour lésions personnelles (incluant le décès) ou dommages causés dans la réalisation des Travaux de collaboration, sous réserve que telles pertes, dommages ou dépenses n'aient découlé d'omissions ou de négligences d'une autre (d'autres) Partie(s).

#### **ARTICLE 8 – RÉSILIATION**

Toute Partie peut se retirer de la présente Entente par envoi d'un préavis écrit de trente (30) jours signifié aux autres Parties aux présentes. Dans le cas du retrait du CHUM et du Collaborateur de l'Entente, l'ensemble des travaux en cours de réalisation devra être remis au Chercheur Principal à l'expiration du délai de trente (30) jours.

#### **ARTICLE 9 – AVIS**

Les avis requis en vertu de cette Entente seront transmis par courrier recommandé ou livraison en main propre avec accusé réception à la personne et à l'adresse indiquées ci-dessous, à moins d'un changement d'adresse écrit. Tout avis émis par la poste est réputé reçu le troisième jour après sa mise à la poste, sauf s'il y a interruption des services postaux. Dans le cas d'une transmission par télécopieur, l'avis sera considéré avoir été reçu la journée de l'envoi. Les coordonnées des Parties sont les suivantes :

*Destinataire : CHU Sainte-Justine*  
Sylvie Cossette, CA  
Adjoint au directeur, administration  
CHU Sainte-Justine, bureau A-937  
3175, Chemin de la Côte-Sainte-Catherine  
Montréal (Québec) H3T 1C5  
N° de télécopieur : (514) 345-4698

*Destinataire : Chercheur Principal*  
Stefan Parent  
CHU Sainte-Justine, bureau 7904  
3175, Chemin de la Côte-Sainte-Catherine  
Montréal (Québec) H3T 1C5  
N° de télécopieur : (514) 345-4755

*Destinataire : CHUM*  
Jacques Turgeon  
CHUM – Centre de Recherche  
Directeur de la recherche du CHUM

Pavillon Masson, porte 8-107  
3850, rue St-Urbain  
Montréal, (Québec) H2W 1T7  
No de télécopieur : (514) 412-7186

*Destinataire : Collaborateur*

*Isabelle Trop*  
CHUM – Hôtel-Dieu  
Pavillon DeBullion, porte 6-341  
3840, rue St-Urbain  
Montréal, (Québec) H2W 1T8

#### **ARTICLE 10 – DISPOSITIONS FINALES**

- 10.1** Tous les termes et conditions relatifs à cette Entente sont contenus dans la présente Entente et ils annulent et remplacent toute entente antérieure, notamment le protocole d'entente signée par le Chercheur principal le 13 juillet 2012 et par le Collaborateur le 17 juillet 2012. Toute modification à cette Entente devra être convenue par écrit entre les Parties.
- 10.2** En cas de contradiction entre les clauses de cette Entente, les annexes et les documents afférents à cette Entente, les clauses de cette Entente prévalent.
- 10.3** Cette Entente sera interprétée et régie conformément aux lois de la Province de Québec et aux lois du gouvernement du Canada qui y sont applicables.
- 10.4** Les Parties reconnaissent par les présentes la compétence exclusive et préférentielle des tribunaux de la province du Québec, au Canada, pour entendre quelque plainte, demande, réclamation ou cause d'action que ce soit découlant de cette Entente. Par les présentes, chacune des Parties convient, le cas échéant, d'engager toute procédure judiciaire de ce type exclusivement devant un tribunal de la province du Québec, au Canada, et s'en remet de façon irrévocable à la compétence exclusive des tribunaux de cette province.
- 10.5** *Force majeure.* Les Parties ne peuvent être tenues responsables de tout défaut ou retard d'exécution causé par des circonstances indépendantes de leur volonté, ce qui comprend, sans toutefois s'y limiter, les désastres naturels, les incendies, les conflits de travail, etc.
- 10.6** Les annexes de cette Entente et ce qui y est inclus par renvoi en fait partie intégrante.
- 10.7** Les parties aux présentes conviennent que ce document soit rédigé en français. *The parties hereto agree that this document be drawn up in French.*
- 10.8** Cette Entente lie les Parties et leurs ayants droit et représentants légaux.



*Cet espace a été volontairement laissé en blanc par les Parties.*

*Les signatures se trouvent sur la page suivante.*

EN FOI DE QUOI les Parties ont signé.

**CHU SAINTE-JUSTINE**

[Redacted]  
Dr Guy A. Rouleau  
Directeur de la recherche

25/09/2012  
Date jour / mois / année

**CHERCHEUR PRINCIPAL**

[Redacted]  
Stefan Parent  
Chercheur, CHU Sainte-Justine

03/10/2012  
Date jour / mois / année

**CHUM**

[Redacted]  
Jacques Turgeon  
Directeur de la recherche

15 oct 2012  
Date jour / mois / année

**COLLABORATEUR**

[Redacted]  
Isabelle Trop  
Chercheur, CHUM

16/10/2012  
Date jour / mois / année

[Redacted]  
Sylvain Villiard  
Directeur général adjoint - CHUM

Date : 31 oct 2012



## ANNEXE 1


### ÉTENDUE DES TRAVAUX DE COLLABORATION

Les Travaux de collaboration consistent en ce qui suit :


1. La participation du CHUM et du Collaborateur consistera à fournir du temps machine en résonance magnétique pour une cohorte de patientes estimée à environ 30 jeunes femmes. Le temps moyen d'examen est estimé à 15 minutes et ne requiert pas d'injection de produit de contraste.
2. L'équipement utilisé sera l'appareil Philips de 1.5 tesla avec l'antenne Mammotrak 16 canaux à l'Hôtel-Dieu de Montréal.
3. L'équipe se présente au département de radiologie, secteur IRM. La personne ressource au département est M Pascal Baron, coordonnateur technique, qui peut être rejoint au 514 890-8000 poste 14361, ou par courriel ([pascal.baron.chum@sss.qouv.qc.ca](mailto:pascal.baron.chum@sss.qouv.qc.ca))
4. La gestion des rendez-vous se fera directement avec le technologue désigné, M Pascal Baron. La requête radiologique doit être reçue par le technologue le jour de l'expérimentation, ainsi que le formulaire signé de contre-indications à l'IRM.
5. Le département de radiologie du CHUM fournira le personnel et le matériel nécessaire à l'exécution de l'examen. Afin de sécuriser les équipements du CHUM, toute séquence nouvelle devra être validée par Guillaume Gilbert PhD, physicien.
6. Le Collaborateur fera parvenir au Chercheur principal un CD de chaque examen faisant état de la réalisation des séquences IRM pour l'évaluation du volume mammaire et de la cage thoracique. Lorsque souhaité, la console Philips de traitement des données sera disponible aux chercheurs pour le post- traitement, selon l'activité clinique. Le temps moyen prévu de chaque examen sera de l'ordre de 15 minutes.
7. Le nombre de séances sera déterminé selon le rythme de recrutement et les capacités d'accueil de l'unité IRM.
8. La grille horaire doit être établie un mois à l'avance et communiquée à Monsieur Pascal Baron qui fera le lien avec le gestionnaire de garde advenant un bris d'équipement durant la période convenue.




# ANNEXE C – FEUILLE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT



CHU Sainte-Justine  
Le centre hospitalier  
universitaire mère-enfant  
Pour l'amour des enfants



Université de Montréal



## Feuille d'information et de consentement

### 1. Identification du projet :

**Asymétrie mammaire chez les adolescentes présentant une scoliose idiopathique : Développement et validation d'une méthode de mesure sur topographie surfacique 3D.**

### 2. Nom des chercheurs et collaborateurs :

Dre Joyce Ramsay<sup>1</sup>  
Dr Stefan Parent Ph.D<sup>1</sup>  
Dr Hubert Labelle<sup>1</sup>  
Farida Cheriet Ph.D<sup>2</sup>  
Dr Jean-Marc Mac-Thiong<sup>1</sup>  
Dre Isabelle Trop<sup>3</sup>  
Julie Joncas Inf. B.Sc<sup>1</sup>  
Marjolaine Roy-Beaudry M.Sc<sup>1</sup>  
Isabelle Turgeon B.Sc<sup>1</sup>

*1 Centre de Recherche CHU-Hôpital Sainte-Justine  
2 Centre de Recherche LIV3, École Polytechnique de Montréal  
3 Centre de Recherche CHUM-Hôtel-Dieu de Montréal*

### 3. Ce projet est financé par :

Chaire Académique du CHU Ste-Justine sur les déformations de la colonne vertébrale.

### 4. Invitation à participer à un projet de recherche

L'URCO (Unité de recherche clinique en orthopédie) participe à des protocoles de recherche dans le but d'améliorer les traitements chez les enfants souffrant de déformation rachidienne. Nous sollicitons aujourd'hui la participation de votre enfant. À cet effet, nous vous invitons à lire le présent document afin de décider si vous êtes intéressé à ce que votre enfant participe à la dite étude.

### 5. Nature du projet :

Votre enfant souffre d'une scoliose idiopathique de l'adolescence qui est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Afin de répondre à une inquiétude fréquente de nos patientes en clinique, celle de l'asymétrie de leurs seins, nous désirons, par la présente étude, développer et valider une méthode de mesure de volume mammaire. La validation, à l'aide de la résonance magnétique, nous permettra de s'assurer de la précision de nos résultats obtenus sur la topographie surfacique 3D. Il demeure incertain dans la littérature si l'asymétrie mammaire est plus fréquente chez les scoliotiques. De plus, très peu d'études ont évalué la relation entre la scoliose et l'asymétrie mammaire. Les données recueillies favoriseront le développement d'un outil clinique standardisé pour l'évaluation de la déformation thoracique antérieure. L'amélioration de notre compréhension de l'asymétrie

16 juillet 2012 - 1 -



mammaire et de sa relation avec la déformation du rachis pourra dans le futur modifier notre approche chirurgicale.

#### **6. Comment se déroulera le projet**

La participation à cette étude implique une imagerie par résonance magnétique (IRM) de votre cage thoracique incluant vos seins. L'examen IRM aura lieu au CHUM-Hôtel-Dieu de Montréal et durera approximativement 5 minutes. Avant l'examen, vous devrez répondre à un questionnaire standard. Le but de ce questionnaire est de s'assurer que vous pouvez entrer dans l'IRM de façon sécuritaire. Si vous avez du métal dans votre corps ou avez subi un trauma qui aurait pu causer des fragments de métal, vous devrez possiblement effectuer un rayon X de la région impliquée avant de participer à l'étude. Il sera donc primordial de retirer tout objet métallique (chaîne, boucles d'oreilles, piercing,...) avant l'examen.

Pour débiter l'examen, vous devrez vous étendre sur le ventre sur une table rembourrée avec deux ouvertures prévues pour accommoder vos seins. La table sera ensuite déplacée au centre de l'IRM, qui ressemble à un long tube étroit. Même si ce tube est ouvert, certaines personnes peuvent se sentir confinées dans de petits espaces. Si cela vous incommodé, n'hésitez pas à en informer le personnel. Vous pouvez mettre fin à cette étude n'importe quand. L'IRM utilise des champs magnétiques pour prendre des images et c'est normal que cela produise des bruits forts. Pour votre confort, nous vous proposerons de porter des bouchons ou des écouteurs durant l'examen. Le personnel de l'IRM sera capable de vous voir, de vous entendre et de vous parler durant toute la durée de votre examen. Il pourra vous demander des instructions simples telles maintenir votre position ou retenir votre souffle. Cet examen requiert habituellement de demeurer complètement immobile durant l'acquisition des images. Aucune radiation ionisante n'est émise lors de l'IRM. Dans le cadre de ce projet de recherche, aucun produit de contraste ne sera nécessaire. Les informations de la banque de données sur le suivi orthopédique des patients atteints d'une déformation rachidienne seront utilisées.

#### **7. Quels sont les avantages et bénéfices?**

Il n'y a pas de bénéfice direct pour la participante. Votre participation permettra par contre, d'améliorer les connaissances et éventuellement le traitement de patientes atteints de déformation rachidienne.

#### **8. Quels sont les inconvénients et les risques?**

Les effets des champs magnétiques ont été étudiés de façon extensive et il n'y a aucun risque connu associé à l'examen IRM. Vous pouvez, par contre, être incommodé par le sentiment de confinement (claustrophobie) et par le bruit émis par les champs magnétiques durant la procédure. Vous ne pourrez pas participer à cette étude si vous êtes porteuse d'un stimulateur cardiaque (pacemaker), d'un défibrillateur ou de certains implants électroniques ou métalliques. Il est essentiel de nous aviser si vous avez déjà eu une chirurgie cérébrale, cardiaque ou si vous avez des implants médicaux ou métalliques ou autre métal, tel du métal dans vos yeux. Il n'y a pas de risques connus associés à avoir un examen IRM sans contraste lorsqu'enceinte. Le coût de l'examen IRM est couvert par cette étude.

#### **9. Y a-t-il d'autres options possibles?**

Vous pouvez refuser de participer au projet de recherche. D'autres projets portant sur les déformations rachidiennes pourraient vous être proposés.





**10. Dans quels cas l'étude peut-elle être suspendue?**

Les chercheurs pourraient vous retirer du projet de recherche si votre dossier clinique et/ou radiologique ne renferme pas toutes les données nécessaires.

**11. Comment la confidentialité est-elle assurée?**

Toute l'information recueillie au sujet de votre enfant pour ce projet de recherche sera confidentielle, à moins d'une autorisation de votre part ou d'une exception de la loi. Pour ce faire, les données recueillies seront uniquement identifiées par un code. Ce code permettra de lier votre identité aux données de recherche mais le décodage ne pourra se faire que par le chercheur principal ou par une personne déléguée par ce dernier. Les données seront conservées en format CD, sous clé, dans le bureau des assistantes de recherche de l'URCO, sous la responsabilité de Stefan Parent, pour une durée de 25 ans. Le comité d'éthique à la recherche aura accès à ces données. Par ailleurs, les résultats issus de cette recherche pourront être publiés ou communiqués dans un congrès scientifique mais aucune information pouvant identifier votre enfant ne sera alors dévoilée.

**12. Responsabilité des chercheurs**

En signant ce formulaire de consentement, vous ne renoncez à aucun de vos droits prévus par la loi. De plus, vous ne libérez pas les investigateurs de leur responsabilité légale et professionnelle advenant une situation qui vous causerait préjudice.

**13. Y a-t-il une compensation prévue pour vos dépenses et inconvénients?**

Nous prévoyons une compensation monétaire de \$25 par patiente afin de couvrir les frais de déplacement supplémentaire et de stationnement reliés à cette étude.

**14. Liberté de participation**

La participation de votre enfant à l'étude est libre et volontaire. Toute nouvelle connaissance susceptible de remettre en question votre participation vous sera communiquée. Vous pouvez retirer votre enfant de l'étude en tout temps. En cas de retrait les données non encore analysées seront détruites. Quelle que soit votre décision, cela n'affectera pas la qualité des services de santé qui lui sont offerts.

**15. En cas de questions ou de difficultés, avec qui peut-on communiquer?**

Pour plus d'information concernant cette recherche, contacter Julie Joncas ou Marjolaine Roy-Beaudry, responsables de cette étude du CHU Sainte-Justine au (514) 345-4931 poste 4097 et 5870 respectivement.

Pour tout renseignement sur vos droits à titre de participant à ce projet de recherche, vous pouvez contacter le commissaire local aux plaintes et à la qualité des services du CHU Sainte-Justine au (514) 345-4749.



**Asymétrie mammaire chez les adolescentes présentant une scoliose idiopathique : Développement et validation d'une méthode de mesure topographique surfacique 3D.**



**17. Consentement et assentiment**

On m'a expliqué la nature et le déroulement de ce projet de recherche. J'ai pris connaissance du formulaire de consentement et on m'en a remis un exemplaire. J'ai eu l'occasion de poser des questions auxquelles on a répondu à ma satisfaction. Après réflexion, j'accepte que mon enfant participe à ce projet de recherche. J'autorise l'équipe de recherche à consulter mon dossier médical (18 ans et plus) ou celui de mon enfant pour obtenir les informations pertinentes à ce projet.

|                                      |           |       |
|--------------------------------------|-----------|-------|
| _____                                | _____     | _____ |
| Nom de l'enfant (lettres<br>moulées) | Signature | Date  |

Assentiment verbal de l'enfant incapable de signer mais capable de comprendre la nature de ce projet : oui    non

|   |           |       |
|---|-----------|-------|
| _____   | _____     | _____ |
| Nom de la participante de 18<br>ans et plus (lettres moulées) | Signature | Date  |

|                                    |           |       |
|------------------------------------|-----------|-------|
| _____                              | _____     | _____ |
| Nom du parent (lettres<br>moulées) | Signature | Date  |

J'ai expliqué au participant et/ou à son parent/tuteur tous les aspects pertinents de la recherche et j'ai répondu aux questions qu'ils m'ont posées. Je leur ai indiqué que la participation au projet de recherche est libre et volontaire et que la participation peut être cessée en tout temps.

|   |           |       |
|---|-----------|-------|
| _____   | _____     | _____ |
| Nom de la personne qui a<br>obtenu le consentement<br>(lettres moulées) | Signature | Date  |

# ANNEXE D – QUESTIONNAIRE IRM



## DÉPARTEMENT DE RADIOLOGIE

### FORMULAIRE DE DÉPISTAGE POUR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE

Certains objets métalliques peuvent interagir avec le puissant champ magnétique utilisé lors de cet examen. Pour la sécurité du patient et pour assurer une étude optimale, il est essentiel que ce questionnaire soit rempli par le patient, puis annexé à la demande d'examen.

SVP complétez et rappez ce questionnaire le jour de votre rendez-vous car il doit être vérifié avec vous et la technologue.

1. Avez-vous déjà été : machiniste, soudeur, opérateur de  
machinerie lourde ou travailleur de métal ? Oui \_\_\_ Non \_\_\_

2. Avez-vous déjà été : blessé(e) au visage ou aux yeux par un  
morceau de métal ? (éclats métalliques,  
blessure par balle ou plomb) Oui \_\_\_ Non \_\_\_

Si oui, décrivez : \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

3. A-t-on déjà retiré un éclat de métal de vos yeux ? Oui \_\_\_ Non \_\_\_  
Si oui, veuillez communiquer avec  
nous au 890-8000 :  
poste 14429 (Hôtel-Dieu)  
poste 23795 (Notre-Dame)  
poste 35614 (Saint-Luc)

4. Avez-vous déjà été blessé(e) au corps par un morceau de métal ?  
(explosion, blessure par balle, accident de travail ou de la route,  
blessure de guerre) Oui \_\_\_ Non \_\_\_

Si oui, décrivez : \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

5. Êtes-vous enceinte ou croyez-vous l'être ? Oui \_\_\_ Non \_\_\_

6. Est-ce que vous allaitez ? Oui \_\_\_ Non \_\_\_

7. Êtes-vous claustrophobe ? Oui \_\_\_ Non \_\_\_

8. Avez-vous déjà subi un examen en résonance magnétique ? Oui \_\_\_ Non \_\_\_

9. Quel est votre poids ? \_\_\_\_\_ , votre taille ? \_\_\_\_\_

Verso →



10. Avez-vous déjà été opéré(e) ? (Indiquez le type et la date approximative de l'opération) :

- \* Tête \_\_\_\_\_ Oui \_\_\_ Non \_\_\_
- \* Thorax \_\_\_\_\_ Oui \_\_\_ Non \_\_\_
- \* Abdomen \_\_\_\_\_ Oui \_\_\_ Non \_\_\_
- \* Colonne \_\_\_\_\_ Oui \_\_\_ Non \_\_\_
- \* Extrémités \_\_\_\_\_ Oui \_\_\_ Non \_\_\_
- \* Autres (spécifiez) \_\_\_\_\_ Oui \_\_\_ Non \_\_\_

11. Avez-vous des allergies médicamenteuses ? Oui \_\_\_ Non \_\_\_  
Si oui, indiquez les médicaments \_\_\_\_\_

12. Avez-vous déjà fait une réaction allergique à un produit de contraste utilisé en résonance magnétique ou Ct Scan ? Oui \_\_\_ Non \_\_\_

13. Êtes-vous porteur ? (SVP encerclez)

|   |   |
|---|---|
| * Cardiacostimulateur cardiaque (pacemaker, défibrillateur)<br>OUI NON                        | * Implants orthopédiques (plaques, vis, prothèse, clou, intramédullaire)<br>OUI NON |
| * Électrodes épicaudiques<br>OUI NON  | * Membres artificiels<br>OUI NON  |
| * Clip sur un anévrisme cérébral<br>OUI NON   | * Maquillage permanent<br>OUI NON   |
| * Implant cochléaire<br>OUI NON   | * Tatouage(s)<br>OUI NON  |
| * Neurostimulateur ou stimulateur électrique pour les os<br>OUI NON                           | * Perçage « Body Piercing »<br>OUI NON  |
| * Prothèse valvulaire cardiaque<br>OUI NON  | * Implants magnétiques<br>OUI NON   |
| * Corps étranger métallique (balles, plombs, fragments d'obus, éclats métalliques)<br>OUI NON | * Diaphragme, stérilet<br>OUI NON   |
| * Pompe à insuline implantée<br>OUI NON   | * Dentier (appareils d'orthodontie)<br>OUI NON                                      |
| * Filtre, cathéter dans un vaisseau sanguin<br>OUI NON  | * Timbre transdermique (Patch)<br>OUI NON   |
|   | * Appareil auditif<br>OUI NON   |

Si vous avez répondu affirmativement à une ou plusieurs de ces questions, SVP décrivez :

---

---

---

J'ai pris connaissance du questionnaire ci-dessus. On a répondu de façon satisfaisante à toutes mes questions concernant cet examen.

Je consens à l'examen par résonance magnétique.

\_\_\_\_\_  
Signature du patient

\_\_\_\_\_  
Date

## ANNEXE E – QUESTIONNAIRE TAASQ

| <p><b>Scoliose idiopathique de l'adolescence –<br/>Questionnaire TAASQ</b></p> <p><i>Directives: Ce questionnaire porte sur votre perception de l'apparence de l'avant de votre corps. Veuillez répondre à chacune des questions suivantes en indiquant le choix qui correspond le mieux à ce que vous pensez. Il est important que vous répondiez à ces questions par vous-même.</i></p>  |                          |                          |                          |                          |                          |               |                       |                          |                          |                          |                          |                          |       |                          |                          |                          |                          |                          |                                       |                          |                          |                          |                          |                          |         |                          |                          |                          |                          |                          |        |                          |                          |                          |                          |                          |  |
|--|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|---------------|-----------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|-------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|---------------------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|---------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--|
| <p>1. Comment qualifiez-vous votre apparence lorsque habillée?</p> <p><input type="checkbox"/> Très mauvaise    <input type="checkbox"/> Bonne<br/> <input type="checkbox"/> Mauvaise        <input type="checkbox"/> Très bonne<br/> <input type="checkbox"/> Passable</p> <p>2. Comment percevez-vous l'apparence des parties suivantes de votre corps, lorsque habillée ?</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 15%;"></th> <th style="width: 10%; text-align: center;">Très<br/>mauvaise</th> <th style="width: 10%; text-align: center;">Mauvaise</th> <th style="width: 10%; text-align: center;">Passable</th> <th style="width: 10%; text-align: center;">Bonne</th> <th style="width: 10%; text-align: center;">Très<br/>bonne</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Tronc (vu d'en avant)</td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>Seins</td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>Proéminence des côtes (vu d'en avant)</td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>Hanches</td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>Taille</td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> </tr> </tbody> </table> <p>3. Comment percevez-vous l'apparence du devant de votre tronc, sans vêtement ?</p> <p><input type="checkbox"/> Très mauvaise    <input type="checkbox"/> Bonne<br/> <input type="checkbox"/> Mauvaise        <input type="checkbox"/> Très bonne<br/> <input type="checkbox"/> Passable</p> <p>4. Comment qualifieriez-vous vos seins dans les catégories suivantes ?</p> <p><b>Grosueur</b>    <input type="checkbox"/> Très différents    <input type="checkbox"/> Assez différents<br/> <input type="checkbox"/> Un peu différents    <input type="checkbox"/> Presque semblables    <input type="checkbox"/> Très semblables<br/> <b>Forme</b>    <input type="checkbox"/> Très différents    <input type="checkbox"/> Assez différents<br/> <input type="checkbox"/> Un peu différents    <input type="checkbox"/> Presque semblables    <input type="checkbox"/> Très semblables<br/> <b>Position</b>    <input type="checkbox"/> Très différents    <input type="checkbox"/> Assez différents<br/> <input type="checkbox"/> Un peu différents    <input type="checkbox"/> Presque semblables    <input type="checkbox"/> Très semblables</p> <p>SVP Décrivez ce qui vous a fait choisir autre chose que <b>Très semblables</b> à propos de la grosseur, forme et position de vos seins</p> <hr/> <hr/> |                          | Très<br>mauvaise         | Mauvaise                 | Passable                 | Bonne                    | Très<br>bonne | Tronc (vu d'en avant) | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | Seins | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | Proéminence des côtes (vu d'en avant) | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | Hanches | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | Taille | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <p>7. À quel point avez-vous changé vos activités de tous les jours à cause de l'apparence du devant de votre tronc?</p> <p><input type="checkbox"/> Aucunement<br/> <input type="checkbox"/> Légèrement<br/> <input type="checkbox"/> Moyennement<br/> <input type="checkbox"/> Modérément<br/> <input type="checkbox"/> Sévèrement</p> <p>Quels changements avez-vous dû faire dans vos activités de tous les jours à cause de l'apparence du devant de votre tronc ? SVP spécifiez quelles parties de votre corps vous ont motivé à faire ces changements.</p> <hr/> <hr/> <p>8. Quand vous choisissez les vêtements que vous allez porter, est-ce que vous ...</p> <p>Évitez certains types de vêtements ?</p> <p><input type="checkbox"/> Jamais            <input type="checkbox"/> Souvent<br/> <input type="checkbox"/> Rarement        <input type="checkbox"/> Très souvent<br/> <input type="checkbox"/> Parfois</p> <p>Évitez certains types de sous-vêtements (soutien-gorge et culotte) ?</p> <p><input type="checkbox"/> Jamais            <input type="checkbox"/> Souvent<br/> <input type="checkbox"/> Rarement        <input type="checkbox"/> Très souvent<br/> <input type="checkbox"/> Parfois</p> <p>Évitez certains types de maillots de bain ?</p> <p><input type="checkbox"/> Jamais            <input type="checkbox"/> Souvent<br/> <input type="checkbox"/> Rarement        <input type="checkbox"/> Très souvent<br/> <input type="checkbox"/> Parfois</p> <p>Évitez tout autre type de vêtement ?</p> <hr/> <hr/> <p>9. Portez-vous certains types de vêtements pour cacher la forme de votre corps?</p> <p><input type="checkbox"/> Jamais<br/> <input type="checkbox"/> Rarement<br/> <input type="checkbox"/> Parfois<br/> <input type="checkbox"/> Souvent<br/> <input type="checkbox"/> Très souvent</p> <p>Si vous portez certains types de vêtements pour cacher votre corps, quels parties de votre corps essayez-vous de cacher?</p> <hr/> <hr/> <p>10. Quand vous pensez à l'apparence du devant de votre tronc, vous sentez-vous différente des autres filles?</p> <p><input type="checkbox"/> Aucunement<br/> <input type="checkbox"/> Légèrement<br/> <input type="checkbox"/> Moyennement<br/> <input type="checkbox"/> Modérément<br/> <input type="checkbox"/> Sévèrement</p> |
|  | Très<br>mauvaise         | Mauvaise                 | Passable                 | Bonne                    | Très<br>bonne            |               |                       |                          |                          |                          |                          |                          |       |                          |                          |                          |                          |                          |                                       |                          |                          |                          |                          |                          |         |                          |                          |                          |                          |                          |        |                          |                          |                          |                          |                          |  |
| Tronc (vu d'en avant)  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |               |                       |                          |                          |                          |                          |                          |       |                          |                          |                          |                          |                          |                                       |                          |                          |                          |                          |                          |         |                          |                          |                          |                          |                          |        |                          |                          |                          |                          |                          |  |
| Seins  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |               |                       |                          |                          |                          |                          |                          |       |                          |                          |                          |                          |                          |                                       |                          |                          |                          |                          |                          |         |                          |                          |                          |                          |                          |        |                          |                          |                          |                          |                          |  |
| Proéminence des côtes (vu d'en avant)  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |               |                       |                          |                          |                          |                          |                          |       |                          |                          |                          |                          |                          |                                       |                          |                          |                          |                          |                          |         |                          |                          |                          |                          |                          |        |                          |                          |                          |                          |                          |  |
| Hanches  | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |               |                       |                          |                          |                          |                          |                          |       |                          |                          |                          |                          |                          |                                       |                          |                          |                          |                          |                          |         |                          |                          |                          |                          |                          |        |                          |                          |                          |                          |                          |  |
| Taille   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |               |                       |                          |                          |                          |                          |                          |       |                          |                          |                          |                          |                          |                                       |                          |                          |                          |                          |                          |         |                          |                          |                          |                          |                          |        |                          |                          |                          |                          |                          |  |

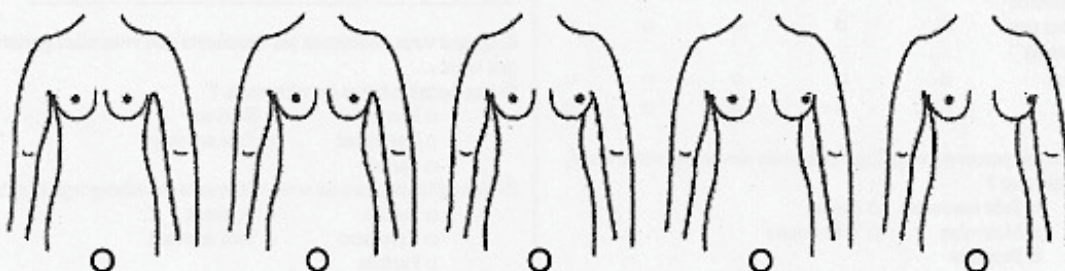


11. Si vous deviez passer le reste de vos jours avec l'aspect de votre tronc, de vos seins, de votre taille et de vos hanches tels qu'ils sont présentement, comment vous sentiriez-vous ?

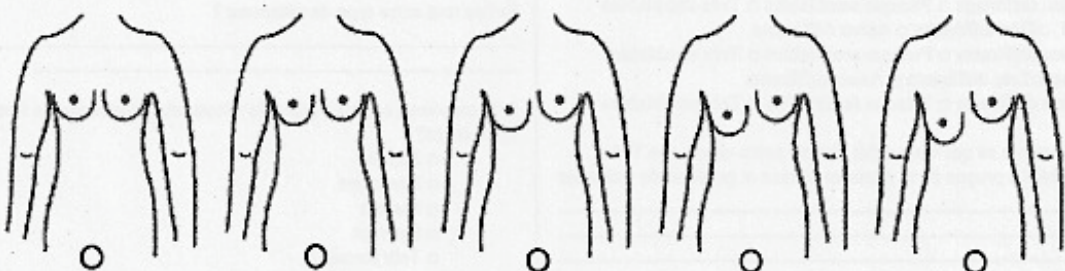
- Très heureuse
- Heureuse
- Ni heureuse, ni malheureuse
- Un peu malheureuse
- Très malheureuse

**Directives :** SVP regardez attentivement les images suivantes. SVP noircissez le cercle qui décrit le mieux votre condition. Ne pas tenir compte si le côté asymétrique présenté dans l'image est différent du vôtre. Répondez en vous basant seulement sur l'ampleur de la différence entre les côtés gauche et droit de votre corps.

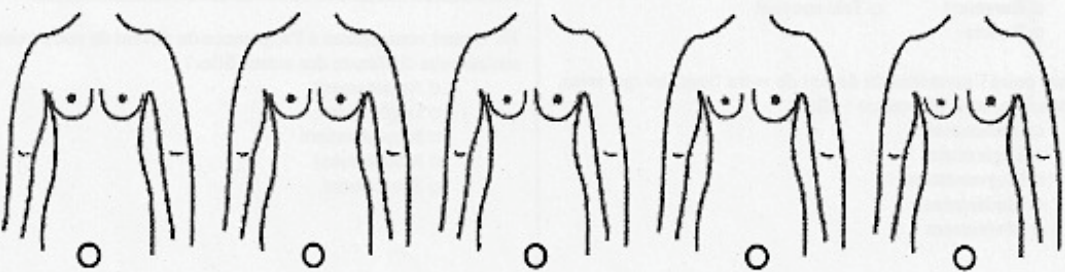
Position horizontale des seins ?



Position verticale des seins ?



Taille des seins en comparaison l'un de l'autre :



## **ANNEXE F - DONNÉES DÉMOGRAPHIQUES DES PATIENTES**

| Patiente | Âge   | Poids (kg) | Taille (cm) | IMC   | Ménarche (âge) | Tanner seins | Risser | Cobb thoracique (°) | Gibbosité thoracique (°) | Type de courbure |
|----------|-------|------------|-------------|-------|----------------|--------------|--------|---------------------|--------------------------|------------------|
| 1        | 14.35 | 45.7       | 162.6       | 17.18 | 13.25          | 5            | 4      | 78                  | 4,4                      | TD DLG 56        |
| 2        | 18.08 | 39.6       | 155.9       | 16.30 | 14.66          | 5            | 5      | 54                  | 15.0                     | TD DLG 44        |
| 3        | 17.00 | 51.3       | 161.7       | 19.58 | 14.13          | 5            | 4      | 53                  | 7.6                      | TD D6-12         |
| 4        | 15.63 | 58.5       | 162.4       | 22.33 | 14.37          | 5            | 4      | 81                  | 9.3                      | TD DLG 55        |
| 5        | 14.29 | 67.1       | 152.5       | 28.68 | 14.00          | 5            | 4      | 55                  | 16.0                     | TD D4- L1        |
| 6        | 15.71 | 56.1       | 159.0       | 22.17 | 12.01          | 5            | 5      | 57                  | 6.1                      | TD D4-10         |
| 7        | 15.64 | 69.7       | 173.5       | 23.00 | 13.03          | 5            | 4      | 64                  | 10.2                     | DLD D6-L2        |
| 8        | 14.57 | 52.3       | 165.0       | 19.23 | 13.32          | 5            | 4      | 46                  | 9.3                      | TD D4-D9 DLG 27  |
| 9        | 15.84 | 76.3       | 168.4       | 27.06 | 13.31          | 5            | 4      | 58                  | 7.9                      | TD D5-D11 DLG 37 |
| 10       | 14.30 | 47.6       | 161.3       | 18.38 | 12.46          | 5            | 4      | 42                  | 10.8                     | TD D4-11 DLG 33  |
| 11       | 14.23 | 70.6       | 164.8       | 25.96 | 12.70          | 5            | 4      | 49                  | 2.0                      | DLD D6-L1        |
| 12       | 15.39 | 59.6       | 161.5       | 22.75 | 12.20          | 5            | 4      | 36                  | 0                        | TD D5-D11        |
| 13       | 14.09 | 52.0       | 152.8       | 22.22 | 11.06          | 5            | 4      | 36                  | 5.0                      | TD D3-9 DLG 55   |
| 14       | 17.34 | 84.7       | 164.3       | 31.49 | 12.34          | 5            | 5      | 27                  | 8.4                      | TD D6-12         |
| 15       | 13.62 | 56.6       | 160.7       | 21.85 | 10.97          | 5            | 4      | 48                  | 6.4                      | DLD D6-L2        |
| 16       | 16.47 | 52.8       | 163.3       | 19.85 | 12.61          | 5            | 4      | 46                  | 8.6                      | DLD D6-L1        |
| 17       | 15.46 | 50.9       | 154.0       | 21.48 | 12.93          | 5            | 4      | 48                  | 8.1                      | TD D7-12         |
| 18       | 18.92 | 46.5       | 161.8       | 17.75 | 13.73          | 5            | 4      | 39                  | 12                       | TD D5-12         |
| 19       | 15.40 | 57.3       | 165.4       | 21.07 | 13.57          | 5            | 4      | 28                  | 6.8                      | TD D5-11         |
| 20       | 16.52 | 50.9       | 166.1       | 18.44 | 15.21          | 5            | 4      | 30                  | 9                        | TD D4-12         |
| 21       | 15.82 | 34.1       | 149.0       | 15.36 | 14.10          | 5            | 4      | 57                  | -11.7                    | TG D6-11 DLD 42  |
| 22       | 18.81 | 49.3       | 162.7       | 18.53 | 13.65          | 5            | 5      | 66                  | 7.5                      | TD D5-11 DL 45   |
| 23       | 17.64 | 46.7       | 157.0       | 18.98 | 12.24          | 5            | 5      | 31                  | 10.6                     | DLD D11-L4       |
| 24       | 14.81 | 54.9       | 171.1       | 18.80 | 13.54          | 5            | 5      | 55                  | 5.4                      | TD D6-11 DLG 39  |
| 25       | 14.90 | 69.9       | 163.9       | 25.99 | 11.62          | 5            | 4      | 48                  | 16.5                     | TD D4-10         |
| 26       | 16.34 | 51.3       | 160.0       | 20.04 | 13.63          | 5            | 4      | 29                  | 4.5                      | TD D6-10 DL 22   |
| 27       | 13.46 | 44.7       | 151.8       | 19.35 | 12.48          | 5            | 4      | 34                  | 5.1                      | TD D6-11 DLG 45  |
| 28       | 15.18 | 55.9       | 160.3       | 21.84 | 13.35          | 5            | 4      | 26                  | 0                        | TD D4-9 DLG 44   |
| 29       | 14.75 | 51.0       | 156.3       | 20.99 | 12.53          | 5            | 4      | 44                  | 3                        | TD D4-12 DLG 44  |
| 30       | 15.17 | 49.2       | 162.0       | 18.78 | 11.19          | 5            | 4      | 30                  | 5.5                      | TD D5-12 DLG 21  |

Tableau F - 1 Données démographiques des patientes



## **ANNEXE G – VOLUMES ET ASYMÉTRIES MAMMAIRES**

| n = 30 | Segmentation sur IRM |                    |                       | Méthode automatisée sur topographie surfacique 3D |                    |                       | Méthode automatisée sur maillage surfacique IRM |                    |                       |
|--------|----------------------|--------------------|-----------------------|---|--------------------|-----------------------|---|--------------------|-----------------------|
|        | Volume sein D (cc)   | Volume sein G (cc) | Asymétrie absolue (%) | Volume sein D (cc)                                | Volume sein G (cc) | Asymétrie absolue (%) | Volume sein D (cc)                              | Volume sein G (cc) | Asymétrie absolue (%) |
| 1      | 353,595              | 351,214            | 0,0068                | 191,70  | 236,81             | 0,2106                | 164,95  | 179,90             | 0,0867                |
| 2      | 224,733              | 218,597            | 0,0277                | 124,55  | 86,28              | 0,3630                | 121,22  | 120,94             | 0,0023                |
| 3      | 503,703              | 535,894            | 0,0619                | 294,83  | 357,05             | 0,1909                | 345,40  | 378,07             | 0,0903                |
| 4      | 427,768              | 522,876            | 0,2001                | 203,46  | 355,67             | 0,5445                | 235,30  | 347,32             | 0,3846                |
| 5      | 616,145              | 760,220            | 0,2094                | 271,62  | 335,87             | 0,2115                | 317,58  | 437,37             | 0,3173                |
| 6      | 414,851              | 482,938            | 0,1517                | 229,38  | 214,85             | 0,0654                | 245,20  | 228,47             | 0,0706                |
| 7      | 779,681              | 891,043            | 0,1333                | 430,88  | 532,93             | 0,2118                | 404,78  | 500,39             | 0,2113                |
| 8      | 448,494              | 478,185            | 0,0641                | 257,23  | 257,23             | 0,0000                | 288,45  | 332,88             | 0,1430                |
| 9      | 979,574              | 1178,090           | 0,1840                | 544,53  | 611,67             | 0,1161                | 602,50  | 782,38             | 0,2598                |
| 10     | 477,914              | 458,192            | 0,0421                | 350,06  | 344,14             | 0,0171                | 346,12  | 321,03             | 0,0752                |
| 11     | 710,541              | 717,651            | 0,0100                | 514,91  | 406,65             | 0,2350                | 534,15  | 498,28             | 0,0695                |
| 12     | 481,137              | 519,232            | 0,0762                | 354,31  | 358,28             | 0,0112                | 338,56  | 331,53             | 0,0210                |
| 13     | 504,224              | 501,108            | 0,0062                | 291,70  | 229,45             | 0,2389                | 302,94  | 330,99             | 0,0885                |
| 14     | 740,501              | 863,872            | 0,1538                | 306,19  | 232,28             | 0,2745                | 410,46  | 315,30             | 0,2622                |
| 15     | 367,588              | 400,422            | 0,0855                | 215,69  | 197,59             | 0,0876                | 171,74  | 142,20             | 0,1882                |
| 16     | 463,824              | 470,801            | 0,0149                | 279,83  | 265,12             | 0,0540                | 299,30  | 324,72             | 0,0815                |
| 17     | 388,202              | 388,084            | 0,0003                | 309,31  | 268,13             | 0,1426                | 301,00  | 283,53             | 0,0598                |
| 18     | 303,833              | 286,816            | 0,0576                | 227,10  | 247,30             | 0,0852                | 181,82  | 183,94             | 0,0116                |
| 19     | 633,332              | 541,610            | 0,1561                | 336,20  | 228,85             | 0,3800                | 433,87  | 302,00             | 0,3584                |
| 20     | 519,604              | 487,752            | 0,0632                | 363,71  | 244,80             | 0,3908                | 314,01  | 274,06             | 0,1359                |
| 21     | 194,294              | 188,912            | 0,0281                | 156,07  | 123,72             | 0,2312                | 129,60  | 135,18             | 0,0421                |
| 22     | 355,785              | 419,363            | 0,1640                | 233,62  | 318,88             | 0,3087                | 254,73  | 280,07             | 0,0948                |
| 23     | 300,254              | 297,203            | 0,0102                | 191,49  | 158,16             | 0,1907                | 175,56  | 168,39             | 0,0417                |
| 24     | 543,181              | 555,793            | 0,0230                | 370,23  | 368,54             | 0,0046                | 422,69  | 421,10             | 0,0038                |
| 25     | 571,876              | 664,283            | 0,1495                | 188,43  | 212,23             | 0,1188                | 135,20  | 224,41             | 0,4961                |
| 26     | 649,259              | 603,278            | 0,0734                | 451,81  | 464,62             | 0,0280                | 471,24  | 441,90             | 0,0643                |
| 27     | 335,685              | 380,762            | 0,1258                | 192,12  | 195,23             | 0,0160                | 222,95  | 252,41             | 0,1239                |
| 28     | 554,174              | 617,420            | 0,1080                | 202,19  | 232,12             | 0,1378                | 274,05  | 378,58             | 0,3204                |
| 29     | 535,858              | 564,911            | 0,0528                | 233,97  | 251,46             | 0,0721                | 175,51  | 212,15             | 0,1890                |
| 30     | 475,719              | 502,942            | 0,0556                | 288,30  | 342,09             | 0,1707                | 308,59  | 331,88             | 0,0727                |

Tableau G – 1 Sommaire des volumes et asymétries mammaires

## **ANNEXE H – FEUILLES DES PATIENTES**

## Patiente 1

Vue de face



Vue de dos



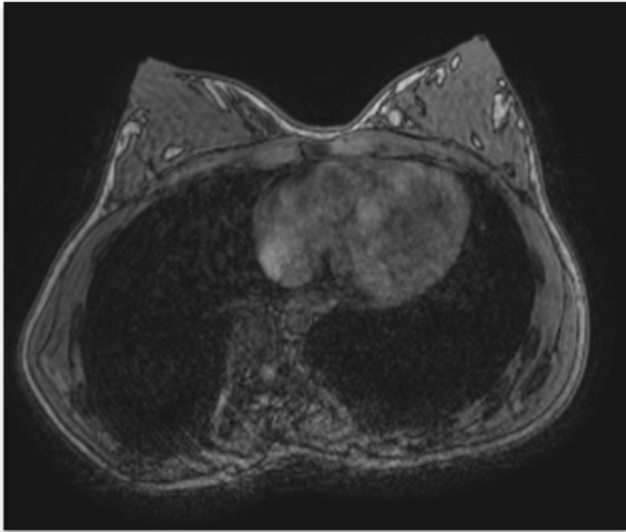
Vue de profil



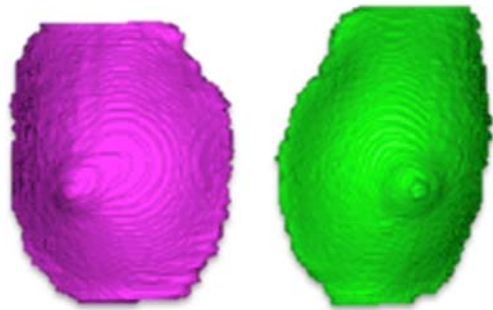
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 14.35 |
| Poids (kg)     | 45.7  |
| Taille (cm)    | 162.6 |
| Ménarche (ans) | 13.25 |
| Angle de Cobb  | 78    |

# Patiente 1

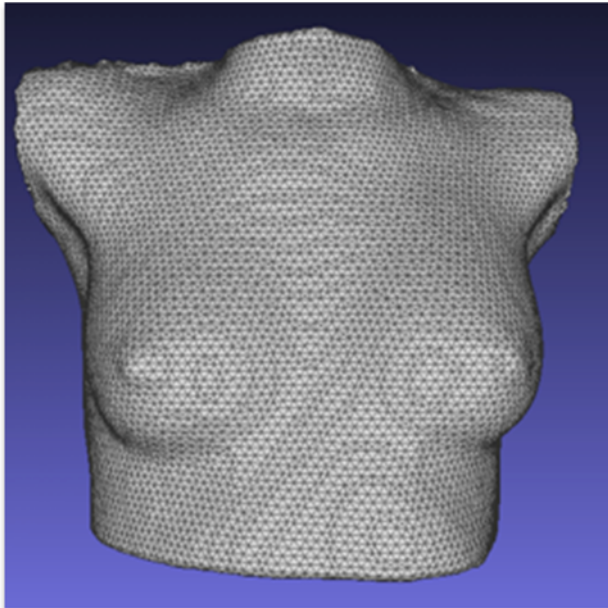
Coupe axiale IRM



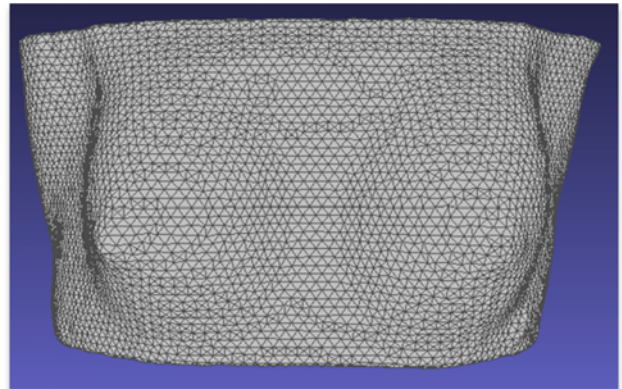
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 2

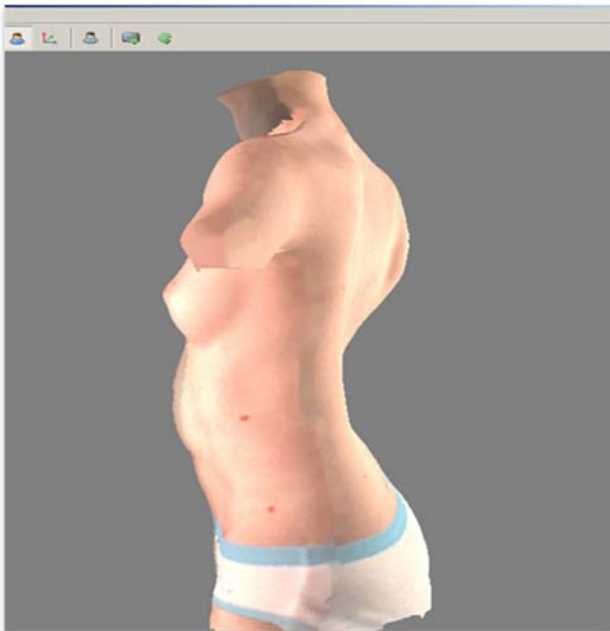
Vue de face



Vue de dos



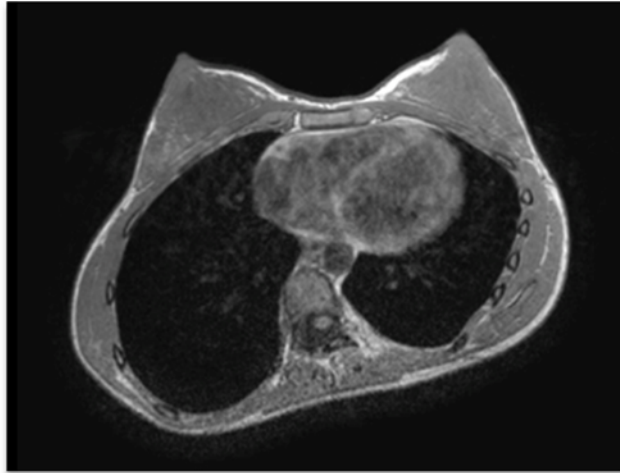
Vue de profil



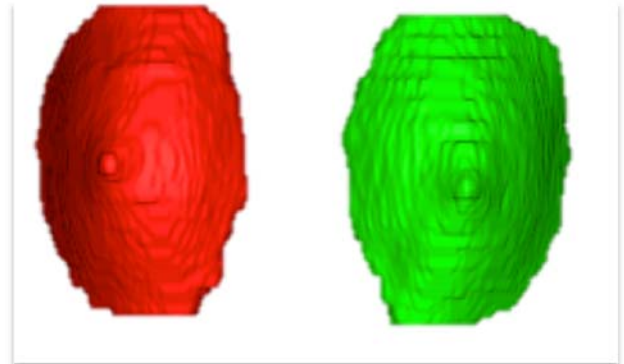
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 18.08 |
| Poids (kg)     | 39.6  |
| Taille (cm)    | 155.9 |
| Ménarche (ans) | 13.25 |
| Angle de Cobb  | 54    |

# Patiente 2

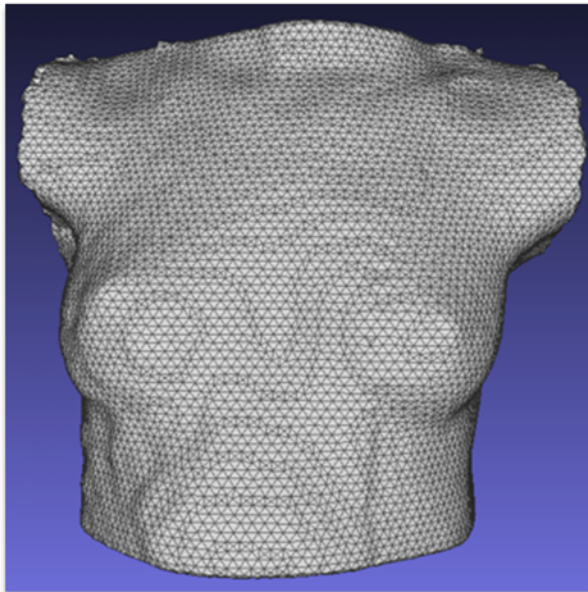
Coupe axiale IRM



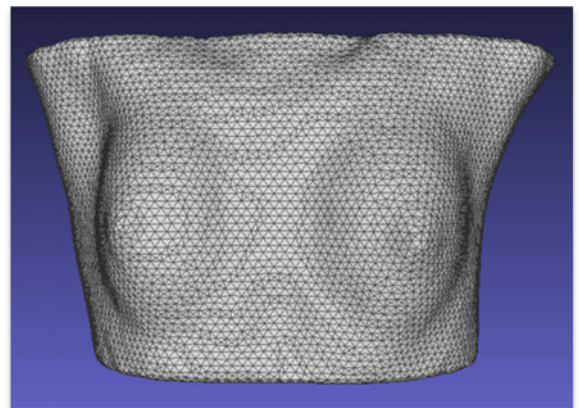
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM





## Patiente 3

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil

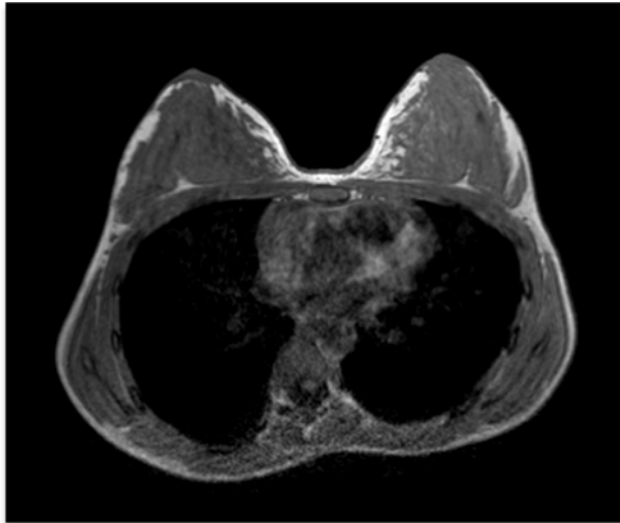


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 17.0  |
| Poids (kg)     | 51.3  |
| Taille (cm)    | 161.7 |
| Ménarche (ans) | 14.13 |
| Angle de Cobb  | 53    |

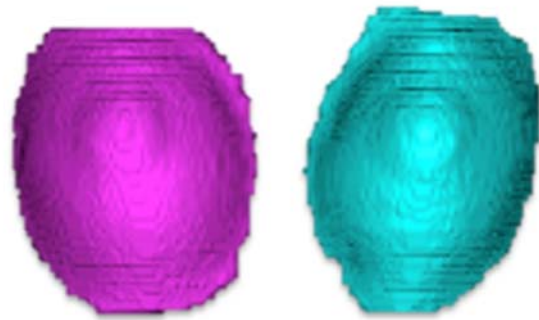


# Patiente 3

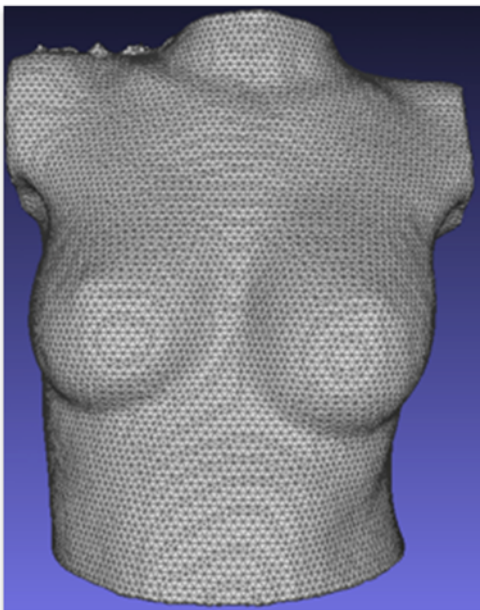
Coupe axiale IRM



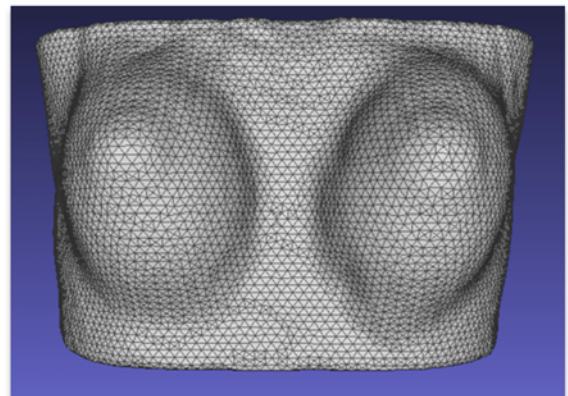
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 4

Vue de face



Vue de dos



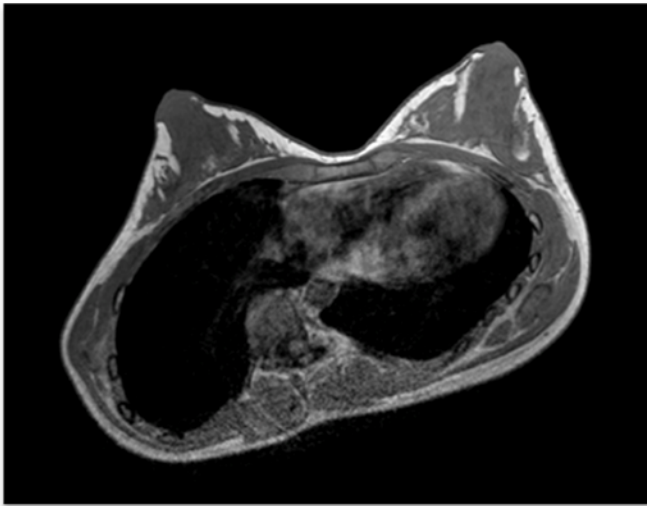
Vue de profil



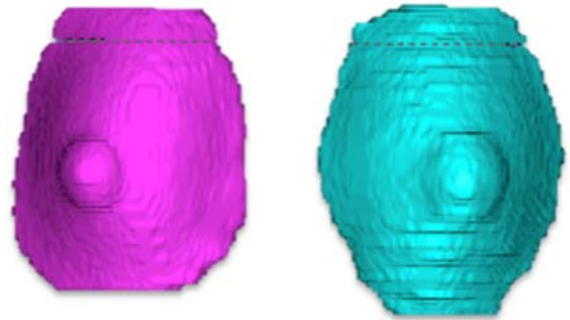
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 15.3  |
| Poids (kg)     | 58.5  |
| Taille (cm)    | 162.4 |
| Ménarche (ans) | 14.37 |
| Angle de Cobb  | 81    |

# Patiente 4

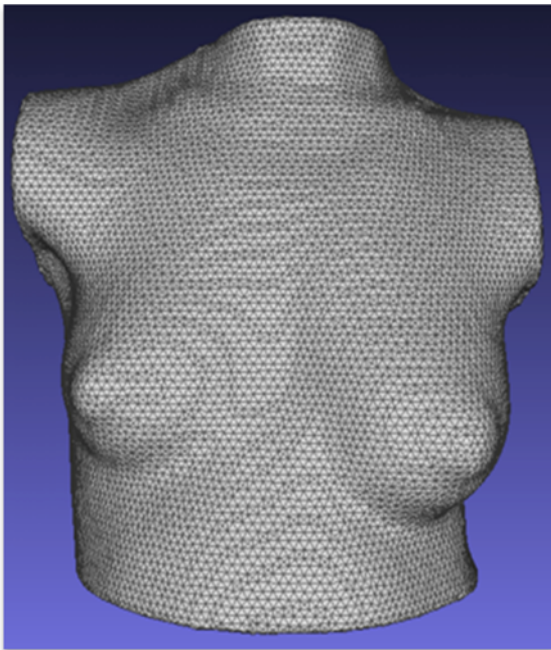
Coupe axiale IRM



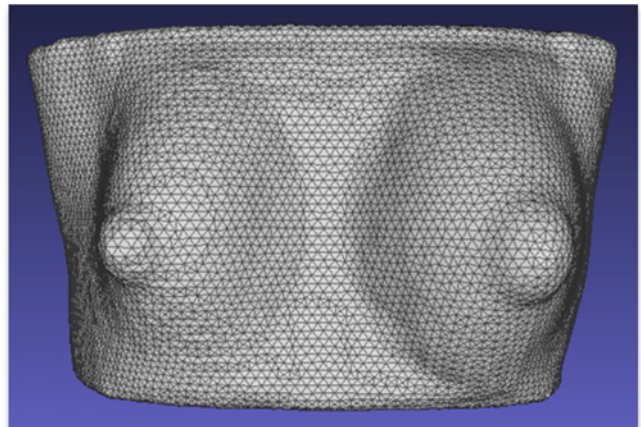
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 5

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil

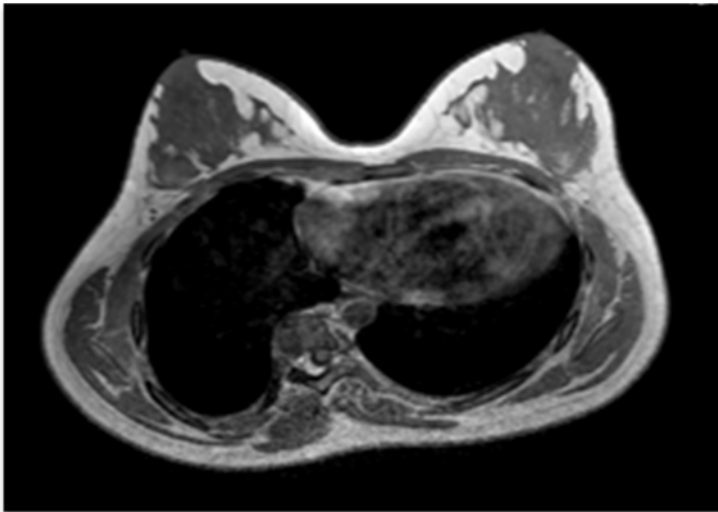


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 14.29 |
| Poids (kg)     | 67.1  |
| Taille (cm)    | 152.5 |
| Ménarche (ans) | 14.0  |
| Angle de Cobb  | 55    |



# Patiente 5

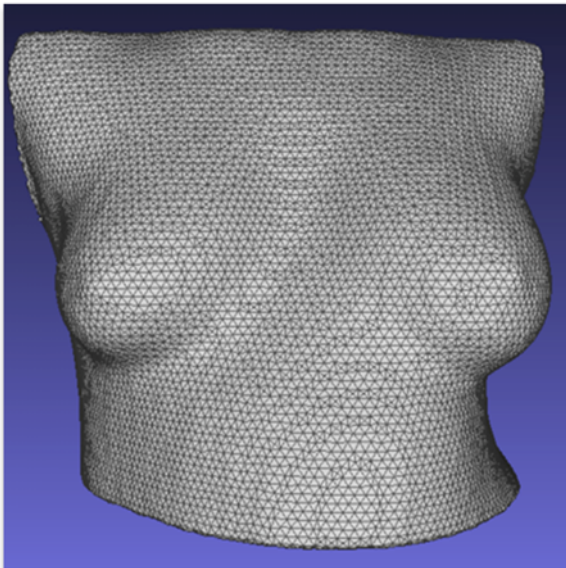
Coupe axiale IRM



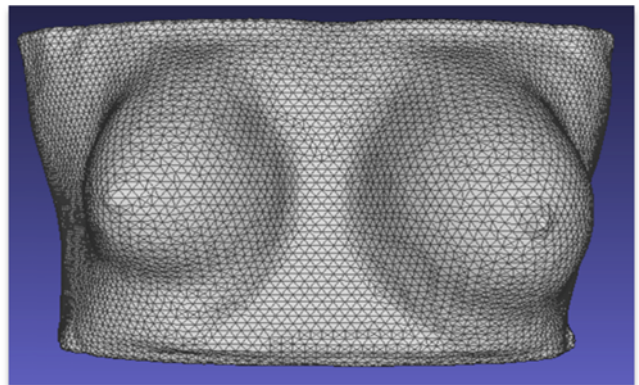
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 6

Vue de face



Vue de dos



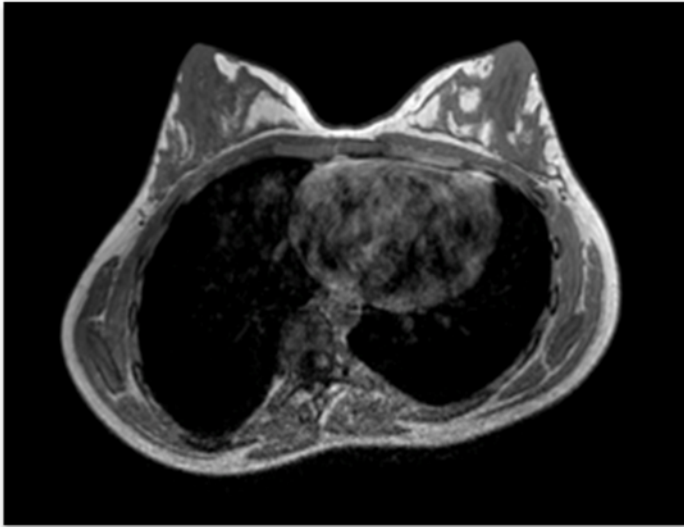
Vue de profil



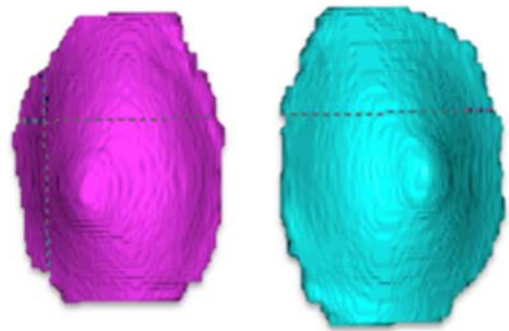
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 15.71 |
| Poids (kg)     | 56.1  |
| Taille (cm)    | 159.0 |
| Ménarche (ans) | 12.01 |
| Angle de Cobb  | 57    |

# Patiente 6

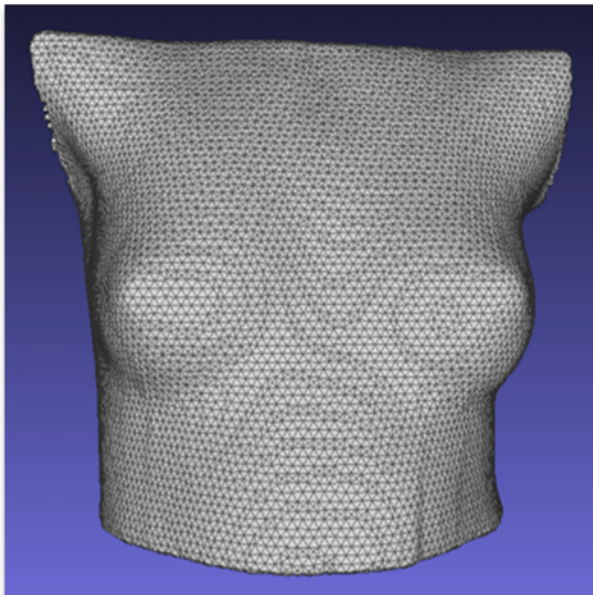
Coupe axiale IRM



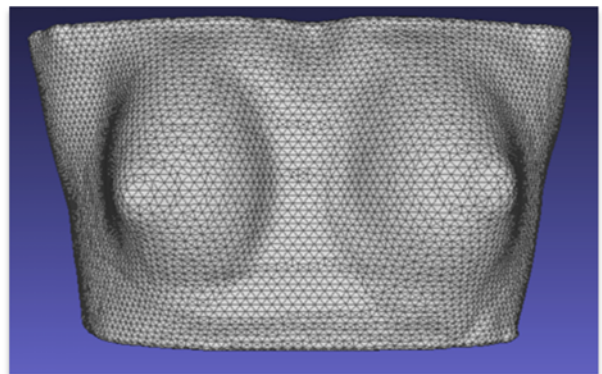
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



# Patiente 7

## Vue de face



## Vue de dos



## Vue de profil



|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 15.64 |
| Poids (kg)     | 69.7  |
| Taille (cm)    | 173.5 |
| Ménarche (ans) | 13.03 |
| Angle de Cobb  | 64    |

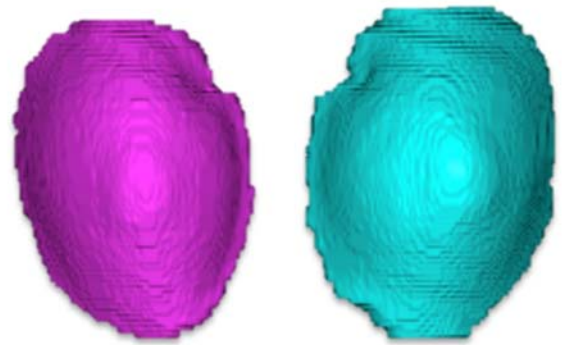


# Patiente 7

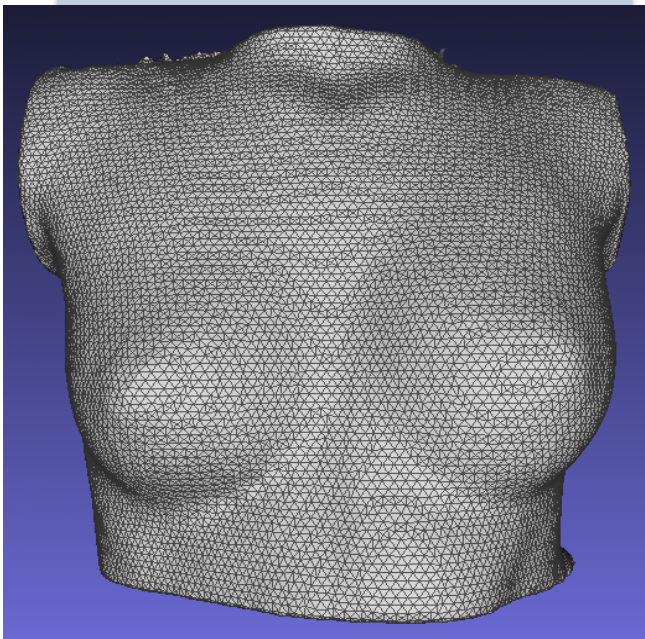
Coupe axiale IRM



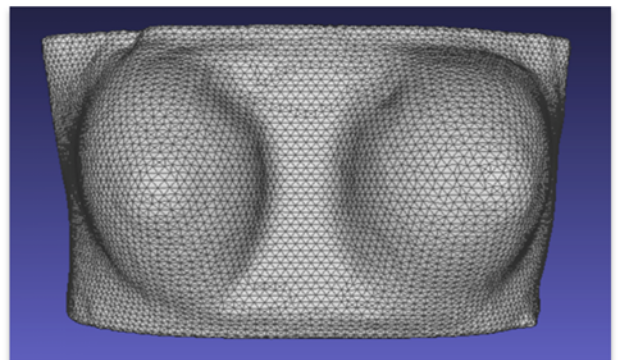
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 8

Vue de face



Vue de dos



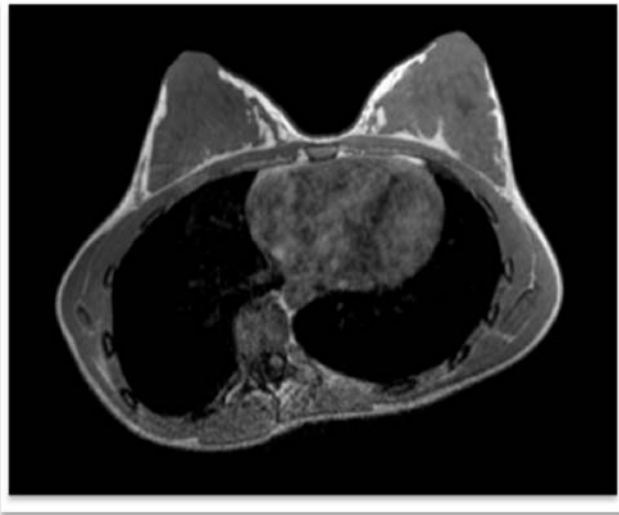
Vue de profil



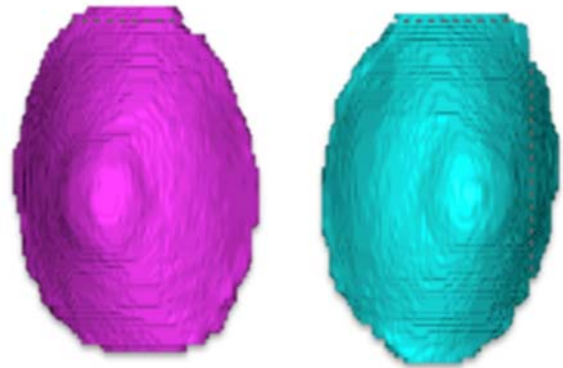
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 14.57 |
| Poids (kg)     | 52.3  |
| Taille (cm)    | 165.0 |
| Ménarche (ans) | 13.32 |
| Angle de Cobb  | 46    |

# Patiente 8

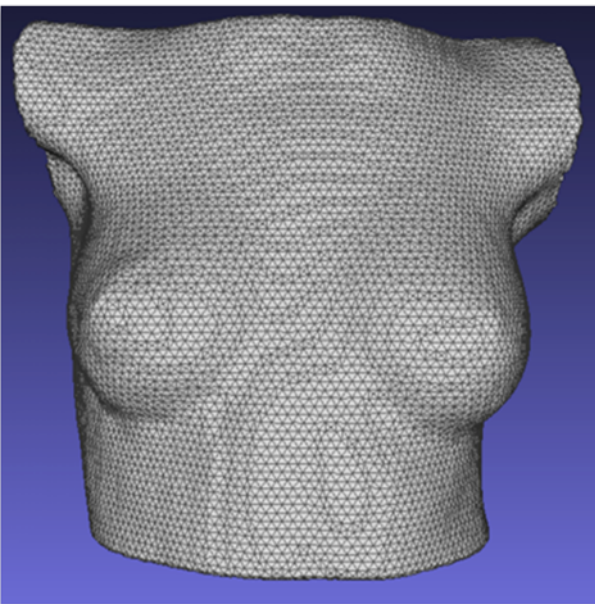
Coupe axiale IRM



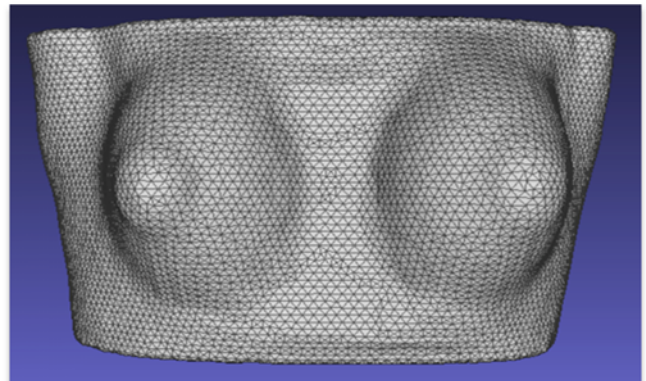
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 9

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil

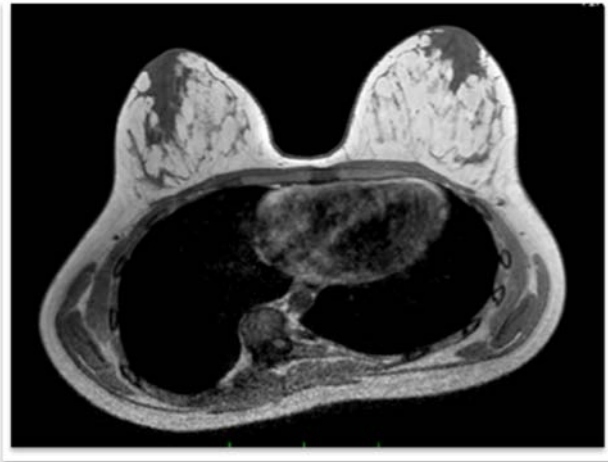


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 15.84 |
| Poids (kg)     | 76.3  |
| Taille (cm)    | 168.4 |
| Ménarche (ans) | 13.31 |
| Angle de Cobb  | 58    |

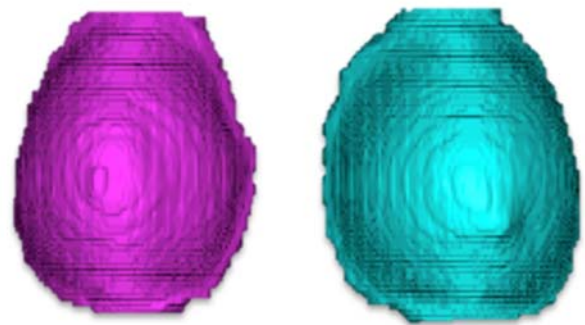


# Patiente 9

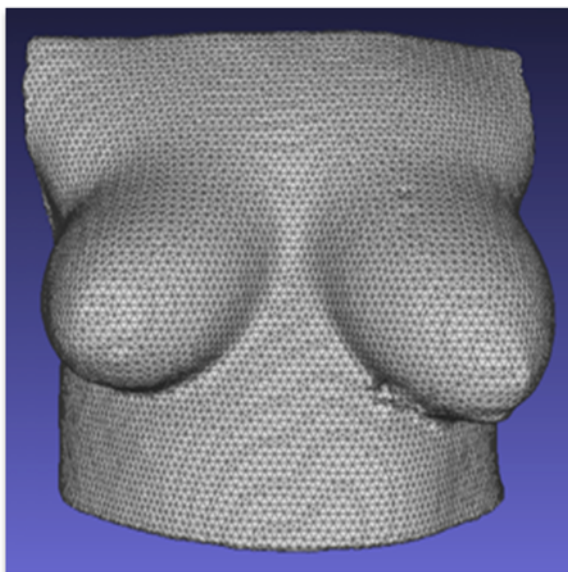
Coupe axiale IRM



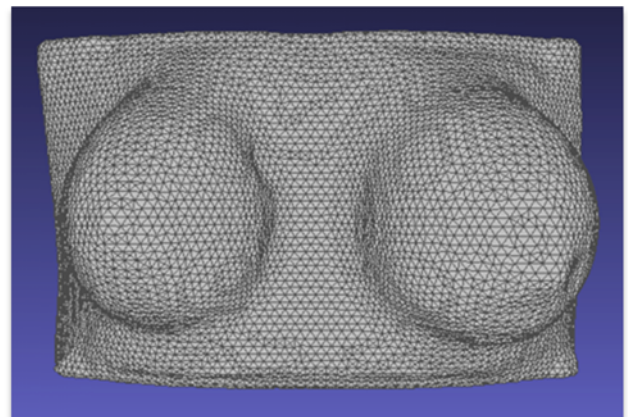
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 10

Vue de face



Vue de dos



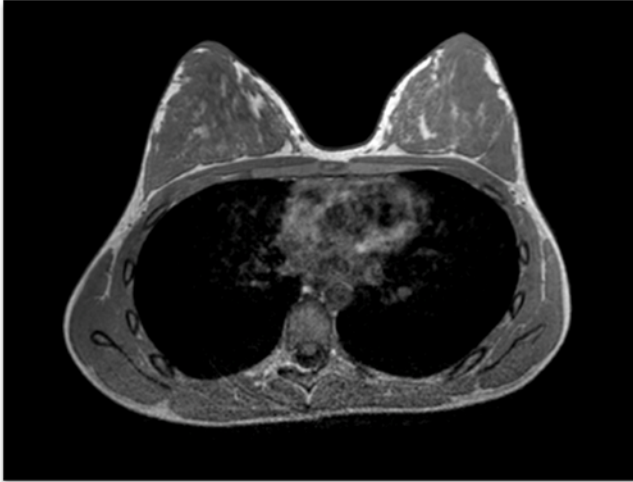
Vue de profil



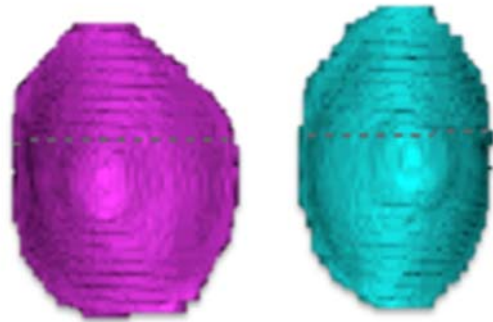
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 14.30 |
| Poids (kg)     | 47.6  |
| Taille (cm)    | 161.3 |
| Ménarche (ans) | 12.46 |
| Angle de Cobb  | 42    |

# Patiente 10

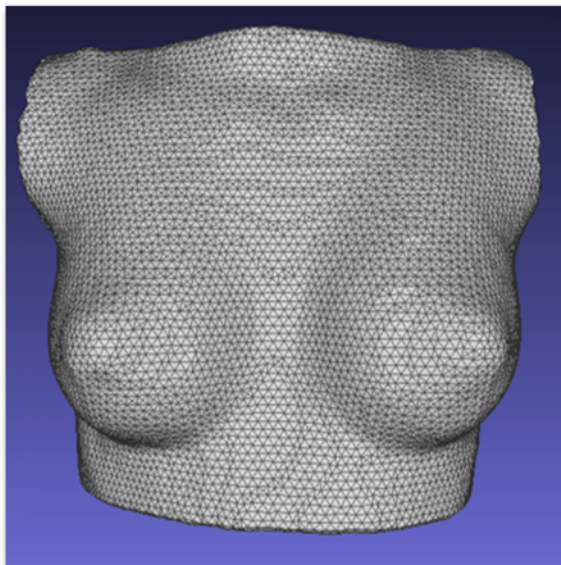
Coupe axiale IRM



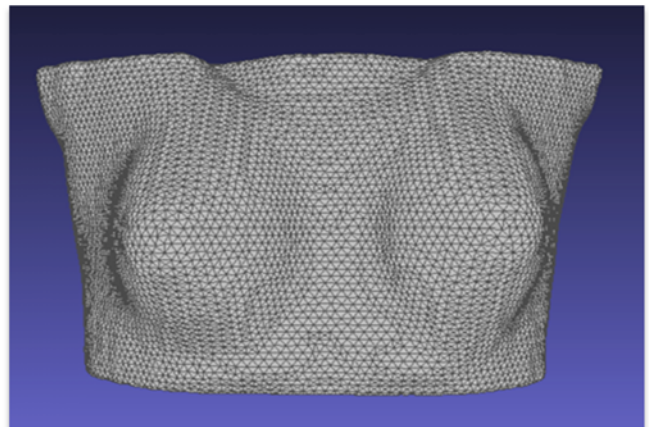
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



# Patiente 11

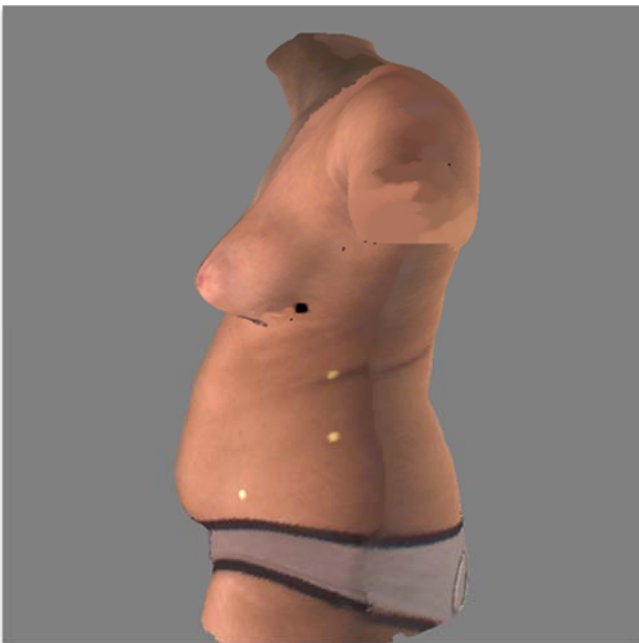
## Vue de face



## Vue de dos



## Vue de profil

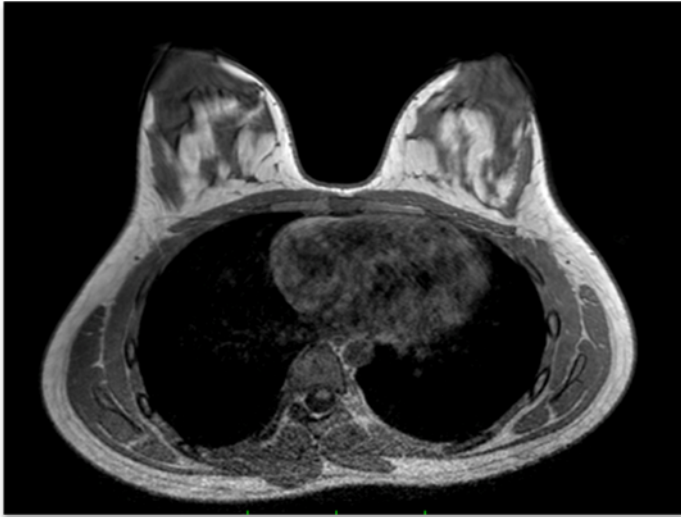


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 14.23 |
| Poids (kg)     | 70.6  |
| Taille (cm)    | 164.8 |
| Ménarche (ans) | 12.7  |
| Angle de Cobb  | 49    |

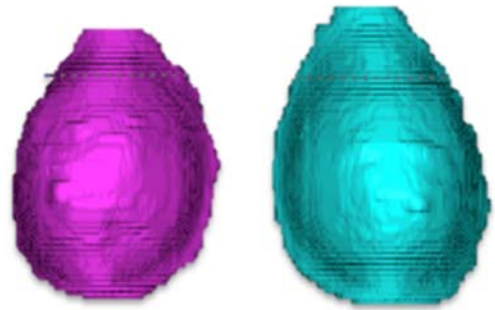


# Patiente 11

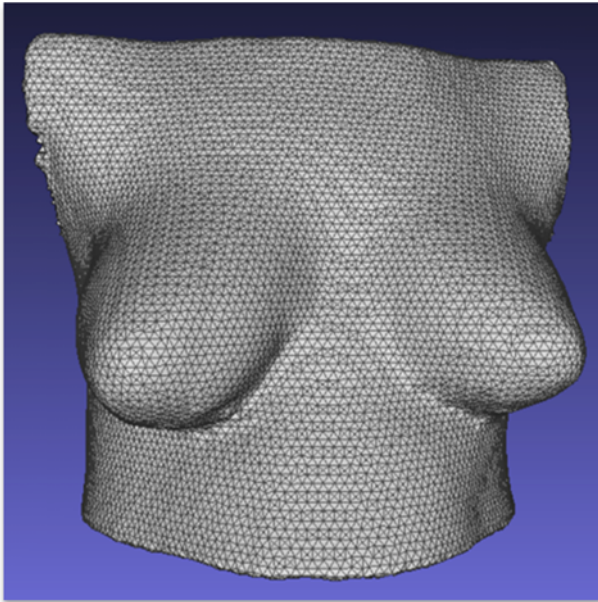
Coupe axiale IRM



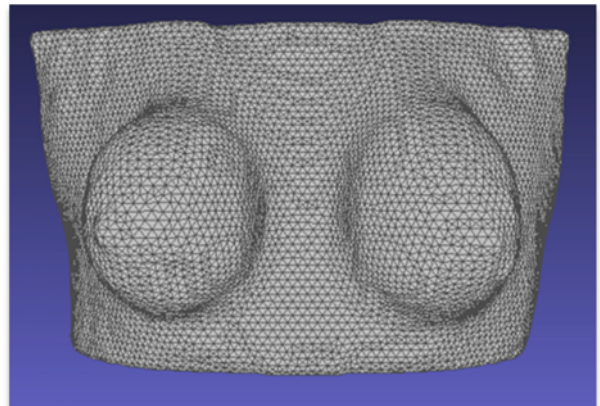
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 12

Vue de face



Vue de dos



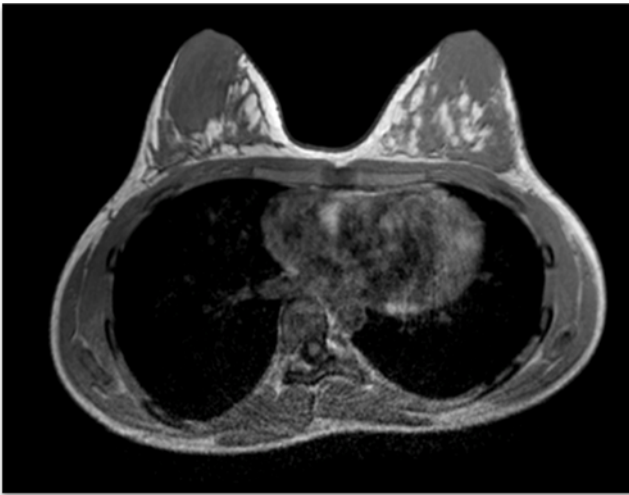
Vue de profil



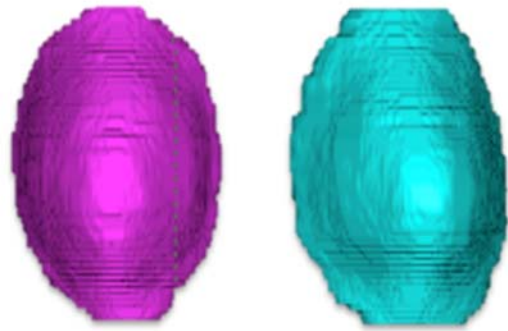
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 15.39 |
| Poids (kg)     | 59.6  |
| Taille (cm)    | 161.5 |
| Ménarche (ans) | 12.20 |
| Angle de Cobb  | 36    |

# Patiente 12

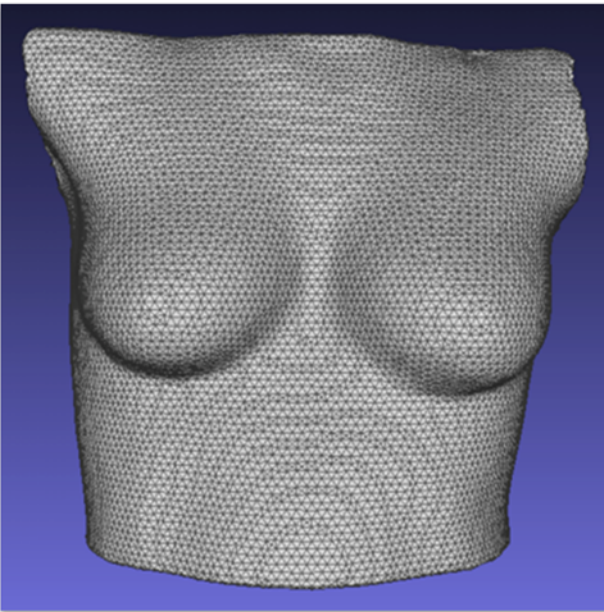
Coupe axiale IRM



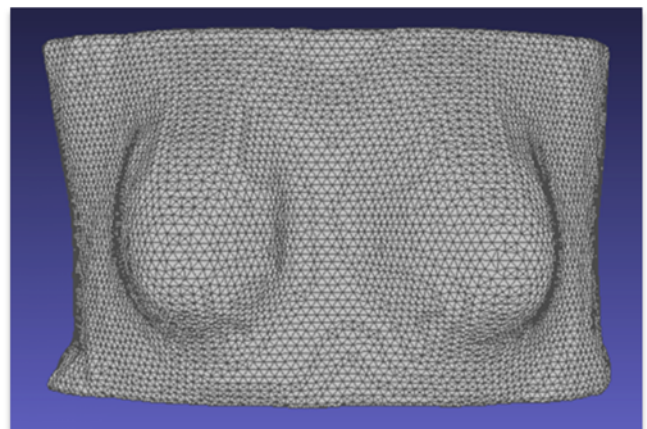
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface

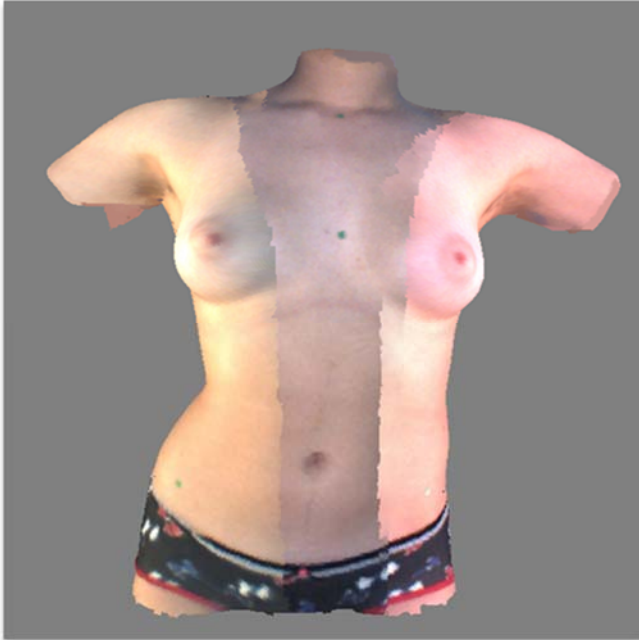


Maillage IRM



## Patiente 13

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil

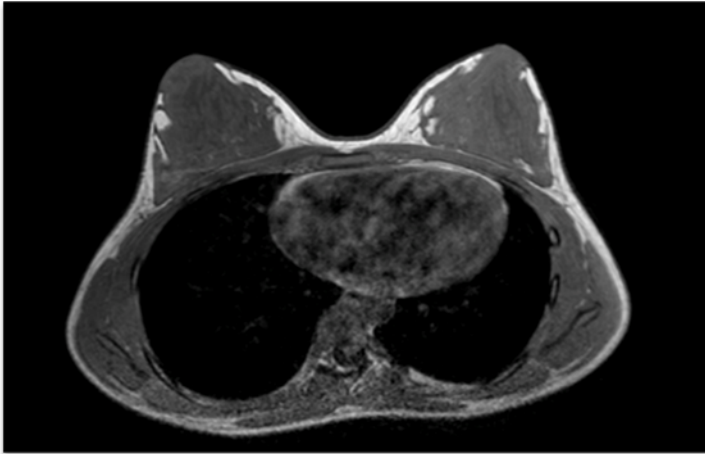


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 14.09 |
| Poids (kg)     | 52.0  |
| Taille (cm)    | 152.8 |
| Ménarche (ans) | 11.06 |
| Angle de Cobb  | 36    |

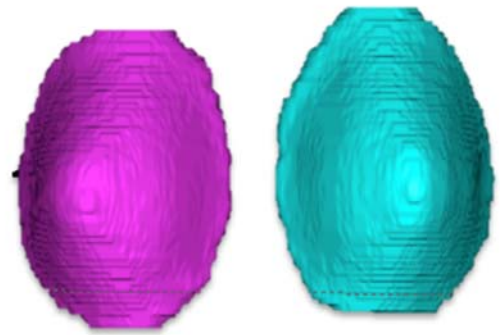


# Patiente 13

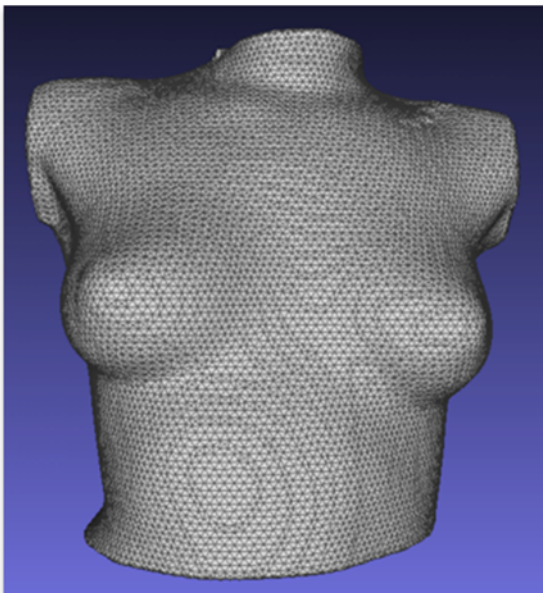
Coupe axiale IRM



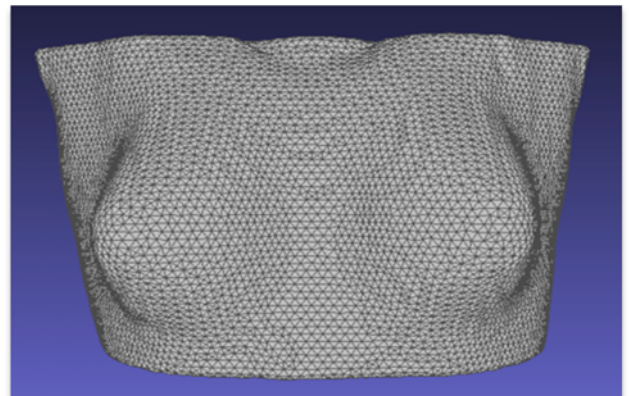
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 14

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil



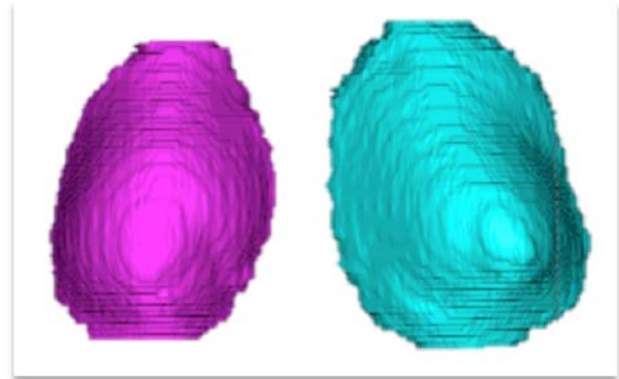
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 17.34 |
| Poids (kg)     | 84.7  |
| Taille (cm)    | 164.3 |
| Ménarche (ans) | 12.34 |
| Angle de Cobb  | 27    |

# Patiente 14

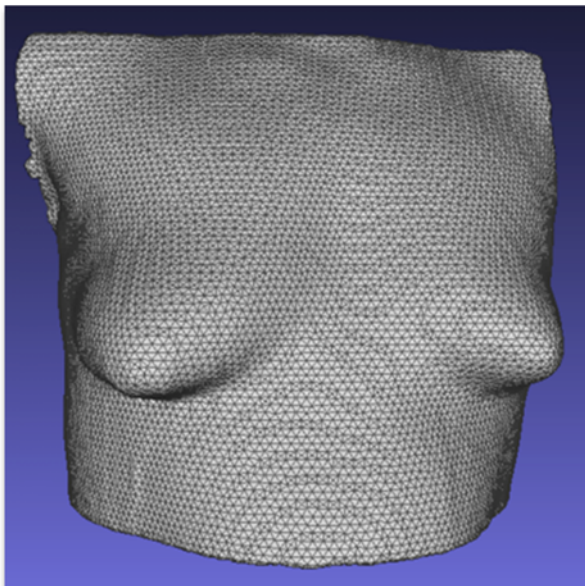
Coupe axiale IRM



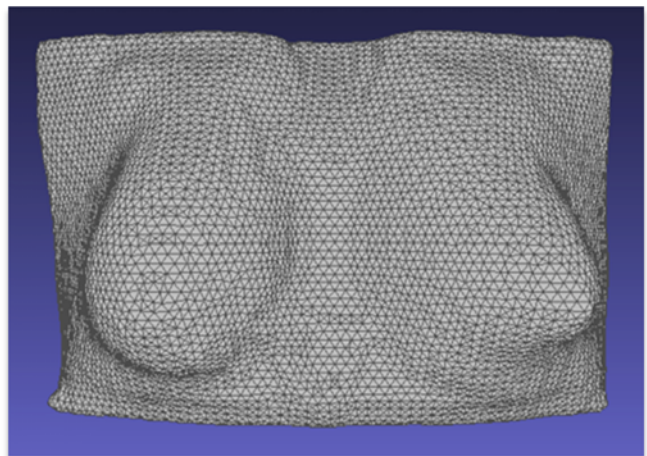
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 15

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil

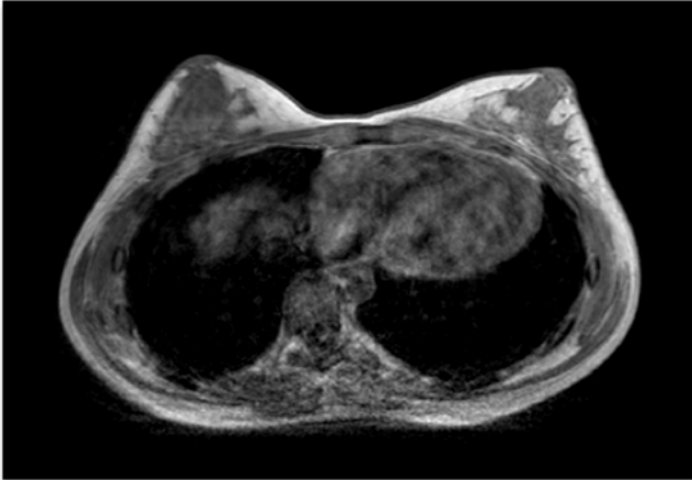


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 13.62 |
| Poids (kg)     | 56.6  |
| Taille (cm)    | 160.7 |
| Ménarche (ans) | 10.97 |
| Angle de Cobb  | 48    |

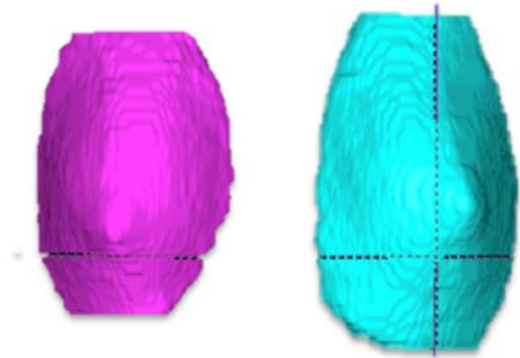


# Patiente 15

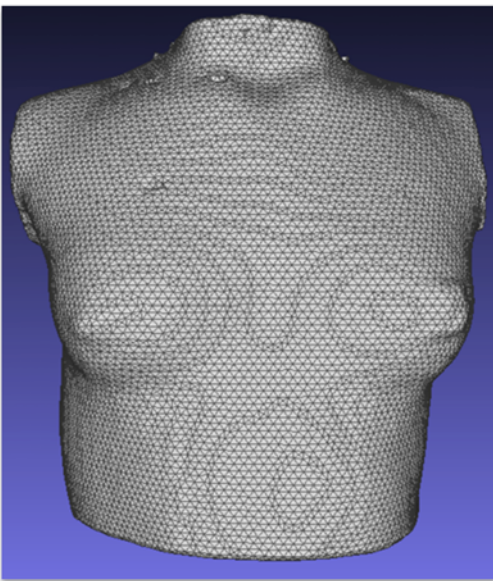
Coupe axiale IRM



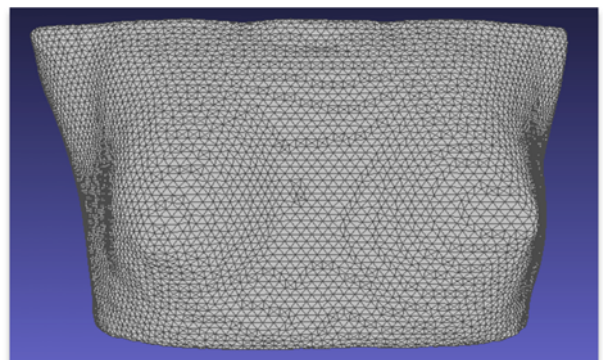
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 16

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil



|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 16.47 |
| Poids (kg)     | 52.8  |
| Taille (cm)    | 163.3 |
| Ménarche (ans) | 12.61 |
| Angle de Cobb  | 46    |

# Patiente 16

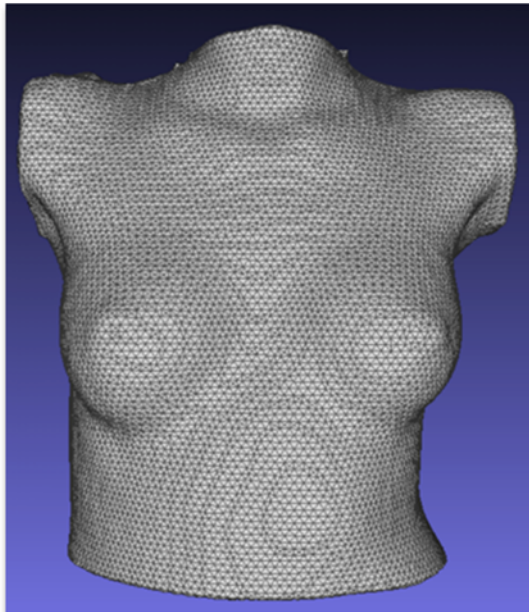
Coupe axiale IRM



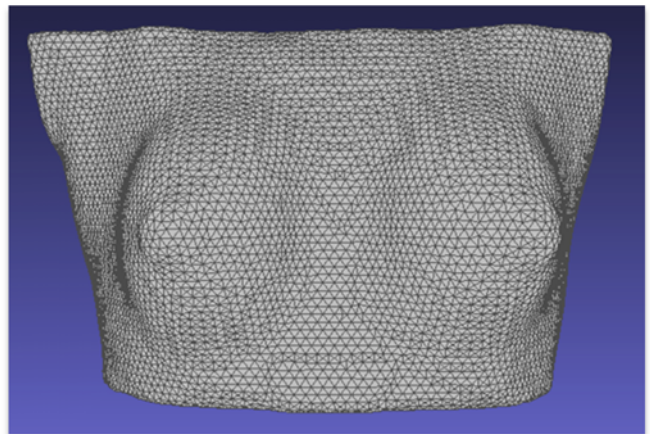
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 17

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil

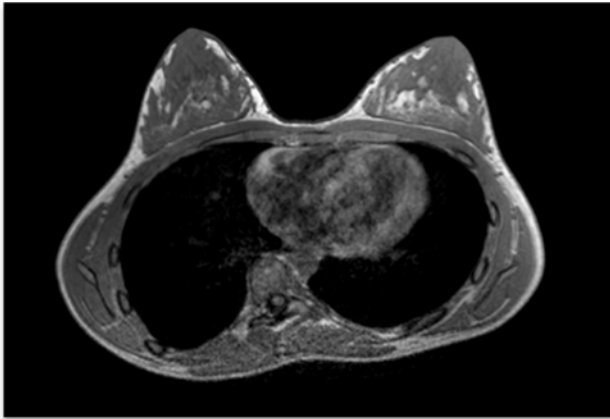


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 15.47 |
| Poids (kg)     | 50.9  |
| Taille (cm)    | 154.0 |
| Ménarche (ans) | 12.93 |
| Angle de Cobb  | 48    |

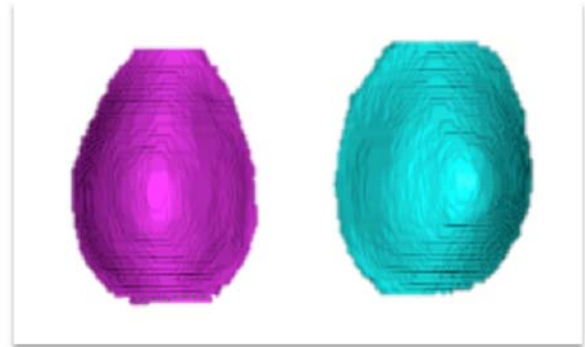


# Patiente 17

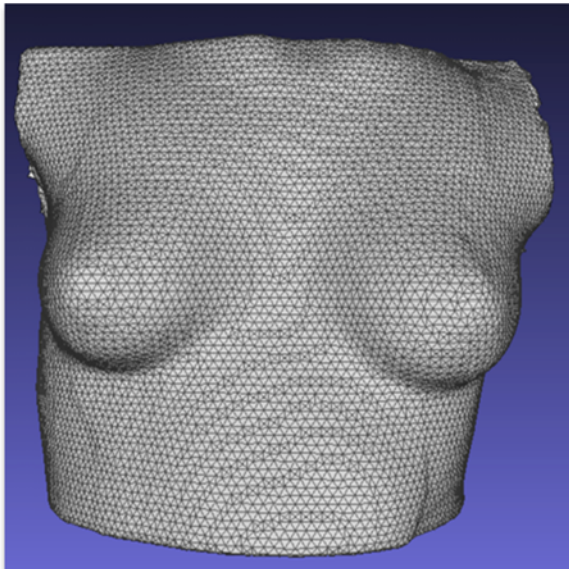
Coupe axiale IRM



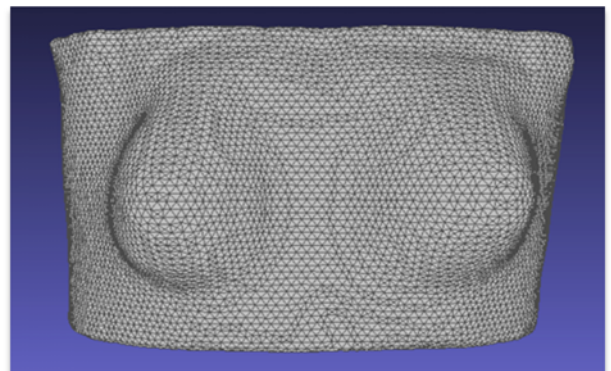
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



# Patiente 18

## Vue de face



## Vue de dos



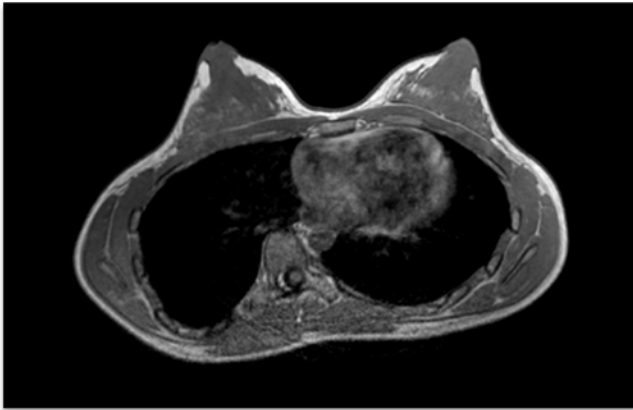
## Vue de profil



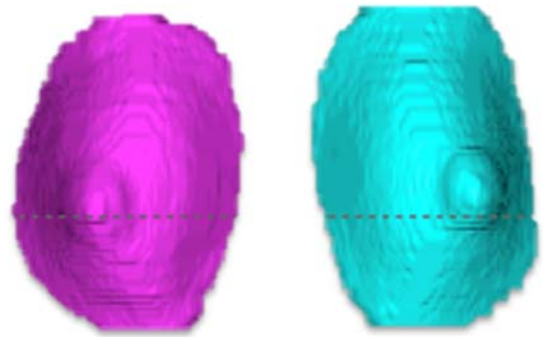
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 18.92 |
| Poids (kg)     | 46.5  |
| Taille (cm)    | 161.8 |
| Ménarche (ans) | 13.73 |
| Angle de Cobb  | 39    |

# Patiente 18

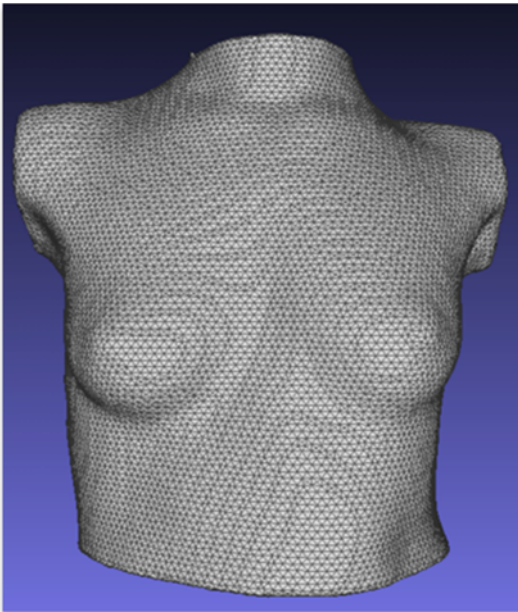
Coupe axiale IRM



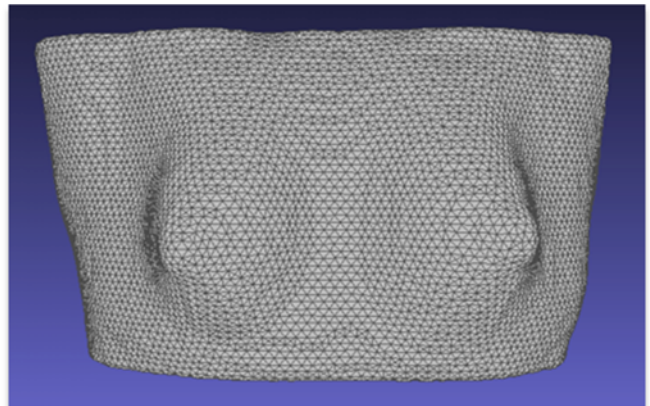
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 19

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil

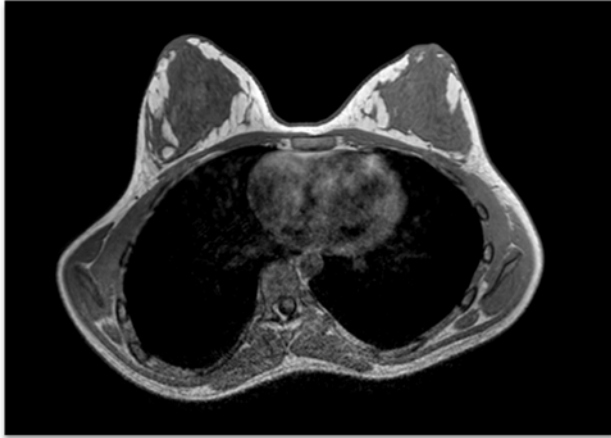


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 15.40 |
| Poids (kg)     | 57.3  |
| Taille (cm)    | 165.4 |
| Ménarche (ans) | 13.57 |
| Angle de Cobb  | 28    |

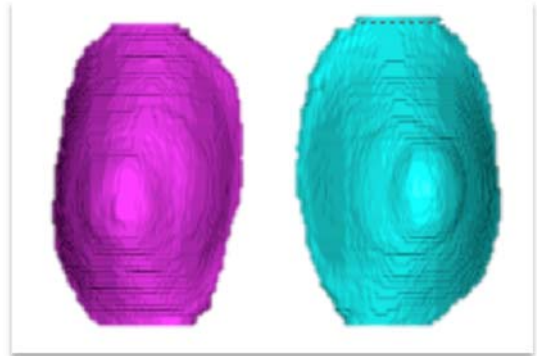


# Patiente 19

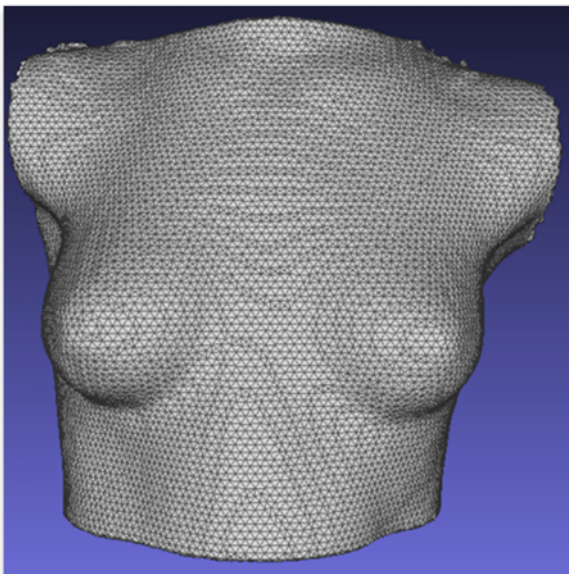
Coupe axiale IRM



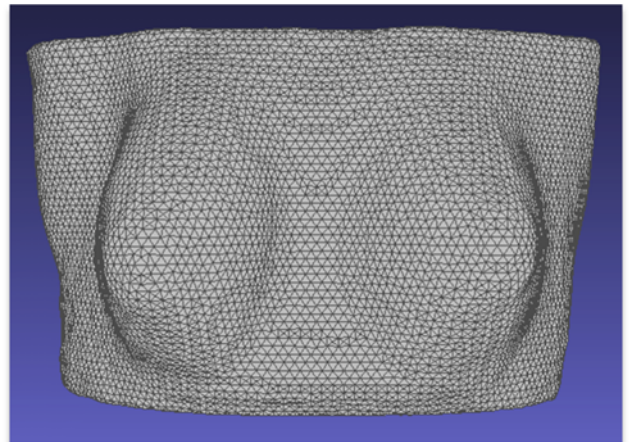
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 20

Vue de face



Vue de dos



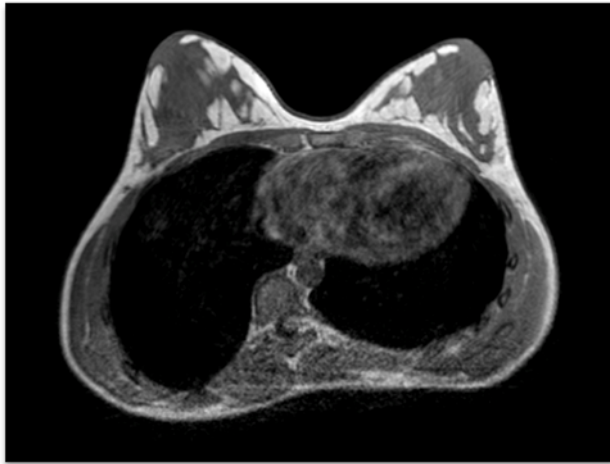
Vue de profil



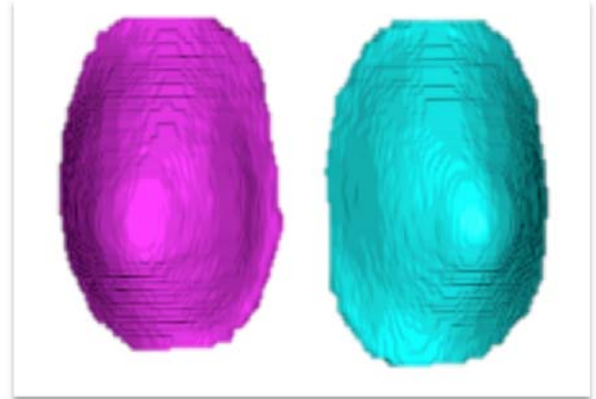
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 16.52 |
| Poids (kg)     | 50.9  |
| Taille (cm)    | 166.1 |
| Ménarche (ans) | 15.21 |
| Angle de Cobb  | 30    |

# Patiente 20

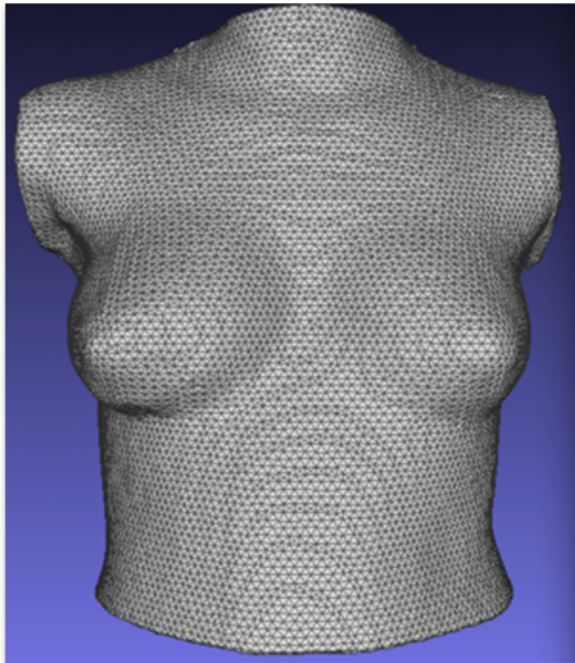
Coupe axiale IRM



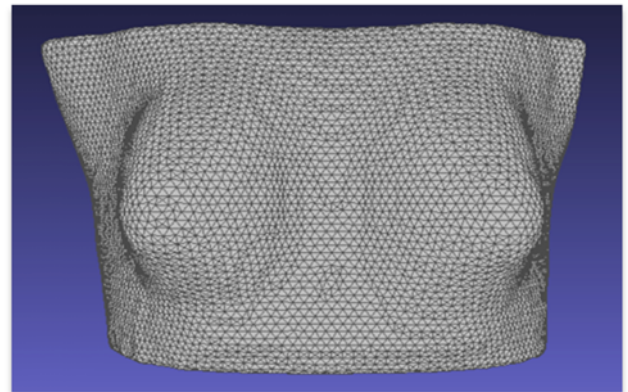
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface

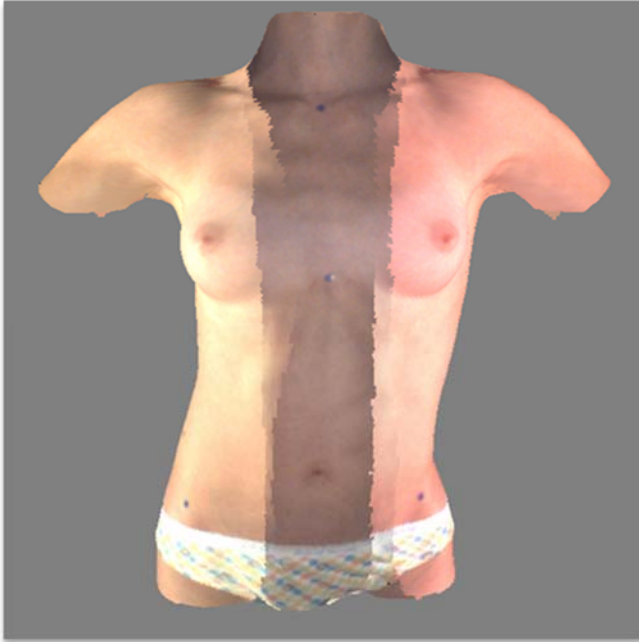


Maillage IRM



# Patiente 21

## Vue de face



## Vue de dos



## Vue de profil

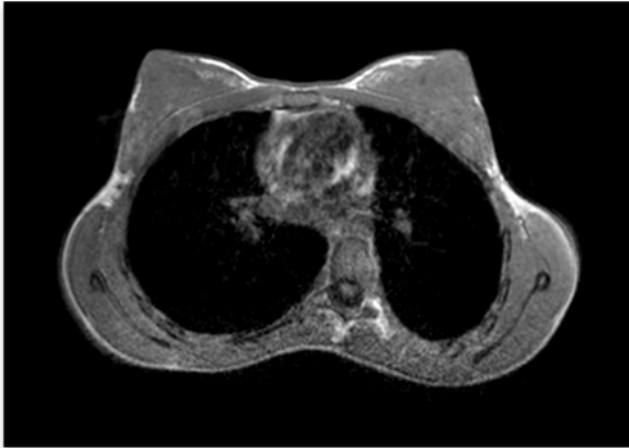


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 15.82 |
| Poids (kg)     | 34.1  |
| Taille (cm)    | 149.0 |
| Ménarche (ans) | 14.1  |
| Angle de Cobb  | 57    |

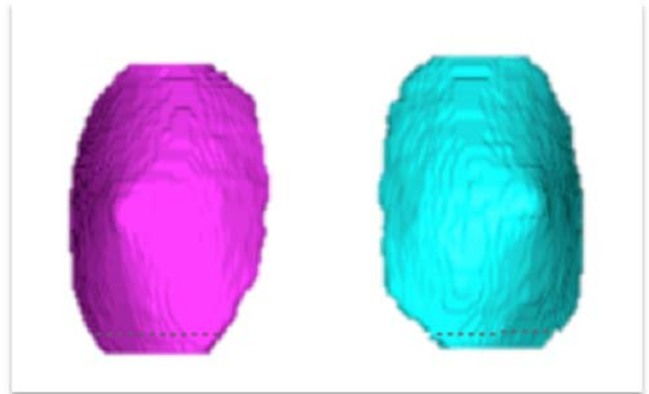


# Patiente 21

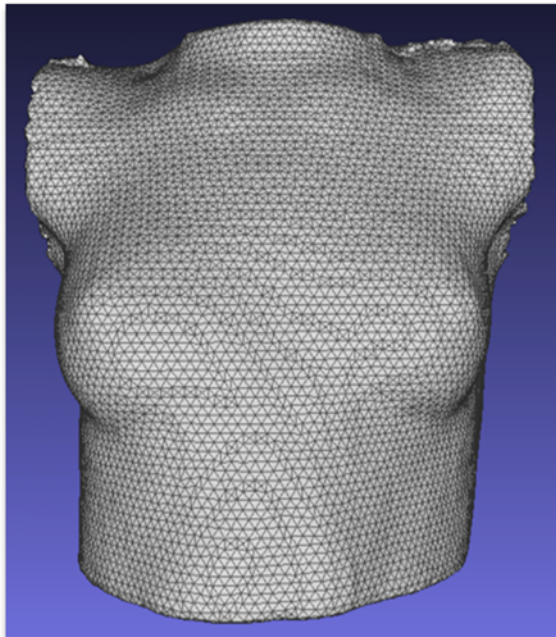
Coupe axiale IRM



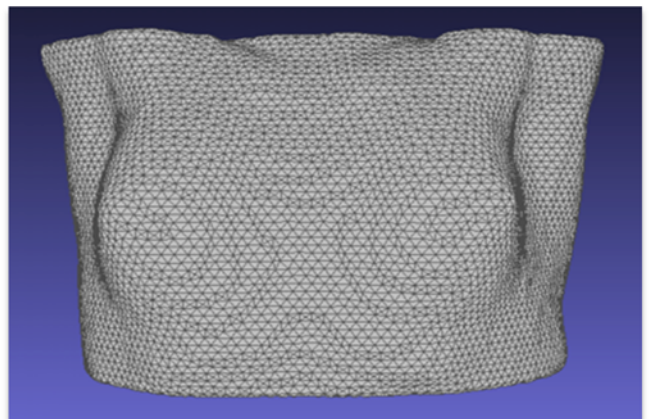
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface

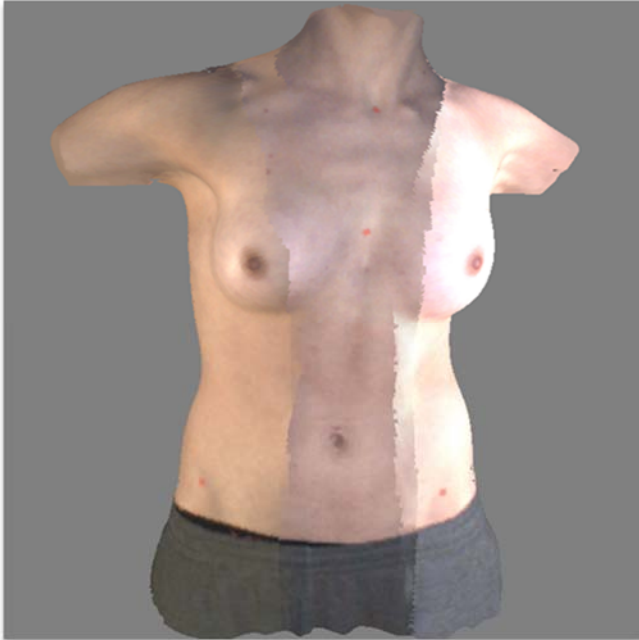


Maillage IRM



## Patiente 22

Vue de face



Vue de dos



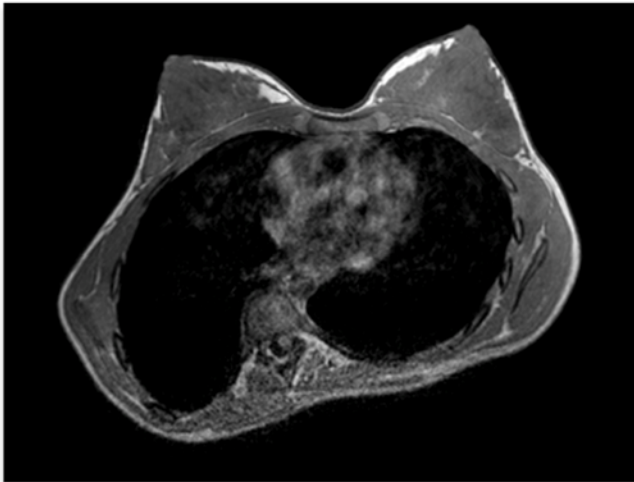
Vue de profil



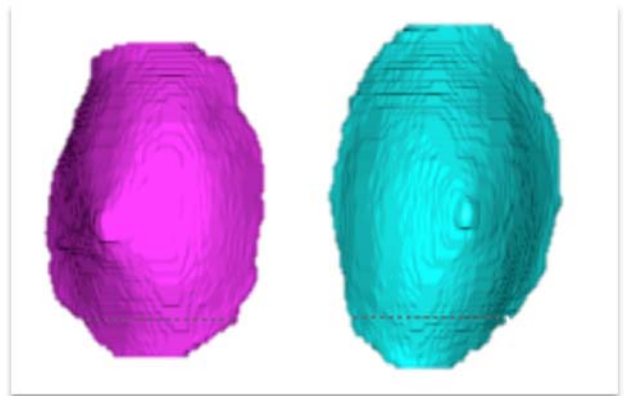
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 18.81 |
| Poids (kg)     | 49.3  |
| Taille (cm)    | 162.7 |
| Ménarche (ans) | 13.65 |
| Angle de Cobb  | 66    |

# Patiente 22

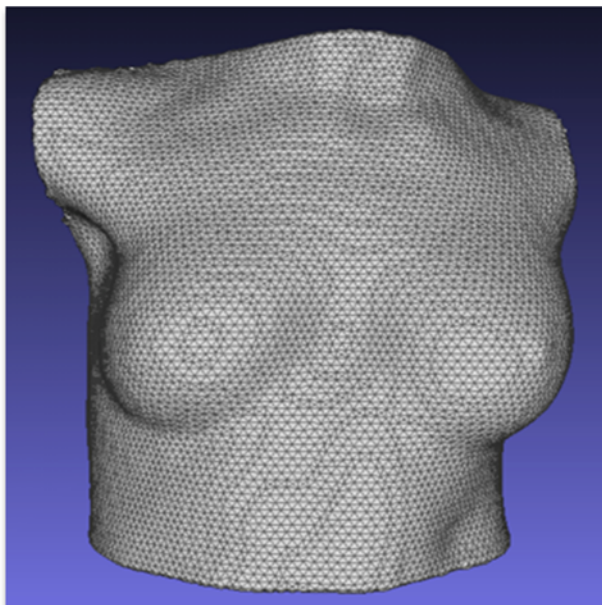
Coupe axiale IRM



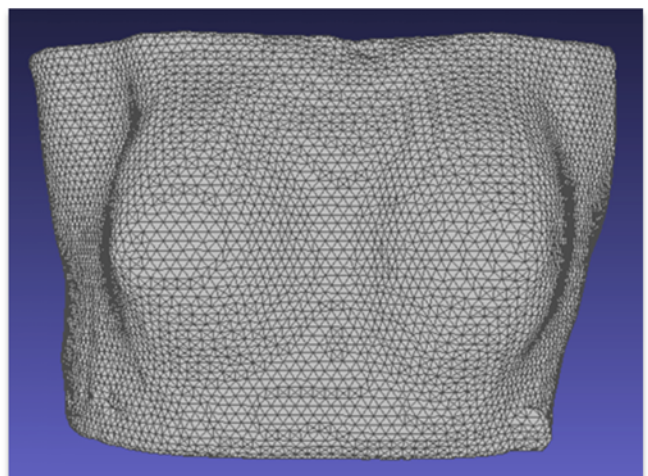
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 23

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil

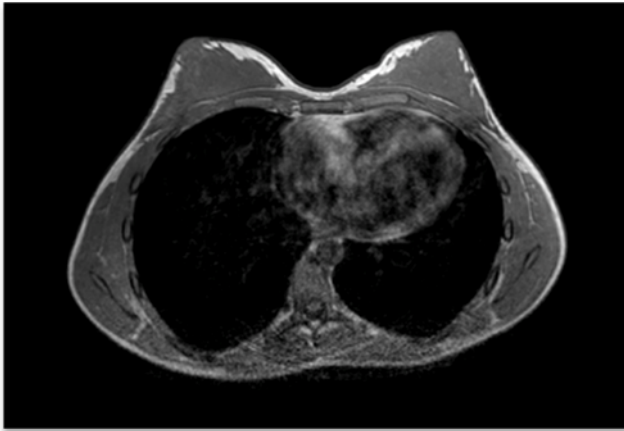


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 17.64 |
| Poids (kg)     | 46.7  |
| Taille (cm)    | 157.0 |
| Ménarche (ans) | 12.24 |
| Angle de Cobb  | 31    |

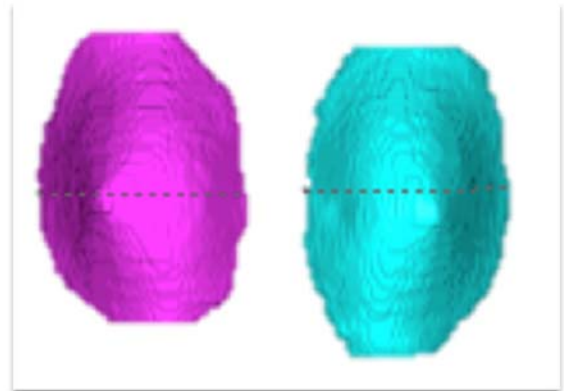


# Patiente 23

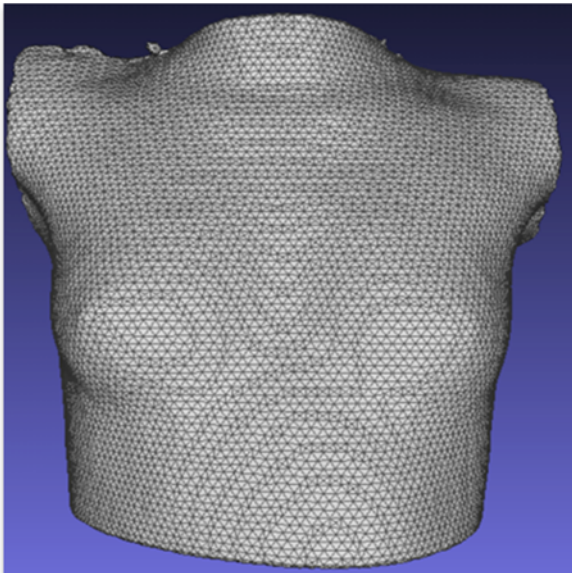
Coupe axiale IRM



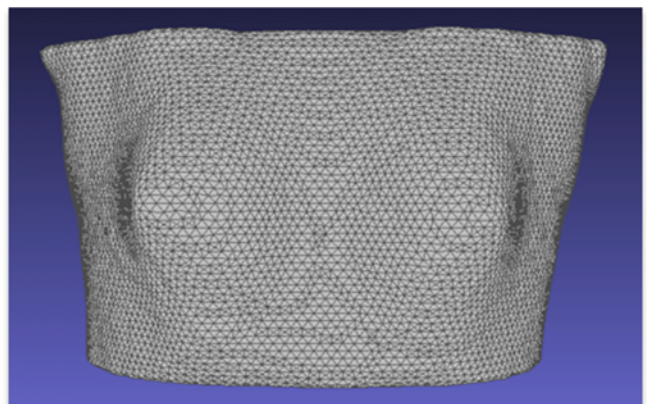
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 24

Vue de face



Vue de dos



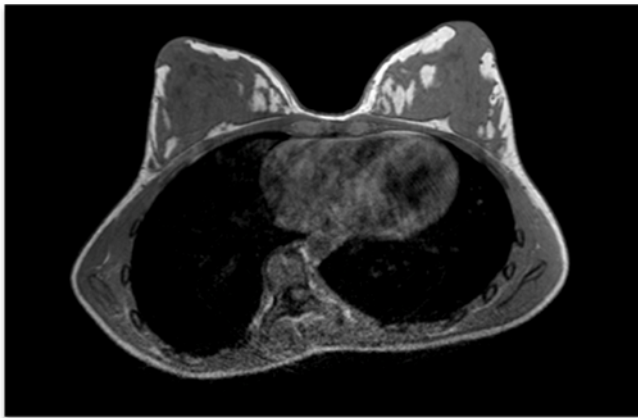
Vue de profil



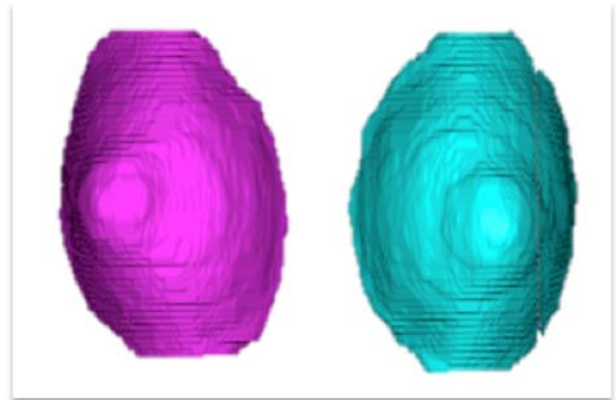
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 14.81 |
| Poids (kg)     | 54.9  |
| Taille (cm)    | 171.1 |
| Ménarche (ans) | 13.54 |
| Angle de Cobb  | 55    |

# Patiente 24

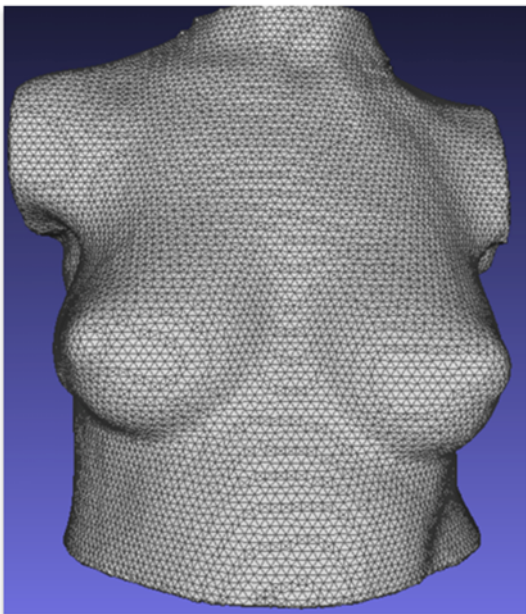
Coupe axiale IRM



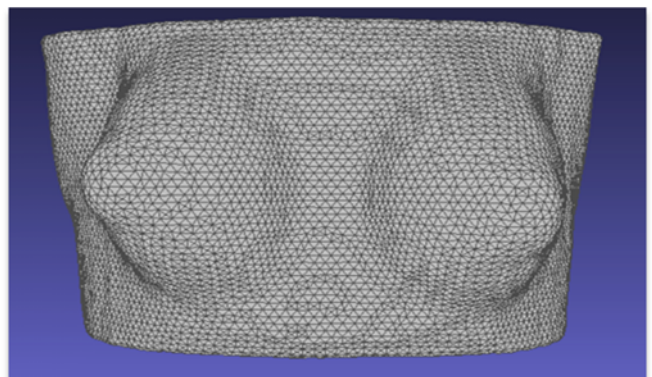
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 25

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil

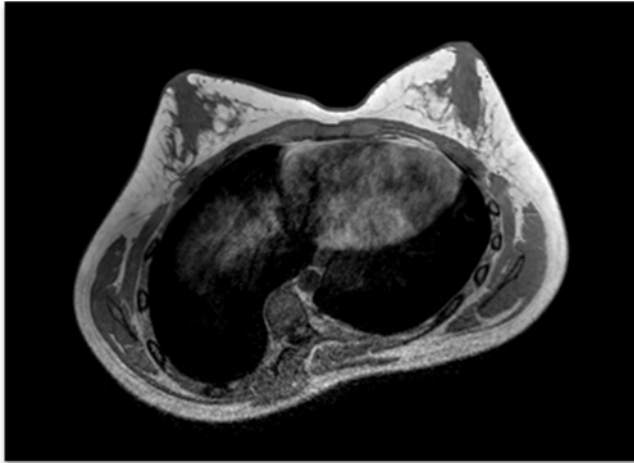


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 14.90 |
| Poids (kg)     | 69.9  |
| Taille (cm)    | 163.9 |
| Ménarche (ans) | 11.62 |
| Angle de Cobb  | 48    |

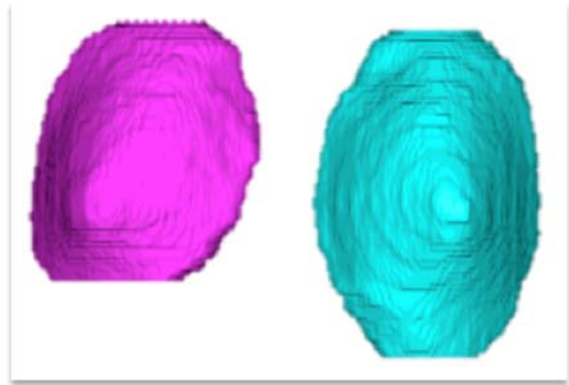


# Patiente 25

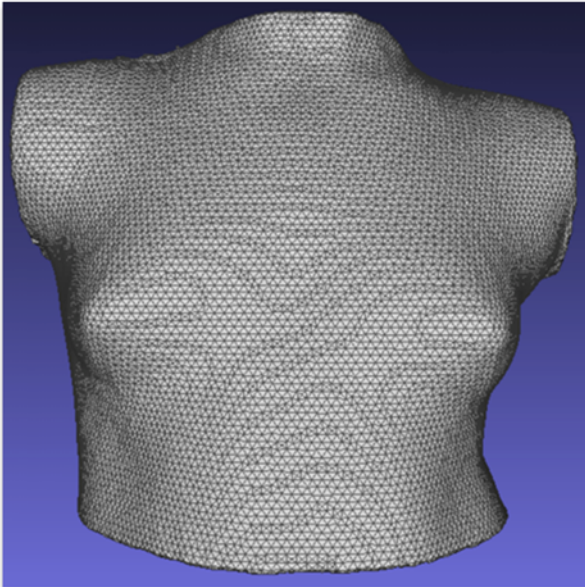
Coupe axiale IRM



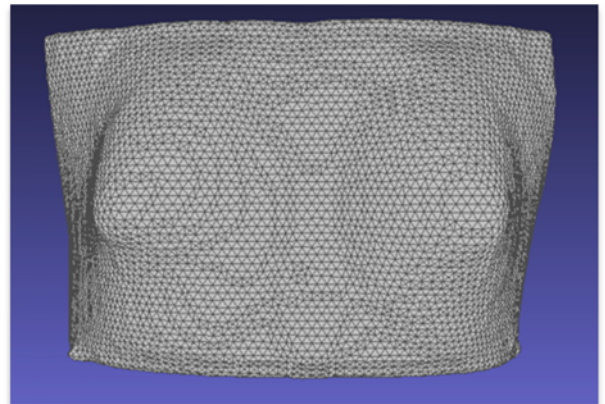
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 26

Vue de face



Vue de dos



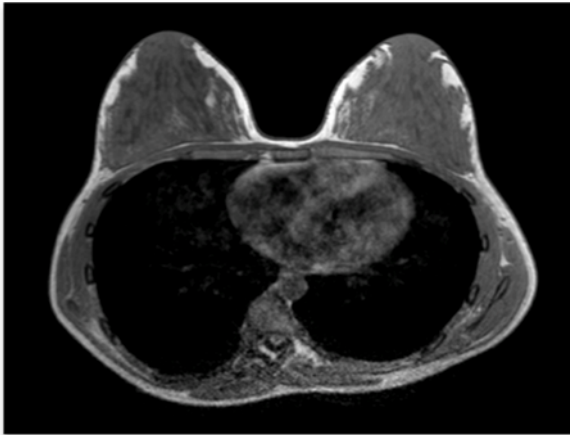
Vue de profil



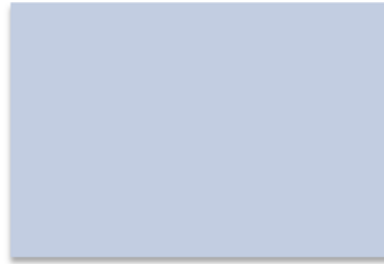
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 16.34 |
| Poids (kg)     | 51.3  |
| Taille (cm)    | 160.0 |
| Ménarche (ans) | 13.63 |
| Angle de Cobb  | 29    |

# Patiente 26

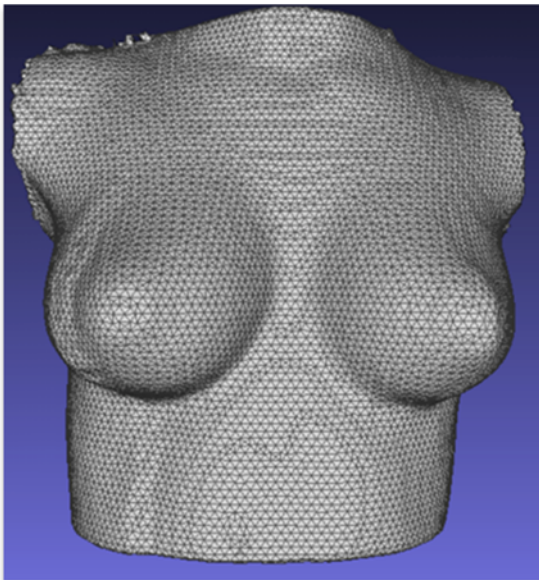
Coupe axiale IRM



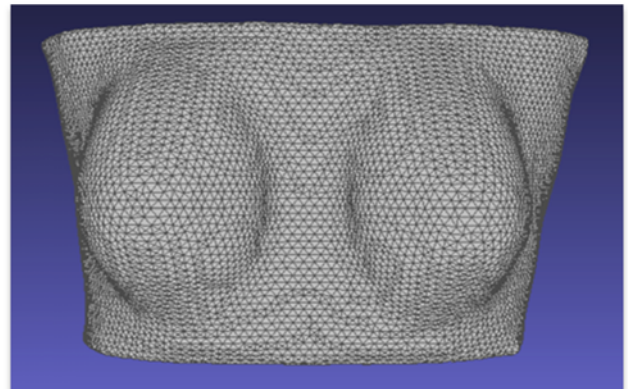
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 27

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil

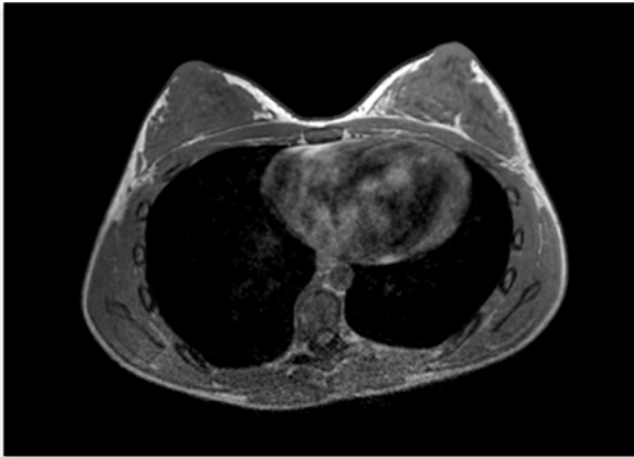


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 13.46 |
| Poids (kg)     | 44.7  |
| Taille (cm)    | 151.8 |
| Ménarche (ans) | 12.48 |
| Angle de Cobb  | 34    |

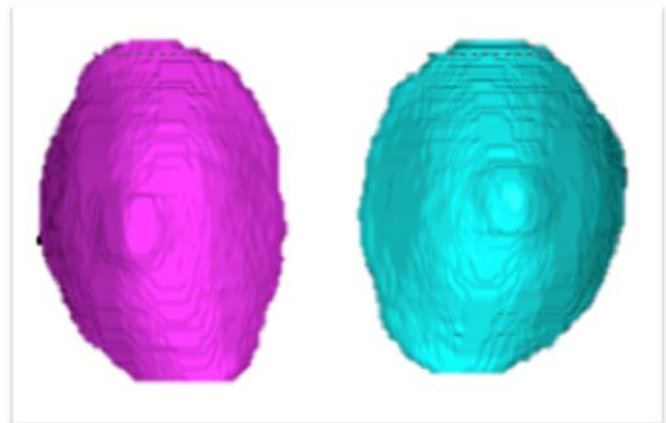


# Patiente 27

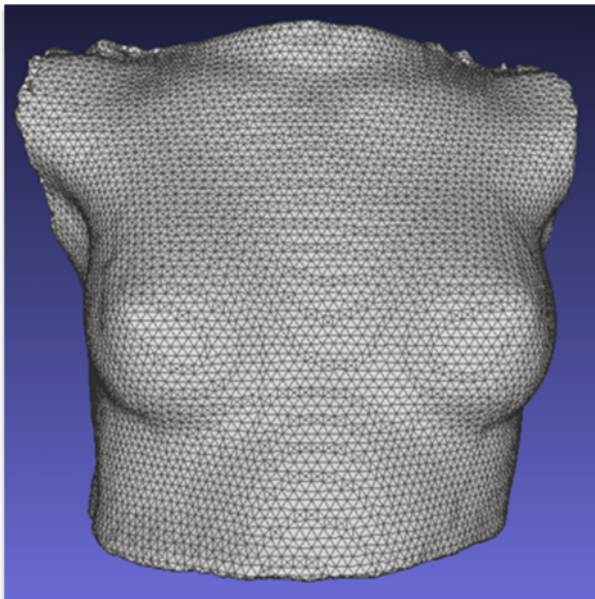
Coupe axiale IRM



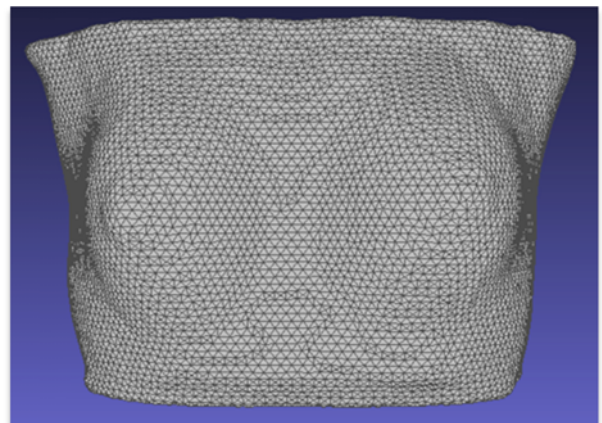
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 28

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil



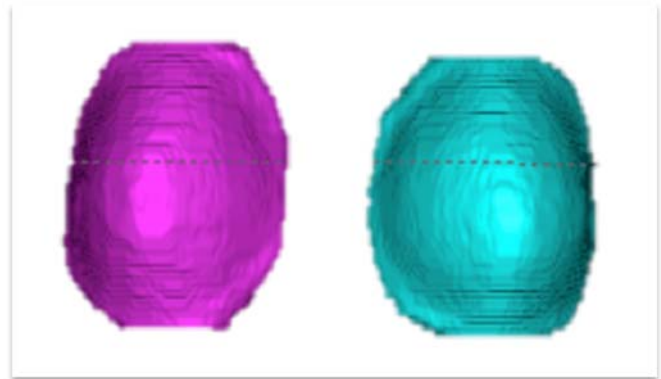
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 15.18 |
| Poids (kg)     | 55.9  |
| Taille (cm)    | 160.3 |
| Ménarche (ans) | 13.35 |
| Angle de Cobb  | 26    |

# Patiente 28

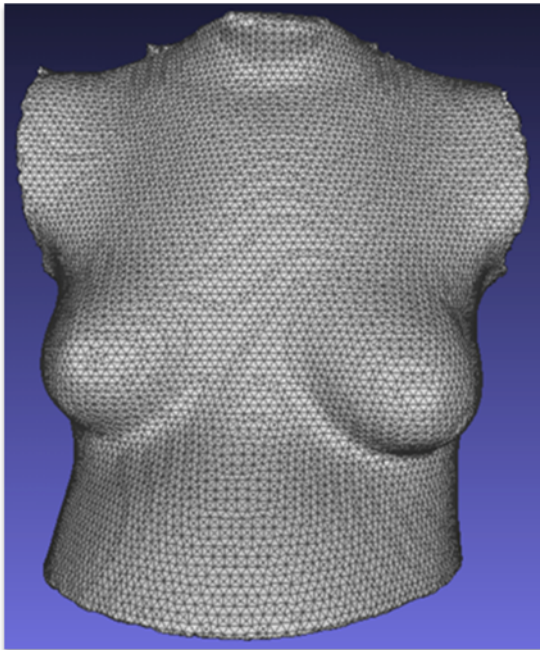
Coupe axiale IRM



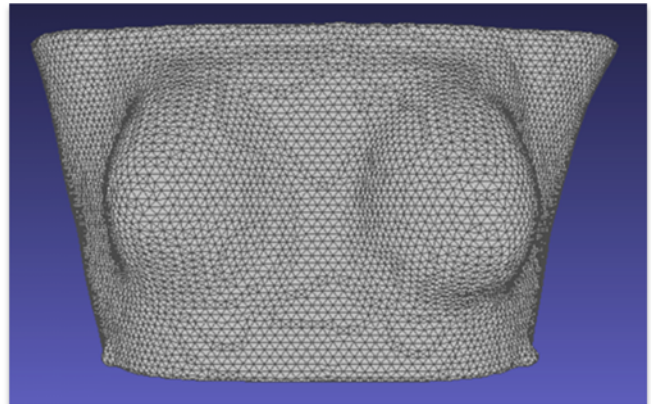
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 29

Vue de face



Vue de dos



Vue de profil

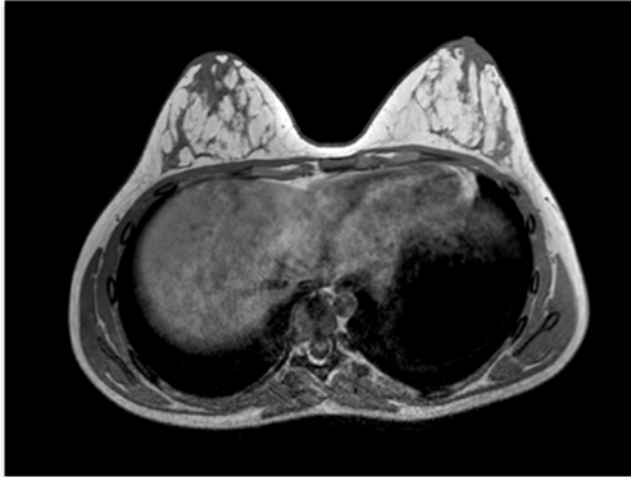


|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 14.75 |
| Poids (kg)     | 51.0  |
| Taille (cm)    | 156.3 |
| Ménarche (ans) | 12.53 |
| Angle de Cobb  | 44    |

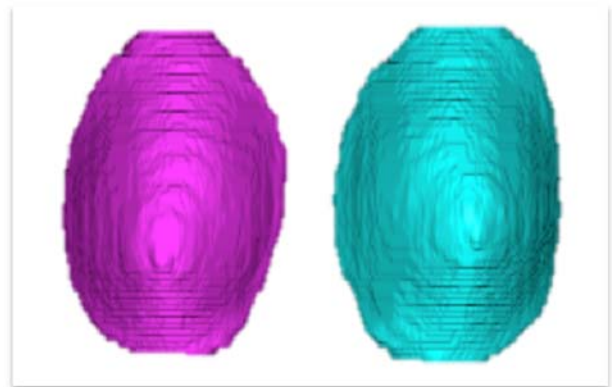


# Patiente 29

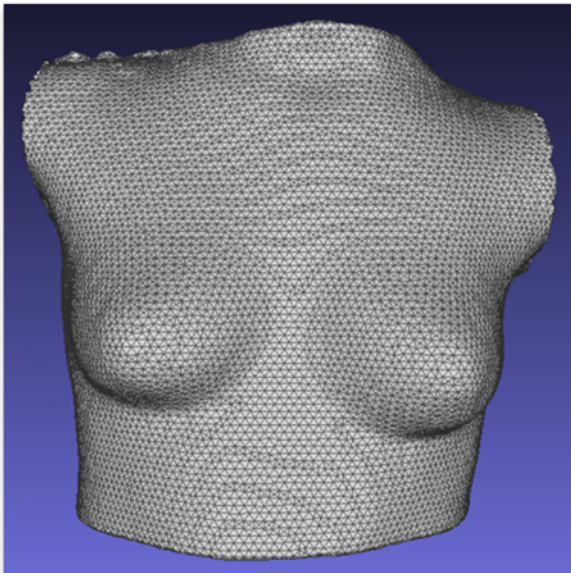
Coupe axiale IRM



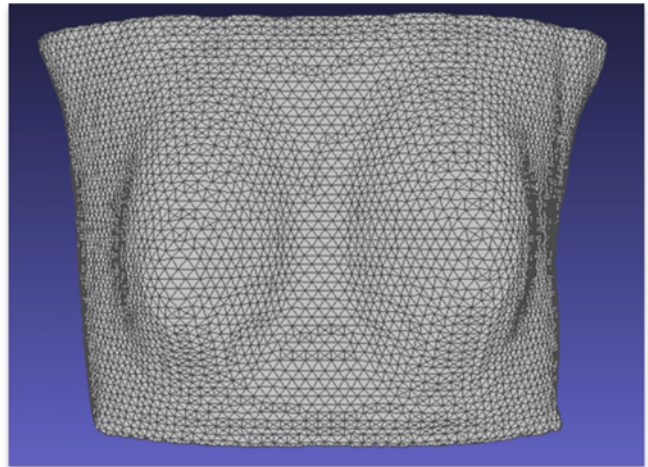
Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM



## Patiente 30

Vue de face



Vue de dos



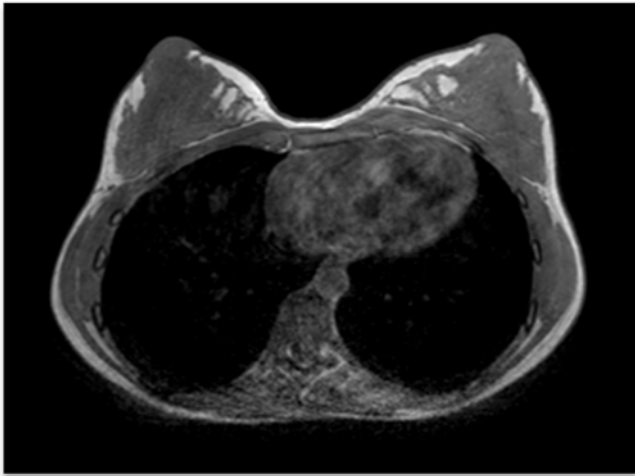
Vue de profil



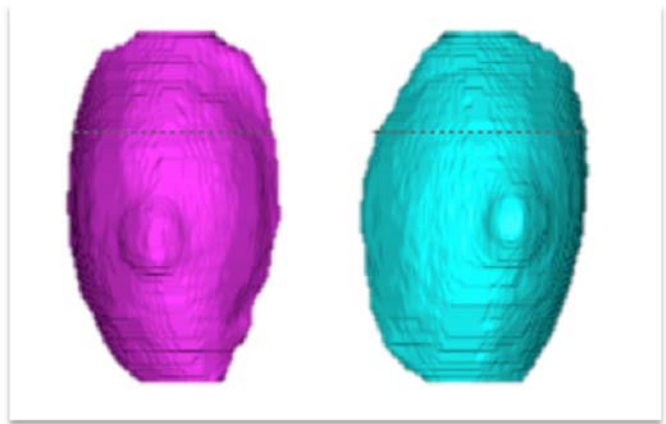
|                |       |
|----------------|-------|
| Âge (ans)      | 15.17 |
| Poids (kg)     | 49.2  |
| Taille (cm)    | 162.0 |
| Ménarche (ans) | 11.19 |
| Angle de Cobb  | 30    |

# Patiente 30

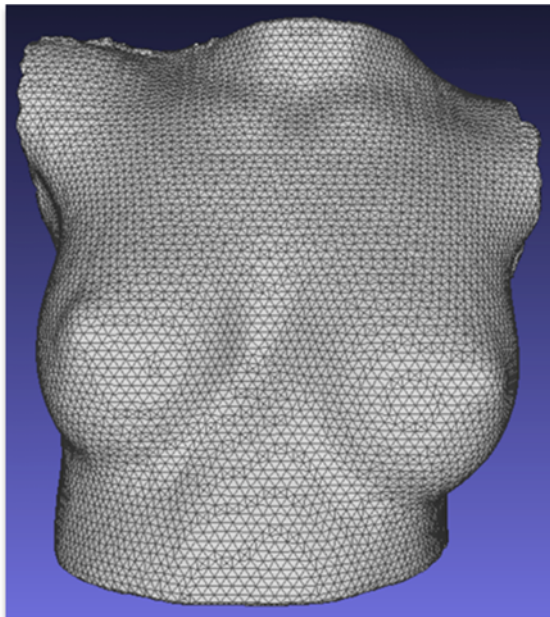
Coupe axiale IRM



Seins segmentés 3D



Maillage topo surface



Maillage IRM

