



**HAL**  
open science

# Surface de symétrie d'une structure 3D : application à l'étude des déformations scoliotiques du dos

Marion Morand

► **To cite this version:**

Marion Morand. Surface de symétrie d'une structure 3D : application à l'étude des déformations scoliotiques du dos. Modélisation et simulation. Université Montpellier, 2019. Français. NNT : 2019MONTTS107 . tel-02628542

**HAL Id: tel-02628542**

**<https://theses.hal.science/tel-02628542>**

Submitted on 26 May 2020

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

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

# THÈSE POUR OBTENIR LE GRADE DE DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER

En informatique

École doctorale I2S – Information, Structures, Systèmes

Unité de recherche LIRMM – Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Micro-électronique de Montpellier

## Surface de symétrie d'une structure 3D : application à l'étude des déformations scoliotiques du dos

Présentée par Marion MORAND

Le 10 décembre 2019

Sous la direction de Christophe FIORIO  
et Gérard SUBSOL

Devant le jury composé de

Julie DIGNE, CR CNRS, LIRIS, Université Claude Bernard Lyon 1

Jean-Luc MARI, Professeur, LIS, Université Aix-Marseille

Arnaud DUPEYRON, Professeur, Université Montpellier / PH, CHU de Nîmes

Sylvain PRIMA, CR INRIA, INRIA Rennes – Bretagne Atlantique

Rapporteuse

Rapporteur

Examineur

Examineur

Christophe FIORIO, Professeur, LIRMM, Polytech Montpellier

Gérard SUBSOL, CR CNRS, LIRMM Montpellier

Olivier COMAS, Docteur, DMS Imaging

Directeur de thèse

Co-encadrant

Invité



UNIVERSITÉ  
DE MONTPELLIER



*"Un homme heureux c'est un adulte qui répond à ses promesses d'enfant."*  
Georgio, Le Bonheur est un Syndrome (2013)

Pour toi, grand-père.



## REMERCIEMENTS

J'apparenterais dans ces remerciements le travail de doctorat à un marathon. Il y a eu l'euphorie sur la ligne de départ, avec les objectifs en ligne de mire. Puis, pendant 3 ans, les montagnes russes émotionnelles (aussi appelées dirac) ont pris place avant d'atteindre enfin, le but ultime de l'accomplissement en fin de course. Et même si, au fil des kilomètres, les pensées, les sensations et les sentiments évoluent et sont parfois mis à rude épreuves, il s'agit de tenir la cadence, de surmonter ses craintes, de faire abstraction à la tentation d'abandonner, pour accomplir son projet. Se lancer dans ce type d'aventure relève aussi d'une question d'engagement, envers soi-même et envers les autres. C'est pourquoi, avant de pouvoir passer la ligne d'arrivée, je souhaiterais remercier toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont apporté leur pierre à l'édifice et m'ont soutenu à concrétiser ma thèse.

J'aimerais donc commencer en exprimant ma gratitude à mon directeur de thèse **Christophe FIORIO** ainsi qu'à mes encadrants **Gérard SUBSOL** et **Olivier COMAS**. Sachez que l'encadrement que vous m'avez offert pendant ses trois années m'a permis de traverser les différentes épreuves de la thèse dans d'excellentes conditions. Merci pour l'ensemble de vos conseils avisés, pour votre aide, votre disponibilité, mais aussi pour la formation professionnelle que vous m'avez apportée. Merci aussi pour votre soutien sans faille sur le plan personnel. Quelques lignes ne suffiront malheureusement pas à résumer tout ce que vous m'avez apporté.

**Christophe** et **Gérard**, je tiens à vous remercier très chaleureusement pour votre enseignement. J'ai découvert à vos côtés le système de la recherche et de l'enseignement. Je n'oublierai jamais ses moments passés à vos côtés, devant un tableau blanc à discuter des travaux de recherche, en journée dissection à la fac de médecine ou avec un mojito à la main sur les plages d'Honolulu. Ces 3 années ont été très enrichissantes et m'ont permis de consolider une bonne base pour je l'espère ma carrière à venir. A défaut de rester dans le monde académique, j'espère très sincèrement pouvoir un jour travailler à nouveau avec vous et qui sait, à mon tour pouvoir encadrer une thèse!

**Olivier**, je commencerais par te remercier de m'avoir appris à coder en C++ et à faire de jolis schémas explicatifs... A tes côtés, le jeune padawan que j'étais a pu être promu au rang de Jedi. Mais en réalité, je retiens bien plus de ces 3 années. Nos conversations m'ont montré la vie sous un autre angle, m'ont permis d'évoluer et plus globalement, m'ont rendu meilleure. Mentor dans la vie professionnelle et ami dans la vie personnelle, je ne trouverais jamais les mots parfaits pour t'exprimer ma gratitude envers la personne que tu es et tout ce que tu as pu m'apporter.

J'aimerais ensuite remercier **Julie DIGNE** et **Jean-Luc MARI** pour avoir accepté de relire et évaluer mon manuscrit, ainsi que **Arnaud DUPEYRON** et **Sylvain PRIMA** pour avoir accepté d'être examinateur de cette thèse. Je suis reconnaissante de votre présence et de vos remarques constructives pendant ces derniers mois de thèse.

J'en profite également pour remercier le docteur **Manon BOLZINGER** pour nos collaborations de recherche pendant nos thèses respectives. L'aide que tu m'as apporté m'a été très précieuse.

Je souhaiterais maintenant remercier l'ensemble de l'équipe ICAR du LIRMM. Je garderais de très bons souvenirs des moments passés à vos côtés (pendant les journées d'équipes, les C&C(&C), les afterworks...). Vous avez tous votre petit truc à vous qui rend cette équipe unique et qui m'a permis d'évoluer positivement. Un merci spécifique s'impose pour la team des sportifs, **Sébastien VILLON, Frédéric COMBY, William PUECH, Quentin PENTEK**, avec lesquels j'ai passé de nombreuses heures à transpirer et souffrir mais toujours avec le sourire! Et je le sais, il manque quelqu'un à cette liste... Mais cette personne mérite son propre paragraphe.

**Pauline PUTEAUX**, ma collègue, mon amie. Je souhaiterais en effet te remercier d'un point de vue professionnel car tu apportes au sein de cette équipe bien plus que nous tous réunis. Un grand nombre des bons souvenirs créés pendant cette thèse te reviennent. Ces moments, ces événements, ont été rendus possibles grâce à ton engagement et à ton travail acharné. Tu as cette capacité à tout mener de front pour pouvoir faire plaisir aux autres. Alors pour cela, merci. Je souhaiterais aussi te remercier plus personnellement d'être la personne que tu es, merci pour ton soutien, pour ta bienveillance et tout simplement, pour ton amitié. Ta présence quotidienne dans le bureau voisin me manquera énormément, mais heureusement quelque soit la distance qui nous sépare le "dogs birthday" annuel nous réunira chaque année!;-)

Pour poursuivre, je souhaiterais remercier l'ensemble de la société DMS Imaging. En particulier merci à l'équipe AXS, **Christine REAUX, Élodie ROMERO, Phuong NGUYEN, Clément JOVET et Tiana RANDRIAMINAHISOA**, pour leur accueil dans l'équipe en 2016 et pour m'avoir donné l'envie de faire parti de ce beau projet. Je souhaiterais ensuite remercier l'équipe dirigeante, **Samuel SANCERNI, Jean RINGOT, Swan TUFFERY et Nebojsa STOJANOVIC**, qui m'a fait confiance tout au long de ces 3 années et m'a donné l'opportunité de réaliser cette thèse dans de bonnes conditions. Merci aussi à l'ensemble de l'équipe R&D qui a suivi avec bienveillance, de près ou de loin mon évolution. Je pense en particulier aux petites attentions de **Rémi Sayag, Caroline JULIAN, Olivier JAMBU, David GALLO**. Et surtout merci à l'équipe ADAM et à **Nicolas COULIÉ** de m'avoir supporté dans leur bureau...;-) Merci aussi à la team covoit (autrement appelée team "potins") et en particulier à **Stéphane GUASP ROCA, Romain ANDRÉ et Florent VEYE** avec qui j'aurais refait le monde... Un clin d'oeil particulier à la team R&D Girls, à savoir **Sana EL OUAZGHARI et Alexandra MLODZINSKI**, ainsi qu'à la team Marketing **Pierik LEJUS REALI et Théo BRUNIER**, pour les bons moments passés avec vous. Devenus bien plus que de simples collègues, nos moments m'ont permis de décompresser lorsque c'était nécessaire et votre soutien de m'accrocher lorsque je n'y arrivais plus.

J'aimerais terminer le paragraphe DMS Imaging avec toi, **Léa JACQUEMIN**. Je me souviendrais toujours de notre rencontre. Ce jour-là, nous étions bloquées sur l'autoroute par une tempête de neige qui touchait Montpellier. Depuis, on ne s'est plus quitté. Tu m'as alors épaulé continuellement, avec bienveillance et sincérité, et pour cela merci.

Aussi, auprès de toi, j'ai appris que chaque moment était précieux (et on en aura bien profité!). Ce n'est que le début d'une amitié auquel je tiens beaucoup.

Même si les travaux que je menais dans le cadre de ma thèse me permettaient de me sentir encore connectée avec le monde réel, il m'arrivait parfois de m'envoler... C'est pourquoi, je ne pourrais oublier l'ensemble de l'équipe médicale qui m'a soutenu à bout de bras et qui m'a permis de me relever lorsque j'étais au plus bas. Je souhaite ainsi remercier du plus profond de mon cœur battant **Dr SULTAN, Mme GRABIANOWSKI et Mr SAHUC** ainsi que tout le staff de l'unité papillon de la Clinique Stella. Merci aussi à tous les papillons que j'ai pu croiser en chemin et particulièrement à toi **Justine**, mon rayon de soleil. J'aimerais aussi avoir une petite pensée à toutes celles et ceux qui se battent encore contre la maladie. N'oubliez pas que *"Les crises, les bouleversements et la maladie ne surgissent pas par hasard. Ils nous servent d'indicateurs pour rectifier une trajectoire, explorer de nouvelles orientations, expérimenter un autre chemin de vie"* (Carl Gustav Jung). Aujourd'hui, j'ai trouvé ma voie et j'espère que demain, ce sera votre tour.

Pour finir, je tiens à remercier toute ma famille, mes proches et mes amis qui m'ont encouragé et soutenu pendant ces 3 ans. Un merci particulier à mes parents, sans qui je n'en serais jamais arrivé là.



# TABLE DES MATIÈRES

<b>Table des matières</b>	<b>vi</b>
<b>I Introduction</b>	<b>1</b>
<b>1 Introduction générale et problématique de la thèse</b>	<b>3</b>
1.1 Contexte . . . . .	3
1.2 Nos contributions . . . . .	6
<b>II Contexte général</b>	<b>9</b>
<b>2 La scoliose, une déformation 3D du rachis</b>	<b>11</b>
2.1 Anatomie du rachis . . . . .	12
2.1.1 Référentiel anatomique . . . . .	12
2.1.2 Le rachis sain . . . . .	12
2.2 Le rachis scoliotique . . . . .	14
2.2.1 La scoliose . . . . .	14
2.2.2 Déformation 3D du rachis . . . . .	15
2.3 Prise en charge de la scoliose . . . . .	16
2.3.1 Le dépistage de la scoliose . . . . .	16
2.3.2 Le diagnostic clinique . . . . .	18
2.3.3 Le diagnostic radiologique . . . . .	18
2.3.4 Classification des scolioses . . . . .	23
2.3.5 Diagnostic évolutif : indice de progression de la scoliose . . . . .	25
2.3.6 Le traitement de la scoliose . . . . .	25
2.4 Les inconvénients de la prise en charge actuelle de la scoliose . . . . .	27
<b>3 Imagerie surfacique du dos et indicateurs de forme 3D</b>	<b>29</b>
3.1 Acquisitions optiques surfaciques pour l'évaluation de la scoliose . . . . .	30
3.2 Un dispositif d'acquisition 3D surfacique du dos : BIOMOD L . . . . .	33
3.2.1 Généralités sur les systèmes de la gamme BIOMOD . . . . .	33
3.2.2 Fonctionnement du dispositif BIOMOD L . . . . .	34
3.2.3 Les maillages surfaciques BIOMOD . . . . .	36
3.3 Indicateurs 3D d'évaluation des déformations de la surface du dos . . . . .	37
3.4 Vers un indice fondé sur une surface de symétrie courbe . . . . .	41

<b>III Symétrie d'une structure bilatérale courbée</b>	<b>43</b>
<b>4 Surface de symétrie courbe d'une structure 3D</b>	<b>45</b>
4.1 Symétrie d'une structure 3D . . . . .	46
4.2 Symétrie orthogonale par rapport à un plan . . . . .	46
4.2.1 Définition et caractérisation . . . . .	46
4.2.2 État de l'art des méthodes de détection d'un plan de symétrie . . . . .	47
4.3 Symétrie orthogonale par rapport à une surface courbe . . . . .	56
4.3.1 Généralisation de la symétrie orthogonale à une surface quelconque	56
4.3.2 La symétrie orthogonale courbe, un problème ancien . . . . .	56
4.3.3 Détection d'une courbe de symétrie . . . . .	57
4.3.4 Détection d'une surface de symétrie basée sur des sections 2D . . . . .	59
4.3.5 Détection d'une surface de symétrie basée sur la géométrie 3D . . . . .	62
4.4 Une nouvelle méthode de calcul de surface de symétrie . . . . .	66
4.4.1 Quelques problèmes liés au calcul d'une surface de symétrie . . . . .	66
4.4.2 Présentation générale de la méthode . . . . .	66
4.4.3 Calcul d'une surface de symétrie par morceaux . . . . .	68
4.4.4 Validation de la méthode sur des structures paramétriques . . . . .	73
4.4.5 Vers une surface de symétrie continue . . . . .	76
4.5 Bilan . . . . .	78
<b>5 La carte d'asymétrie courbe, une nouvelle méthode d'étude des asymétries d'une structure bilatérale</b>	<b>79</b>
5.1 Introduction . . . . .	80
5.2 Le problème de la comparaison des cartes d'asymétrie . . . . .	83
5.3 Limites des méthodes présentées dans l'état de l'art . . . . .	93
5.4 Calcul et normalisation d'une carte d'asymétrie courbe . . . . .	93
5.4.1 Présentation générale de l'algorithme . . . . .	93
5.4.2 Calcul d'une carte d'asymétrie courbe individuelle 3D à partir de la surface de symétrie . . . . .	94
5.4.3 Normalisation de la carte d'asymétrie individuelle courbe . . . . .	96
5.5 Bilan . . . . .	99
<b>IV Vers une nouvelle caractérisation 3D de la scoliose</b>	<b>103</b>
<b>6 Analyse et suivi de la scoliose par carte d'asymétrie</b>	<b>105</b>
6.1 Introduction . . . . .	106
6.2 État de l'art des méthodes d'analyse et de suivi de la scoliose par carte d'asymétrie planaire . . . . .	107
6.3 Mise en place d'une base de données de surface du dos . . . . .	116
6.3.1 Cohorte de patients et acquisitions de la surface du dos . . . . .	116
6.3.2 Prétraitement des maillages surfaciques 3D . . . . .	117
6.4 Étude de l'application de la carte d'asymétrie courbe aux dos scoliotiques	121

6.4.1	Comparaison entre les cartes d'asymétrie plane et courbe . . . . .	121
6.4.2	Étude de cas n°1 : les scolioses thoraciques . . . . .	126
6.4.3	Étude de cas n°2 : les scolioses lombaires . . . . .	127
6.4.4	Étude de cas n°3 : les scolioses doubles . . . . .	128
6.4.5	Étude de cas n°4 : évolution de la scoliose . . . . .	130
6.5	Discussion . . . . .	131
6.6	Bilan . . . . .	132
<b>7</b>	<b>Modélisation 3D du rachis</b>	<b>133</b>
7.1	Introduction . . . . .	134
7.2	Détection de la ligne des épineuses . . . . .	138
7.2.1	Introduction . . . . .	138
7.2.2	Détection automatique de la ligne des épineuses . . . . .	140
7.2.3	Limites des méthodes actuelles . . . . .	148
7.2.4	Utilisation de la ligne de symétrie pour détecter la ligne des épineuses . . . . .	150
7.2.5	Robustesse de notre méthode . . . . .	154
7.3	Évaluation de la rotation axiale des vertèbres . . . . .	156
7.3.1	Introduction . . . . .	156
7.3.2	Utilisation de la surface de symétrie pour évaluer la rotation axiale	157
7.3.3	Résultats et discussion . . . . .	158
7.4	Modélisation 3D du rachis à l'aide de la surface de symétrie . . . . .	160
7.5	Bilan et perspectives . . . . .	162
<b>V</b>	<b>Conclusion générale et perspectives</b>	<b>165</b>
<b>8</b>	<b>Conclusion et perspectives</b>	<b>167</b>
8.1	Bilan de nos contributions . . . . .	167
8.2	Perspectives . . . . .	168
8.2.1	Amélioration de la détection de la surface de symétrie et l'étude de de l'asymétrie . . . . .	168
8.2.2	Études de différentes postures . . . . .	170
8.2.3	Extension de la méthode à d'autres surfaces anatomiques . . . . .	170
<b>9</b>	<b>Publications</b>	<b>175</b>
	<b>Références</b>	<b>177</b>

**Première partie**

**Introduction**



## INTRODUCTION GÉNÉRALE ET PROBLÉMATIQUE DE LA THÈSE

### 1.1 Contexte

La scoliose est une déformation tridimensionnelle (3D) complexe et évolutive de la colonne vertébrale (aussi appelée rachis), comme illustrée figure 1.1. Selon [Aroeira et al. \(2016\)](#), cette maladie touche 2 à 4% des jeunes individus dans le monde, pendant leur croissance, dont principalement la population féminine. Elle se manifeste par l'apparition d'altérations de la forme de la surface du dos, telles qu'une bosse ou encore une asymétrie des épaules ou des omoplates.

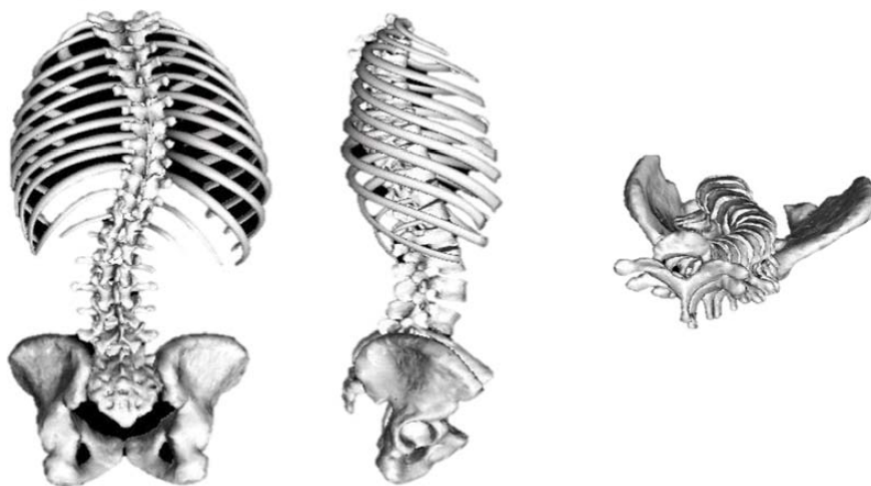


FIGURE 1.1: Modélisation 3D d'un rachis sciotique, proposée par [Ramsay \(2013\)](#)

La visualisation des déformations décrites précédemment entraîne une première consultation médicale visant à confirmer le dépistage de l'anomalie. Le prise en charge du patient implique ensuite la prescription d'un examen radiologique, qui permet d'établir le diagnostic définitif de la scoliose, grâce à une visualisation interne des déformations de la colonne vertébrale. Cet examen permet alors d'établir la sévérité de la scoliose et son caractère évolutif, ainsi que l'évaluation de la stratégie de suivi de la maladie et de traitement à envisager. Dans ce cas, un suivi radiologique rapproché est engagé pour suivre l'évolution de la pathologie, jusqu'à sa stabilisation.

Cependant, la première partie du protocole de diagnostic de la scoliose réalisée en consultation clinique, pendant laquelle le praticien quantifie les déformations visibles sur la surface du dos, s'avère trop souvent positive lorsque la maladie n'est pas réellement présente (Seoud, 2012). Ce fait entraîne alors un excès de radiographies. De plus, une fois la pathologie diagnostiquée, le suivi rapproché de l'évolution de la déformation provoque un nombre important d'examens radiologiques. Or, les doses de rayons X délivrées aux patients, et plus particulièrement aux enfants, sont une préoccupation majeure de la santé publique du fait des effets indésirables que ces derniers peuvent occasionner. C'est pourquoi, l'objectif commun des études sur ce sujet vise la diminution du nombre de radiographies prescrites dans le cas du diagnostic et du suivi de la scoliose.

Par ailleurs, les images radiographiques fournissent uniquement une visualisation et des mesures bidimensionnelles (2D) projectives de la colonne vertébrale. Celles-ci ne permettent alors pas d'apprécier le réel caractère 3D des courbures scoliotiques. Une solution serait d'utiliser une imagerie tridimensionnelle de type scanner ou IRM. Cependant celle-ci nécessite que le patient soit en position couchée ce qui modifie les courbures scoliotiques. Ainsi, pour améliorer le diagnostic, l'évaluation et le suivi des pathologies qui affectent l'organisation spatiale du rachis, il semble essentiel d'accéder à des mesures 3D obtenues sans rayons X et sur un patient debout.

Concernant la prise en charge thérapeutique, un traitement non-invasif (séances de kinésithérapie et/ou corset orthopédique) peut être prescrit pour ralentir l'aggravation de la déformation. Néanmoins, dans le cas où la pathologie est découverte tardivement ou si la déformation est trop importante, une chirurgie redressant la colonne vertébrale devient nécessaire. Cette intervention chirurgicale peut être complexe, voire risquée. Selon Cheung et al. (2015), une détection précoce de la scoliose permettrait d'éviter les progressions excessives des déformations de la colonne vertébrale et pourrait diminuer le nombre de chirurgies du rachis.

Depuis quelques années, de nouveaux dispositifs médicaux non irradiants pour la détection et le suivi de scoliose sont apparus (Drerup, 2014). Ces systèmes sont fondés sur des acquisitions surfaciques du dos ou du tronc en 3D, à partir d'un procédé optique. En plus d'être non irradiant, leur intérêt est de pouvoir fournir des informations liées aux altérations de la surface externe auxquelles les radiographies ne donnent pas accès. Leur objectif est de relier la géométrie interne de la colonne vertébrale et la morphologie externe de la surface du dos ou du tronc (Le Cann, 2004). Cette corrélation, dite "interne - externe", se base sur le calcul de paramètres 3D quantifiant les déformations et l'asy-

métrie de cette surface anatomique. D'après l'encyclopédie Larousse consultée en ligne, les mots "asymétrie" et "dissymétrie" sont souvent employés l'un pour l'autre dans la langue courante. Cependant, leurs définitions strictes sont différentes. L'*asymétrie* est une absence totale de symétrie (préfixe a-, sans) tandis que la *dissymétrie* est un défaut, une altération dans la symétrie (préfixe dis-, séparé de). Dans la suite de ce manuscrit, on entendra par "asymétrie" les différences de morphologie entre les parties droites et gauches de la surface étudiée.

Aux prémices de la création des dispositifs d'acquisition surfacique, [Hierholzer \(1985\)](#) écrivait *"L'évaluation objective et quantitative des asymétries de la surface du dos est d'un intérêt fondamental pour la détection et le suivi de la scoliose. Du fait de la déviation latérale de la colonne vertébrale, la scoliose est fondamentalement une perturbation de la symétrie droite / gauche du squelette. La rotation vertébrale, généralement combinée avec ce déplacement latéral, produit une composante additionnelle de l'asymétrie"*. Cependant, aujourd'hui, la plupart des indices surfaciques qui évaluent les déformations de la surface du dos ou du tronc se basent sur le placement de marqueurs cutanés locaux. Or, le placement de ces derniers nécessite que le praticien y soit formé ainsi que du temps. Cette étape opérateur-dépendante est donc source d'erreurs et l'étude de paramètres locaux ne caractérise pas la déformation globale de la surface du dos ([Komeili et al., 2015b](#)). De plus, d'après [Bolzinger \(2017\)](#), l'inconvénient de ces dispositifs réside dans l'existence de multiples variables topographiques qui nécessitent d'être combinées pour pouvoir mener à une conclusion médicale. Pour finir, [Pino-Almero et al. \(2017\)](#) explique qu'il est souvent difficile de comparer les différentes méthodes, parce qu'elles utilisent des paramètres mesurés à partir de différents appareils.

Ainsi, les possibilités d'amélioration du protocole d'évaluation de la scoliose doivent intervenir au niveau :

- du diagnostic : une méthode de détection précoce de cette maladie permettrait de mettre en place un traitement adéquat, afin de limiter son évolution et ainsi, d'éviter le recours à des prises en charge plus lourdes;
- du suivi : une analyse de l'évolution des déformations de la surface du dos, à intervalles réguliers, permettrait de limiter le nombre de radiographies prescrites et donc diminuerait l'irradiation du patient;

Ces deux points nécessitent l'élaboration, à partir d'acquisitions surfaciques 3D du dos, de nouveaux paramètres 3D qui permettrait alors une évaluation précise et quantitative des déformations 3D induites par la scoliose.

D'après [Cappetti et Naddeo \(2017\)](#), chez un sujet sain, la surface du dos peut être divisée en deux parties quasiment identiques, image l'une de l'autre à travers un plan de symétrie droite - gauche. De plus, dans le cas idéal, sa colonne vertébrale est centrée sur ce même plan ([Drerup, 2014](#)). Cependant, dans le cas d'une déformation scoliotique, le rachis dévie par rapport au plan de symétrie optimal du dos et ainsi cette propriété anatomique n'est plus assurée. C'est pourquoi, différents travaux ([Hong et al., 2017](#); [Ghaneei, 2017](#); [Ghaneei et al., 2018](#); [Komeili et al., 2014, 2015a,b](#)) proposent d'étudier les déformations de la surface du dos induites par la scoliose, en mettant en évidence les asymétries entre les parties droite et gauche du dos, se situant de part à d'autre



du plan de symétrie optimal de la structure. Cette technique a montré de premiers résultats encourageants pour la catégorisation des déformations externes induites par la scoliose (Komeili et al., 2014) ainsi que pour l'amélioration du protocole de surveillance des progressions des courbures scoliotiques. En effet, d'après Komeili et al. (2015b), 43% des patients, sans progression entre deux visites, ont pu éviter un examen radiologique.

## 1.2 Nos contributions

C'est dans le cadre de la démocratisation des dispositifs d'acquisitions 3D surfaciques et de l'enjeu majeur que représente la diminution du nombre d'examens radiologiques qu'est né ce sujet de thèse : « *Surface de symétrie d'une structure 3D : application à l'étude des déformations scoliotiques du dos* ».

Contrairement aux approches proposées dans la littérature (Hong et al., 2017; Ghaneei, 2017; Ghaneei et al., 2018; Komeili et al., 2014, 2015a,b), qui étudient les asymétries de la surface du dos à l'aide d'un plan unique de symétrie, nous proposons de les analyser à partir d'une surface de symétrie non planaire. L'hypothèse motivant cette idée est que, en présence de déformations liées à la scoliose, la symétrie de la surface du dos n'est plus assurée. En plus des bosses locales induites par la maladie, la déviation latérale du rachis implique que la surface du dos n'est globalement plus centrée autour du plan de symétrie. Ainsi, ce dernier ne suffit plus à identifier la localisation de la colonne vertébrale, ni à scinder la surface du dos en deux parties identiques pour l'analyse de leurs différences. De ce fait, nous pensons que le calcul d'une surface de symétrie non planaire permettrait d'obtenir un résultat plus précis sur les déformations induites par la scoliose. De plus, nous pouvons espérer que la surface de symétrie suit la colonne vertébrale dans le cas d'un patient scoliotique, comme le plan de symétrie dans le cas d'un patient sain. Ainsi, son calcul permettrait d'approximer la courbure de la colonne vertébrale touchée par la scoliose.

C'est pourquoi, les travaux de recherche menés dans le cadre de cette thèse visent à proposer une nouvelle méthode permettant de calculer une surface de symétrie non planaire du dos. Par la suite, à partir de cette dernière, nous introduisons une méthode d'évaluation de l'asymétrie d'une surface du dos et nous calculons de nouveaux paramètres 3D déductifs sur la présence et la catégorisation d'une scoliose. Ainsi, l'objectif de ces travaux est double.

- Les objectifs scientifiques : développer une méthode d'analyse des asymétries d'une structure bilatérale courbe;
- Les objectifs d'application médicale : identifier et évaluer des indicateurs surfaciques permettant d'analyser et de suivre la scoliose.

Ce manuscrit de thèse propose donc dans une première partie, détaillée dans les chapitres 2 et 3, de présenter une partie des notions médicales et des termes cliniques nécessaires à la compréhension de ce sujet de recherche. Puis, une seconde partie porte sur l'élaboration de nouvelles méthodes génériques. En particulier, le chapitre 4 s'intéresse alors dans un premier temps, à la définition et la caractérisation de la symétrie des structures bilatérales courbes puis dans un second temps, sur la conception d'un

---

algorithme automatique de détection d'une surface de symétrie courbe. Ensuite, le chapitre 5 introduit une méthode d'utilisation de cette dernière pour l'analyse des déviations par rapport à une symétrie parfaite, à l'aide d'une carte d'asymétrie. Pour finir, une troisième partie présente l'application médicale de ces propositions, aux maillages 3D surfaciques du dos. Le chapitre 6 propose d'étudier l'apport de la carte d'asymétrie, calculée à partir d'une surface de symétrie courbe, pour l'analyse des déformations de la surface du dos provoquées par la scoliose. Le chapitre 7 s'intéressera alors à la modélisation du rachis à partir de la surface de symétrie du dos. Pour finir, une conclusion apportera une discussion sur les travaux de recherches menés dans le cadre de cette thèse et sur les perspectives levées par ces derniers.



**Deuxième partie**

**Contexte général**



## LA SCOLIOSE, UNE DÉFORMATION 3D DU RACHIS

---

*Ce chapitre a pour objectif de fournir les informations nécessaires à l'identification des déformations anormales du rachis induites par la scoliose. Pour cela, la première section est consacrée aux notions d'anatomie du rachis, puis une seconde est destinée à définir les déformations scoliotiques et la caractérisation de la pathologie. La troisième section porte sur le parcours d'un patient présentant des symptômes de scoliose, de son dépistage jusqu'à la décision de traitement et enfin, une dernière a pour objectif de discuter des limites du protocole de prise en charge.*

---

## 2.1 Anatomie du rachis

### 2.1.1 Référentiel anatomique

La description de l'anatomie du corps humain se fonde sur un repère défini, relativement aux axes principaux du corps humains, par trois plans de l'espace qui permet entre autres de décrire la localisation et les mouvements des structures anatomiques. Ces plans sont illustrés figure 2.1 et sont décrits ci-dessous :

1. *Plan sagittal* (S) : plan « vertical » qui divise le corps en deux parties droite et gauche, en général symétriques;
2. *Plan transversal* (T) : plan « horizontal » qui sépare le corps en deux parties inférieure et supérieure;
3. *Plan frontal* (F) : plan « vertical » qui définit une partie antérieure (ventrale) et une partie postérieure (dorsale).

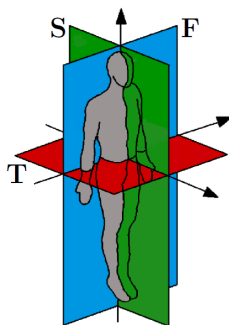


FIGURE 2.1: Référentiel anatomique, illustration adaptée de Gesbert (2014)

### 2.1.2 Le rachis sain

Le rachis, plus communément appelé colonne vertébrale, est l'axe principal du squelette. Cette structure osseuse articulée, située sur la partie médiane et postérieure du dos, débute à la base du crâne et s'étend jusqu'au bassin. D'après Dubousset (2018), le rachis sain n'a pas de courbure dans le plan frontal et à l'inverse, présente plusieurs courbures physiologiques inversées dans le plan sagittal. Ces dernières donnent au rachis une forme de "S" allongé, qui se distingue par la lordose<sup>1</sup> cervicale (creux du cou), la cyphose<sup>2</sup> thoracique (arrondi au milieu du dos), la lordose lombaire et enfin la cyphose sacrée.

Anatomiquement parlant, le rachis peut être vu comme un empilement osseux composé normalement de 34 vertèbres. Ces dernières sont séparées par des disques intervertébraux qui servent d'amortisseurs entre deux vertèbres successives. Le rachis se décompose en 2 parties caractéristiques, le rachis mobile et le rachis fixe, qui elles-mêmes

1. La lordose correspond à une courbure convexe antérieure, dans le plan sagittal.  
2. La cyphose correspond à une courbure convexe postérieure, dans le plan sagittal.

se divisent en plusieurs segments. Cette décomposition, définies plus précisément ci-dessous, est illustrée figure 2.2.

#### Le rachis mobile :

1. *Le rachis cervical* : C'est la partie supérieure du rachis, composée de 7 vertèbres que l'on nomme C1 à C7 (C1 étant la vertèbre la plus haute et C7 la plus basse).
2. *Le rachis thoracique* : Aussi appelé rachis dorsal, c'est la partie centrale du rachis et liée à la cage thoracique, composée de 12 vertèbres que l'on nomme de la même manière de T1 à T12.
3. *Le rachis lombaire* : Partie inférieure du rachis mobile, attachée directement au rachis fixe, elle est composée de 5 vertèbres nommées L1 à L5.

#### Le rachis fixe :

4. Le sacrum, composé de 5 vertèbres (S1 - S5) soudées entre elles.
5. Le coccyx, aussi composé de 5 vertèbres soudées entre elles.

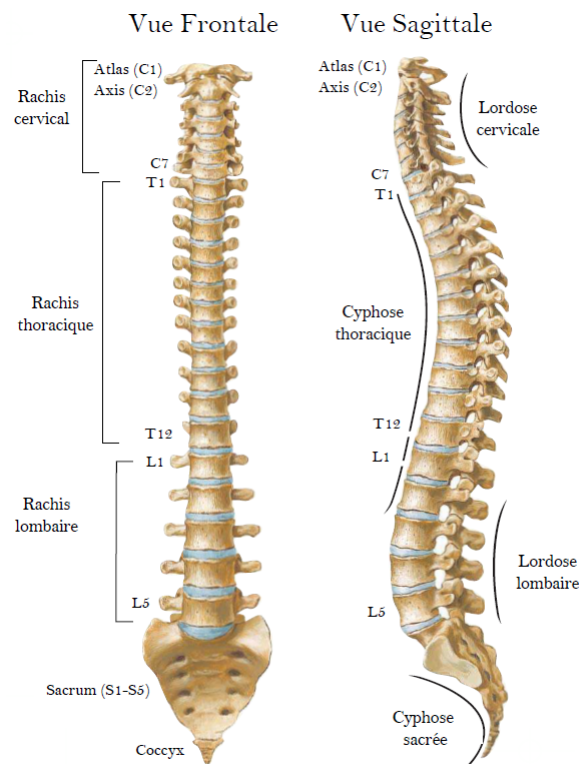


FIGURE 2.2: Anatomie du rachis, illustration adaptée de Le Cann (2004)



Schématiquement parlant, une vertèbre est constituée à l'avant par le corps vertébral, à l'arrière par le processus épineux et sur les côtés, par deux apophyses transverses. Cependant, comme le montre la figure 2.3, la morphologie et la taille des vertèbres varient en fonction de leurs positions dans le rachis.

Le corps vertébral est le cylindre constituant la partie principale de la vertèbre. Plus une vertèbre se situe dans la partie inférieure du rachis, plus la vertèbre porte du poids, et ainsi plus son corps vertébral est volumineux. Cette notion sera utile au chapitre 7.19, dans lequel les différentes épaisseurs de vertèbres seront étudiées dans le but d'estimer leurs localisations.

Concernant les processus épineux, ils sont orientés vers l'arrière pour les vertèbres cervicales et lombaires tandis que ceux des vertèbres thoraciques pointent vers le bas. L'ensemble des processus épineux s'unissent sur la ligne médiane du dos et forment la ligne des épineuses. Ce prolongement osseux, orienté vers l'arrière, se reflète sur la surface cutanée du dos sous forme d'une série de bosses. Un cas particulier est à noter pour la 7ème cervicale. En effet, comme expliqué par Seoud (2012), la vertèbre C7 est qualifiée de proéminente car son processus épineux est plus important que ceux des autres cervicales et fait ainsi saillie sous la peau, la rendant facilement palpable. De la même manière et pour les mêmes raisons, la localisation de la ligne des épineuses sera étudiée en détails au chapitre 7.19.

Quant aux apophyses transverses, elles ont pour objectif de limiter de mouvement du corps vertébral.

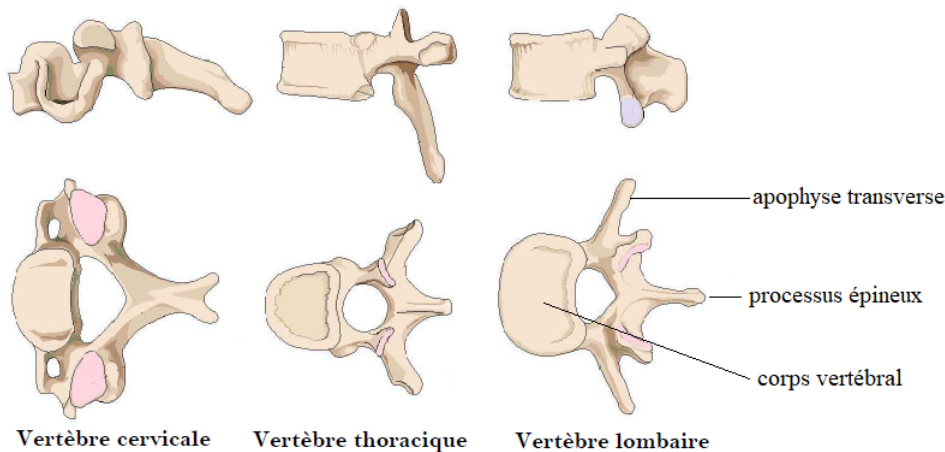


FIGURE 2.3: Anatomie des vertèbres du rachis mobile, adaptée de Le Cann (2004)

## 2.2 Le rachis scoliotique

### 2.2.1 La scoliose

Le mot "scoliose" vient du grec "skolios" qui signifie tordue (Le Cann, 2004). La première description de la scoliose chez l'homme a été proposée par Hippocrate et cor-

respondait aux alignements anormaux des vertèbres du rachis (Dubousset, 2018). La définition de la scoliose la plus citée dans la littérature est celle du Professeur Jean Dubousset qui caractérise la scoliose comme "une déformation rachidienne consistant en un déplacement relatif progressif d'un élément constitutif (vertèbre) par rapport à son adjacent, se produisant dans les trois plans de l'espace (frontal, sagittal et transversal) sans perte de la continuité ostéoligamentaire<sup>3</sup> et se développant sur tout ou une partie de la colonne vertébrale, essentiellement pendant la période de croissance".

La majorité des scolioses sont "idiopathiques", c'est à dire que leurs origines n'ont pas encore été clairement démontrées (Dubousset, 2018).

### 2.2.2 Déformation 3D du rachis

Les déformations complexes du rachis produites par la scoliose se caractérisent dans les 3 plans de l'espace par :

- la *dévi*ation latérale d'un ou de plusieurs ensemble(s) de vertèbres, dans le plan frontal;
- la *rotation* des vertèbres impliquées, dans les 3 plans de l'espace comme le montre l'illustration 2.4 provenant du site internet de la Scoliosis Research Society<sup>4</sup>;
- l'*extension* du rachis dans le plan sagittal, qui se traduit par un aplatissement des courbures physiologiques (hypocyphose thoracique, hypolordose lombaire).

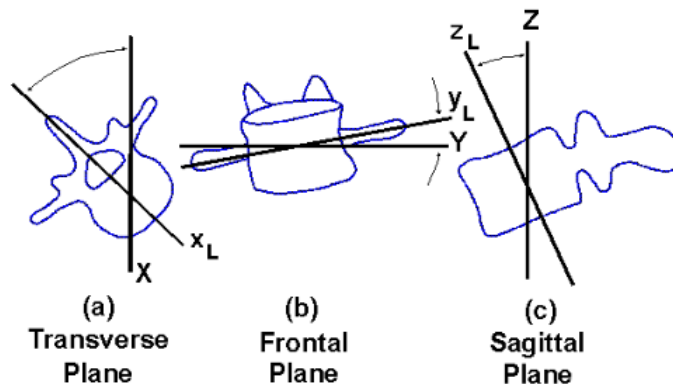
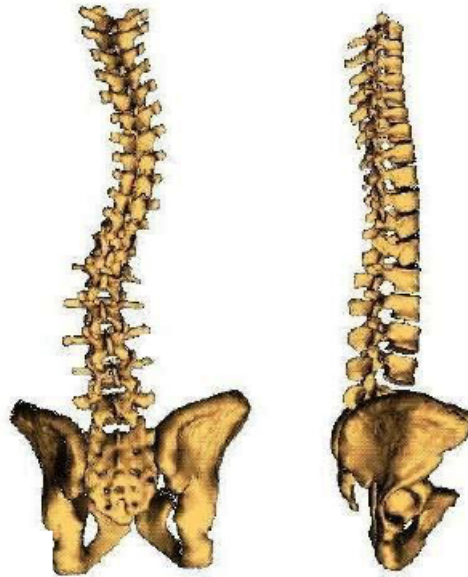


FIGURE 2.4: Rotations des vertèbres suivant les 3 axes

3. La continuité ostéoligamentaire fait référence aux ligaments qui, d'après Le Cann (2004), relient les structures osseuses du rachis et assurent le maintien de la colonne.

4. <https://www.srs.org/professionals/online-education-and-resources/glossary/three-dimensional-terminology-of-spinal-deformity>

Une modélisation d'un rachis scoliotique est montrée figure 2.5.



**FIGURE 2.5:** Rachis scoliotique dont la vue frontale, à gauche, met en avant la déviation latérale des vertèbres et la vue sagittale, à droite, témoigne de l'extension du rachis (Seoud, 2012)

La comparaison visuelle entre le rachis sain figure 2.2 et celui scoliotique figure 2.5 permet de bien comprendre la déformation 3D induite par la scoliose. La vue frontale du rachis scoliotique met en avant la déviation latérale d'un segment d'un rachis pathologique, alors que l'ensemble des vertèbres devraient être alignées comme pour le rachis sain. De la même manière, la vue sagittale du rachis scoliotique montre la perte de la forme saine du rachis, par une inversion de la courbure physiologique (perte de la lordose lombaire et accentuation de la cyphose dorsale).

## 2.3 Prise en charge de la scoliose

### 2.3.1 Le dépistage de la scoliose

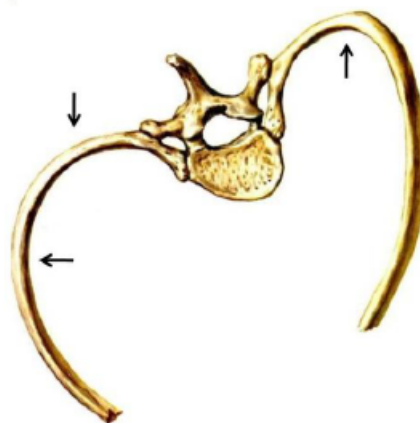
Selon Aroeira et al. (2016), les déformations pathologiques du rachis liées à la scoliose se manifestent par la présence d'importantes asymétries dans la structure du tronc et de la cage thoracique, comme le montre la figure 2.6. Plus précisément, la scoliose va provoquer un déplacement latéral des vertèbres ainsi que leurs rotations axiales. Or, d'un point de vue anatomique, la cage thoracique est constituée de plusieurs os, à savoir les côtes, les vertèbres thoraciques et le sternum. Ces derniers, liés entre eux, forment des anneaux thoraciques. Ainsi, les rotations vertébrales anormales causées par la scoliose vont impliquer celles des côtes comme le montre la figure 2.7. Ce mécanisme provoque alors une asymétrie entre les côtés droit et gauche du dos, en fonction du sens de rotation de la vertèbre, qui se manifeste sous la forme d'une bosse dans le dos appe-

lée gibbosité. C'est la visualisation de cette déformation sur le dos qui entraîne le plus souvent une première consultation clinique pour le diagnostic de la scoliose.

La scoliose apparaît le plus souvent au cours de l'enfance ou de l'adolescence, lors de la poussée de croissance. L'unique moyen de prévenir cette déformation de la colonne vertébrale est une surveillance régulière des déformations de la surface du dos, pendant cette période.



**FIGURE 2.6:** Déformations 3D induites par la scoliose : à gauche, déformation externe sur la surface du dos et à droite, déformation interne du rachis (illustration adaptée de [Sud et Tsirikos \(2013\)](#))



**FIGURE 2.7:** Mouvement induit par la rotation axiale d'une vertèbre thoracique ([Seoud, 2012](#))

### 2.3.2 Le diagnostic clinique

Les techniques actuelles de diagnostic se basent dans un premier temps sur une consultation clinique. Celle-ci est principalement constituée de 3 tests.

Le premier consiste à rechercher, par une inspection visuelle, une asymétrie de la hauteur des épaules ou des hanches, ainsi que dans la forme des omoplates lorsque l'individu est positionné debout de manière naturelle.

Le second consiste à évaluer l'alignement de la colonne ou au contraire sa déviation latérale, à l'aide d'un fil à plomb. Cet outil, constitué par un fil auquel est attaché un poids à une extrémité, définit la ligne de référence verticale correspondant à la gravité (Dubousset et al., 2005). Il est généralement utilisé pour étudier l'équilibre du rachis (Chancerelle, 2008) ainsi que toutes les déviations droites et gauches des processus épineux par rapport à la ligne de gravité. Pour cela, comme illustré sur la figure 2.8 à gauche, le praticien marque sur le dos du patient les positions des processus épineux et place le fil à plomb au niveau de la vertèbre proéminente. A l'aide d'une règle, il mesure alors les distances entre les processus épineux des vertèbres apicales et le fil à plomb, de manière à apprécier les écarts de la ligne des épineuses avec la ligne verticale de la gravité. De plus, le praticien mesure l'écart latéral entre la position de la vertèbre proéminente et celle du pli interfessier. Si le fil à plomb passe par ses deux caractéristiques anatomiques, alors le rachis est équilibré.

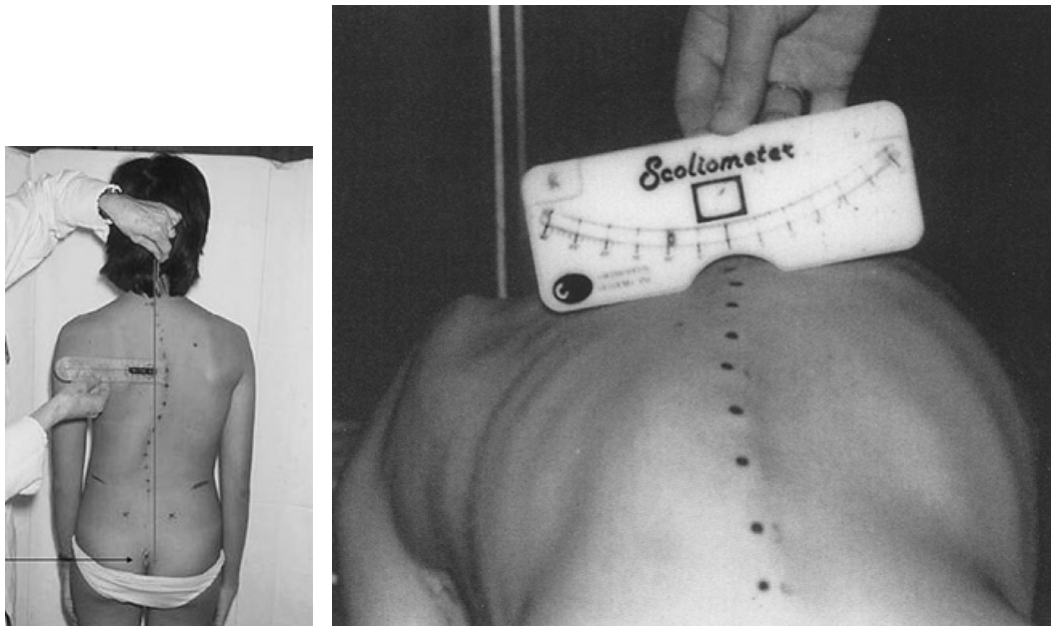
Le dernier a pour objectif d'évaluer la rotation du tronc du patient, appelée gibbosité, témoin de la rotation vertébrale. La mesure de celle-ci nécessite que le patient se penche en avant. Ensuite, le praticien effectue dans un premier temps le test d'Adams qui consiste à évaluer qualitativement, par inspection visuelle, la présence d'une bosse sur le dos du patient. Puis une mesure quantitative peut être réalisée à l'aide d'un scoliomètre, qui est une sorte d'inclinomètre spécifique pour la mesure des rotations du tronc, tel qu'illustré figure 2.8 à droite. Selon Larson et al. (2018), cet outil permet de mesurer les asymétries du dos par une mesure en degrés. En pratique, Coelho et al. (2013) expliquent que le praticien place le scoliomètre à plat sur le dos du patient, centré par rapport à la ligne des épineuses grâce à son renforcement et au niveau vertébral présentant la plus grande asymétrie.

Dans le cas où le diagnostic clinique s'avère positif, un diagnostic radiologique est prescrit afin de confirmer la présence de la scoliose.

### 2.3.3 Le diagnostic radiologique

La radiologie est une technique d'imagerie médicale 2D, basée sur les rayonnements X et principalement utilisée pour l'exploration des structures osseuses.

Le diagnostic radiologique consiste à faire l'acquisition de deux radiographies du rachis total (appelé "examen full-spine"), l'une de face (en frontal) et l'autre de profil (en sagittal). Lors de cet examen, le patient est positionné debout en position clavicule. Autrement dit, le patient est debout et détendu. Les coudes, les poignets et les doigts sont en flexion pour porter la face dorsale de la deuxième phalange des doigts longs au



(a) Mesure de la déviation latérale des processus épineux (Marty, 2004) (b) Mesure de la rotation du tronc à l'aide d'un scoliomètre (Dangerfield et al., 1996)

**FIGURE 2.8:** Diagnostic clinique de la scoliose

contact des clavicules. La figure 2.9 montre un exemple d'une paire de radiographies acquise pour un patient scoliotique en position clavicule.

D'après Lowe et al. (2006), l'imagerie radiographique du rachis est nécessaire pour :

- confirmer le diagnostic;
- évaluer la gravité de la scoliose en caractérisant avec précision la déformation du rachis;
- déterminer sa cause (idiopathique, malformation congénitale, maladie neuromusculaire ou osseuse);
- classer la scoliose;
- faire son suivi évolutif;
- guider la prise de décision pour le traitement.

### L'angle de Cobb

La radiographie de face permet en particulier d'estimer l'importance de la déviation latérale de la colonne due à la scoliose. Pour cela, les vertèbres limites supérieure et inférieure de la courbure, se définissant comme les vertèbres les plus inclinées dans le plan frontal (Le Cann, 2004), sont identifiées. Puis, l'angle formé par la droite passant par le plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure et de la droite passant par le

plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure est calculé. Ce dernier est appelé angle de Cobb et est illustré figure 2.9.

Comme montré par Weiss et al. (2006), ce paramètre est aujourd'hui le principal critère utilisé pour diagnostiquer et évaluer une scoliose. D'après la Scoliosis Research Society (SRS), le diagnostic radiologique d'une scoliose est considéré comme positif lorsqu'un angle de Cobb de plus de 10 degrés est observé (Negrini et al., 2018).

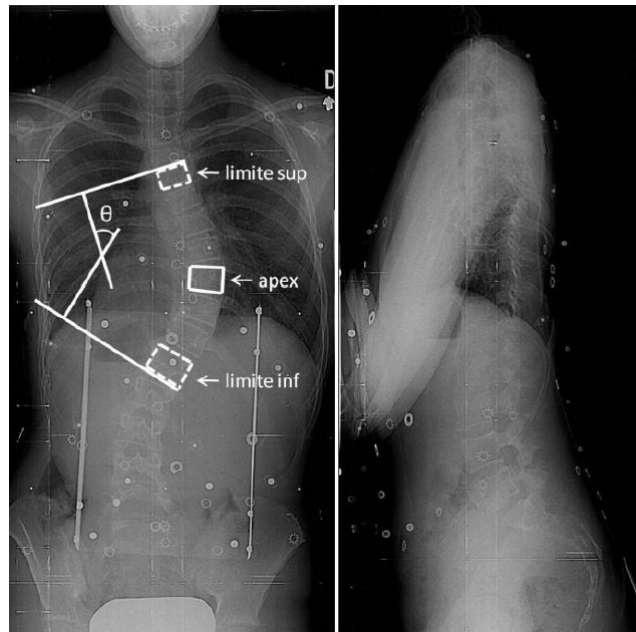


FIGURE 2.9: Diagnostic radiologique et mesure de l'angle de Cobb (Seoud, 2012)

### Imagerie complémentaire 3D

Pour certains cas précis de scoliose, une imagerie complémentaire tridimensionnelle de type scanner ou IRM peut être prescrite.

Le scanner est une imagerie par rayons X qui à partir d'un ensemble de coupes successives permet la reconstruction 3D du rachis et ainsi l'accès à des informations 3D précises. Il permet ainsi une meilleure exploration de la colonne vertébrale. Cependant, il n'est pas possible de remplacer les clichés radiologiques de la procédure courante par cette modalité d'imagerie. En effet, d'après Roffi et al. (2009) et Koell (2010), cette technique est plus irradiante qu'un examen radiologique habituel et nécessite que le patient soit en position couchée ce qui modifie les courbures scoliotiques et empêche son utilisation courante.

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) présente l'avantage d'être non irradiante. Ce système fournit des informations 3D précises des tissus biologiques. Cependant, le contraste entre les os et les tissus mous est moins important qu'en radiologie (Koell, 2010) ce qui limite l'étude du rachis. De plus, de la même manière que le scanner, cette technique nécessite aussi que le patient soit en position allongée ce qui

modifie les courbures scoliotiques. Enfin, certains individus instrumentés ne peuvent pas passer ce type d'examen, du fait du caractère magnétique de leur prothèse ou de certains implants.

### Reconstruction 3D par radiographie biplane

Plus récemment, un nouveau type de système d'imagerie 3D a suscité un intérêt particulier : l'imagerie 3D par stéréoradiographie. Cette technique d'imagerie multiplanaire, illustrée figure 2.11, permet d'obtenir une reconstruction 3D de la structure osseuse du rachis à partir d'une paire de radiographies classiques de face et de profil. L'acquisition des deux radiographies prises selon différentes incidences doit se faire dans un environnement calibré, permettant la connaissance des positions relatives des sources de rayons X et des plans images.

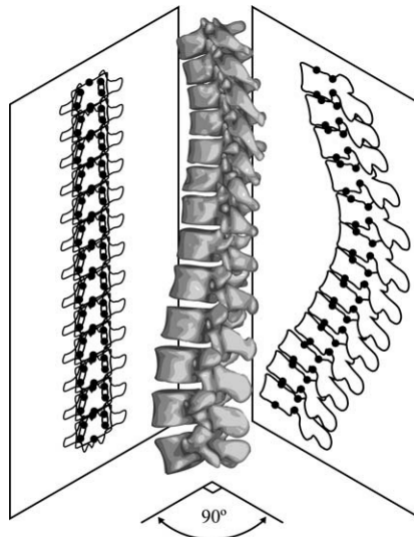


FIGURE 2.10: Principe de la reconstruction 3D par radiographie biplane (Vrtovec et al., 2009)

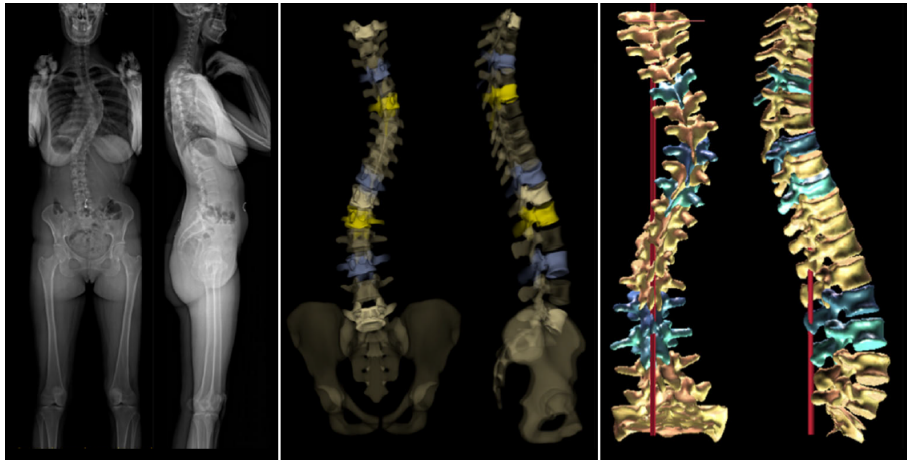
À notre connaissance, seulement deux dispositifs médicaux sur le marché proposent une telle reconstruction 3D de la colonne vertébrale, à savoir BIOMOD 3S<sup>5</sup> et SterEOS<sup>6</sup>. Les reconstructions 3D produites par ces derniers sont illustrées figure ??.

La cabine EOS est un dispositif d'acquisition simultanée et calibrée de deux radiographies du corps entier ; tandis que la plateforme BIOMOD 3S s'adapte à tous les systèmes de radiologie. Pour cela, le dispositif calibre les images radiologiques classiques de face et de profil, obtenues non simultanément, grâce à deux acquisitions optiques réalisées en même temps que les deux radiographies et au placement de quatre marqueurs radio-opaques, visibles sur les acquisitions radiographiques et optiques, sur le

5. <https://www.dms.com/fr/biomod-3s/>

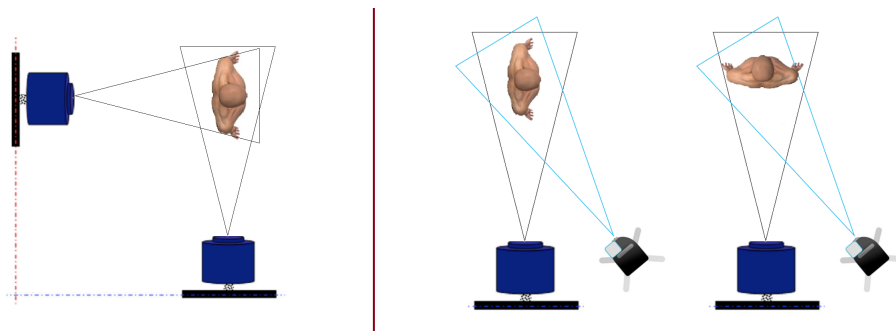
6. <https://www.eos-imaging.fr/fr/professionnels/stereos>





**FIGURE 2.11:** Reconstitutions 3D du rachis par SterEOS (figure du milieu) et BIOMOD 3S (figure à droite) à partir d'une paire de radiographie biplane (figure à gauche) (Hocquelet et al., 2016)

dos du patient de chaque patient (Hocquelet et al., 2016). La différence entre ces deux techniques est illustrée figure 2.12.



**FIGURE 2.12:** Principe de la stéréoradiographie par EOS (à gauche) et par BIOMOD (à droite)

Une fois que les deux radiographies calibrées entre elles sont obtenues, les techniques de reconstruction proposées par les deux dispositifs sont relativement proches.

D'après Hocquelet et al. (2016), la reconstruction 3D proposée par BIOMOD 3S débute par l'identification de marqueurs radio-opaques, par l'utilisateur, sur les deux radiographies. Ces mêmes marqueurs sont automatiquement détectés sur les acquisitions optiques, ainsi que la ligne des épineuses. Les positions trouvées sont ajustables par l'utilisateur si nécessaire. Les résultats de ces deux étapes sont ensuite utilisés pour mettre les radiographies et les acquisitions optiques dans le même système de coordonnées. Dans un second temps, une ligne passant par le centre des corps vertébraux est proposée automatiquement sur les deux radiographies. Celle-ci peut aussi être ajustée si besoin par l'utilisateur. Puis, la silhouette d'un modèle statistique de C7 est projetée sur les images radiographiques. Il peut être ajusté, tourné et mis à l'échelle par l'utilisateur de faire correspondre le modèle statistique à la vertèbre, sur la paire de radiographies du rachis. La même action est requise pour la vertèbre L5. Suite à cette étape, les posi-

tions de plusieurs disques intervertébraux sont calculées. Les vertèbres intermédiaires entre C7 et L5 sont ensuite détectées à l'aide de plusieurs modèles statistiques couplés aux informations obtenues sur les radiographies. Ensuite, deux courbes passant par les apophyses droite et gauche sont projetées permettant le calcul de la rotation axiale pour chaque vertèbre. Cette notion sera utile au chapitre 7.19. Enfin, l'utilisateur identifie les têtes fémorales et le plateau sacré. À chaque étape, l'utilisateur peut corriger le résultat. Pour finir, un algorithme de reconstruction 3D, permettant d'obtenir à partir des éléments précédents une modélisation géométrique 3D de l'objet radiographié, est exécuté.

Selon [Roffi et al. \(2009\)](#), la reconstruction proposée par SterEOS s'appuie uniquement sur l'identification de repères anatomiques (points et / ou contours) sur les deux radiographies, ainsi qu'une connaissance a priori de l'objet anatomique. La méthode consiste alors à déterminer la forme et la position spatiale des vertèbres définies en fonction des informations radiographiques identifiées. Pour cela, il faut positionner approximativement dans l'espace un modèle de forme proche qui permet de déterminer les contours radiographiques identifiés. La forme et la position sont alors modifiées manuellement jusqu'à ce que les contours virtuels se superposent au mieux avec les contours réels identifiées.

Ainsi, les avantages majeurs de ce type d'imagerie sont d'accéder à la configuration 3D du rachis, lorsque le patient est debout, et qu'il ne nécessite pas d'exposition supplémentaire aux rayons X en se basant sur l'examen radiologique standard prescrit par le médecin. De plus, d'après [Dubousset et al. \(2005\)](#), le dispositif EOS est même moins nocif. En effet, ce système à basse dose permet un accès à la modélisation 3D du rachis en diminuant considérablement les doses de rayons X allant d'un facteur de réduction 10 par rapport aux radiographies conventionnelles 2D jusqu'à un facteur de 800 à 1000 pour les reconstructions 3D obtenues à l'aide d'un scanner, qui présente en plus l'inconvénient de ne pas pouvoir être utilisé en position couchée. Cependant, d'après [Iharreborde et al. \(2016\)](#), même si le système EOS est plus basse dose que l'imagerie conventionnelle, il est parfois nécessaire en pratique clinique d'utiliser des doses plus importantes que celles annoncées dans la littérature, du fait que l'imagerie basse dose diminue le rapport signal sur bruit et peut ainsi diminuer le contraste des contours.

### 2.3.4 Classification des scolioses

Comme le rapporte [Lowe et al. \(2006\)](#), le système de classification des scolioses est un problème qui est apparu au début des années 1900 et qui a différents objectifs principaux tels que catégoriser les déformations scoliotiques précisément, évaluer la gravité et l'évolution de la déformation ou encore être un guide pour des traitements optimaux. Les systèmes de classification les plus utilisés proposent de classer les sous-types de déformations similaires, en fonction du type de déformations qu'elle induit et de l'âge auquel un individu est diagnostiqué ([Forsberg et al., 2013](#)).

D'après [Dubousset \(2018\)](#), une scoliose est catégorisée comme infantile, juvénile, adolescente ou adulte, en fonction de l'âge auquel sont découverts les symptômes. L'âge est un critère important pour l'évaluation de la scoliose. En effet, selon [Skalli et al. \(2016\)](#),

l'évolution de la scoliose et la croissance osseuse de la colonne vertébrale sont étroitement liées. **Le Cann (2004)** explique alors que le lien entre la scoliose et la croissance est un réel cercle vicieux. En effet, la présence de déformations scoliotiques lors de la période de croissance modifie la posture de l'enfant et donc de la répartition des charges sur le rachis. Celles-ci altèrent donc le processus normal de la croissance osseuse en générant une croissance asymétrique ce qui augmente les déformations scoliotiques. C'est pourquoi le Dr **Bolzinger (2017)** indique que le risque d'aggravation de la déformation est majeur au moment de l'adolescence lors du pic de croissance et selon **Le Cann (2004)**, les pathologies qui apparaissent tôt sont en général les plus évolutives et les plus dangereuses. Ainsi, la classification basée sur l'âge donne un indice sur la gravité et le potentiel d'évolution de la scoliose.

**Lowe et al. (2006)** relèvent aussi qu'en 1969, la SRS classait les scolioses en fonction de leur cause (idiopathique, congénitale, neuromusculaire, ...), ce qui était utile pour le diagnostic.

À part les cas cités précédemment, la plupart des autres classifications se base sur la localisation de la courbure. Cette dernière est définie par la position de la vertèbre la plus déviée latéralement, appelée vertèbre apicale. À partir de la description du rachis section 2.1.2, les 3 types de localisations des courbures scoliotiques se définissent par :

- la courbure thoracique, la plus commune, lorsque la vertèbre apicale est située entre les vertèbres T1 et T11, c'est à dire dans le segment thoracique;
- la courbure lombaire, caractérisée par une vertèbre apicale se situant entre L2 et L5;
- la courbure thoracolombaire, lorsque la vertèbre apicale est T12 ou L1.

De plus, une scoliose peut être simple, double ou triple, c'est-à-dire qu'elle peut présenter entre 1 et 3 courbures, caractérisée ainsi par 1 à 3 vertèbres apicales. Les différents types de scolioses sont illustrés figure 2.13.

Récemment, **Lukovic et al. (2018)** expliquaient qu'en routine clinique, deux systèmes de classification principaux sont utilisés pour la description anatomique et morphologique du rachis déformé par une scoliose : la classification de King (**King et al., 1983a,b**) et celle de Lenke (**Lenke et al., 2001**). La classification de King, introduite en 1983, a pour objectif de classer les scolioses thoraciques, à partir de leur déviation dans le plan frontal, et de fournir une aide à la décision pour le traitement. Cependant, d'après **Lukovic et al. (2018)**, cette classification est limitée du fait qu'elle ne prend pas en compte les courbures thoraco-lombaires et lombaires, ainsi que les déformations dans le plan sagittal. La classification de Lenke a alors été élaborée avec l'intention d'être exhaustive et d'englober tous les types de courbures, sur la base de critères objectifs dans les plans frontal et sagittal, de manière à être facilement comprise et appliquée. Comme le montre la figure 2.14, elle est composée de 3 critères : le type de courbures (1 à 6), la courbure lombaire (A, B ou C) et la déformation sagittale (-, N ou +). Ainsi, d'après **Lukovic et al. (2018)**, cette seconde classification a une meilleure reproductibilité inter- et intra- opérateur que celle de King.

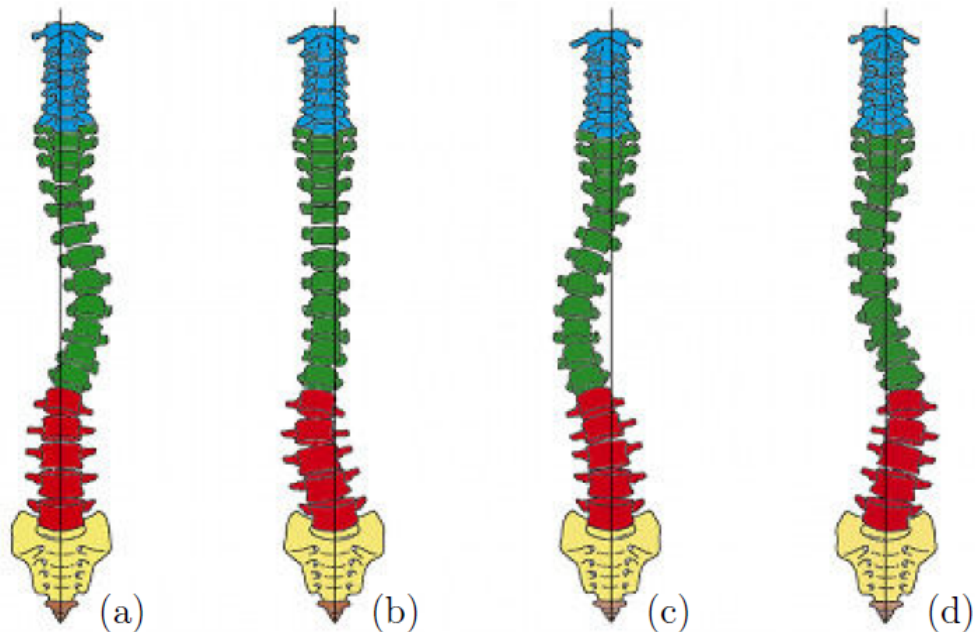


FIGURE 2.13: Localisation des courbures scoliotiques : (a) thoracique, (b) lombaire, (c) thoraco-lombaire, (d) thoraco-lombaire à double courbure (Gesbert, 2014)

### 2.3.5 Diagnostic évolutif : indice de progression de la scoliose

Les déformations scoliotiques peuvent évoluer dans le temps, c'est pourquoi, quel que soit l'importance de la déformation, une fois qu'une scoliose est diagnostiquée, elle nécessite un suivi radiologique régulier. Une scoliose est dite évolutive lorsqu'une augmentation de l'angle de Cobb d'au moins 5 degrés entre deux examens radiologiques est observée. Comme expliqué précédemment, en poussée de croissance, les effets de la scoliose sont aggravés et les possibilités d'évolution de la déformation diminuent seulement avec la fin de la croissance (Le Cann, 2004). La scoliose nécessite alors un suivi rapproché qui consiste à effectuer un bilan radiographique tous les 6 mois, jusqu'à maturité osseuse. Autrement dit, le plus souvent, le suivi s'espace seulement une fois la croissance du patient terminée. Néanmoins, la Haute Autorité de Santé (HAS)<sup>7</sup> souligne le fait que la continuité des soins doit se faire à tout âge, car la maladie ne s'arrête pas à la fin de la croissance osseuse. Ainsi, à l'âge adulte, un suivi est fait tous les 5 ans et est rapproché après un accouchement ou en cas d'aggravation.

### 2.3.6 Le traitement de la scoliose

La prescription des différents traitements est faite en fonction de la sévérité de la scoliose, évaluée en fonction de la valeur de l'angle de Cobb, et de l'estimation de l'évolutivité de la scoliose.

7. [https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/guidem\\_scoliose\\_web.pdf](https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/guidem_scoliose_web.pdf)

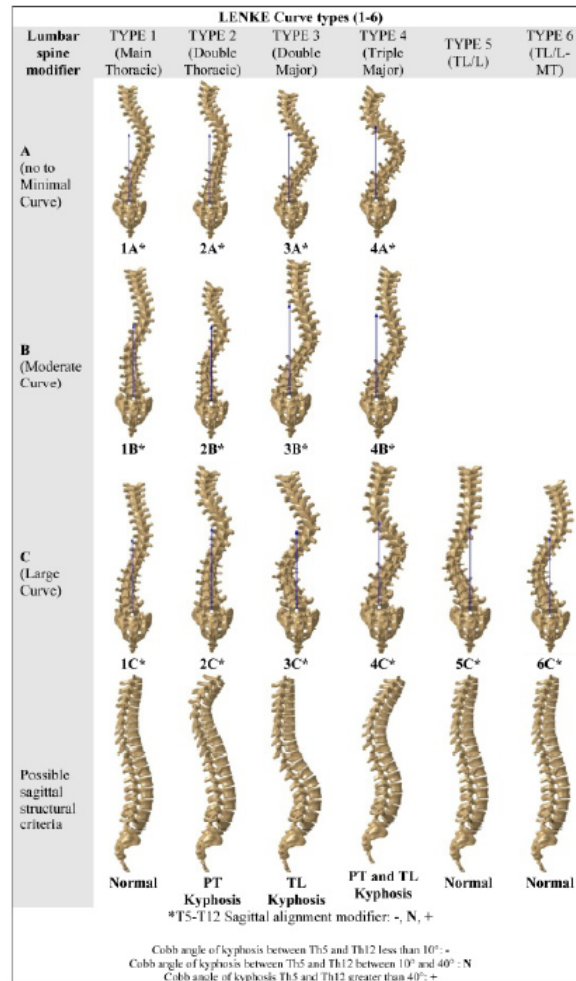


FIGURE 2.14: Classification de Lenke (Lukovic et al., 2018)

Selon les recommandations de la HAS<sup>7</sup>, lorsque la scoliose est d'au moins 20°, un corset orthopédique peut être prescrit au patient. Son objectif est de limiter l'évolution de la déformation, en exerçant des forces mécaniques réduisant les déformations scoliotiques durant la croissance du rachis. Selon Komeili et al. (2015b), des séances de kinésithérapie peuvent être prescrites en plus du corset ou pour les scolioses faibles (angle de Cobb inférieur à 25°), ne nécessitant pas de corset. Celles-ci ont pour but de renforcer les muscles qui maintiennent le rachis sans limiter sa mobilité, ainsi que d'entretenir la fonction respiratoire qui peut être diminuée par la scoliose.

Néanmoins, si la scoliose est trop importante (angle de Cobb supérieur à 40°) ou lorsque le traitement orthopédique échoue, une chirurgie redressant la colonne vertébrale devient nécessaire. Celle-ci a pour objectif de réduire la déformation dans les trois plans de l'espace, à l'aide d'une prothèse qui fixe l'ensemble de vertèbres impliquées par la scoliose entre elles. Cependant, la réalisation d'une chirurgie du rachis pose de nombreux problèmes chez l'enfant car il s'agit d'une opération lourde non dénuée de

complications avec un risque de paraplégie définitive postopératoire. De plus, ce traitement par la chirurgie entraîne une suppression de la mobilité des segments concernés et pour le jeune enfant, cela a pour conséquence l'arrêt de la croissance osseuse (Odent, 2009).

Une détection précoce de la scoliose serait essentielle pour une bonne prise en charge médicale et pour limiter au plus vite son évolution (Cheung et al., 2015).

## 2.4 Les inconvénients de la prise en charge actuelle de la scoliose

La prise en charge actuelle du patient scoliotique présente deux principales limites.

La première est évidemment due à l'utilisation des rayons X, tout particulièrement pour le suivi. En effet, d'après Ronckers et al. (2008), ce type de rayonnement produit des dégradations de l'ADN pouvant mener au cancer. Cependant, comme expliqué précédemment, la scoliose touche principalement une population jeune et en croissance, et par son caractère évolutif expose à la répétition de cliché. Or, même si les doses de rayons X nécessaires à l'obtention d'une radiographie de bonne qualité ont considérablement diminué au fil du temps (Ronckers et al., 2008), des résultats récents soulèvent encore des inquiétudes face à leur utilisation. En effet, les travaux de Ronckers et al. (2008) ont montré qu'il n'existe pas de seuil défini en dessous duquel les rayonnements sont considérés comme totalement inoffensifs. Ainsi, même en cas d'utilisation de technologies basse dose, tel que le dispositif EOS, des préoccupations subsistent concernant l'exposition répétée des enfants aux rayons X. Par exemple, en 2016, une étude de Law et al. (2016) montre que le risque de cancer dû au suivi radiologique répété augmentait de 0.08 à 0.17%. Ainsi, concernant le suivi de la scoliose, selon Pazos et al. (2007), la répétition des grands clichés et donc la fréquence des visites sont limitées dans le but d'éviter les expositions cumulées aux rayons X qui peuvent avoir lieu sur une longue période en fonction de la date de diagnostic de la scoliose. Le bilan radiographique doit donc utiliser les techniques les moins irradiantes possibles puisque les organes radiosensibles sont dans les champs d'exploration (Roffi et al., 2009).

La seconde limite vient du fait que la mesure et la classification de la scoliose ont principalement été basées sur des évaluations radiographiques standards qui sont des projections bidimensionnelles de la colonne vertébrale dans les plans frontal et sagittal. Or, la scoliose est une déformation qui se caractérise dans les 3 plans de l'espace et donc aussi dans le plan transversal. Ainsi, Sangole et al. (2008) explique que l'évaluation de ces projections nécessite un sens d'abstraction et de visualisation pour générer une perspective 3D non seulement de la courbure de la colonne vertébrale à traiter, mais également de la courbure pouvant résulter éventuellement d'une stratégie d'instrumentation chirurgicale particulière. L'incapacité à décrire la troisième dimension de la scoliose rend la tâche encore plus difficile. Ainsi, les mesures quantitatives 2D mais indépendantes de la déformation dans le plan frontal ou sagittal, fournies par les radiographies, ne sont pas optimales.

Ainsi, l'utilisation de l'angle de Cobb comme paramètre "gold standard" pour le diagnostic et le suivi de la scoliose présente ces deux inconvénients majeurs. De plus, l'angle de Cobb est difficile à mesurer de manière fiable. [Gstoettner et al. \(2007\)](#) et [Jaremko et al. \(2002b\)](#) soulèvent la forte variation de la mesure manuelle de l'angle lorsque celle-ci est répétée plusieurs fois par le même opérateur (variabilité intraopérateur évaluée à 4 - 5 degrés) ainsi que par des opérateurs différents (variabilité interopérateur évaluée à 8 - 9 degrés), ce qui est élevé en comparaison avec la valeur de 5 degrés, retenue pour évaluer la progression d'une scoliose. [Gstoettner et al. \(2007\)](#) explique alors que cela est principalement dû à la complexité de la définition des vertèbres limites et de la ligne définissant leurs plateaux. C'est pourquoi de nombreuses études, répertoriées par [Langensiepen et al. \(2013\)](#), ont été menées dans le but d'améliorer sa mesure, en l'automatisant. Néanmoins, une étude récente, proposée par [Horng et al. \(2019\)](#), montre que ce problème est encore d'actualité. De plus, une seconde limite est due au fait que l'angle de Cobb est une mesure unique, basée sur la radiographie de face qui ne représente qu'une projection 2D du rachis alors qu'elle a pour but de caractériser une déformation 3D globale du rachis. [Jaremko et al. \(2002b\)](#) indiquent donc que ce paramètre fournit une description incomplète de la véritable déformation du rachis. Ainsi, même dans le cas où une méthode permettrait de mesurer l'angle de Cobb de manière fiable et reproductible, cet angle 2D ne permettrait pas d'évaluer le caractère 3D de la pathologie. C'est pourquoi, [Vrtovec et al. \(2009\)](#) suggèrent qu'il serait nécessaire d'avoir recours à des indicateurs 3D.

Les limites des techniques actuellement utilisées pour le diagnostic et le suivi de la scoliose ont conduit à l'utilisation de l'imagerie optique surfacique, présentée dans le chapitre suivant. Les travaux de recherche menés dans le cadre de cette thèse utiliseront les données acquises par cette dernière, afin d'obtenir des informations 3D sur les déformations scoliotiques, de manière non irradiante.

## IMAGERIE SURFACIQUE DU DOS ET INDICATEURS DE FORME 3D

---

*Depuis quelques décennies, des dispositifs médicaux non irradiants et non invasifs de mesures topographiques 3D de surface se démocratisent, en particulier pour l'évaluation de la déformation de la surface du dos. Leur intérêt est de proposer une stratégie alternative aux systèmes d'imagerie radiologique pour la catégorisation et le suivi des déformations internes de rachis scoliotiques, dans le but de réduire au maximum l'exposition aux rayons X (Komeili et al., 2014). En effet, l'utilisation de l'angle de Cobb comme paramètre de référence pour la scoliose implique systématiquement un examen irradiant et une perte d'information 3D. De plus, ces systèmes innovants se basent sur une technologie optique et fournissent un maillage 3D surfacique du dos ou du tronc. Ainsi, ce type d'imagerie apporte une information supplémentaire par rapport à la radiologie, à savoir des paramètres liés à l'enveloppe cutanée du corps. Ce fait n'est pas négligeable, puisque les déformations de la surface du dos induites par la scoliose impactent de manière importante l'aspect esthétique et la qualité de vie de l'individu affecté (Ghaneei, 2017). C'est pourquoi, l'objectif de ce chapitre est, dans un premier temps, d'établir un rapide état de l'art sur les méthodes de reconstruction de la surface du dos, à partir d'un système non irradiant et non invasif. Une partie sera alors consacrée à la présentation des données de travail fournies par les dispositifs médicaux de la gamme BIOMOD, bases des travaux menés dans le cadre de cette thèse. Puis, dans un second temps, un point est fait sur leurs utilisations pour l'évaluation des asymétries provoquées par une scoliose. Pour finir, nos contributions seront présentées succinctement.*

---



### 3.1 Acquisitions optiques surfaciques pour l'évaluation de la scoliose

Ces cinquante dernières années ont vu apparaître une nouvelle modalité d'imagerie optique permettant de modéliser la surface externe du dos ou du tronc d'un individu dans le but de caractériser les déformations externes induites par la scoliose. L'objectif de ces acquisitions, qui regroupe le système de mesure physique et éventuellement les opérations de reconstruction logicielle, consiste à mesurer des indices évaluant la morphologie 3D du dos et tronc, à partir d'une technique non invasive et non irradiante.

Plus précisément, depuis les années 1970, un grand nombre d'équipes de recherche s'intéressent aux systèmes d'acquisition et d'analyse topographique de la surface du dos. Selon [Gesbert \(2014\)](#), la finalité de ces recherches est principalement celle de constituer un dispositif alternatif à l'imagerie radiologique, utilisé pour le diagnostic et le suivi de la scoliose. De plus, d'après [Pazos et al. \(2007\)](#), leurs objectifs est aussi de mieux quantifier les caractéristiques des asymétries du dos que les autres méthodes non-invasives utilisées en routine clinique, tels que le fil à plomb ou le scoliomètre.

La première méthode proposée pour analyser les déformations de la surface du dos est basée sur le principe de Moiré d'ombre ([Willner, 1979](#)). La technique, illustrée figure 3.1 consiste à placer une grille entre le patient et une source de lumière puis à projeter sur la surface du dos, l'ombre de la grille. La visualisation, à travers la grille et décalée par rapport à la source lumineuse, de la superposition de la grille et de son ombre fait apparaître des lignes de niveaux sur le dos. Les points appartenant à la même ligne d'ombre sont à la même profondeur et ainsi, le relief est directement visible sur le dos du patient.



FIGURE 3.1: Principe du Moiré d'ombre ([Willner, 1979](#))

Une autre solution consiste à utiliser la stéréophotogrammétrie. Celle-ci a pour objectif de calculer les coordonnées 3D d'un point de la surface avec une grande précision. Pour cela, deux appareils photo sont utilisés. Les objectifs photographiques de ces derniers sont placés au niveau des points Q1 et Q2, comme schématisé sur la figure 3.2. Ensuite, des pixels communs aux deux photos du dos prises sous deux angles différents

sont identifiés et appariés, ce qui permet de mettre en relation les deux prises de vues à l'aide du calcul des angles  $\alpha_1$  et  $\alpha_2$ . Puis à l'aide du principe de la triangulation, décrit par [Hartley et Sturm \(1997\)](#), les coordonnées des points 3D sont calculées. Cependant, du fait de la complexité à appairer les points de la vue gauche avec la vue droite, cette technique d'acquisition optique passive est difficile à utiliser pour reconstruire la surface.

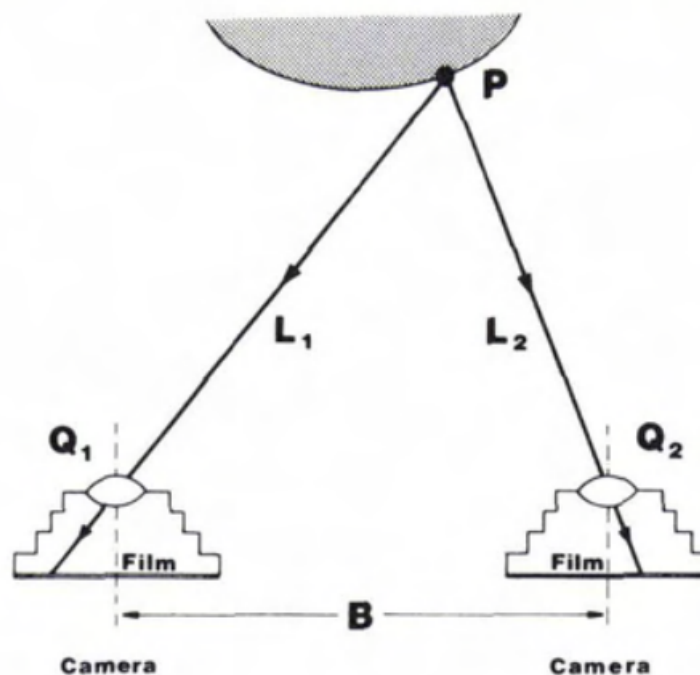


FIGURE 3.2: Principe de la stéréophotogrammétrie ([Hierholzer, 1981](#))

Les deux dernières techniques présentées ont ensuite donné lieu à la rasterstéréographie. Cette technique, proposée par [Hierholzer \(1981\)](#), consiste à projeter des franges de Moiré sur le dos puis à récupérer l'image sous un angle différent de celui de la projection, tel qu'illustré figure 3.3. Cette technique d'acquisition optique active se base sur l'hypothèse sous-jacente qui consiste à dire que lorsqu'un réseau de franges parallèles, une grille ou encore une autre image spécifique est projetée sur une surface plane et perpendiculaire à l'axe optique, celle-ci n'est pas déformée. Cependant, si l'image est projetée sur un objet non planaire tel que le dos, alors il se déforme. Les déformations du patron lumineux sont ensuite récupérées par un capteur et interprétées pour déduire le relief de l'objet. Les positions de la source lumineuse et du capteur doivent obligatoirement être différentes, mais connues ([Gesbert, 2014](#)). Une utilisation de ce type de technologie est présentée dans la suite, à la section 3.2.2.

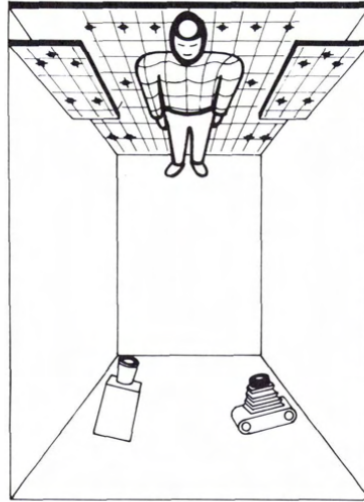


FIGURE 3.3: Principe de la rasterstéréophotogrammétrie (Hierholzer, 1981)

Depuis, de nouveaux systèmes plus sophistiqués, généralement nommés caméras 3D, ont été conçus. Ces derniers peuvent se baser sur deux principes différents, décrit par Pöhlmann et al. (2016) et illustré figure 3.4. La première approche, illustrée à gauche, consiste à évaluer les profondeurs en fonction d'une lumière structurée. Cette technologie utilise alors une méthode similaire à la photogrammétrie, mais au lieu d'utiliser deux caméras avec des positions et orientations connues, l'une des caméras est remplacée par un émetteur infrarouge (IR). La source IR émet alors des faisceaux qui sont déformés en fonction de la forme de l'objet et de sa distance avec la source IR. Ensuite, la localisation des faisceaux est observée, et à l'aide du principe de la triangulation, la surface de l'objet est calculée. La seconde approche, illustré à droite, utilise la mesure du temps de vol pour générer une image 3D. Un faisceau IR est émis et sa réflexion est détectée un capteur. Puis, la distance entre l'objet et la caméra est calculé en fonction des décalages de phase entre les faisceaux émis et récupérés. En plus de l'image de profondeur, ce type de caméra fournit également un flux de couleur qui, dans le cas où elle est correctement calibrée, peut être recalée.

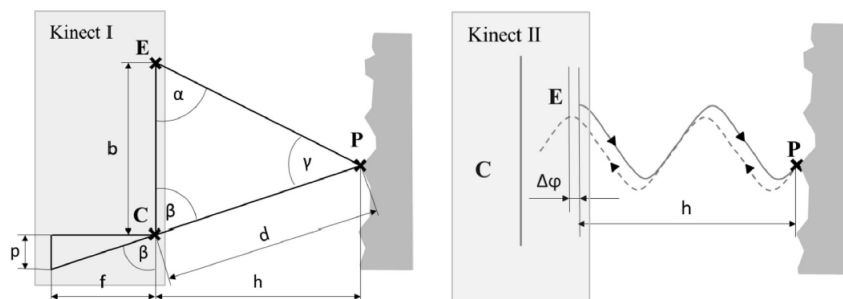


FIGURE 3.4: Principe de fonctionnement des caméras 3D de 1ère et 2ème génération (Pöhlmann et al., 2016)

Par ailleurs, dans les années 1990, les recherches se sont intensifiées et un intérêt particulier a été porté à la reconstruction du buste entier, c'est-à-dire du torse et du dos. Ce type d'acquisition offre une meilleure corrélation interne - externe (Pazos et al., 2007) et est d'une forte utilité pour les orthopédistes, puisque qu'il leur permet de réaliser l'empreinte nécessaire à la conception de corset personnalisé (Gesbert, 2014).

D'après Gesbert (2014) et Koell (2010), une première méthode consiste à réaliser, de façon simultanée ou non, plusieurs images du tronc du patient sous différents angles à l'aide d'un (ou de plusieurs) capteur(s) optique(s) tels qu'une caméra 3D ou un appareil photo. Afin de pouvoir recalcr les images entre elles, si un seul capteur est utilisé alors les acquisitions ne peuvent évidemment pas être prises de manière simultanée et donc, un dispositif de calibration (par exemple, un damier) peut-être est utilisé. Ce dernier doit alors apparaître sur l'ensemble des images, sans avoir été déplacé entre les acquisitions. Une autre possibilité est de placer des repères cutanés sur le patient. Un recalage les faisant coïncider permet alors d'assembler les images. Sinon, dans le cas où plusieurs systèmes d'acquisition peuvent être utilisés, il est nécessaire de les calibrer entre eux.

Toujours d'après Gesbert (2014) et Koell (2010), une autre technique consiste à utiliser un capteur laser. Dans ce cas, il existe deux méthodes différentes qui permettent d'accéder à la reconstruction du tronc entier. La première consiste à balayer le tronc du patient à l'aide d'un dispositif mobile. Ce dernier peut ressembler à une "douchette" ou être intégré sur une tablette par exemple. Une seconde possibilité est d'utiliser un dispositif fixe. Ce dernier peut être constitué de plusieurs capteurs laser et dans ce cas, les surfaces reconstruites sont recalées entre elles pour en former une unique. Sinon, il peut se présenter sous la forme d'une cabine et le balayage laser du tronc du patient est automatisé. Récemment, l'utilisation de ce type de capteur se démocratise de plus en plus dans l'industrie médicale (Pöhlmann et al., 2016).

Les nouvelles techniques de reconstructions par imagerie optique ont évidemment un avantage certain sur celles présentées à la section 3.1, à savoir l'obtention de la reconstruction complète du buste. Mais, elles peuvent également être partiellement utilisées pour fournir une méthode alternative pour reconstruire uniquement le surface du dos.

## **3.2 Un dispositif d'acquisition 3D surfacique du dos : BIOMOD L**

Ce projet de recherches s'inscrit dans le cadre d'une thèse CIFRE effectuée au sein de DMS Imaging. Ainsi les données de travail utilisées sont principalement obtenues à partir de leurs dispositifs médicaux, et plus particulièrement des dispositifs BIOMOD L et BIOMOD 3S.

### **3.2.1 Généralités sur les systèmes de la gamme BIOMOD**

Les dispositifs médicaux de la gamme BIOMOD sont composés d'une colonne d'acquisition, qui sert de base à tous les modules proposés. Cette dernière est illustrée fi-

figure 3.5. Celle-ci est composée d'une vidéo-caméra et d'un (ou de deux) vidéoprojecteurs, en fonction de la version du dispositif. La colonne est reliée à un ordinateur, sur lequel sont envoyés les acquisitions et qui permet au praticien de faire les reconstructions 3D des surfaces cutanées.



**FIGURE 3.5:** Le dispositif médical BIOMOD

Une fois l'acquisition importée sur la plateforme logicielle BIOMOD L et la reconstruction de la surface cutanée du dos faites, ce dispositif fournit une analyse et un suivi clinique des déformations du dos par le calcul de paramètres surfaciques précis. En fonction des variations de ces derniers entre deux consultations, le praticien peut décider de déclencher un nouvel examen radiologique ou de le repousser. Le fonctionnement de BIOMOD L est plus précisément détaillé dans la suite. Depuis, BIOMOD L a évolué vers BIOMOD FB proposant une reconstruction 3D de la surface du dos ainsi que des membres inférieurs.

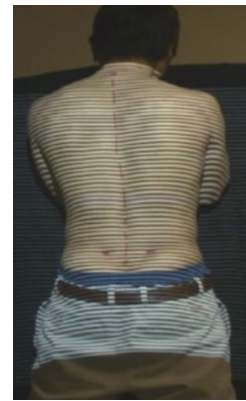
### 3.2.2 Fonctionnement du dispositif BIOMOD L

Dans un premier temps, le patient se met torse nu et le praticien place des marqueurs sur son dos au niveau de C7, des épines iliaques postéro-supérieures (EIPS)<sup>1</sup>, du pli inter-fessier (PIF) et de la ligne des épineuses (comme illustré figure 3.6). Ensuite, le praticien place le patient debout en posture droite, à 1m80 devant le dispositif, face à un mur uni et mat ou sur un fond noir et déclenche l'acquisition. Celle-ci consiste à projeter sur le dos du patient un réseau de franges de Moiré noires et blanches à l'aide d'une source lumineuse. Une caméra, qui doit se trouver à une position différente du projecteur, réalise une image de cette projection, comme illustré figure 3.7.

1. Les EIPS se situent au niveau des deux fossettes se trouvant dans la partie inférieure du dos, juste au-dessus du pli-interfessier



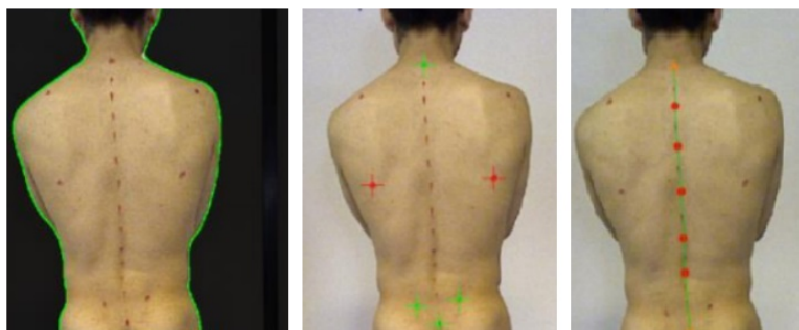
**FIGURE 3.6:** Placement des marqueurs cutanés



**FIGURE 3.7:** Technique de stéréovision active par projection de lumière structurée

Le processus de reconstruction de la surface et du calcul des paramètres cliniques nécessite quelques actions de l'opérateur, illustrées figure 3.8 : la vérification et la correction si nécessaire de l'édition du masque qui délimite la zone du patient sur l'image et de la détection des marqueurs cutanés placés au préalable. Le logiciel interprète alors la déformation du patron de lumière structurée sur l'image, selon l'algorithme de triangulation. Les coordonnées de tous les points de la surface du champ de vision de la caméra sont alors calculées et chaque pixel de l'image prise par la caméra correspond une profondeur et donc un point 3D. Ensuite, à partir du nuage de points obtenu, la surface 3D du dos est reconstruite de manière automatique sous forme de maillage. La surface 3D du dos est ensuite recalée dans un système de référence, défini en fonction de l'axe de gravité fourni par les inclinomètres de la colonne BIOMOD et par la position des marqueurs cutanés. Pour finir, les paramètres cliniques sont calculés.

Les travaux de recherches qui vont suivre se basent sur le traitement de ces reconstructions 3D. Celles-ci sont exportées du logiciel sous forme de maillage surfacique 3D.



**FIGURE 3.8:** Étapes de la reconstruction

### 3.2.3 Les maillages surfaciques BIOMOD

Les maillages 3D sont des structures de données qui ont pour objectif de modéliser géométriquement une surface ou un volume 3D de manière discrétisée.

Par définition, un maillage 3D surfacique est une approximation d'une surface constituée d'un nuage de points et de sa connectivité. Le nuage de points, aussi appelés sommets et caractérisés par les coordonnées  $(x,y,z)$ , définit la géométrie du maillage. La connectivité du maillage donne la relation entre les sommets du maillage sous forme d'une liste d'éléments. Celle-ci peut être une liste d'arêtes (éléments reliant 2 sommets) et/ou de faces (polygones reliant plusieurs sommets). Généralement, les maillages sont constitués de faces triangulaires ou quadrilatères. Certains formats de maillage permettent aussi de stocker des informations complémentaires telles que des coordonnées de texture, des normales aux sommets ou aux faces, des couleurs ou éventuellement d'autres paramètres scalaires. Les différents éléments constituant un maillage sont illustrés figure 3.9.

La résolution de l'image acquise par le dispositif BIOMOD L est de 1280x1024 pixels. Pour chacun de ces pixels, un point 3D est calculé. Ainsi, pour un dos d'environ 50cm de hauteur, il y a environ un point 3D tous les 0.5mm. La précision de la reconstruction a été évaluée à 2mm en hauteur, en largeur et en profondeur. Le maillage fourni par le logiciel BIOMOD L est initialement rectangulaire, mais on le transforme en maillage triangulaire. Un maillage du dos résultant est présenté figure 3.10.

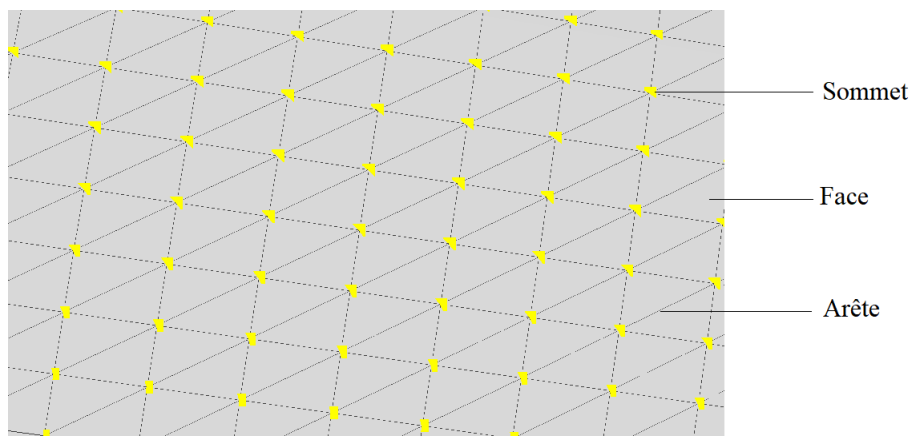


FIGURE 3.9: Schéma maillage

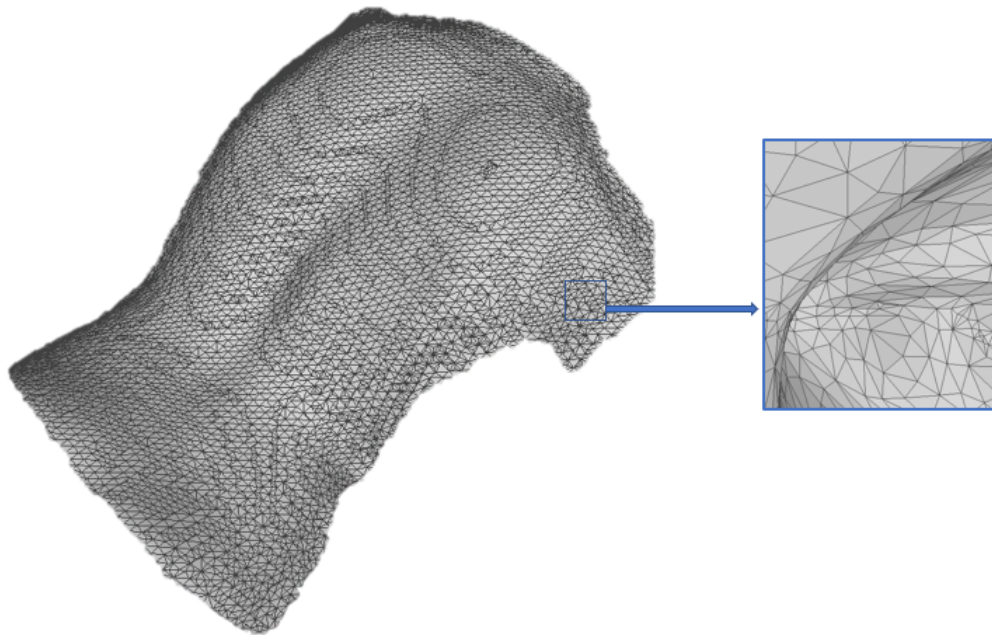


FIGURE 3.10: Maillage du dos généré par BIOMOD L

### 3.3 Indicateurs 3D d'évaluation des déformations de la surface du dos

Hill et al. (2014) expliquent que la symétrie d'une structure anatomique est une indication de bonne santé et que la perte de cette propriété est souvent liée à l'apparition ou à l'évolution d'une pathologie provoquant des déformations anatomiques. De plus, selon Ahmad et al. (2017), l'asymétrie des structures anatomiques serait même l'un des premiers paramètres à analyser pour effectuer un diagnostic informatisé efficace. C'est pourquoi la détection des asymétries de la surface du dos et du tronc est une méthode largement reconnue pour le diagnostic, le suivi ou la planification thérapeutique de la scoliose. De plus, d'après Turner-Smith et al. (1988), les déformations de la surface du dos sont aussi préoccupantes que celles du squelette sous-jacent. Patias et al. (2010) ont proposé une revue des paramètres 3D calculés à partir de la surface du dos ou du tronc et utilisés dans le cadre de l'évaluation de la scoliose. Quelques exemples d'indices quantifiant l'asymétrie de la surface sont présentés ci-dessous.

Généralement, l'asymétrie du dos ou du buste est mesurée à l'aide de simples mesures morphométriques conventionnelles comme des angles, des ratios et des distances anatomiques spécifiques (Jaremko et al., 2002a; Patias et al., 2010; Pino-almero et al., 2017). Une première approche consiste alors à évaluer des différences de localisation de repères anatomiques par rapport au plan sagittal. Nous trouvons par exemple l'indice POTSI (POsterior Trunk Symmetry Index), qui correspond à la somme de 6 mesures d'asymétrie latérales et de 3 autres en hauteur, explicitées figure 3.11 ou encore le paramètre DAPI qui se base sur la hauteur minimale et maximale entre certains marqueurs



anatomiques, comme illustré figure 3.12.

Une seconde approche consiste à évaluer la rotation de la surface dans le plan transversal tel qu’illustré avec quelques exemples figure 3.13. Ces différentes mesures peuvent être légèrement différentes dans leur manière d’être calculées mais elles ont toutes pour but de mettre en évidence la présence d’une gibbosité produite par la scoliose, ainsi que de suivre son évolution.

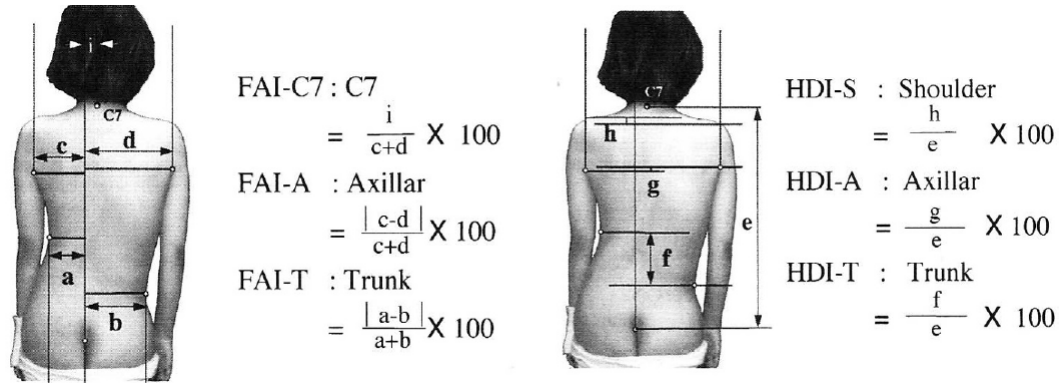
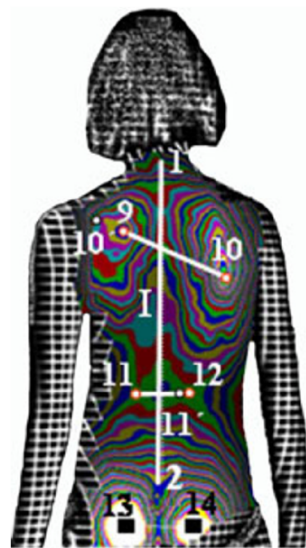


FIGURE 3.11: Calcul de l'indice POTSI (Patias et al., 2010)



$$DAPI = \frac{|h_{10} - h_{10}'|}{d_{12}} \times 100 + \frac{|h_{11} - h_{11}'|}{d_{12}}$$

FIGURE 3.12: Calcul de l'indice DAPI (Patias et al., 2010)

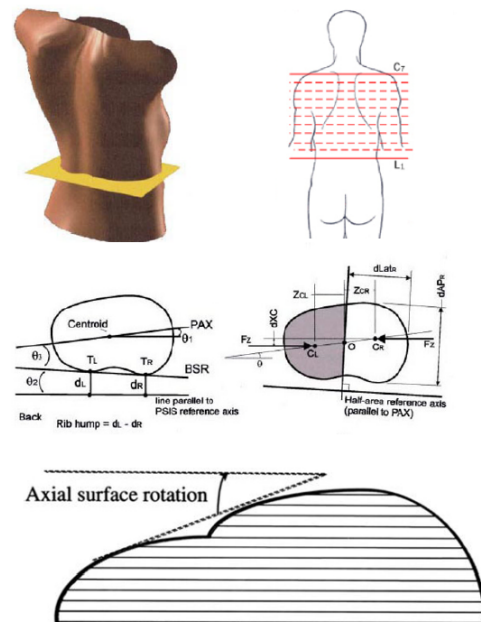


FIGURE 3.13: Calcul de l'asymétrie à partir de section du dos ou du tronc, adaptée de (Patias et al., 2010)

Ainsi, une fois les marqueurs positionnés et l'acquisition effectuée, l'analyse proposée par ces dispositifs est d'autant plus intéressante du fait des calculs automatiques des paramètres proposés par ces derniers, ce qui permet à l'utilisateur d'obtenir des résultats reproductibles et objectifs. Cependant, l'utilisation de ce type de paramètres nécessite la détermination d'un seuil de distinction entre les cas sains et pathologiques. D'après [Patias et al. \(2010\)](#), de nouveaux travaux doivent encore s'intéresser à ce problème complexe. De plus, [Pazos et al. \(2007\)](#) expliquent que la description des déformations du dos nécessite plus qu'un unique indice local et que contrairement à l'évaluation de la scoliose sur les radiographies, qui se fait essentiellement à l'aide de l'angle de Cobb, il n'existe pas encore de consensus sur l'ensemble des indices surfaciques à utiliser pour évaluer les déformations du dos. Dix ans plus tard, [Pino-Almero et al. \(2017\)](#) indiquent même qu'il serait nécessaire d'étudier simultanément plusieurs paramètres fournis par ces dispositifs, avant de pouvoir établir une évaluation précise de la scoliose et que cette limite justifie le fait que ces dispositifs n'ont pas encore été pleinement introduits dans la pratique clinique actuelle de diagnostic et de suivi de la pathologie. À l'inverse, selon [Komeili et al. \(2014\)](#), le spectre de déformations associées à la scoliose ne peut pas être entièrement capturé par un nombre discret d'indices locaux, il est nécessaire de trouver une méthode plus globale. C'est pourquoi, depuis, de nouvelles méthodes ont été étudiées dans le but de répondre à la nécessité d'analyser la surface du dos et du torse dans son intégralité.

L'existence d'un plan médian qui divise la surface du dos ou du torse en deux parties identiques est la définition même de la symétrie orthogonale, aussi appelée réflexion et présentée en détails au chapitre 4, qui caractérise une structure bilatérale. C'est pourquoi, différents travaux se sont orientés vers la caractérisation des asymétries de la surface du dos et du torse en se basant sur l'étude de la réflexion planaire de la structure. D'après [Komeili et al. \(2014\)](#), l'étude de la réflexion de cette surface anatomique pourrait fournir un paramètre important et plus global, pour l'évaluation de la scoliose. Ils ont alors introduit une méthode qui consiste à calculer une carte d'asymétrie de la surface du dos, puis à l'analyser afin d'identifier et d'évaluer visuellement et quantitativement les défauts de symétrie de la structure. Une carte d'asymétrie est un outil qui permet de visualiser une valeur d'asymétrie pour tous les points de la surface étudiée. Le calcul classique de celle-ci est illustré figure 3.14 et suit le processus suivant :

1. Recherche de la réflexion optimale du maillage original;
2. Pour chaque point du maillage original, recherche de son plus proche voisin dans le nuage de points définissant le maillage réfléchi;
3. Pour chacune des paires construites entre les points du maillage original et du réfléchi, calcul de la distance point à point;
4. Rendu de la carte d'asymétrie représentant les distances calculées à l'étape précédente;
5. Analyse de la carte d'asymétrie.

L'un des avantages majeurs de cette méthode est qu'elle ne nécessite pas l'utilisation de marqueur cutané, ce qui rend le résultat indépendant de leur placement et limite le

temps de traitement. Par la suite, de nombreuses études ont été menées afin de valider ce travail (Komeili et al., 2015a,b; Sudo et al., 2018; Ghaneei, 2017; Ghaneei et al., 2018; Hong et al., 2017; Ho et al., 2015; Hill et al., 2014; Trovato et al., 2013). Les résultats obtenus seront présentés au chapitre 6.

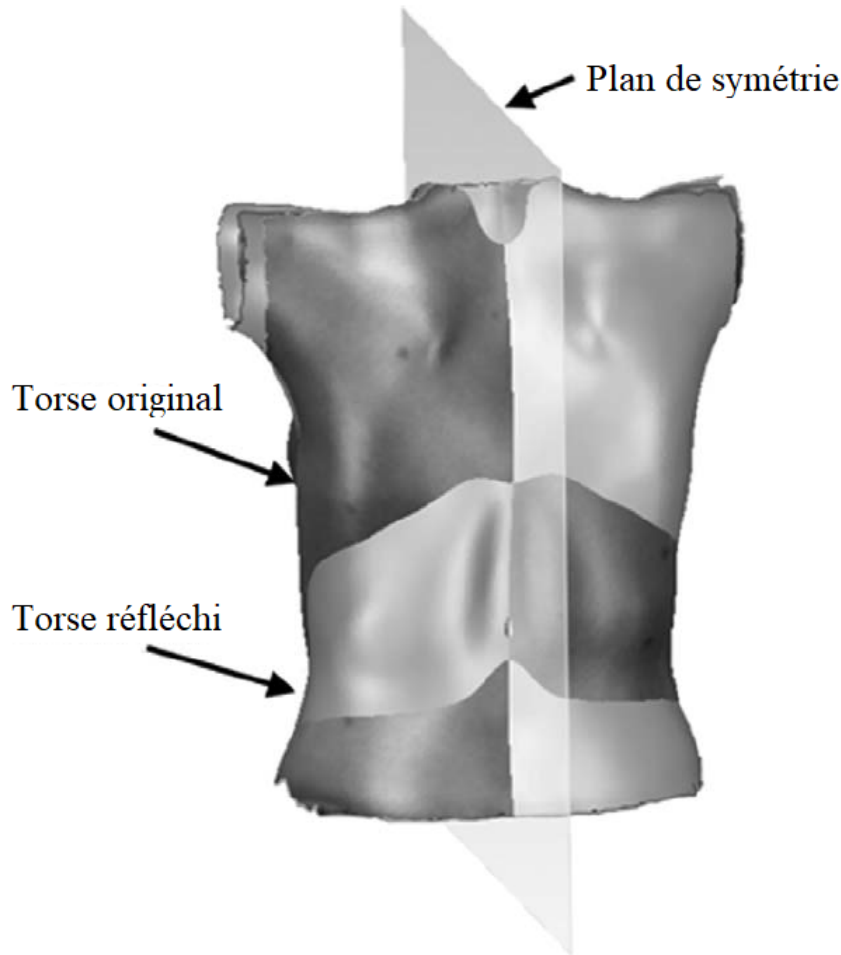


FIGURE 3.14: Illustration de la méthode de calcul de la carte de déviation (Hong et al., 2017)

Le travail de revue de Patias et al. (2010) leur a permis d'établir les 9 principes suivants à respecter pour définir un indice surfacique optimal :

1. Les indices doivent être mesurés avec la précision maximale réalisable et de manière directe.
2. Les indices doivent être indépendants de la méthode de mesure et d'acquisition de la surface anatomique 3D. Si ce n'est pas le cas, alors les indices ne peuvent pas être universels et dépendront fortement de la technologie.
3. Les indices doivent être basés sur des procédures robustes, des mesures automatiques et doivent être évalués par des techniques de traitement automatiques, en éliminant autant que possible l'intervention humaine. Les niveaux de variabilité

inter / intra-observateur rapportés et la précision des indices utilisés jusqu'à présent pointe ce problème. Seule l'automatisation du calcul des paramètres permettra d'éliminer la variabilité de l'observateur, les erreurs humaines, l'objectivité et l'expérience requise.

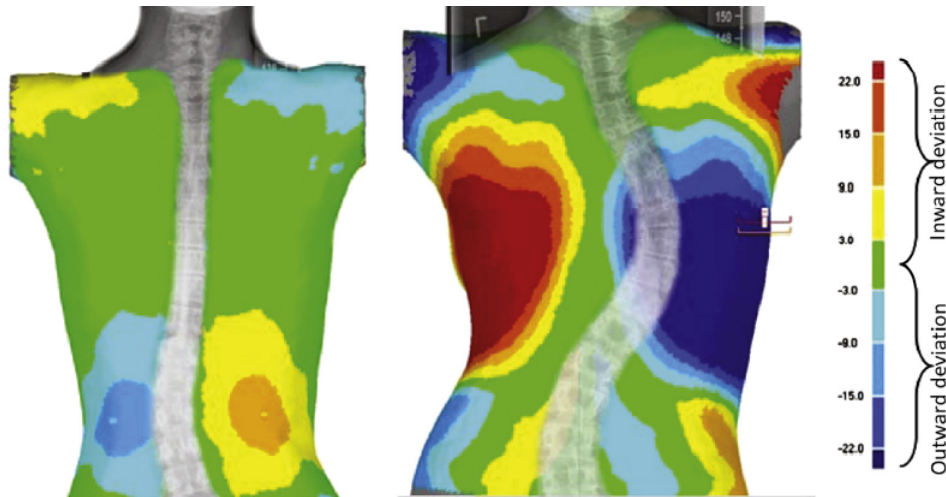
4. Les indices doivent être basés uniquement sur des repères anatomiques automatiquement détectables.
5. Les indices doivent nécessiter des protocoles de mesure simples. Les protocoles compliqués ou exigeants sont sources d'erreurs. Cela inclut aussi (et surtout) la position et l'orientation du patient par rapport au capteur, les conditions d'éclairage, etc. Les indices doivent être le plus indépendant et robuste possible par rapport à ces paramètres.
6. Les indices doivent être normalisés pour être comparables chez différents patients. Cela signifie que les indices ne doivent pas dépendre de la taille du patient et que les indices doivent se référer à un système de coordonnées commun pour tous les patients.
7. Les indices doivent fournir une donnée stable pour le suivi dans le temps. Cela signifie que les indices doivent aussi se référer à un système de coordonnées stable dans le temps.
8. Les indices doivent pouvoir distinguer différents types de déformations de surface, à savoir coronal / transversal / sagittal, thoracique / thoraco-lombaire / lombaire, courbure simple / double.
9. Les indices doivent fournir une différence claire et sûre qui permet de distinguer la normalité d'une pathologie scoliotique.

L'intérêt des dispositifs de reconstruction 3D présentés dans ce début de chapitre réside dans le calcul et l'étude de paramètres 3D quantifiant les déformations de la surface du dos, et plus généralement du tronc (Pino-almero et al., 2017). L'objectif ultime serait de réussir à élaborer un paramètre qui permettrait de relier précisément la géométrie interne de la colonne à celle de la morphologie du dos, afin de se passer entièrement des examens radiologiques.

### 3.4 Vers un indice fondé sur une surface de symétrie courbe

Les méthodes visant à étudier les asymétries de la surface du dos, et en particulier celle basée sur une carte d'asymétrie, semblent être prometteuses pour évaluer les déformations externes induites par la scoliose et ainsi, évaluer et suivre la pathologie tout en diminuant le nombre de radiographies prescrites. Cependant, l'utilisation d'un plan de symétrie pour établir la carte d'asymétrie d'une surface du dos en présence de fortes déformations scoliotiques, telle que celle illustrée figure 2.6, ne semble pas être une solution optimale. En effet, dans sa première étude, Komeili et al. (2014) a fait une étude préliminaire consistant à comparer les cartes d'asymétrie obtenues à l'aide du plan de symétrie optimal du tronc avec la radiographie correspondante. La figure 3.15 montre alors la superposition de ces deux images, sur un patient ayant une faible scoliose (à

gauche) et un autre ayant une forte scoliose (à droite). La carte d'asymétrie est inversée de part et d'autre du plan de symétrie, ce qui nous permet visuellement de le localiser. Comme attendu, à la différence d'un rachis sain et plus précisément du fait de la déviation latérale des vertèbres touchées par la scoliose, le rachis n'est plus aligné avec le plan de symétrie. Ainsi intuitivement, l'idée serait de "courber le plan de symétrie" afin qu'il puisse suivre la forme et l'orientation globale du dos.



**FIGURE 3.15:** Superposition de cartes d'asymétrie avec les radiographies correspondantes pour un patient atteint d'une scoliose légère à gauche et un autre atteint d'une scoliose sévère à droite (Komeili et al., 2014)

De ce fait, la partie suivante va avoir pour objectif de présenter en détails les deux contributions majeures de ce travail de recherche :

1. un nouvel algorithme pour estimer de manière robuste, précise et rapide une surface de symétrie courbe pour des structures bilatérales, potentiellement incurvées ou déformées, tels que celle du dos;
2. un nouvel algorithme de calcul de carte d'asymétrie à partir d'une surface de symétrie.

## **Troisième partie**

# **Symétrie d'une structure bilatérale courbée**



## SURFACE DE SYMÉTRIE COURBE D'UNE STRUCTURE 3D

---

*Pour débiter ce quatrième chapitre, il est donc important de préciser que "au cours de la dernière décennie, et plus particulièrement grâce au développement des techniques d'acquisition 3D, l'étude de la reconnaissance de forme et l'extraction de caractéristiques à partir d'objets acquis en trois dimensions a suscité un intérêt et une attention accrue. Pour leur polyvalence, leur faible coût et leur caractère non invasif, ces techniques sont également utilisées dans le domaine biomédical. L'une des caractéristiques les plus importantes du corps humain à évaluer est la symétrie bilatérale." (Di Angelo et Di Stefano, 2013)*

*Ainsi, dans un premier temps, ce chapitre a pour objectif de bien préciser les concepts de symétrie d'une structure bilatérale et plus spécifiquement, celui de réflexion planaire et courbe. Un état de l'art des méthodes de détection des réflexions planes et courbes est alors proposé et analysé. Dans un second temps, une nouvelle méthode de détection d'une surface de symétrie courbe par morceaux d'un objet bilatéral est introduite, puis enfin celle d'une surface de symétrie courbe continue.*

---



## 4.1 Symétrie d'une structure 3D

Une structure tridimensionnelle est dite symétrique si elle est invariante à certaines transformations (Combès, 2010; Mitra et al., 2007, 2013). Les transformations classiques intervenant dans la symétrie sont la translation, la rotation, la réflexion, l'étirement (grossissement ou rétrécissement) et leurs combinaisons (Savriama et Klingenberg, 2011), mais il peut y en avoir d'autres.

La symétrie est une propriété fondamentale qui permet de décrire la géométrie d'une structure et qui est généralement retrouvée dans l'étude des êtres vivants, comme en témoigne la figure 4.1 proposée par Savriama et Klingenberg (2011). L'image (a), à gauche, représente une algue qui a deux plans de symétrie. Une symétrie de rotation (ou symétrie radiale) est illustrée figure (b) où les pétales sont tournés autour d'un axe. La figure (c) montre une symétrie approximative translationnelle présente dans de nombreux organismes et qui s'observe par la répétition d'éléments le long de l'axe du corps. Pour finir, la figure (d) illustre la combinaison d'une symétrie de rotation et d'une dilatation translationnelle : l'objet se dilate progressivement en tournant autour d'un axe.

Néanmoins, la définition la plus courante est la symétrie orthogonale, aussi appelée réflexion ou symétrie bilatérale, qui divise la structure en deux parties, en théorie identiques. Nous allons donc nous focaliser sur cette dernière, en donnant des précisions sur les cas où la surface de symétrie  $S_{sym}$  est plane, ce qui correspond à la réflexion classique, et les cas moins étudiés où la surface de symétrie  $S_{sym}$  est courbe.

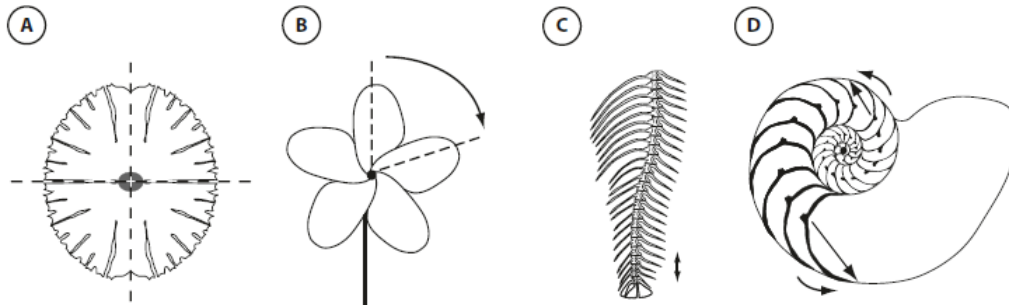


FIGURE 4.1: Symétries définies par une réflexion (a), une rotation (b), une translation (c), une combinaison de différentes transformations (d) d'après Savriama et Klingenberg (2011).

## 4.2 Symétrie orthogonale par rapport à un plan

Dans cette section, nous nous plaçons dans le cas où  $S_{sym}$  correspond à un plan de symétrie que nous nommerons  $\Pi$ .

### 4.2.1 Définition et caractérisation

Généralement, l'utilisation du mot *réflexion* employé seul sous-entend une réflexion planaire, c'est-à-dire une symétrie orthogonale par rapport à un plan. Un objet est par-

faitement bilatéral lorsqu'il existe un plan de symétrie (ou plan de réflexion) qui le divise en deux sous-structures identiques, dont le reflet de l'une à travers le plan correspond à l'autre.

Nous utiliserons dans la suite la paramétrisation classique suivante pour définir le plan  $\Pi$  :

$$\Pi = (\mathbf{n}, d) \quad (4.1)$$

où  $d \in \mathbb{R}$  est la distance du plan à l'origine et  $\mathbf{n} = (a, b, c)$  est un vecteur directeur unitaire ( $a^2 + b^2 + c^2 = 1$ ) qui est orthogonal au plan.

Soit  $\Pi = (\mathbf{n}, d)$  le plan de symétrie d'un objet  $O$  et  $S$  la symétrie orthogonale planaire à travers le plan  $\Pi$ , alors les coordonnées du point  $\mathbf{p}'$ , symétrique du point  $\mathbf{p}$  de  $O$  à travers  $\Pi$ , peuvent être calculées à l'aide de la relation suivante :

$$\mathbf{p}' = S_{\Pi}(\mathbf{p}) = (I_3 - 2\mathbf{nn}^T)\mathbf{p} + 2d\mathbf{n} \quad (4.2)$$

où  $I_3$  est la matrice 3 x 3 identité. Le segment  $[\mathbf{pp}']$  est alors perpendiculaire à  $\Pi$  (Di Angelo et Di Stefano, 2013; Combès, 2010). La symétrie planaire associée à  $\Pi$  est une transformation bijective, autrement dit elle répond à l'équation suivante :

$$\mathbf{p}' = S_{\Pi}(\mathbf{p}) \Leftrightarrow \mathbf{p} = S_{\Pi}(\mathbf{p}') \quad (4.3)$$

De plus, si  $O$  est parfaitement bilatéral, alors le point  $\mathbf{p}'$  est sur  $O$ .

D'après Quan et al. (2016), la plupart des algorithmes détectant une symétrie sur des objets 3D sont consacrés à la symétrie orthogonale plane. Définir cette symétrie revient à chercher les paramètres  $(\mathbf{n}, d)$  qui caractérisent le plan de symétrie de la structure 3D étudiée (Combès, 2010; Sato et Tamura, 1996) et nous proposons dans la section ci-dessous un état de l'art.

## 4.2.2 État de l'art des méthodes de détection d'un plan de symétrie

Les méthodes de détection d'un plan de symétrie ont été étudiés en particulier dans Combès (2010) et Mitra et al. (2013). Nous pouvons étendre leurs recherches en définissant les classes de méthodes suivantes.

### Méthodes fondées sur une paramétrisation intrinsèque

Une première classe de méthode consiste paramétrer le maillage 3D en utilisant des fonctions mathématiques qui mettent en évidence les symétries. Ainsi dans Kazhdan et al. (2004), l'idée est de représenter le maillage 3D à l'aide d'"harmoniques sphériques" (classe particulière des fonctions harmoniques dont le laplacien est nul). Plusieurs méthodes sont proposées pour obtenir la paramétrisation, par exemple en voxelisant le maillage puis en ajustant à la grille de voxels ainsi obtenue des fonctions harmoniques sphériques, à différentes échelles. Avec cette représentation, il est facile de calculer la corrélation entre la fonction calculée à partir du maillage original et la fonction calculée à partir du maillage 3D qui a subi une rotation autour d'un axe passant par son centre de gravité. En cherchant les pics d'autocorrélation, on détecte ainsi les invariants par

rotation et donc les symétries axiales et aussi planes. Plus précisément, les pics correspondent à des vecteurs unitaires perpendiculaires aux plans de symétrie réfléchissante optimaux. Cependant, ce type de paramétrisation s'applique essentiellement aux maillages 3D "fermés" pour pouvoir obtenir une décomposition utilisant des sphères. Or, les maillages 3D du dos obtenus par numérisation forment des surfaces ouvertes, avec des frontières instables (dans certaines acquisitions, on peut par exemple avoir en plus des portions de surfaces des bras). Ainsi, calculer dans ce cas une paramétrisation par harmoniques sphériques est complexe.

### Méthodes fondées uniquement sur les points de l'objet

Si nous supposons que l'objet est symétrique, nous pouvons définir le plan de symétrie  $\Pi$  comme "le plan qui passe au mieux à travers le nuage de point". Il minimise  $\epsilon_1$  :

$$\epsilon_1(\Pi) = \sum_{\mathbf{p}_i \in O} d(\mathbf{p}_i, \Pi)^2 = \sum_{\mathbf{p}_i \in O} |n^T \mathbf{p}_i - d|^2 \quad (4.4)$$

Minovic et al. (1992) et Combès (2010) montrent alors que, dans le cas où l'objet présente une unique symétrie plane, le plan de symétrie  $\Pi$  qui minimise  $\epsilon_1$  est orthogonal à l'axe principal de l'objet, défini comme l'axe ayant le moment d'inertie le plus élevé et passant par le centroïde de l'objet. Dans le cas où l'objet présente plusieurs symétries planes, une adaptation de la méthode est nécessaire (Combès, 2010).

Les axes principaux d'un objet se calculent par l'Analyse en Composantes Principales (ACP) ou la matrice d'inertie. L'ACP (voir par exemple Gupta et al. (2008)) est un outil d'analyse de données permettant de définir un nouveau repère qui décorrèle linéairement les coordonnées. Ce nouveau repère explique alors au mieux la variance des données suivant chaque nouvel axe du nouveau repère, appelé direction principale.

Pratiquement, l'ACP appliquée à un nuage de points 3D revient à calculer un repère 3D orthogonal tel que la plus grande variance de la projection orthogonale des points se situe sur la première coordonnée (appelée première composante principale), la deuxième plus grande variance se situe sur la deuxième coordonnée, et ainsi de suite. De manière équivalente, les plans perpendiculaires aux axes principaux et passant par le centroïde du nuage minimisent la somme des carrés des distances entre les points et leur projection sur ces plans. En fonction des domaines d'application, ils existent deux approches différentes, qui fournissent des résultats identiques.

Le calcul comme expliqué dans Gupta et al. (2008), se base sur le calcul de la matrice de covariance  $C$ , calculée à partir de l'ensemble de points. Dans un premier temps, le nuage de  $n$  points  $O = \{\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \dots, \mathbf{p}_n\}$ , avec  $\mathbf{p}_i = (x_i, y_i, z_i)$ , définissant le maillage 3D étudié est recentré par rapport à son centroïde  $\mathbf{G}$ , défini par :

$$\mathbf{G} = \left( \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i, \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n z_i \right) \quad (4.5)$$

Ainsi, un second nuage de points  $O' = \{\mathbf{q}_1, \mathbf{q}_2, \dots, \mathbf{q}_n\}$  est obtenu par  $\mathbf{p}_i = \mathbf{p}_i - \mathbf{G}$  avec  $\mathbf{q}_i = (x'_i, y'_i, z'_i)$ . La matrice de covariance  $C$  est alors obtenue à l'aide de la relation sui-

vante :

$$C = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \mathbf{q}_i \mathbf{q}_i^T = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \begin{pmatrix} x_i'^2 & x_i' y_i' & x_i' z_i' \\ x_i' y_i' & y_i'^2 & y_i' z_i' \\ x_i' z_i' & y_i' z_i' & z_i'^2 \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

Une fois  $C$  calculée, on effectue sa décomposition en éléments propres. Plus la valeur propre correspondante à un vecteur propre est élevée, et plus la direction définie par ce dernier correspondra à des points ayant une variance équivalente. Ainsi, l'ordonnement des axes principaux est déterminé par la valeur des vecteurs propres associés.

Une seconde approche (par exemple expliquée dans [Sun et Sherrah \(1997\)](#)) consiste à calculer la matrice d'inertie  $J$  du nuage de points étudié puis à effectuer sa décomposition en éléments propres. La matrice d'inertie  $J$  est définie par :

$$J = \text{tr}(C)I - C \quad (4.7)$$

où  $C$  est la matrice de covariance définie précédemment,  $\text{tr}(C)$  correspond à la trace de la matrice  $C$  et  $I$  est la matrice identité  $3 \times 3$ . De la même manière, les trois vecteurs propres de  $J$  définissent les axes principaux. Cependant, à la différence de la première approche, les valeurs propres varient de manière inverse par rapport à la variance de l'objet, le long des axes correspondants.

Ce type de méthodes de détection d'un plan de symétrie présente l'avantage d'être simple et efficace, parce qu'il ne nécessite aucune information de plus que celle du nuage de points. Cependant, cette technique est instable lorsque le nuage de points n'est pas symétriquement réparti. En effet, soit  $O$  l'ensemble des points représentant l'objet étudié, si nous décomposons  $\epsilon_1(\Pi)$  tel que :

$$\epsilon_1(\Pi) = \sum_{\mathbf{p}_{i,d} \in O} d(\mathbf{p}_{i,d}, \Pi)^2 + \sum_{\mathbf{p}_{i,g} \in O} d(\mathbf{p}_{i,g}, \Pi)^2 \quad (4.8)$$

où les points  $\mathbf{p}_{i,d}$  correspondent aux points de  $O$  se situant à droite de  $\Pi$  et  $\mathbf{p}_{i,g}$  ceux à gauche de  $\Pi$ , alors dans le cas où  $O$  est parfaitement symétrique,  $\epsilon_1(\Pi) = 0$  la relation suivante est vérifiée :

$$\sum_{\mathbf{p}_{i,d} \in O} d(\mathbf{p}_{i,d}, \Pi)^2 = \sum_{\mathbf{p}_{i,g} \in O} d(\mathbf{p}_{i,g}, \Pi)^2 \quad (4.9)$$

Cependant, quand des points de  $O$  n'ont pas de parfaits correspondants symétriques dans  $O$ ,  $\epsilon_1(\Pi)$  n'est alors pas nul et nous ne sommes donc plus assuré d'obtenir le plan parfait de symétrie.

Une extension de ce type d'approche consiste à utiliser les vecteurs normaux en chaque point de l'objet, plutôt que les points eux-mêmes. On peut alors construire un histogramme des orientations discrétisées du maillage 3D, qui peut se visualiser comme une sphère discrète, pour laquelle chaque face correspond à une orientation du vecteur normal et contient le nombre de points ayant cette orientation. Cette représentation se nomme Image Gaussienne Étendue (noté IGE, Extended Gaussian Image en anglais). Si un objet est bilatéralement symétrique, alors son IGE l'est et les vecteurs normaux des plans de symétrie de l'objet et de l'IGE sont colinéaires ([Pan et al., 2006](#)). On peut

donc calculer les paramètres  $(\mathbf{n}, d)$  du plan de symétrie à partir de l'IGE, en utilisant aussi l'ACP comme ci-dessus (Sun et Sherrah, 1997; Pan et al., 2006). Cependant, cette extension présente les mêmes limites que celles présentées précédemment, lorsque la répartition du nuage de points n'est pas parfaitement symétrique.

### Méthodes fondées sur des appariements connus a priori

La troisième classe de méthodes de détection d'un plan de symétrie se fonde sur la connaissance d'une relation de symétrie entre des points  $\mathbf{p}_i$  et  $\mathbf{p}'_i$  de  $O$ . Autrement dit, on connaît une liste de couples de points  $(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}'_i)$  qui sont image l'un de l'autre par la symétrie recherchée.

Dans le cas où l'objet est parfaitement symétrique, le plan de symétrie correspondrait donc simplement à un des plans médiateurs de n'importe quel couple de points. Cependant, si l'objet n'est pas parfaitement symétrique, le plan médiateur n'est plus unique : il va varier d'un couple à l'autre. Plusieurs approches ont été proposées et sont résumées dans Combès et al. (2008) comme ci-dessous :

1. Une première approche considère que le plan de symétrie se définit comme le plan médiateur entre le centroïde des points  $\mathbf{p}_i$  et celui des points  $\mathbf{p}'_i$ . Évidemment, cette approche est très sensible à la moindre erreur d'appariement  $(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}'_i)$  ou aux imprécisions sur les coordonnées des points.
2. Une deuxième approche consiste à trouver le plan qui minimise aux moindres carrés sa distance au centre des segments  $[\mathbf{p}_i, \mathbf{p}'_i]$ .
3. Une troisième approche consiste à définir les plans médiateurs  $\Pi_i$  pour chaque couple de points  $(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}'_i)$ .  $\Pi$  peut alors être estimé comme le plan dont les paramètres (généralement  $(\mathbf{n}, d)$ ) sont les plus proches aux moindres carrés de ceux des plans  $\Pi_i$ .

Une autre façon de voir le problème, illustrée figure 4.2, est de chercher directement le plan de symétrie  $\Pi^*$ , qui permet d'approcher au mieux les réflexions  $S_{\Pi^*}(\mathbf{p}_i)$  des points  $\mathbf{p}_i$  avec les points correspondants  $\mathbf{p}'_i$  parmi toutes les symétries possibles  $S_{\Pi}$ .

$$\Pi^* = \operatorname{argmin}_{\Pi} \sum_{(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}'_i) \in O^2} \|\mathbf{p}'_i - S_{\Pi}(\mathbf{p}_i)\|^2 \quad (4.10)$$

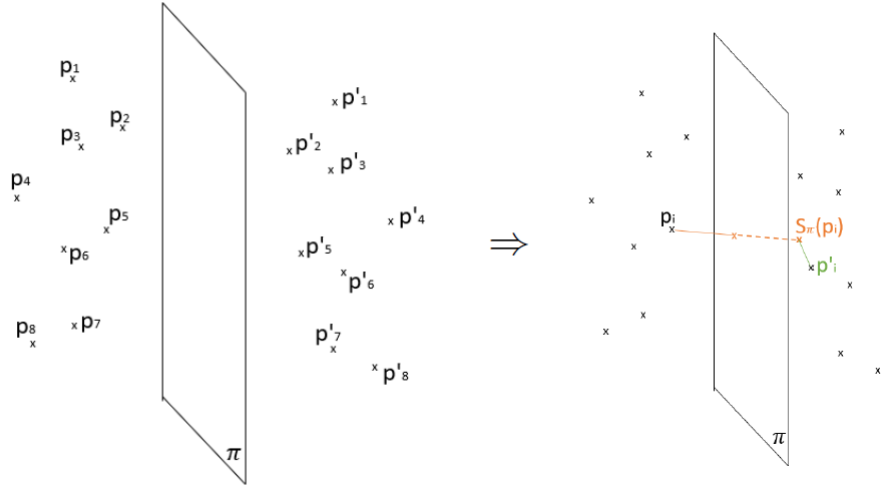
Cela revient donc à minimiser le critère  $\epsilon_2(\Pi)$  suivant :

$$\epsilon_2(\Pi) = \sum_{\mathbf{p}_i \in O} d(\mathbf{p}'_i, S_{\Pi}(\mathbf{p}_i))^2 \quad (4.11)$$

À noter qu'on obtient le même critère que celui décrit dans Zabrodsky et al. (1995) et défini comme un « quantificateur de l'effort minimal requis pour déformer la surface de l'objet  $O$  vers  $O'$  qui est la surface symétrique par rapport à  $\Pi^*$  la plus proche de  $O$  ».

Pour calculer les paramètres  $(\mathbf{n}, d)$  du plan de symétrie  $\Pi^*$ , Combès et al. (2008) proposent la méthode suivante :

- Pour faciliter la lecture, on introduit la matrice  $A$  qui caractérise les appariements des couples  $(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}'_i)$ . Il s'agit de la matrice binaire construite telle que  $A_{i,j} = 1$  si



**FIGURE 4.2:** Principe des méthodes de détection d'un plan de symétrie, fondées sur des appariements de points

le point  $\mathbf{p}_j$  de  $O$  est apparié à  $S_{\Pi}(\mathbf{p}_i)$  et  $A_{i,j} = 0$  sinon. On cherche donc le plan  $\Pi^*(\mathbf{n}^*, d^*)$  qui minimise :

$$\sum_{\mathbf{p}_i \in O} \sum_{\mathbf{p}_j \in O} A_{i,j} \|\mathbf{p}_j - (S_{\Pi}(\mathbf{p}_i))\|^2 \quad (4.12)$$

— On peut alors montrer que  $\mathbf{n}^*$  est colinéaire avec le vecteur propre correspondant à la plus petite valeur propre de la matrice  $B$  de taille  $3 \times 3$  définie par :

$$B = \sum_{(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}_j) \in O^2} A_{i,j} [(\mathbf{p}_i - \mathbf{g}_1 + \mathbf{p}_j - \mathbf{g}_2)((\mathbf{p}_i - \mathbf{g}_1 + \mathbf{p}_j - \mathbf{g}_2)^T - ((\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_j)(\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_j)^T)] \quad (4.13)$$

avec

$$\mathbf{g}_1 = \frac{1}{\sum_{(i)} \sum_{(j)} A_{i,j}} \sum_{(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}_j) \in O^2} A_{i,j} \mathbf{p}_i \quad (4.14)$$

et

$$\mathbf{g}_2 = \frac{1}{\sum_{(i)} \sum_{(j)} A_{i,j}} \sum_{(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}_j) \in O^2} A_{i,j} \mathbf{p}_j \quad (4.15)$$

—  $d^*$  est alors donné par :

$$d^* = \frac{1}{2} (\mathbf{g}_1 + \mathbf{g}_2)^T \mathbf{n} \quad (4.16)$$

### Méthodes fondées sur des appariements non-connus a priori

Toutes les approches précédentes nécessitent de connaître les appariements de points  $(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}'_i)$ . Pour certaines structures anatomiques, on peut par exemple définir des points symétriquement équivalents à "gauche" et à "droite", à partir de points de repère anatomiques reconnus. Mais ces derniers sont en général en petit nombre et leur définition est quelque fois sujette à discussion parmi les experts. Il est donc très complexe d'avoir

des points échantillonnés régulièrement et précisément sur le maillage 3D. Aussi des méthodes ont été proposées pour simultanément apparier des paires de points de  $O$  et calculer le plan de symétrie optimal qui les superpose au mieux après réflexion. L'idée est d'alterner les deux étapes jusqu'à l'obtention d'un plan de symétrie et des couples de points optimaux.

Une première approche consiste à passer par l'intermédiaire d'une transformation rigide afin de se ramener à un algorithme bien connu de recalage rigide. Dans ce cas, on va introduire une transformation rigide  $T^*$  qui permettra d'aligner (ou recaler) au mieux le nuage de points réfléchi de  $O$  avec  $O'$  qui est le nuage de points réfléchis de  $O$  par un plan quelconque  $\tilde{\Pi}$ . Pour cela et comme illustré figure 4.3, un algorithme de deux étapes est utilisé et vise à calculer  $T^*$  à partir de  $\tilde{\Pi}$  puis le plan de symétrie  $\Pi^*$  à partir de  $T^*$ .

La transformation  $T^*$  est alors obtenue par la minimisation du critère aux moindres carrés ci-dessous :

$$T^* = \operatorname{argmin}_T \sum_{(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}'_i) \in O^2} \|\mathbf{p}'_i - T(S_{\tilde{\Pi}}(\mathbf{p}_i))\|^2 \quad (4.17)$$

Le plus souvent,  $T^*$  est calculée formellement par des méthodes d'appariements classiques rigides, tel que l'algorithme Iterative Closest Point (ICP) proposé par [Besl et McKay \(1992\)](#) et [Zhang \(2006\)](#). Pour cela, le processus itératif consiste dans un premier temps à apparier les points à l'aide du critère du plus proche voisin (autrement dit, le point apparié est le plus proche en distance euclidienne). Dans un second temps, les paramètres de la transformation optimale (rotation et translation), qui minimise la distance entre les deux ensembles de points et donc permettant de passer du premier objet vers le deuxième, sont estimés à l'aide d'une solution fondée sur le critère des moindres carrés. Pour finir, la transformation estimée est appliquée au maillage de l'objet et le processus est relancé jusqu'à ce que la transformation estimée soit très faible.

Une fois  $T^*$  obtenue, il est facile de déduire  $\Pi^*$ , à l'aide d'une des approches expliquées précédemment puisqu'on connaît maintenant les appariements  $(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}'_i)$ . On pourrait penser que la symétrie par rapport au plan  $\Pi^*$  est optimale et est égale à la composée de  $T^*$  et  $S_{\tilde{\Pi}}$  mais en fait, ce n'est pas le cas dans la plupart des cas. [Combès et al. \(2008\)](#) décrit par exemple un contre-exemple quand  $T^*(S(\Pi))$  est une translation qui n'est pas orthogonale au plan  $\Pi^*$ . Dans ce cas,  $T^*(\Pi)$  n'est pas une symétrie.

### Une méthode efficace

En fait, pour trouver directement et précisément la symétrie optimale  $\Pi^*$ , [Combès et al. \(2008\)](#) se sont inspirés de la méthode ICP ci-dessus et proposé un algorithme itératif qui estime directement les appariements et le plan de symétrie. Comme illustré figure 4.4, à chaque pas de la méthode, le plan de symétrie est censé se rapprocher du plan optimal car les appariements deviennent de plus en plus précis.

En utilisant l'optimisation directe du plan de symétrie obtenue à l'aide des équations 4.13 et 4.16, la méthode introduite par [Combès et al. \(2008\)](#) consiste donc à ré-

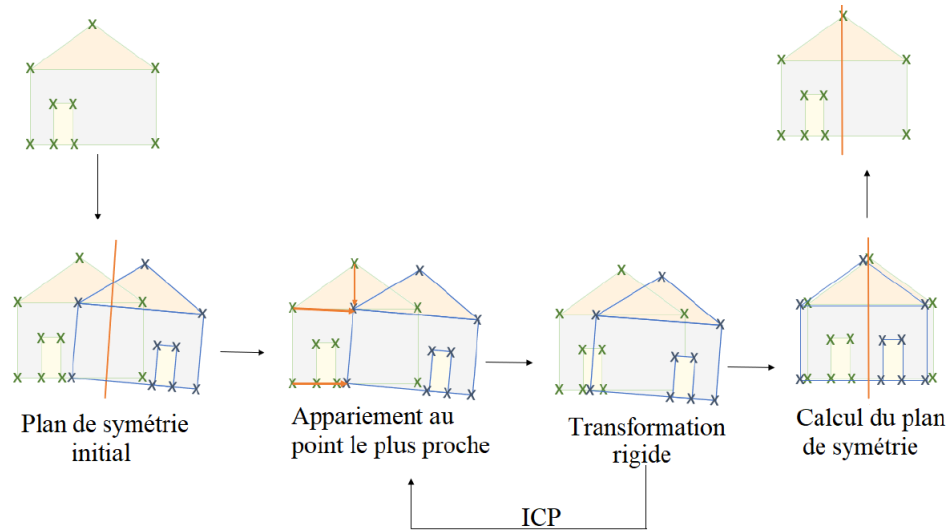


FIGURE 4.3: Principe des méthodes de détection d'un plan de symétrie, utilisant une méthode d'appariement classique rigide de type ICP

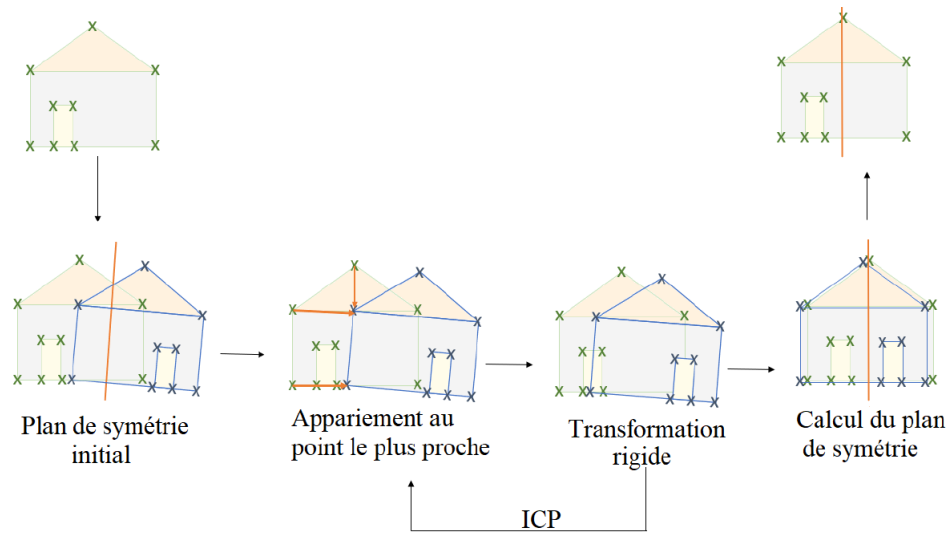


FIGURE 4.4: Principe de la méthode proposé par Combès et al. (2008)

soudre itérativement :

$$\Pi_k = \operatorname{argmin}_{\Pi} \sum_{(\mathbf{p}'_i, \mathbf{p}_i) \in O^2} \|\mathbf{p}'_i - (S_{\Pi}(\mathbf{p}_i))\|^2 \quad (4.18)$$

où  $\mathbf{p}'_i$  est le point de  $O$  le plus proche de  $S_{\Pi_{k-1}}(\mathbf{p}_i)$ .

Combès et al. (2008) ont étudié cet algorithme (numéroté 4 dans la suite) en comparant l'influence du calcul du plan de symétrie optimal par les 3 méthodes correspondant à celles explicités précédemment dans le paragraphe *Méthodes fondées sur des appariements connus a priori* (ICP + plan médiateur des centroïdes (numéroté 1), ICP + mini-



minimisation de la distance entre  $\Pi$  et le milieu des  $(\mathbf{p}'_i, \mathbf{p}_i)$  (2), ICP + estimation à partir d'un ensemble de plans médiateurs (3)).

Pour cela, les plans de symétrie ( $\Pi_1, \Pi_2, \Pi_3, \Pi_4$ ) ont été calculés sur un visage symétrisé à l'aide des 4 approches. Il est alors possible de comparer les plans avec le plan de symétrie théorique. De plus, une seconde analyse a été réalisée afin d'étudier le comportement des méthodes en cas d'occultations (de 1% à 7%). Cette étude a permis de confirmer que le plan de symétrie calculé directement à l'aide de la méthode 4 est plus précis que ceux calculés par les méthodes 1, 2 et 3. De plus, ce calcul optimisé du plan de symétrie est obtenu avec un temps de convergence est plus faible et moins d'itérations effectuées.

### Le problème de la robustesse

Cependant, l'algorithme ICP classique est basé sur une minimisation aux moindres carrés des distances entre les points appariés (Zhang, 2004). Ainsi, si on a des erreurs d'appariements (en particulier dues à un échantillonnage non régulier), elles peuvent être importantes et donc biaiser les moindres carrés. C'est pourquoi, la majorité des adaptations classiques de l'ICP vise à améliorer l'algorithme en termes de robustesse, mais aussi de précision et de temps de calcul (Rusinkiewicz et Levoy, 2002). Après une étude de ces derniers, Combès et al. (2008) proposent d'intégrer à sa méthode l'algorithme trimmed ICP.

Le trimmed ICP, introduit par Chetverikov et al. (2002), a pour objectif de rendre plus robuste l'ICP, en rejetant les paires de points considérées comme aberrantes. Ces dernières sont formées soit par des points qui ne se correspondent pas géométriquement (par exemple, un point existe d'un côté mais pas de l'autre), soit par des points bruités. Ainsi, soient  $O$  et  $O'$  les deux nuages de points à recaler et  $N_p$  le nombre de points appariés utilisés et définit par Chetverikov et al. (2002) tel que  $N_p = \Phi N$ , où  $\Phi$  est appelé taux de recouvrement, alors les étapes du trimmed ICP sont les suivantes :

1. Pour chaque point  $\mathbf{p}_i$  de  $O$ , trouver le point  $\mathbf{p}'_i$  de  $O'$  le plus proche de  $\mathbf{p}_i$  et calculer la distance  $d_i^2$  entre les deux points;
2. Trier la liste des distances  $d_i^2$  obtenues, par ordre croissant, et sélectionner les  $N_p$  paires de points correspondants aux distances  $d_i^2$  les moins élevées;
3. Calculer l'erreur quadratique moyenne  $e = \sum d_i^2 / N_p$ ;
4. Calculer pour le nombre de  $N_p$  de points sélectionnés, la transformation  $T$  qui minimise  $e$ , c'est-à-dire qui recalcule au mieux  $O'$  sur  $O$ ;
5. Transformer  $O'$  en fonction de  $T$ .

L'ICP classique, supposant que tous les points de  $O$  peuvent être appariés avec ceux de  $O'$ , correspond donc au trimmed ICP lorsque  $\Phi = 1$  et  $N_p = N$ .

Afin d'établir la valeur de  $\Phi$ , Chetverikov et al. (2002) proposent d'exécuter le trimmed ICP plusieurs fois avec différents  $\Phi$  et de sélectionner le résultat qui minimise l'erreur quadratique moyenne  $e$  tout en maximisant le taux de recouvrement  $\Phi$ . Le taux de recouvrement se situe en général entre  $[0.4, 1.0]$ . Sinon, une méthode de calcul automatique est aussi proposée. Celle-ci consiste à trouver la valeur de  $\Phi$  pour laquelle la

fonction  $\Psi(\Phi)$  atteint son minimum. Cette fonction prend en compte la minimisation  $e(\Phi) = \sum d_i / \Phi N$  tout en essayant d'utiliser le plus de points possibles et est définie par la relation suivante :

$$\Psi(\Phi) = e(\Phi)\Phi^{-(1+\Lambda)} \quad (4.19)$$

où  $\Lambda \geq 0$  est un paramètre. Pour vérifier leur méthode, [Chetverikov et al. \(2002\)](#) fixent  $\Lambda$  à 2 mais expliquent qu'en augmentant sa valeur, certains alignements indésirables des parties symétriques ou «sans relief» des deux ensembles pourraient être évités.

Souvent, les conditions d'arrêt combinent un nombre d'itérations maximum, une valeur seuil de l'erreur quadratique moyenne pour laquelle les deux surfaces sont assez bien recalées et une valeur seuil de la différence entre l'erreur entre deux étapes. Ces étapes sont itérées jusqu'à ce que l'une des conditions d'arrêt soit remplie. D'après [Chetverikov et al. \(2002\)](#), en comparaison avec l'ICP, le recalage proposé par le trimmed ICP est plus précis et plus rapide, avec un nombre moins élevé d'itérations.

Par ailleurs, [Combès et al. \(2008\)](#) proposent un algorithme de calcul de plan de symétrie du type espérance-maximisation, nommé mEM, afin d'améliorer encore la précision et la robustesse. L'idée est de ne plus avoir des valeurs binaires pour les éléments de la matrice  $A_{i,j}$  mais des valeurs réelles qui reflètent une probabilité d'appariement.

Le temps de calcul et la précision des plans de symétrie obtenus avec la méthode basée sur le trimmedICP, noté tICP, et par l'algorithme mEM sont comparés, sur 131 acquisitions de visages d'individus sains. Le tICP, respectivement le mEM, affichent des erreurs linéaires moyennes de 0,76 mm, respectivement de 0,06 mm, et des erreurs angulaires de 1,14°, respectivement de 0,04°. D'un point de vue performance, pour les nuages de points étudiés d'environ 80 000 points, le tICP converge 5 fois plus rapidement que l'algorithme mEM initialisée par le tICP. Aussi nous pouvons choisir le tICP qui est bien plus rapide et qui donne des résultats convenables (< 1 mm) pour nos applications.

Néanmoins, la plupart des algorithmes itératifs basés sur l'ICP nécessitent que le taux de recouvrement des deux nuages de points à recaler soit tout de même assez important (supérieur à 40% selon [Chetverikov et al. \(2002\)](#)) et que les deux modèles à recaler soit initialement alignés, même de manière grossière, en particulier lorsqu'il y a une rotation. Cette dernière étape peut être réalisée manuellement, par le pointage de points se correspondant, ou de manière automatique.

### Méthodes fondées sur des symétries partielles

Un premier algorithme a été proposé par [Mitra et al. \(2007, 2006\)](#). L'objectif est d'extraire les symétries partielles et globales d'un maillage surfacique 3D. Dans un premier temps, une signature géométrique fondée sur les directions et le repère des courbures principales est calculée pour chaque point. A noter que seuls les points dont les courbures principales sont différentes sont utilisées, ce qui permet de supprimer les points ombilics où le repère des directions principales n'est pas clairement défini. Comme les courbures principales sont invariantes par une symétrie orthogonale plane, on va constituer des paires de points avec des valeurs de courbure proches. On teste alors si la symétrie orthogonale associée au plan médian des deux points superposent les repères des directions principales. Si c'est le cas, on accumule les paramètres de la symé-

trie (vecteur normal et distance au plan) dans un espace de transformation. Une fois toutes les paires de points identifiés, il ne reste plus qu'à rechercher dans l'espace de transformations les zones d'accumulation les plus importantes qui vont fournir des symétries partielles. S'il n'y a qu'une zone, elle correspondra à une symétrie globale de tout le maillage.

Cependant, cette méthode est difficile à appliquer dans le cas de la surface du dos. En effet, celle-ci étant relativement lisse (à part peut-être au niveau des omoplates), un grand nombre de points a des valeurs de courbures principales relativement proches. On risque donc de supprimer beaucoup trop de points lors de l'étape de suppression des points proche des ombilics. On pourrait appliquer cette méthode sans rejeter des points comme suggéré par [Mittra et al. \(2006\)](#) mais ce serait trop coûteux en temps de calcul. D'autre part, les résultats de la méthode sont utilisés pour trouver des symétries partielles ou pour « redresser » des maillages 3D ([Mittra et al., 2007](#)) mais il n'y a pas de calcul de surface 3D de symétrie à proprement parler. Nous nous sommes donc plutôt orientés vers d'autres types de méthodes qui ont été appliquées sur des structures anatomiques.

### 4.3 Symétrie orthogonale par rapport à une surface courbe

#### 4.3.1 Généralisation de la symétrie orthogonale à une surface quelconque

Selon [Lee et al. \(2013\)](#), un grand nombre de structures 3D bilatérales ne sont pas caractérisées par une réflexion plane mais par une courbe de symétrie ou une surface de symétrie non plane. Ces structures suivent alors une réflexion qu'on pourrait qualifier de "courbe". Ceci permet de décrire des structures incurvées ou déformées comme on le voit sur la figure 4.5, montrant une coupe axiale 2D d'une IRM du cerveau ([Kuijf et al., 2013](#)). Si on souhaite séparer anatomiquement les hémisphères cérébraux, un plan de symétrie (à gauche) s'avère imprécis alors qu'une surface de symétrie (à droite) s'adapte bien à leurs différences de forme. Ainsi, l'étude des réflexions courbes peut être utilisée pour quantifier plus précisément la perte de la bilatéralité parfaite ([Stegmann et al., 2005](#)). La section suivante établit un état de l'art des différentes définitions et caractérisations des symétries orthogonales courbes d'un objet 3D et des méthodes permettant leurs détections.

#### 4.3.2 La symétrie orthogonale courbe, un problème ancien

Les recherches les plus anciennes que nous avons pu trouver, concernant la caractérisation d'une surface de symétrie, datent de la fin du 19<sup>ème</sup> siècle.

[Mangeot \(1891\)](#) définit alors une surface de symétrie d'une quadrique comme la surface  $S_{sym}$  telle qu'en tout point  $\mathbf{P}$ , sa normale  $\mathbf{n}(\mathbf{P})$ , qui intersecte la quadrique en deux points  $\mathbf{Q}_1$  et  $\mathbf{Q}_2$ , soit telle que  $\mathbf{P}$  est le milieu de  $\mathbf{Q}_1\mathbf{Q}_2$ , autrement dit  $S_{sym}$  est une surface médiale. L'auteur élargit ensuite la notion à la détermination d'une surface de symétrie d'une surface algébrique.

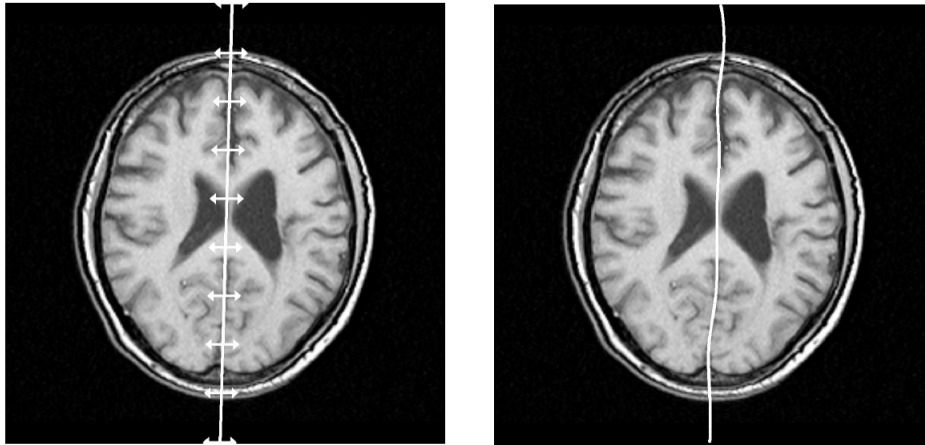


FIGURE 4.5: Séparation des deux hémisphères du cerveau par un plan de symétrie, à gauche et par une surface de symétrie, à droite (Kuijff et al., 2012)

Pirondini (1900) énonce que, deux points  $A$  et  $A_S$  sont symétriques par rapport à une surface de symétrie cylindrique  $S_{sym}$  quand le segment  $AA_S$  est orthogonal à la surface de  $S_{sym}$  et qu'il est partagé en deux parties égales par cette surface. L'auteur explique alors que deux structures  $O$  et  $O_1$  sont symétriques dans le cas où l'une est le lieu des symétriques des points de l'autre. De plus, il énonce qu'un unique point  $A$  a autant de points symétriques  $A_S$  que le cylindre a de normales passant par  $A$ .

Mangeot (1901) définit un objet parfaitement symétrique par rapport à une surface, qui peut dégénérer en courbe, lorsque les points symétriques de l'objet par rapport à la surface de symétrie appartiennent tous à l'objet, autrement dit lorsque tous les points de l'objet qui sont sur une même normale de la surface de symétrie sont deux à deux symétriques par rapport au point d'incidence de la normale.

Suite à l'apparition de ces premiers travaux visant à caractériser la symétrie orthogonale par rapport à une surface non plane, le sujet semble avoir été délaissé pour être repris à la fin du 20ème siècle. À partir de ce moment, les études des symétrie orthogonales courbes des structures 3D se sont généralement faites à l'aide des trois approches suivantes :

1. la détection de la courbe de symétrie de la structure;
2. la détection de la surface de symétrie fondée sur des coupes 2D de la structure;
3. la détection de la surface de symétrie basée sur la géométrie 3D de la structure.

### 4.3.3 Détection d'une courbe de symétrie

Quan et al. (2016) caractérisent la symétrie orthogonale courbe d'une surface 3D  $S$  à l'aide d'une courbe 3D  $C_{axis}$  tracée sur  $S$  (voir figure 4.6). En tout point  $\mathbf{p}_k$  de  $C_{axis}$ , soit le plan  $NP_{\mathbf{p}_k}$  passant par  $\mathbf{p}_k$  et défini par le  $N_{\mathbf{p}_k}$  en  $S$  et la tangente  $T_{\mathbf{p}_k}$  à  $C_{axis}$ . Le plan le plan  $NP_{\mathbf{p}_k}$  peut alors être considéré comme un plan de symétrie local pour tout point  $\mathbf{x}_{k_i}$  de  $C_{p_k}$  qui est la section de  $S$  par  $\mathbf{p}_k$  et orthogonal à  $C_{axis}$ .

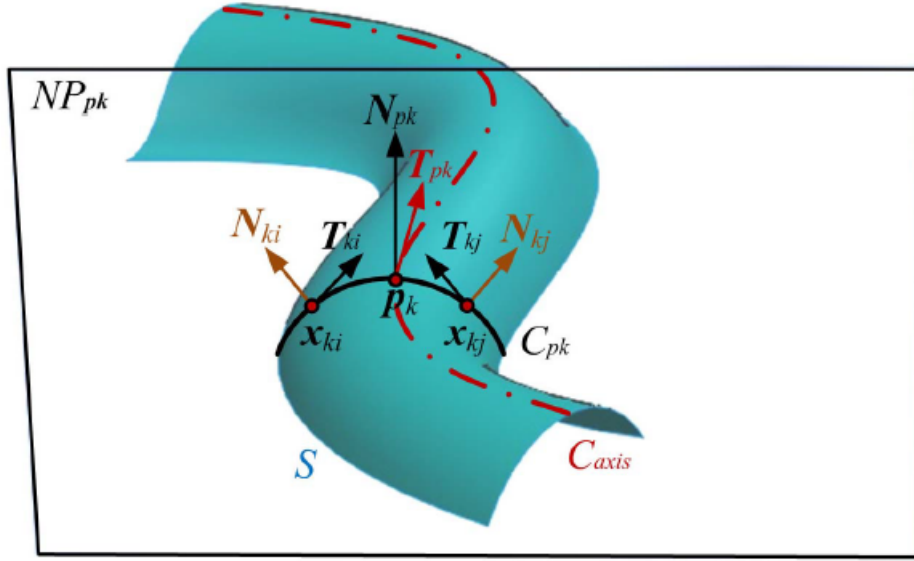


FIGURE 4.6: Réflexion courbe d'une surface (Quan et al., 2016)

De cette définition, Quan et al. (2016) en déduisent cinq propriétés :

1. Soit le point  $\mathbf{x}_{k_i} \in C_{\mathbf{p}_k}$ , alors le point réfléchi  $\mathbf{x}_{k_j}$  de  $\mathbf{x}_{k_i}$  est aussi sur  $C_{\mathbf{p}_k}$  ;
2. Au niveau des points  $\mathbf{x}_{k_i}$  et  $\mathbf{x}_{k_j}$ , les courbures de  $C_{\mathbf{p}_k}$  sont les mêmes ;
3. Les tangentes au niveau des points  $\mathbf{x}_{k_i}$  et  $\mathbf{x}_{k_j}$  sont symétriques à travers le plan  $N_{\mathbf{p}_k}$  ;
4. Les normales à la surface  $S$  au niveau des points  $\mathbf{x}_{k_i}$  et  $\mathbf{x}_{k_j}$  peuvent ou non être dans le plan  $N_{\mathbf{p}_k}$  mais la direction de leurs projections sur  $N_{\mathbf{p}_k}$  sont symétriques par rapport à  $N_{\mathbf{p}_k}$  ;
5. La normale à la surface  $S$ , notée  $\mathbf{N}_{\mathbf{p}_k}$ , est perpendiculaire au segment  $[\mathbf{x}_{k_i}\mathbf{x}_{k_j}]$  et passe par  $\mathbf{t}_{k_{ij}} = (\mathbf{x}_{k_i} + \mathbf{x}_{k_j})/2$  ;
6. Il peut exister plusieurs  $\mathbf{p}_k$  pour une seule paire de points réfléchis  $(\mathbf{x}_{k_i}, \mathbf{x}_{k_j})$ .

Ainsi, afin de détecter  $C_{axis}$ , les auteurs définissent un nuage de points  $(\mathbf{x}_1, \dots, \mathbf{x}_n)$  uniformément échantillonné sur la surface et forment toutes les paires de points  $(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j)$  dont les points sont possiblement symétriques, c'est-à-dire avec  $i \neq j$ . Un filtre de distance est alors appliqué afin de supprimer les paires aberrantes. Ce filtre se fonde sur l'hypothèse que les deux points  $(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j)$  ne doivent pas être trop proches ou trop éloignés l'un de l'autre. Ensuite, un point  $\mathbf{p}_{i,j}$  pour chacune des paires de points restantes  $(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j)$  est défini. Ce dernier appartient au plan orthogonal à la ligne reliant  $\mathbf{x}_i$  et  $\mathbf{x}_j$  et passant le milieu  $\mathbf{m}_{i,j}$  du segment  $\mathbf{x}_i\mathbf{x}_j$ . De plus, la normale à la surface en  $\mathbf{p}_{i,j}$  doit passer par  $\mathbf{m}_{i,j}$ . L'ensemble des points  $\mathbf{p}_{i,j}$  obtenu est alors analysé, afin de supprimer les doublons et les points aberrants. Pour chaque  $\mathbf{p}_{i,j}$  restant, les auteurs calculent le nombre  $N$  de points de symétrie  $\mathbf{p}'_{i,j}$  dont la distance euclidienne entre  $\mathbf{p}_{i,j}$  et  $\mathbf{p}'_{i,j}$  est inférieure à un seuil. Si  $N$  est lui-même inférieur à un second seuil donné, alors le point  $\mathbf{p}_{i,j}$  est retiré

de l'ensemble des points de symétrie. Pour finir, la coupe 2D  $C_{\mathbf{p}_{i,j}}$  est calculée à l'intersection entre  $S$  et  $N_{\mathbf{p}_{i,j}}$  et est réfléchiée par rapport à la normale à la surface en  $\mathbf{p}_{i,j}$ . La coupe  $C'_{\mathbf{p}_{i,j}}$  est alors obtenue et les différences entre  $C_{\mathbf{p}_{i,j}}$  et  $C'_{\mathbf{p}_{i,j}}$  sont évaluées. Si l'écart entre les deux coupes est faible, alors  $\mathbf{p}_{i,j}$  est défini comme un point de symétrie. Enfin, ces derniers sont interpolés pour former  $C_{axis}$ .

Cette première approche, présentée 4.3.3, consiste donc à détecter et à étudier une courbe de symétrie. Intuitivement, la courbe de symétrie correspond à l'intersection entre un objet 3D et sa surface de symétrie. Ainsi, l'obtention d'une surface de symétrie permettrait de calculer la courbe de symétrie.

#### 4.3.4 Détection d'une surface de symétrie basée sur des sections 2D

Lee et Liu (2012) proposent de découper la structure 3D en un ensemble de sections 2D parallèles. Pour chacune de ces sections 2D, un algorithme permettant de détecter une ligne de symétrie est utilisé. Ce dernier se fonde sur la détection de points caractéristiques  $\mathbf{p}_i$  dans la section. Ensuite, toutes les paires de points  $(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}_j)$  possibles, avec  $i \neq j$ , sont analysées. Les transformations  $T_{i,j}$  permettant d'obtenir chaque  $\mathbf{p}_j$  à partir de  $\mathbf{p}_i$  sont calculées comme la combinaison d'une translation et d'une symétrie orthogonale plane. La ligne de symétrie de la coupe est ensuite déduite à l'aide de l'analyse de l'ensemble des  $T_{i,j}$ . Une seconde étape consiste à interpoler l'ensemble des lignes de symétrie des sections 2D pour former une surface de symétrie 3D paramétrique. Une illustration d'un résultat obtenu est présentée figure 4.7. Cependant, cette méthode dépend directement de l'orientation choisie pour sectionner en sections 2D, ce qui présente une importante limite de la méthode en fonction des structures étudiées.

De manière similaire, plusieurs méthodes utilisent une approche basée sur des coupes 2D d'images IRM, afin d'identifier la surface "mi-sagittale" du cerveau (Stegmann et al., 2005; Kuijf et al., 2013, 2012; Davarpanah et Wee-Chung Liew, 2018). La symétrie bilatérale du cerveau se définit par sa réflexion au travers d'un plan appelé "mi-sagittal", qui le divise en deux parties identiques droite et gauche et que celui-ci est équivalent au plan de symétrie de la structure anatomique. Ainsi, de la même manière, il est raisonnable d'assimiler la surface "mi-sagittale" à la surface de symétrie de cette structure.

La première méthode développée spécifiquement pour l'application à des images IRM du cerveau a été proposée par Stegmann et al. (2005). Dans un premier temps, on recherche pour chaque ligne de chaque coupe IRM, le pixel le plus "symétrique". Pour cela, on calcule pour chaque pixel  $p$  de la ligne la corrélation normalisée  $CS(p)$  entre les pixels qui sont à sa gauche et ceux qui sont à sa droite. On définit alors une mesure de symétrie en  $p$  par  $S(p)=0.5I(p)+0.5CS(p)$  où  $I(p)$  correspond à l'intensité du pixel  $p$ , en sachant que les intensités des pixels de l'image ont été normalisées de manière à être comprises entre 0 et 1. Ceci permet de privilégier les pixels de haute intensité qui sont les plus significatifs. Pour chaque ligne, le pixel  $p$  dont la valeur  $S(p)$  est la plus élevée correspond à un point de symétrie. Ensuite, l'ensemble des points de symétrie obtenus est interpolé à l'aide d'une méthode de spline en plaque mince, qui a pour objectif de calculer une surface lissée, la moins déformée possible et passant par tous les points.

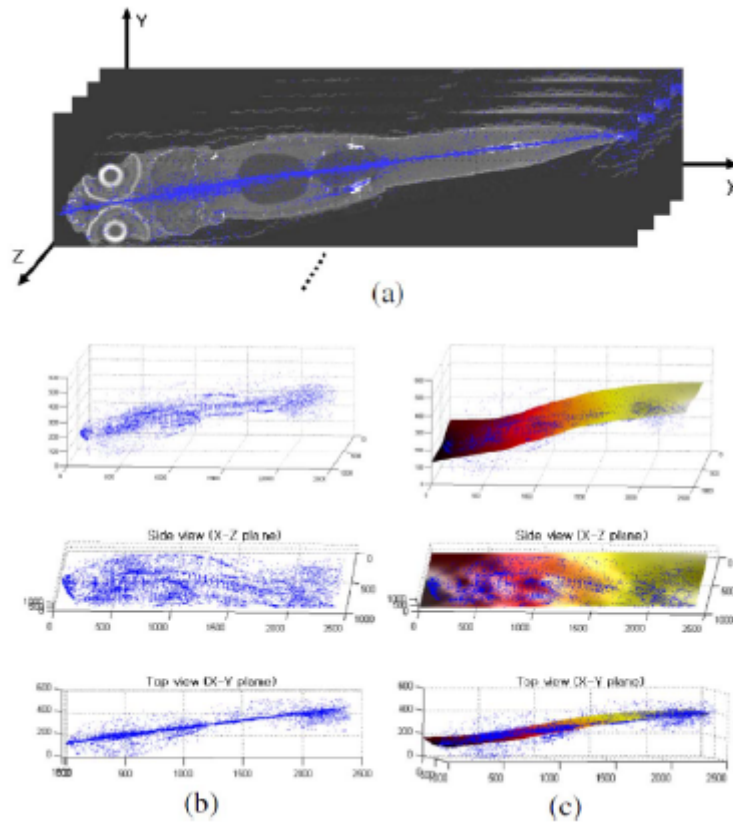


FIGURE 4.7: Résultats de la détection de la surface de symétrie par Lee et Liu (2012)

Cette dernière correspond à la surface mi-sagittale du cerveau (un exemple est montré figure 4.8).

Une seconde méthode spécifique aux images IRM du cerveau a été proposée par Kuijf et al. (2013, 2012). Dans un premier temps, le plan mi-sagittal du cerveau est préalablement calculé automatiquement à l'aide d'une méthode basée sur l'intensité des pixels des coupes d'une image IRM. Deux plans de référence sont définis à 2 cm de part et d'autre du plan mi-sagittal, tel que présenté à la figure 4.9, à gauche. Une distribution de probabilité  $p$  des valeurs d'intensités dans les deux plans est créée. Des points de contrôle sont ensuite placés sur le plan mi-sagittal, espacés régulièrement d'une distance  $m$ . Les auteurs proposent alors de modéliser la surface mi-sagittale par une spline bicubique. Pour chaque configuration de spline, la distribution de la probabilité des valeurs d'intensité  $q$  est calculée. Les localisations des points de contrôle sont ensuite déplacées vers la gauche et la droite, afin d'établir la position qui maximise la valeur de la divergence Kullback-Leibler, exprimée par :

$$d(p/q) = \sum_i p_i \log(p_i/q_i) \quad (4.20)$$

où  $p_i$  et  $q_i$  représentent les probabilités que l'intensité de l'image soit la valeur  $i$ . Un

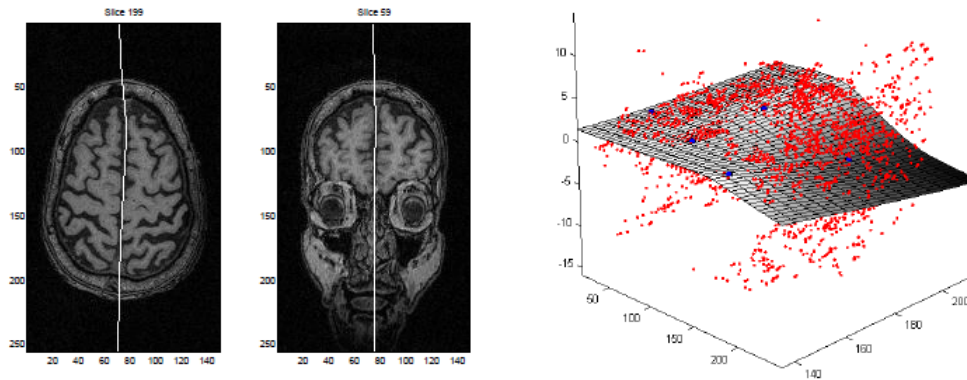


FIGURE 4.8: Résultats obtenus avec la méthode proposée par Stegmann et al. (2005)

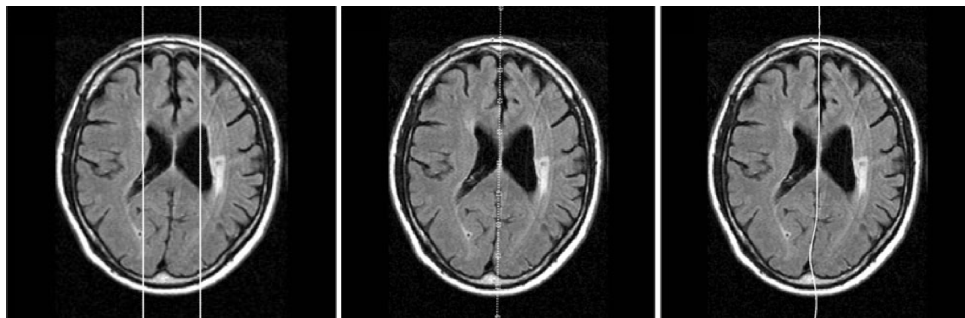


FIGURE 4.9: Résultats obtenus avec la méthode proposée par Kuijf et al. (2013)

exemple de résultat est montré figure 4.9 et de nouveau, une meilleure séparation des hémisphères est observée. Cependant, le résultat visuel montre que dans certains cas extrêmes, l'algorithme converge vers un maximum local sans atteindre la position optimale de la surface mi-sagittale.

Kuijf et al. (2013) proposent alors une solution qui consiste à calculer deux plans mi-sagittaux (un pour la moitié antérieure de l'image et un autre pour la moitié postérieure de l'image). Ces deux plans sont ensuite utilisés pour initialiser la surface mi-sagittale : les points de contrôle de la surface antérieure sont placés sur le plan sagittal antérieur et de même pour la partie postérieure. La méthode proposée par Kuijf et al. (2013) a ensuite été testée sur deux bases d'images IRM de 50 patients, l'une présentant plus de cas pathologiques que l'autre. Pour chacune des images, les détections automatiques du plan de symétrie  $S_1$  et de la surface de symétrie  $S_2$  ont été effectués, ainsi que l'identification manuelle de la surface de symétrie  $S_3$ . Les différences entre  $S_1$ ,  $S_2$  et  $S_3$  ont ensuite été analysées. Les résultats ont montré que la séparation des hémisphères du cerveau est plus précise à l'aide d'une surface de symétrie, plutôt qu'avec le plan de symétrie, même dans le cas où les données analysées ne présentent pas une forte asymétrie. Néanmoins, le volume d'erreur calculé entre la surface de symétrie détectée automatiquement  $S_2$  et celle obtenue manuellement  $S_3$  est encore important. Ce fait est dû à la modélisation de



la surface de symétrie à l'aide d'une spline bicubique, qui ne permet pas de prendre en compte la présence de certaines protubérances locales.

Une autre méthode a été proposée par [Davarpanah et Wee-Chung Liew \(2018\)](#) qui consiste dans un premier temps à extraire un plan de symétrie initial dans l'image 3D IRM du cerveau. Ce dernier correspond au plan qui contient le plus grand nombre de pixels du liquide céphalorachidien caractérisés par un niveau d'intensité minimal en pondération T1, des variations d'intensité minimales et une valeur minimale de la lacunarité (paramètre qui décrit le degré de non homogénéité de l'image). Ensuite, pour chaque coupe axiale 2D du cerveau, un ensemble de points considéré comme représentant la ligne de symétrie de la coupe est sélectionné. Pour cela, plusieurs lignes parallèles autour de la ligne de symétrie initiale sont définies. Puis, un ensemble de points, séparés par une distance constante, est placé aléatoirement sur chaque ligne. Ensuite, les auteurs analysent les profils d'intensité centrés en ces points mais dont l'orientation varie. Pour chaque profil, un degré de similarité  $\alpha$  est calculé en faisant la différence entre les dimensions fractales des intensités du demi-profil de part et d'autre du centre. La dimension fractale décrit la complexité structurale d'un objet et peut être estimée en étudiant le rapport logarithmique entre un intervalle d'intensité donné et le nombre de pixels dont l'intensité est dans cet intervalle. La ligne de symétrie de la coupe est alors définie comme la ligne qui relie les points centraux minimisant la valeur de  $\alpha$  et dont l'intensité correspond au liquide céphalorachidien. Le processus est effectué coupe par coupe. Les lignes obtenues sont lissées par une spline 2D d'ordre 2. L'ensemble des splines 2D forme alors la surface de symétrie. Un exemple de résultat est montré figure 4.10.

Les travaux présentés ci-dessus s'appliquent à des sections 2D d'images 3D. Or, la finalité de nos travaux de recherches a pour objectif la caractérisation 3D d'une structure définie par un maillage 3D. Dans ce cas, la section 2D d'un maillage 3D correspond à une courbe, dont il ne semble pas évident de détecter la courbe de symétrie. Ainsi, les méthodes proposées dans cette section ne se généralisent pas de manière directe à l'étude de maillages surfaciques.

#### 4.3.5 Détection d'une surface de symétrie basée sur la géométrie 3D

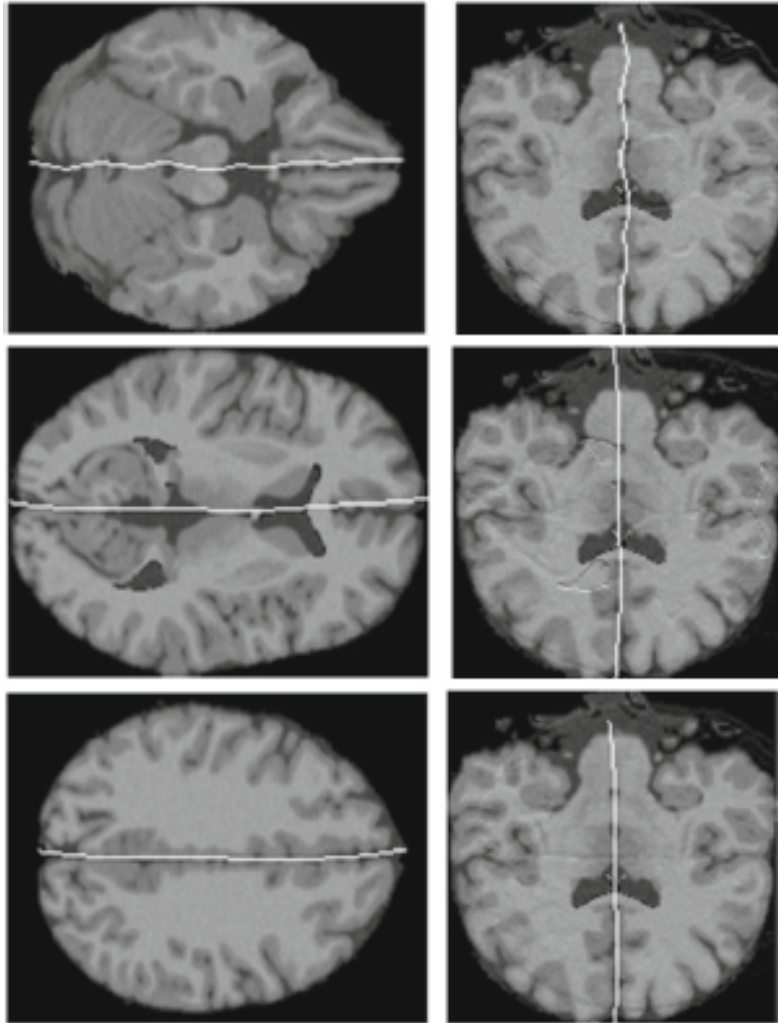
Les deux premières approches pour la détermination d'une surface courbe de symétrie directement à partir du maillage 3D ont été proposées par [Sato et Tamura \(1996\)](#).

La première se base sur l'utilisation d'une fonction quadratique pour modéliser la surface de symétrie. Soient  $(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2)$  est une paire de points 3D,  $(\mathbf{n}_1, \mathbf{n}_2)$  les normales à la surface respectivement en  $(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2)$  et  $\lambda$  un scalaire,  $(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2)$  sont localement symétriques si les équations suivantes sont satisfaites :

$$(\mathbf{n}_1 + \mathbf{n}_2) \cdot (\mathbf{x}_1 - \mathbf{x}_2) = 0 \quad (4.21)$$

$$(\mathbf{n}_1 - \mathbf{n}_2) = \lambda(\mathbf{x}_1 - \mathbf{x}_2) \quad (4.22)$$

Ainsi, dans un premier temps, l'ensemble des points symétriques  $(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2)$  sont recherchés. Puis, les paramètres des plans de symétrie locaux  $\Pi_{1,2}$  sont calculés : les plans  $\Pi_{1,2}$



**FIGURE 4.10:** Résultats obtenus avec la méthode proposée par [Davarpanah et Wee-Chung Liew \(2018\)](#)

passent au milieu du segment  $[\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2]$  et sont orthogonaux aux segments reliant les deux points  $(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2)$ . Ainsi, pour chaque paire de points, les auteurs définissent un point de symétrie  $\mathbf{x}_s$  et un vecteur d'orientation normal  $(p_i, q_i, 1)$ . Pour finir, la surface de symétrie est représentée à l'aide d'une fonction quadratique :

$$z(x, y) = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f \quad (4.23)$$

La méthode consiste alors à ajuster la fonction  $z(x,y)$  de telle façon qu'elle passe au plus près des points de symétrie  $\mathbf{x}_i$  et qu'en ces points sa normale soit proche des vecteurs  $(p_i, q_i, 1)$ . Ce calcul s'effectue par une minimisation par moindres carrés. Des résultats obtenus à l'aide de cette méthode de détection de la surface de symétrie sont illustrés figure 4.11.

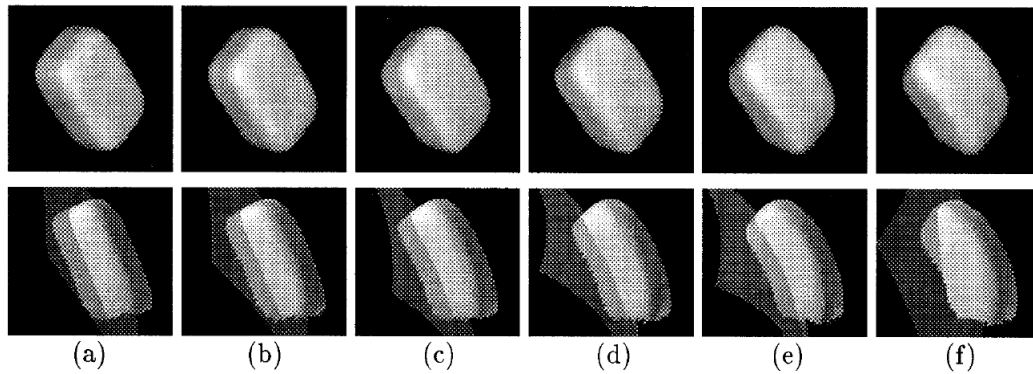


FIGURE 4.11: Résultats de la détection de la surface de symétrie par Sato et Tamura (1996)

La détection de symétries courbes peut également être réalisée en appliquant le procédé de détection de symétrie uniquement aux points de contours de la structure. Ainsi, la seconde méthode consiste à rendre explicites les zones où la surface présente des symétries locales et est illustrée figure 4.12. Les conditions de symétrie précédentes sont appliquées afin de trouver les points de symétrie appartenant aux lignes de contour. Pour chaque paire de points, les paramètres des plans de symétrie locaux sont estimés. Puis, les symétries locales entre les points adjacents sont reliées dans le cas où elles remplissent les conditions suivantes :

$$|\mathbf{n}_s + \mathbf{n}'_s| < T_n \quad (4.24)$$

$$|\mathbf{x}_s + \mathbf{x}'_s| < T_p \quad (4.25)$$

où  $\mathbf{n}_s$  et  $\mathbf{n}'_s$  sont les vecteurs unitaires normaux aux plans de symétrie adjacents,  $\mathbf{x}_s$  et  $\mathbf{x}'_s$  sont les positions 3D des symétries adjacentes et  $T_n$  et  $T_p$  sont des seuils prédéfinis. Ainsi, un ensemble de symétries locales est extrait.

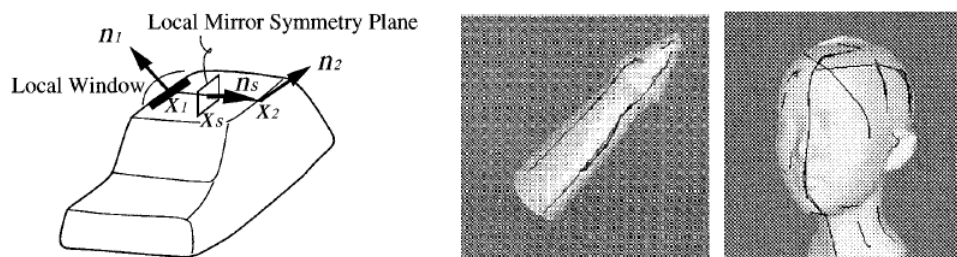


FIGURE 4.12: Principe de la deuxième méthode de détection de surface de symétrie proposée par Sato et Tamura (1996)

Pour généraliser la notion de symétrie par rapport à un plan à celle de symétrie par rapport à une surface quelconque, Combès (2010) définit le symétrique d'un point par rapport à une surface de symétrie, comme la réflexion de ce point par rapport à sa projection sur cette surface. Ainsi, le point réfléchi  $\mathbf{p}'$  d'un point  $\mathbf{p}$  à travers une surface de

symétrie  $S_{sym}$  est la réflexion de  $\mathbf{p}$  par sa projection sur  $S_{sym}$  et le plan, orthogonal au segment  $[\mathbf{p}\mathbf{p}']$  et passant par la projection de  $\mathbf{p}$  sur  $S_{sym}$ , est tangent à  $S_{sym}$ , comme le montre la figure 4.13.

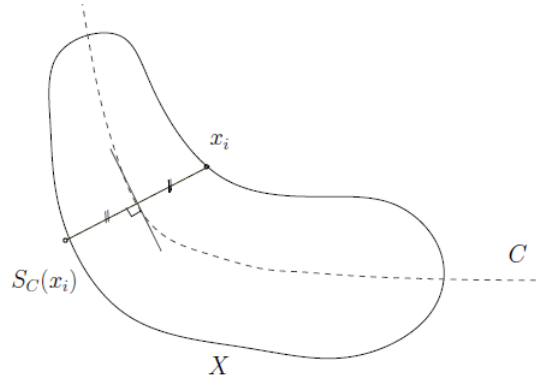


FIGURE 4.13: Formulation de la symétrie courbe (illustration adaptée de Combès (2010)).

Combès (2010) a alors proposé une autre méthode qui se base sur un raffinement d'un plan de symétrie global. Pour cela, l'auteur calcule les paramètres d'un plan de symétrie initial, à l'aide d'un algorithme basé sur l'ICP appliqué au nuage de point étudié  $O$  et à son symétrique  $O' = S_{\Pi}(O)$ . Dans un second temps, le maillage 3D est découpé régulièrement en sous-maillages orthogonalement à ce plan. Pour chaque sous-maillage, un plan de symétrie local est estimé. À partir de cet ensemble de plans de symétrie locaux, on ajuste une surface de symétrie avec une fonction de Leclerc. Cependant, l'utilisation de cette fonction polynomiale implique que pour chaque point  $\mathbf{p}$ , il existe un unique point  $\mathbf{p}'$ . Ce fait limite l'application de cette méthode est limitée à des structures 3D qui ne sont pas trop incurvées. De plus, l'algorithme proposé ne converge pas forcément. Ainsi, pour éviter que l'algorithme diverge vers une solution trop inexacte, l'auteur propose d'initialiser la paramétrisation avec un polynôme d'ordre 2 puis d'augmenter le degré de la fonction polynomiale au fur et à mesure des itérations. D'autre part, des points de repères le long de la ligne centrale de la structure peuvent être placés pour contraindre les résultats. Malheureusement, aucun résultat sur la précision de détection de cette méthode ou d'une son application n'a été fournie, mis à part de l'image 4.14 illustrant les résultats obtenus sur deux structures 3D anatomiques.

L'idée exploitée par cette classe de méthodes est l'analyse d'un ensemble de symétries orthogonales planes et locales afin d'étudier la symétrie courbe. Cependant, concernant les deux premières méthodes d'extraction de la surface de symétrie présentées, les résultats obtenus par Sato et Tamura (1996) montrent leurs limites lorsque la courbure de l'objet est trop importante. Cette limite semble aussi être observée pour la méthode de Combès (2010), du fait de l'utilisation d'une fonction polynomiale pour paramétriser la surface de symétrie.

La question qui se pose donc est comment relier les symétries planes locales sans

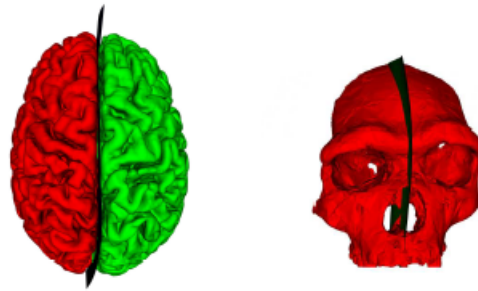


FIGURE 4.14: Résultats de la détection de la surface de symétrie par Combès (2010)

utiliser une fonction de modélisation de la surface de symétrie qui impliquent des hypothèses de régularité trop fortes?

## 4.4 Une nouvelle méthode de calcul de surface de symétrie

### 4.4.1 Quelques problèmes liés au calcul d'une surface de symétrie

Les limites des méthodes présentées dans l'état de l'art ont mis en évidence l'impossibilité de leur utilisation dans le cas de l'étude d'une surface fortement déformée ou courbée. Notons aussi une difficulté si on souhaite définir une symétrie par rapport à une surface non plane. Dans le cas plan, il existe un point réfléchi unique  $\mathbf{p}'$  qui correspond à un point  $\mathbf{p}$  par rapport au plan de symétrie  $\Pi$  de la structure. Cependant, lorsqu'une structure bilatérale est incurvée ou déformée, il n'existe plus une correspondance unique entre  $\mathbf{p}$  et  $\mathbf{p}'$ , comme pour la réflexion plane, mais plusieurs points réfléchis  $\mathbf{p}'_i$  pour un point original unique  $\mathbf{p}$ , comme dans la figure 4.15.

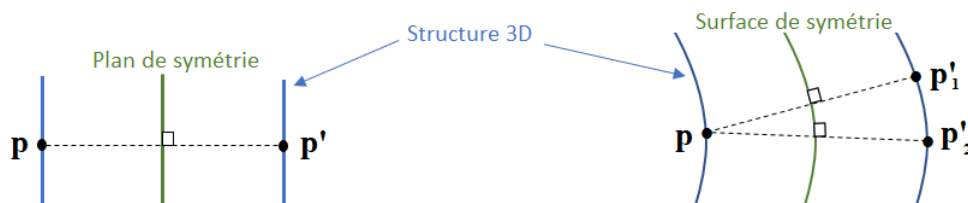


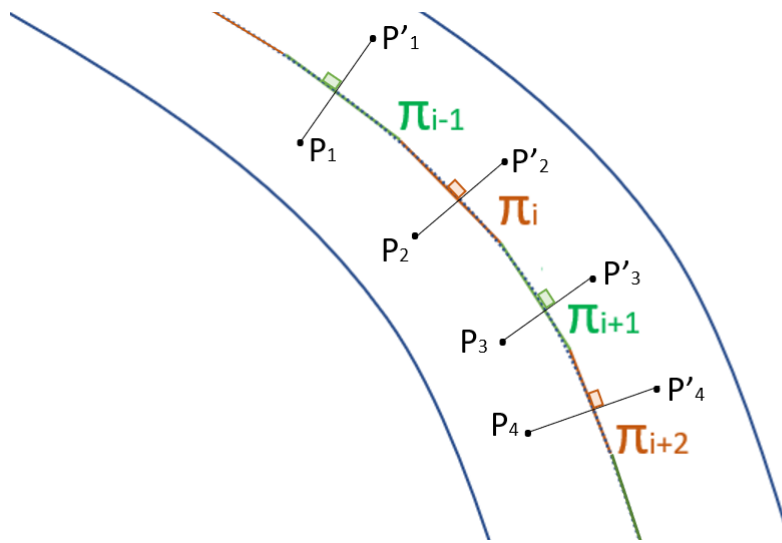
FIGURE 4.15: Différence entre la symétrie plane et la symétrie incurvée

Ce problème de discrétisation est dû à la technique d'acquisition. , dans le sens le processus d'obtention des points 3D définissant la structure, ne peut pas être effectué symétriquement. C'est pourquoi, même si une structure est à l'origine symétrique, son étude peut révéler des zones d'asymétries pas forcément justes.

### 4.4.2 Présentation générale de la méthode

Nos travaux portent sur l'élaboration d'une nouvelle méthode de détection automatique de la surface de symétrie d'une structure 3D, représentée sous forme de maillage,

même dans le cas où celle-ci est courbée ou non parfaitement symétrique. Cette nouvelle méthode se base sur le schéma proposé par Sato et Tamura (1996) et Combès (2010), qui consiste à penser qu'une symétrie bilatérale courbe peut être approximée par un ensemble de symétries bilatérales planaires locales successives. Comme montré figure 4.16, un plan de symétrie local est ainsi défini comme tangent à la surface de symétrie  $S_{sym}$  et est le plan local orthogonal à la ligne reliant un point  $\mathbf{p}$  à son point symétrique  $\mathbf{p}'$  et passant par son projeté  $\mathbf{p}_p$  sur la surface de symétrie  $S_{sym}$ . La problématique se situe donc dans la manière de définir le sous-maillage dans lequel chercher le plan de symétrie local.



**FIGURE 4.16:** Illustration 2D de l'approximation d'une surface de symétrie à l'aide de la détection de plan de symétrie locaux  $\Pi_i$ .

Nous proposons donc de décomposer le maillage 3D en un ensemble de bandes adaptatives  $S_i$ , définies orthogonalement à une courbe 3D notée  $L$  que nous appelons "ligne de symétrie", et de calculer les plans de symétrie  $\Pi_i$  locaux pour chacune de ces bandes. La méthode est itérative. Nous commençons par initialiser une première ligne de symétrie  $L_0$  et un ensemble de bandes adaptatives  $S_0^i$ , orthogonales à  $L_0$ . Puis, à chaque itération  $k$ , nous calculons un nouvel ensemble de bandes  $S_k^i$ , leurs plans de symétrie locaux  $\Pi_k^i$  ainsi que la ligne de symétrie  $L_k$  à l'intersection entre  $\Pi_k^i$  et le maillage surfacique étudié. Une fois que la ligne de symétrie est stable, l'ensemble de plans de symétrie locaux obtenus constitue la surface de symétrie par morceaux du maillage 3D. Ensuite une étape d'interpolation de la surface par morceaux est effectuée, afin d'obtenir une surface de symétrie continue.

Une vue d'ensemble de la méthode itérative est illustrée à la figure 4.17 et nous décrivons chaque étape dans ce qui suit.

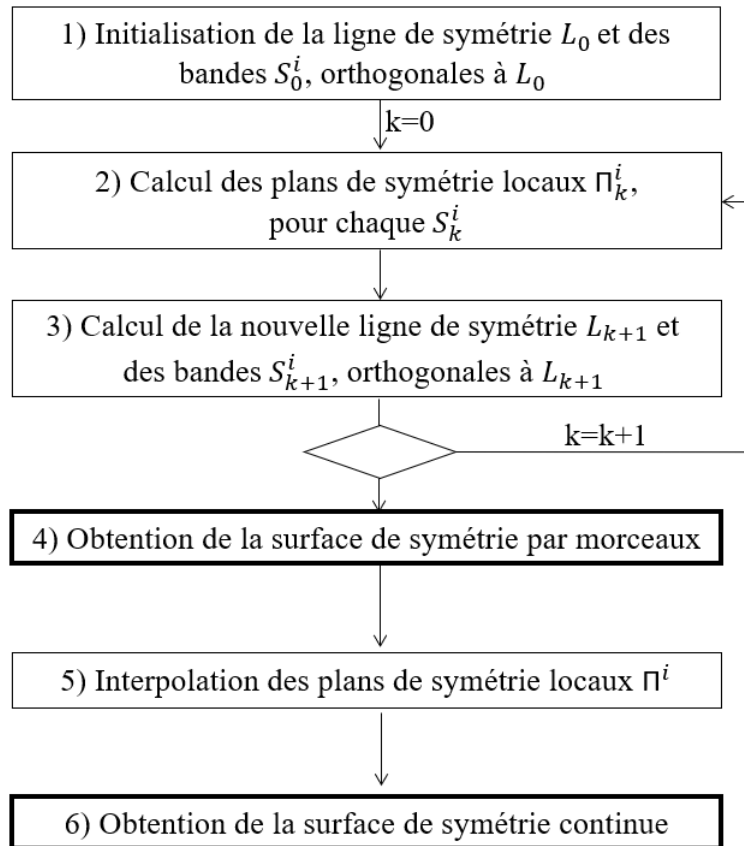


FIGURE 4.17: Schéma global de la nouvelle méthode de détection d'une surface de symétrie

#### 4.4.3 Calcul d'une surface de symétrie par morceaux

##### 1) Initialisation de la ligne de symétrie $L_0$ et des bandes $S_0^i$

Dans un premier temps, nous avons initialisé la ligne de symétrie et les bandes en décomposant simplement le maillage 3D en sous-maillages que nous appelons régions et que nous notons  $R$ . Ces dernières correspondent à un ensemble de bandes  $S_i^k$ . Pour cela, l'utilisateur définit manuellement deux points sur le maillage 3D qui forment une ligne droite  $L$ . Perpendiculairement à la direction de cette ligne  $L$ , nous définissons  $(N_R + 1)$  plans équidistants et parallèles, avec  $N_R$  un paramètre de l'algorithme. Nous découpons alors le maillage en  $N_R$  sous-maillages délimités par ces derniers. En pratique, les deux points de départ sont choisis aux extrémités de la structure et sont supposés appartenir à la surface de symétrie.

L'ACP est ensuite appliquée aux coordonnées des points de chaque sous-maillage  $R$ , afin de calculer les 3 axes principaux orthogonaux des régions qui informent sur la dispersion spatiale des points. Nous définissons alors la direction de la région, à l'aide du résultat des produits scalaires calculés entre le vecteur défini par les deux points de départ et ceux obtenus par l'ACP. La direction de la région est définie comme l'axe de

l'ACP produisant le produit scalaire le plus élevé.

Ainsi, les axes directeurs des  $N_R$  régions obtenus par l'ACP fournissent une première estimation par morceaux de la ligne de symétrie. Cette dernière se compose de  $N_R$  segments, définis par la direction des régions et limités par les plans délimitant les régions. Celle-ci correspond aux segments verts sur la figure 4.18.

Une fois la ligne de symétrie approximative initiale obtenue, nous subdivisons chaque région orthogonalement par rapport à son axe principal en  $N_S$  bandes de surface équidistantes et nous obtenons un ensemble  $S_0^i \in [0, N_R \times N_S]$ . Cette étape est illustrée figure 4.19.

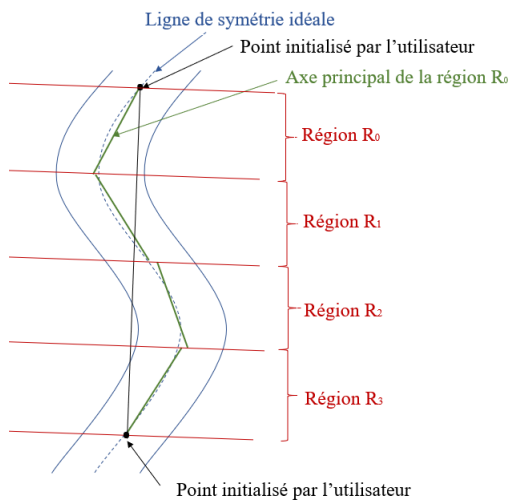


FIGURE 4.18: Initialisation de la ligne de symétrie

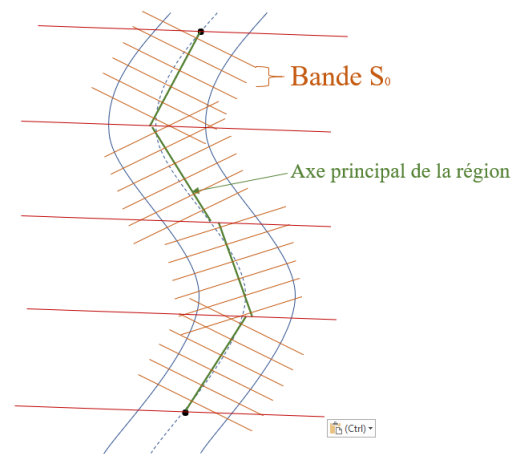


FIGURE 4.19: Illustration 2D de la définition initiale des bandes

Cependant, après de premières expériences, nous nous sommes rendus compte que le passage des régions en bandes fines en une seule étape fournissait des bandes pas forcément bien orientées et donc pas pertinentes. De plus, comme on le remarque figure 4.19, lorsque la structure est fortement courbée, certains points de la structure étudiée n'appartiennent à aucune région. De la même manière, vers l'intérieur de la courbure, des zones de la surface appartenait à deux bandes. Comme pour la majorité des algorithmes itératifs, il est nécessaire de bien initialiser les paramètres afin d'obtenir un résultat cohérent. La première méthode que nous venons de proposer n'étant pas robuste, nous avons développé une seconde méthode.

Ainsi, nous proposons d'introduire une approche multi-échelles. Premièrement, nous calculons l'orientation globale  $\mathbf{t}_0$  de notre structure à l'aide de l'ACP appliquée à tous les points du maillage 3D. Nous scindons ensuite le maillage en deux sous-maillages à l'aide d'un plan de coupe, défini comme étant le plan passant par le centre de masse  $\mathbf{G}$  du maillage et orthogonal à  $\mathbf{t}_0$  (comme illustré par la figure 4.20 à gauche). Puis, de la même manière, nous calculons l'orientation de chaque sous-maillage à l'aide de l'ACP et sélectionnons celui qui est le plus parallèle à  $\mathbf{t}_0$ , c'est à dire celui dont le produit scalaire avec  $\mathbf{t}_0$  est le plus important. Cela donne deux nouveaux vecteurs d'orientation qui



peuvent être utilisés à leur tour pour décomposer chaque sous-maillage en deux nouveaux sous-maillages, et ainsi de suite. En appliquant récursivement ce processus sur chaque sous-maillage jusqu'à une profondeur choisie par l'utilisateur, nous obtenons un ensemble de bandes  $S_0^i$  suivant la forme générale de la surface (comme illustré par la figure 4.21 où la profondeur réglée à 4 permet d'obtenir 16 bandes).

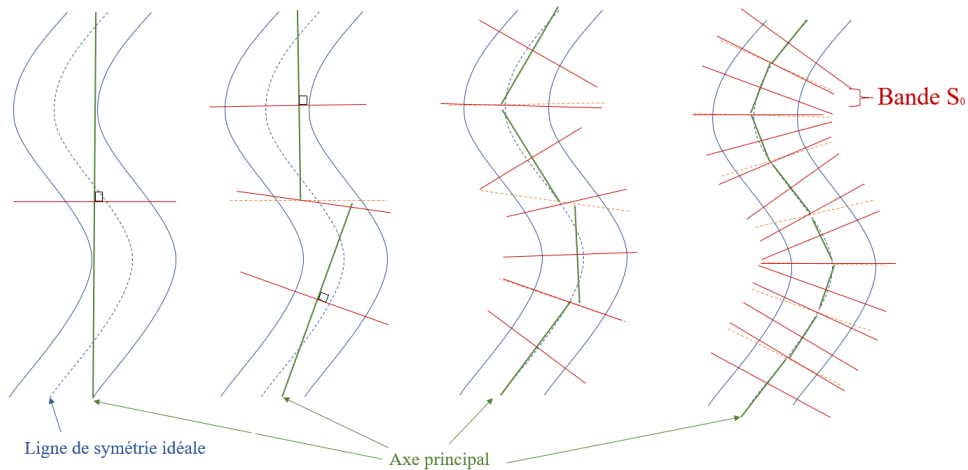


FIGURE 4.20: Approche multi-échelle basée sur l'ACP, pour décomposer le maillages 3D en bandes.

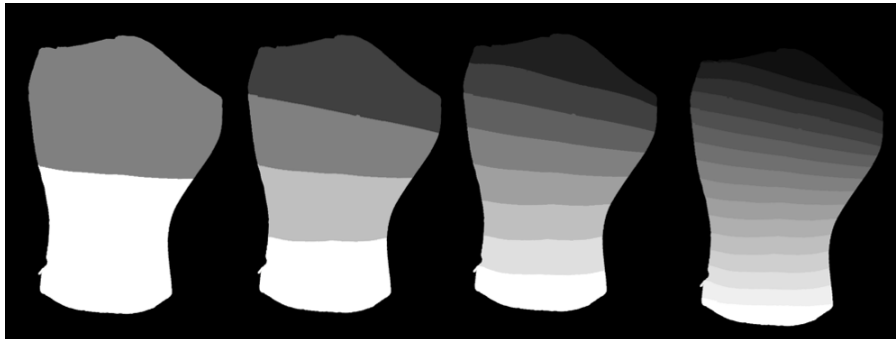


FIGURE 4.21: Exemple de l'approche multi-échelle sur un maillage surfacique du dos.

## 2) Calcul des plans de symétrie locaux $\Pi_k^i$

Une fois l'ensemble de bandes  $S_k^i$  obtenues à l'itération  $k$ , l'étape suivante consiste à identifier, pour chacune d'entre elles, son plan de symétrie  $\Pi_k^i$ .

*Initialisation.* Comme suggéré par Combès et al. (2008) et Sun et Sherrah (1997), l'ACP est utilisée pour initialiser le plan de symétrie  $\Pi_{k,0}^i$  de chaque bande  $S_{k,0}^i$ . Ce plan est caractérisé par son vecteur unitaire directeur  $\mathbf{u}_{k,0}^i$  et sa distance à l'origine  $d_{k,0}^i$ . Dans un premier temps, il est donc nécessaire de sélectionner parmi les trois axes principaux obtenus, celui dont le vecteur directeur initialisera approximativement le vecteur nor-

mal  $\mathbf{u}_{k,0}^i$  de  $\Pi_{k,0}^i$ . Pour cela, nous proposons de sélectionner l'axe principal dont le vecteur directeur correspond à la valeur propre associée la plus élevée et dont le produit scalaire avec la direction de sa bande est le plus faible.

Dans un second temps, nous supposons que  $\Pi_{k,0}^i$  passe par le centre de gravité  $\mathbf{G}_{k,0}^i$  de  $S_{k,0}^i$ , ce qui nous permet de définir la distance  $d_{k,0}^i$  à l'origine.

*Optimisation.* Une fois les couples de paramètres  $(\mathbf{u}_{k,0}^i, d_{k,0}^i)$  définissant les plans de symétrie initiaux  $\Pi_{k,0}^i$  pour chaque bande  $S_k^i$ , une seconde étape vise à les optimiser. Nous avons vu à la section 4.4.1 que les problèmes d'échantillonnage non symétrique sont résolus par l'utilisation de la méthode de Combès et al. (2008). De plus, nous avons expliqué à la section 4.2.2 que cette méthode, améliorée par le trimmedICP introduit par Chetverikov et al. (2002), fournissait une détection de plan de symétrie robuste, avec précision tout à fait correcte et avec un temps de calcul faible. Nous proposons donc de combiner la méthode décrite par Combès et al. (2008) et le trimmedICP de Chetverikov et al. (2002) pour obtenir une détection plus précise et plus robuste des plans de symétrie locaux  $\Pi_k^i$  pour chaque bande  $S_k^i$ . L'optimisation de la localisation du plan de symétrie suit donc le schéma itératif présenté ci-dessous. À l'itération  $j$ , nous avons les 5 étapes suivantes :

- 1) Chaque point  $\mathbf{x}$  de la bande  $S_k^i$  est refléchi par rapport au dernier plan de symétrie estimé  $\Pi_{k,j}^i$  et est apparié au point  $\mathbf{y}_j$  de  $S_k^i$  correspondant au point le plus proche de son point symétrique ;
- 2) Les distances séparant l'ensemble des couples de points  $(\mathbf{x}, \mathbf{y}_j)$  obtenus sont calculées et triées par ordre croissant.
- 3) Nous ne sélectionnons que les  $N_{k,j}^i$  premiers couples de points, avec  $N_{k,j}^i = \Phi_{k,j}^i N_k^i$  où  $\Phi$  le taux de recouvrement du trimmedICP et  $N_k^i$  le nombre de points inclus dans la bande  $S_k^i$ . La valeur optimale de  $\Phi_{k,j}^i$  est estimée à l'aide de la méthode automatique proposée par Chetverikov et al. (2002) et détaillée section 4.2.2.
- 4) Les paramètres  $(\mathbf{u}_{k,j+1}^i, d_{k,j+1}^i)$  de la nouvelle estimation du plan de symétrie de  $S_k^i$  sont calculés à l'aide de la méthode proposée par Combès et al. (2008) et expliqué section 4.2.2, appliquée aux  $N_{k,j}^i$  paires de points sélectionnées.
- 5) Une nouvelle itération est lancée si la distance moyenne entre les paires de points sélectionnées a significativement changé par rapport à la précédente itération et si le nombre maximal d'itérations n'a pas été atteint.

Ainsi, nous avons obtenu un plan de symétrie local  $\Pi_k^i$  pour chaque bande  $S_k^i$  et donc un ensemble de plans de symétrie locaux qui forment la surface de symétrie par morceaux.

### 3) Calcul de la nouvelle ligne de symétrie $L_{k+1}$ et des nouvelles bandes adaptatives

$S_{k+1}^i$

Pour chaque  $\Pi_k^i$ , nous notons  $\mathbf{P}_{inf,k}^i$  et  $\mathbf{P}_{sup,k}^i$  les 2 points définis à l'intersection entre la surface,  $\Pi_k^i$  et respectivement plan inférieur et supérieur définissant la bande  $S_k^i$ . Nous calculons les  $(N_S + 1)$  points de symétrie  $\mathbf{P}_{sym,k+1}^i$  comme le milieu entre  $\mathbf{P}_{sup,k}^i$

et  $\mathbf{P}_{inf,k}^{i+1}$ , comme illustré figure 4.22. La nouvelle ligne de symétrie  $L_{k+1}$  est formée par l'interpolation de l'ensemble des points de symétrie  $\mathbf{P}_{sym,k+1}^i$  par une courbe 3D spline paramétrique du troisième ordre.

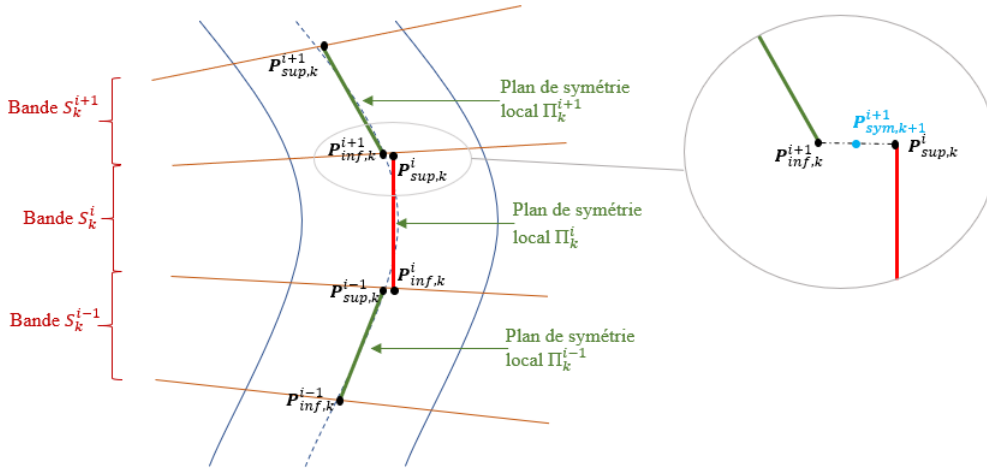


FIGURE 4.22: Illustration 2D du calcul des points de symétrie

Cette ligne de symétrie  $L_{k+1}$  sert de base à la définition de nouvelles bandes adaptatives  $S_{k+1}^i$ , comme illustrée figure 4.23. Dans un premier temps, chaque nouvelle bande adaptative  $S_{k+1}^i$  est définie comme le sous-maillage situé entre les deux plans définis ci-dessous :

- le plan supérieur  $\Pi_{sup}$  de la bande de vecteur normal  $\mathbf{v}_{sup}$ , défini par les points  $\mathbf{P}_{sym,k+1}^{i+1}$  et  $\mathbf{P}_{sym,k+1}^{i+2}$ , et passant par le point  $\mathbf{P}_{sym,k+1}^{i+1}$  ;
- le plan inférieur  $\Pi_{inf}$  de la bande de vecteur normal  $\mathbf{v}_{inf}$ , défini par les points  $\mathbf{P}_{sym,k+1}^i$  et  $\mathbf{P}_{sym,k+1}^{i-1}$ , et passant par le point  $\mathbf{P}_{sym,k+1}^i$ .

Comme le montre la figure 4.23, dans le cas où la structure étudiée est fortement courbée, les bandes résultantes ont plutôt une forme triangulaire. Ce fait vient limiter la détection du plan de symétrie local. En effet, l'initialisation de ce dernier étant basée sur le centre de masse, le plan trouvé est décalé vers l'extérieur de la courbure de l'objet. Ainsi, nous proposons d'ajuster l'orientation des plans supérieur et inférieur de la bande, à l'aide vecteur moyen  $\mathbf{v}_{moy}$  entre  $\mathbf{v}_{inf}$  et  $\mathbf{v}_{sup}$ . Nous obtenons alors  $\Pi_{sup} = (\mathbf{v}_{moy}, \mathbf{P}_{sym,k+1}^{i+1})$  et  $\Pi_{inf} = (\mathbf{v}_{moy}, \mathbf{P}_{sym,k+1}^i)$  (figure 4.24).

Un exemple de surface de symétrie par morceaux obtenu sur un tube doublement courbé est présenté Fig. 4.25.

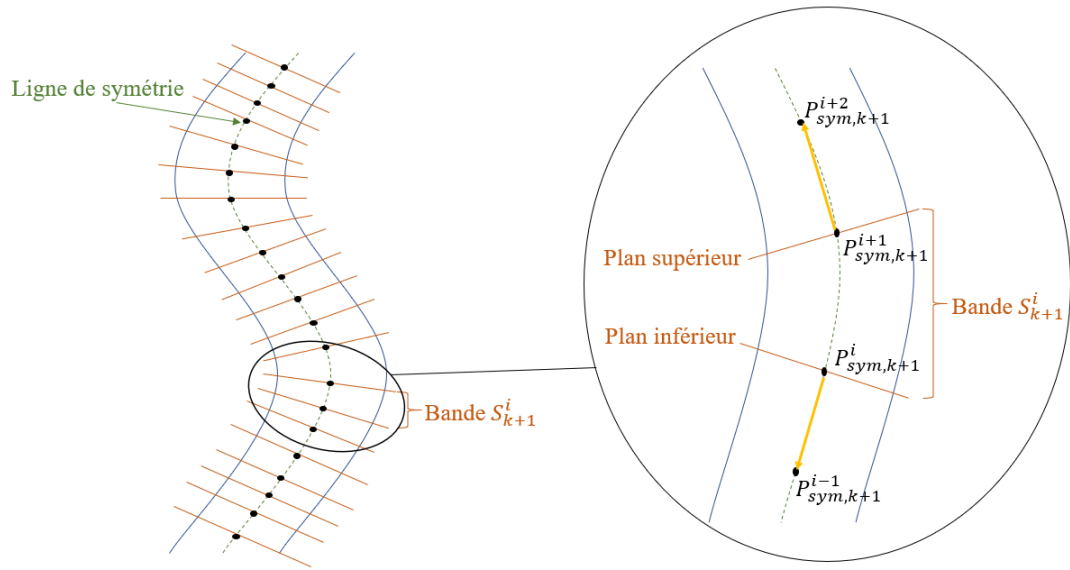


FIGURE 4.23: Illustration 2D de la définition des nouvelles bandes adaptatives

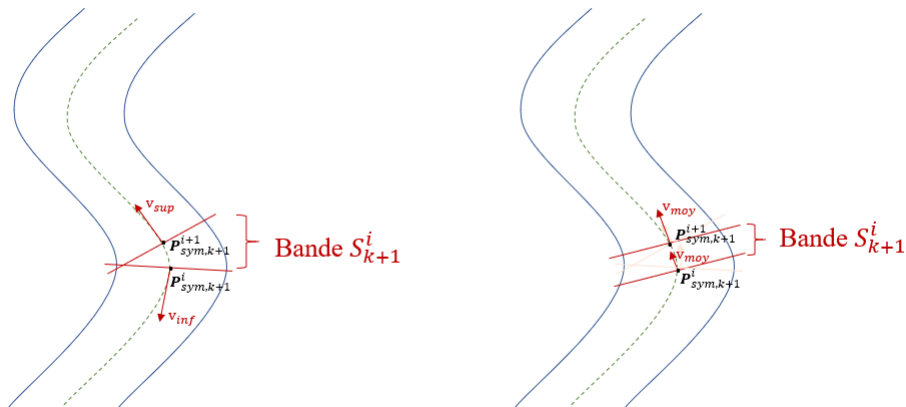
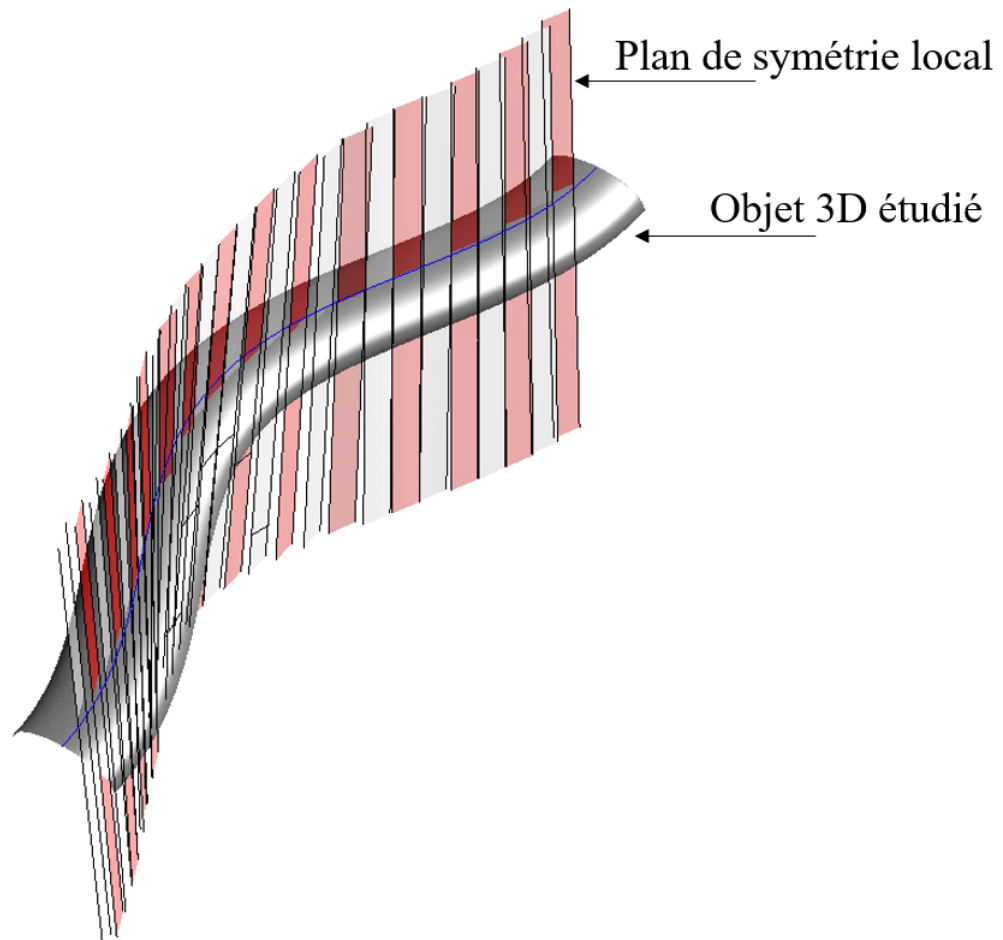


FIGURE 4.24: Illustration 2D des limites de la définition des bandes adaptatives lorsque l'objet est fortement courbé et de la méthode d'ajustement que nous proposons

#### 4.4.4 Validation de la méthode sur des structures paramétriques

Nous avons présenté dans la section précédente une méthode permettant de calculer la surface de symétrie par morceaux d'une structure 3D. Afin de valider cette nouvelle méthode itérative, fondée sur le calcul de plans de symétrie locaux dans des sous-maillages, nous l'avons appliquée sur des structures paramétriques connus, présentant une réflexion courbe.

Pour cela, nous avons défini une demi-ellipse dans le plan (Oxy) centré en (0, 0, 0), avec un demi-grand axe de 20 mm le long de Ox et un demi-petit axe de 10 mm le long de Oz. Le point de symétrie de cette demi-ellipse est alors situé aux coordonnées (0, 5.0, 0).



**FIGURE 4.25:** Exemple de résultat d'une surface de symétrie par morceaux sur une structure tubulaire

Nous extrudons cette courbe le long d'une courbe paramétrique 3D impliquant cosinus et sinus. Chaque modèle est constitué de 75 000 sommets. L'ensemble des maillages étudiés est présenté à la première ligne du tableau 4.1.

L'extrusion des points de symétrie de la demi-ellipse donne la ligne de symétrie  $L_0$ , apparaissant en rouge sur l'ensemble des maillages montré dans le tableau 4.1. Pour une hauteur  $z$ , le plan de symétrie local théorique est donc donné par la binormale du repère de Frénet-Serret, le long de cette ligne de symétrie.

Nous évaluons ensuite notre surface de symétrie par morceaux  $S_{sym}$ , à la fois dans sa localisation et dans son orientation. Pour la localisation, nous comparons  $L_0$  à la ligne de symétrie  $L$  à l'intersection entre la surface étudiée et  $S_{sym}$ . Pour cela, nous évaluons l'erreur en termes de déviation latérale ( $RMSD_{lat}$ ), le long de l'axe des abscisses  $x$ , et de déviation de profondeur ( $RMSD_{depth}$ ), en  $z$ , à l'aide des formules suivantes :

$$RMSD_{lat} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - x_{0,i})^2}{N}} \quad (4.26)$$

$$RMSD_{depth} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (z_i - z_{0,i})^2}{N}} \quad (4.27)$$

avec  $\mathbf{P}_i = (x_i, y_i, z_i)$ , un point de  $L$ , et  $\mathbf{P}_{0,i} = (x_{0,i}, y_{0,i}, z_{0,i})$ , un point de  $L_0$ , choisis tels que  $y_i = y_{0,i}$ . Nous évaluons l'orientation de chaque plan de symétrie local en calculant l'angle  $\theta$  défini par  $\theta = \arccos(\mathbf{n} \cdot \mathbf{u})$ , où  $\mathbf{n}$  est le vecteur normal unitaire du plan de symétrie théorique et  $\mathbf{u}$  est le vecteur unitaire normal du plan de symétrie local obtenu par notre méthode.

Les résultats sont présentés dans le tableau 4.1.

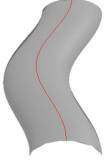







Modèle	1	2	3	4	5	6	7
							
RMSD <sub>lat</sub> (mm)	0,16	0,50	0,64	0,80	0,62	1,10	1,75
RMSD <sub>depth</sub> (mm)	0,00	0,01	0,02	0,02	0,01	0,03	0,09
Valeur moyenne $\theta$ (ř)	0,5	1,3	1,9	2,2	1,8	2,8	4,0
Valeur maximale $\theta$ (ř)	2,1	2,37	4,5	5,9	3,9	6,4	11,1

TABLE 4.1: Evaluation de la précision de la méthode proposée, sur des modèles de tubes courbées

Les valeurs maximales de la déviation latérale RMSD<sub>lat</sub>, de la déviation en profondeur RMSD<sub>depth</sub> et de la déviation angulaire  $\theta$  sont toujours observées au niveau du sommet de la courbe. Ceci s'explique par la définition du plan de symétrie local. Nous supposons que pour une symétrie plane et par extension pour une petite surface courbée, nous avons  $\mathbf{x}_k = S_{\Pi}(\mathbf{y}_k^n)$  et  $\mathbf{y}_k^n = S_{\Pi}(\mathbf{x}_k)$ . Cependant, en présence d'une courbure importante,  $\mathbf{y}_k^n = S_{\Pi}(\mathbf{x}_k)$  n'est pas garanti. C'est pourquoi l'orientation de notre plan ne correspond pas parfaitement à celle donnée par le repère de Frenet-Serret, qui n'est qu'une solution approximative le long de la ligne de symétrie 3D utilisée comme trajectoire lors de la génération du maillage.

Comparée à d'autres méthodes existantes, notre méthode montre de bons résultats. En effet, la méthode proposée par Sato et Tamura (1996) semble échouer pour les surfaces présentant une seule flexion, qui paraît visuellement plus petite que la nôtre. De même, les méthodes proposées par Combès (2010) et par Lee et Liu (2012) sont limitées lorsqu'il s'agit de détecter une surface de symétrie d'une structure trop fortement incurvée, en raison de leurs initialisations et des contraintes imposées par leurs fonctions de paramétrisation. En particulier, le processus d'obtention des coupes 2D du maillage 3D proposé par Lee et Liu (2012) étudie uniquement des coupes parallèles, ce qui ne permet pas de suivre la forme des structures courbes.

Du fait de leur fonction d'interpolation ou de paramétrisation de la surface de symétrie, à savoir une fonction de Leclerc dans la méthode de Combès (2010) et une fonction

quadratique dans Sato et Tamura (1996), les méthodes de détection des surfaces de symétrie ont été uniquement étudiées sur des structures présentant une unique courbure. Or, les tubes qui ont servi pour la validation de notre méthode en présentent plusieurs. Ainsi, les résultats montrent la bonne adaptation de celle-ci à suivre les changements de directions des structures étudiées.

#### 4.4.5 Vers une surface de symétrie continue

La notion de surface de symétrie continue a été évoquée dans des travaux sur le cerveau ainsi que sur des structures plus génériques. Le calcul d'une surface de symétrie par morceaux, par la méthode présentée dans la section précédente, fournit la ligne de symétrie de notre structure 3D étudiée et un ensemble de vecteurs normaux à la surface de symétrie. Maintenant, nous proposons d'utiliser une surface réglée afin d'obtenir une surface de symétrie continue à partir de la surface de symétrie par morceaux.

##### Rappel sur les surfaces réglées

Une surface est réglée si par chacun de ses points passe une droite contenue dans la surface. Elle est caractérisée par une courbe paramétrée 3D  $u \in I \rightarrow \mathbf{P}(u) \in \mathbb{R}^3$ , appelée *courbe directrice*, et par un ensemble de droites, passant par chacun des  $\mathbf{P}(u)$ . L'ensemble des droites est décrit par un champ de vecteurs  $\mathbf{g}(u)$ , nommé *vecteurs générateurs* associés aux points  $\mathbf{P}(u)$  (voir figure 4.26). Une représentation paramétrique de la surface réglée est alors donnée par :

$$\mathbf{S}(u, v) = \mathbf{P}(u) + v \cdot \mathbf{g}(u) \quad v \in \mathbb{R} \quad (4.28)$$

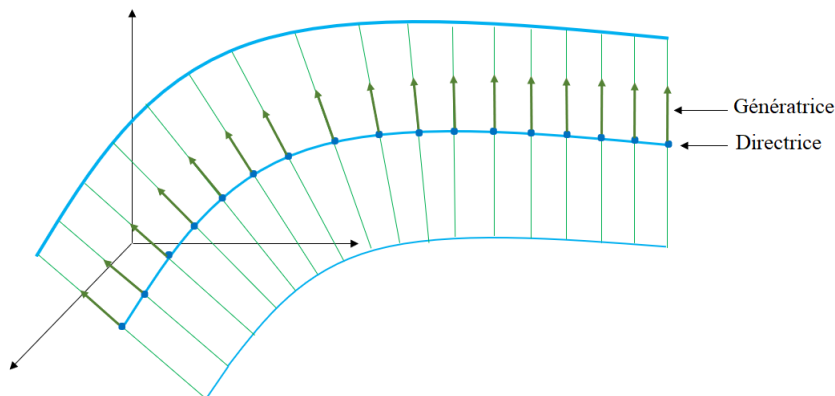


FIGURE 4.26: Illustration schématique d'une surface réglée

##### Interpolation continue de la surface de symétrie (étape 4 du schéma 4.17)

Dans le but de construire la directrice, nous extrayons d'abord la ligne de symétrie du maillage 3D en utilisant une procédure similaire à celle décrite dans la section précédente. Pour chaque bande  $S^i$ , nous définissons deux points,  $\mathbf{P}_{sup}^i$  et  $\mathbf{P}_{inf}^i$ , comme les

intersections entre le plan de symétrie  $\Pi^i$ , le maillage 3D et respectivement les plans de coupe supérieur et inférieur de  $S^i$ . Une version par morceaux de la ligne de symétrie est alors définie comme l'ensemble des points centraux  $\mathbf{P}_{mid}^i$  entre  $\mathbf{P}_{sup}^i$  et  $\mathbf{P}_{inf}^i$  et  $\mathbf{P}_{sym}^i$  entre  $\mathbf{P}_{sup}^i$  et  $\mathbf{P}_{inf}^{i+1}$ . Cette étape est illustrée figure 4.27. L'ensemble de points, formé par l'union des  $\mathbf{P}_{mid}$  et des  $\mathbf{P}_{sym}$ , est ensuite interpolé à l'aide d'une spline cardinale, afin de former une courbe 3D continue qui constituera la directrice de la surface réglée.

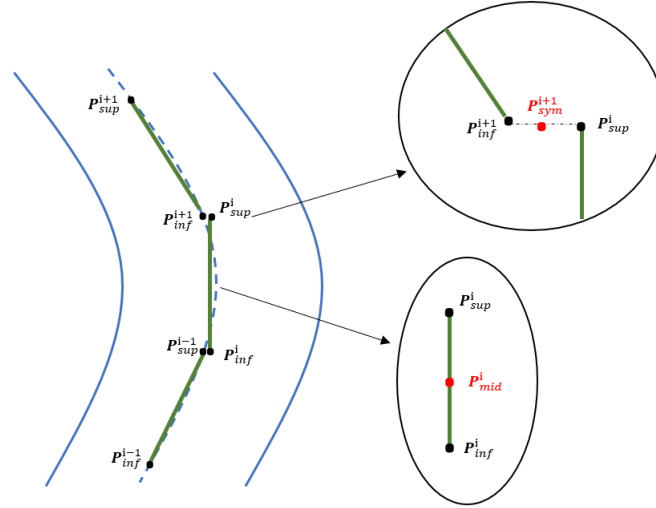


FIGURE 4.27: Illustration 2D de la construction de la directrice de la surface continue à partir de la surface par morceaux

L'objectif est ensuite d'obtenir une droite génératrice en chaque point  $\mathbf{P}_{mid}^i$  et  $\mathbf{P}_{sym}^i$ . Pour cela, il est nécessaire d'attribuer un vecteur directeur  $\mathbf{g}$  pour chacun de ces points. Nous associons le vecteur normal  $\mathbf{n}^i$  du plan de symétrie  $\Pi^i$  à  $\mathbf{P}_{mid}^i$  et le vecteur moyen entre les vecteurs normaux  $\mathbf{n}^i$  et  $\mathbf{n}^{i+1}$  des plans de symétrie  $\Pi^i$  et  $\Pi^{i+1}$  à  $\mathbf{P}_{sym}^i$ .

Tout point  $\mathbf{P}(u)$  de la directrice appartient à un segment de courbe  $[\mathbf{P}_i^{mid}, \mathbf{P}_i^{sym}]$  ou  $[\mathbf{P}_i^{sym}, \mathbf{P}_{i+1}^{mid}]$  que nous notons  $[\mathbf{A}, \mathbf{B}]$ . Nous choisissons alors une façon très simple d'interpoler le vecteur normal  $\mathbf{n}(\mathbf{u})$  associé à  $\mathbf{P}(u)$  par :

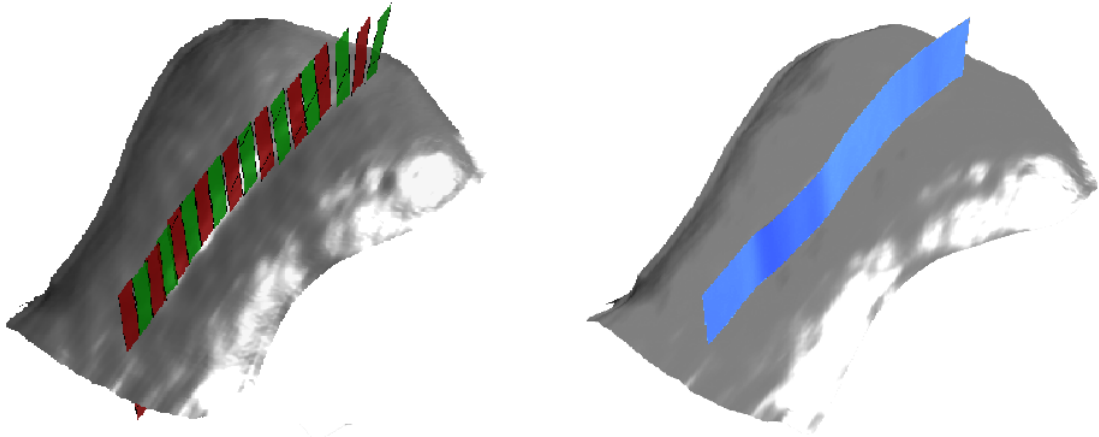
$$\mathbf{n}(\mathbf{u}) = (1 - \alpha) \mathbf{n}_A + \alpha \mathbf{n}_B \quad (4.29)$$

où  $\alpha \in [0, 1]$  est le rapport de la distance curviligne, puis nous renormalisons  $\mathbf{n}(\mathbf{u})$ .

D'autre part, les vecteurs tangents  $\mathbf{t}(\mathbf{u})$  à la directrice à  $\mathbf{P}(u)$  sont calculés. Pour finir, nous définissons le vecteur générateur par  $\mathbf{g}(\mathbf{u}) = \mathbf{n}(\mathbf{u}) \wedge \mathbf{t}(\mathbf{u})$ .

Un résultat de cette interpolation est montré figure 4.28. Il est alors possible de remarquer que la surface réglée définie de cette façon interpole en continue l'ensemble des plans de symétrie.





**FIGURE 4.28:** Interpolation de la surface de symétrie par morceaux (à gauche) vers une surface de symétrie continue (à droite)

## 4.5 Bilan

Nous avons ainsi présenté une nouvelle méthode pour calculer la surface de symétrie continue d'une structure bilatérale. En comparaison avec la littérature, nous avons amélioré la précision et la robustesse de la détection, notamment pour les surfaces présentant des fortes et / ou des multiples courbures.

Cette méthode se base initialement sur l'algorithme présenté par [Combès et al. \(2008\)](#). Pour cela, nous avons proposé une méthode multi-échelle, à l'étape 1 de la section 4.4.3, afin d'initialiser la ligne de symétrie et les bandes. L'étape 2 consiste à calculer le plan de symétrie de chaque bande. Puis nous avons proposé une méthode itérative qui affine la ligne de symétrie et qui permet donc d'ajuster l'orientation des bandes, à l'étape 3 de la section 4.4.3.

Enfin, nous avons également montré comment calculer une surface de symétrie continue à partir d'une surface de symétrie par morceaux, à la section 4.4.5.

La problématique qui se pose donc maintenant est, comment quantifier l'asymétrie de cette dernière en se basant sur sa surface de symétrie?

## LA CARTE D'ASYMÉTRIE COURBE, UNE NOUVELLE MÉTHODE D'ÉTUDE DES ASYMÉTRIES D'UNE STRUCTURE BILATÉRALE

---

*Kuijf et al. (2013) expliquent que, généralement, les analyses d'asymétrie se basent sur l'étude des différences entre les parties symétriques, situées de part et d'autre du plan de symétrie de la structure étudiée. Les régions asymétriques peuvent alors être visualisées à l'aide d'une carte d'asymétrie, qui met en avant la présence d'une déviation par rapport à une symétrie parfaite. Compte tenu du fait que ces analyses se basent sur une surface de symétrie plane, il s'agit d'une procédure simple et directe. Cependant, Kuijf et al. (2013) relèvent que le fait d'avoir une surface de symétrie courbe plutôt qu'un plan de symétrie rend plus compliqué l'analyse des asymétries de la structure, surtout dans le cas où la surface de symétrie est fortement courbée. Ainsi, ce chapitre a pour objectif de généraliser les travaux portant sur le calcul d'une carte d'asymétrie à partir d'un plan en proposant une nouvelle méthode adaptée à une surface de symétrie quelconque.*

---

## 5.1 Introduction

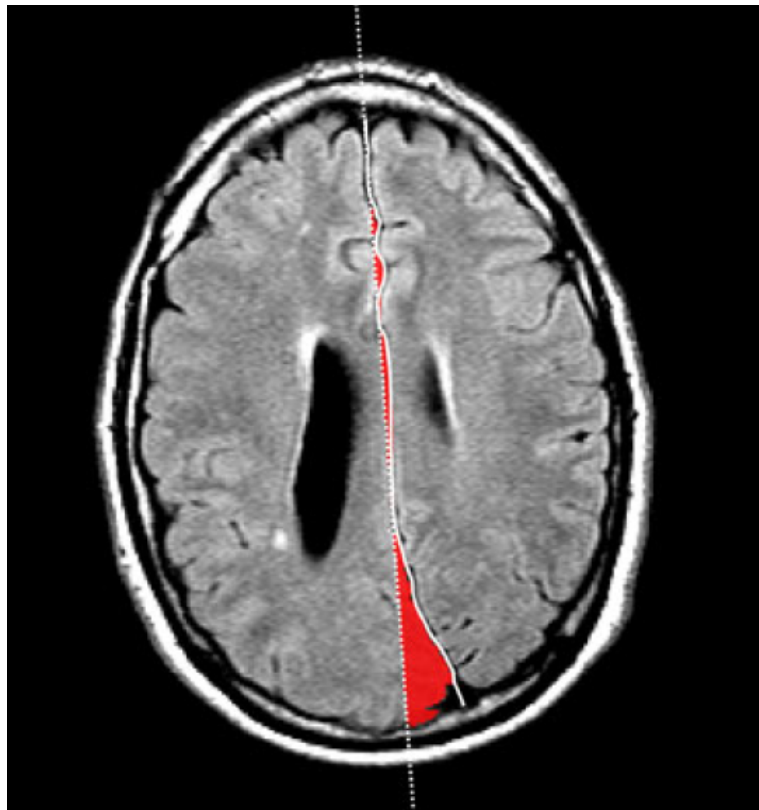
Kuijf et al. (2013) et Patel et al. (2015) ont mis en avant qu'en présence d'une pathologie causant des déformations importantes, les analyses effectuées à partir d'un plan de symétrie ne sont pas pleinement adaptées. Dans le chapitre 4, nous avons vu comment calculer la surface de symétrie courbe de structures bilatérales. Ainsi, nous nous intéressons maintenant à l'évaluation des asymétries de la structure à partir de cette surface de symétrie.

La majorité des travaux, présentés à la section 4.3 du chapitre précédent, qui s'intéressent à la détection de la surface de symétrie d'une structure bilatérale, ne proposent pas de solution pour visualiser et quantifier les asymétries. À notre connaissance, seuls Kuijf et al. (2013) proposent une mesure dans le cas de l'application à l'imagerie cérébrale. Dans ce cas particulier, la surface de symétrie a été introduite dans le but d'obtenir une meilleure séparation des deux hémisphères cérébraux sur une image IRM, par rapport à celle obtenue précédemment avec un plan de symétrie. Ainsi, les auteurs proposent de quantifier la déviation de la surface de symétrie par rapport au plan initialement calculé par le volume compris entre ces deux éléments. Cette mesure, appelée *toruosité* et visualisée en rouge sur la figure 5.1, permet donc d'étudier l'erreur de séparation causée par le plan de symétrie. Néanmoins, les auteurs utilisent cette méthode afin d'évaluer des volumes, cependant elle n'est pas facilement extensible à l'étude des asymétries d'une surface. De plus, ils indiquent qu'il serait intéressant d'étudier la forme de la surface de symétrie afin de mieux analyser l'asymétrie. Cependant, Kuijf et al. (2013) concluent que l'étude à partir d'une surface de symétrie courbe est complexe et pour le moment, aucune étude sur le sujet ne semble avoir été réalisée. Dans un premier temps, nous allons donc discuter de ce que nous souhaiterions comme type d'évaluation des asymétries à partir d'une surface de symétrie.

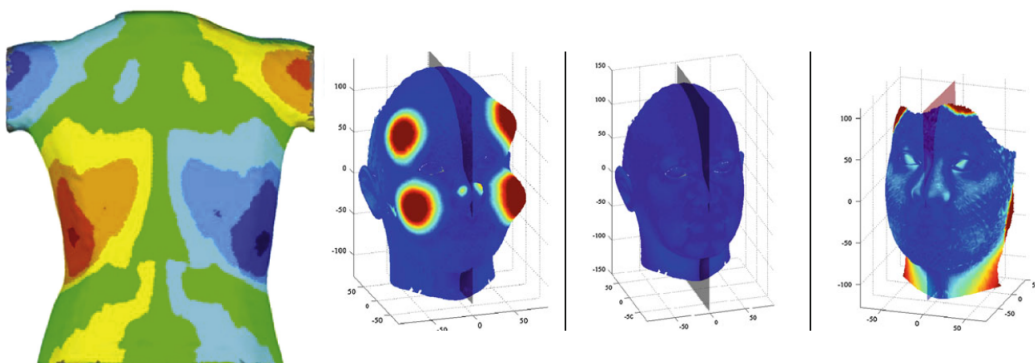
La section 3.3 a fourni différents critères à respecter afin d'établir un indice topographique pertinent pour l'évaluation des asymétries d'une structure. En particulier :

1. il est préférable d'étudier les déformations de la surface dans sa globalité car les indices locaux, tels que des angles ou des distances spécifiques, peuvent être limités;
2. il est nécessaire que les indices soient normalisés afin d'être comparables chez différents patients;
3. les indices doivent permettre un suivi dans le temps, en s'adaptant par exemple à la croissance de l'enfant.

Nous avons alors montré dans la section 3.3 que les indices basés sur la carte d'asymétrie sont ceux qui satisfont le plus ces critères. L'avantage de la carte d'asymétrie est de pouvoir facilement identifier et localiser les zones d'asymétrie ainsi que quantifier leur niveau d'importance, comme le montre les exemples de cartes d'asymétrie du dos, de la tête et du visage présentées figure 5.2. De plus, ce type d'outils peut améliorer la communication clinicien-patient par son côté simple, visuel et interactif. La méthode classique généralement utilisée pour obtenir une carte d'asymétrie est celle expliquée dans la section 3.3.



**FIGURE 5.1:** Illustration dans une coupe 2D d'une IRM du cerveau de l'erreur (en rouge) faite par la détection automatique du plan de symétrie (ligne en pointillé) par rapport à la détection manuelle de la surface de symétrie (courbe continue) (Kuijf et al., 2013)



**FIGURE 5.2:** Exemple de cartes d'asymétrie du dos obtenue par (Komeili et al., 2014) ainsi que de la tête et du visage obtenues par (Di Angelo et Di Stefano, 2013)

Lors de la construction d'une carte d'asymétrie à partir d'un plan de symétrie, différentes problématiques sont rencontrées, à savoir :

- Comment appairer le point original à son point symétrique?
- Quel indice d'asymétrie utiliser?
- Comment transformer les cartes d'asymétrie d'individus différents ou construites à des instants différents pour qu'elles puissent être comparées facilement?

Généralement, les deux premiers points sont liés. En effet, la méthode classique consiste à calculer le point symétrique  $x_s$  d'un point  $x$  appartenant à une surface  $S$ , puis à chercher le point  $x'$  de  $S$  le plus proche de  $x_s$ . Les points appariés sont alors  $x$  et  $x'$  et l'indice d'asymétrie au point  $x$  est égal à la distance séparant  $x_s$  et  $x'$ . La question sous-jacente est donc comment définir le point  $x_s$ ? Il existe deux méthodes classiques, illustrées figure 5.3, pour réaliser cette étape :

1. La méthode point à point (figure de gauche), qui n'utilise que le nuage de points de  $S$  : le point  $x'$  est défini par le point  $x_i$  de  $S$  dont la distance entre  $x_s$  et  $x_i$  est la plus faible. L'inconvénient de cette méthode est que sa précision dépend de la densité du maillage.
2. La méthode point à face (figure de droite) consiste à rechercher la face  $f$  du maillage surfacique  $S$  la plus proche de  $x_s$ , puis à projeter le point  $x_s$  sur  $f$ . Le point résultant correspond à  $x'$ .

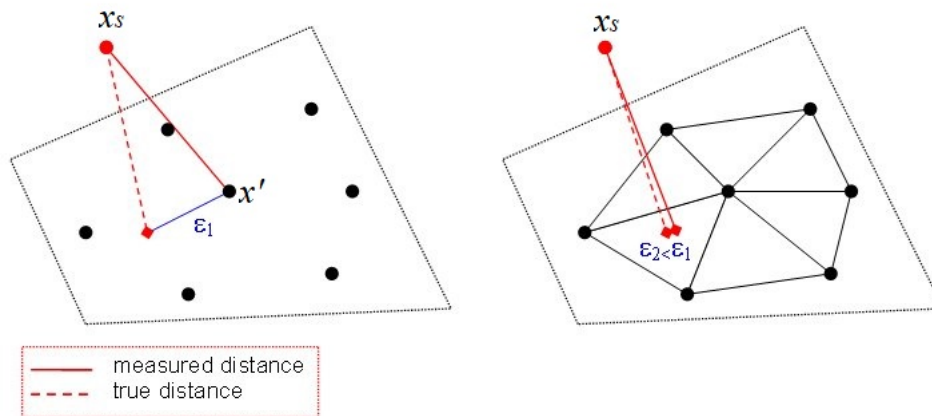


FIGURE 5.3: Appariement des points (illustration adaptée du site internet cloud compare<sup>1</sup>)

En fonction des surfaces étudiées, d'autres approches plus sophistiquées, telle que celle proposée par Kim et al. (2015), peuvent s'avérer plus pertinentes.

Néanmoins, logiquement, l'indice d'asymétrie utilisé pour le calcul et la visualisation de la carte d'asymétrie correspond au critère minimisé lors du calcul de la surface de symétrie. Ainsi, puisque nous avons choisi d'utiliser dans l'ICP un critère sur la distance point à point lors de la détection de la surface de symétrie, nous utiliserons aussi

1. [https://www.cloudcompare.org/doc/wiki/index.php?title=Distances\\_Computation](https://www.cloudcompare.org/doc/wiki/index.php?title=Distances_Computation)

ce dernier pour le calcul de la carte d'asymétrie. Bien entendu, cela suppose que la discrétisation des maillage soit dense, ce qui est le cas dans nos applications.

Le dernier point concernant la normalisation des cartes d'asymétrie constitue un problème critique. Dans la suite de ce chapitre, nous entendrons par *carte d'asymétrie normalisée*, la carte d'asymétrie transformée dans une configuration connue qui lui permet d'être comparable dans le temps ou entre les patients.

Ainsi, après un état de l'art non exhaustif visant à analyser différentes méthodes de construction et d'analyse de cartes d'asymétrie normalisées, l'objectif de ce chapitre sera d'étendre le concept de la carte d'asymétrie plane à sa définition à partir d'une surface de symétrie. Dans un premier temps, nous proposerons donc une méthode pour calculer une carte d'asymétrie courbe. Une fois cette dernière obtenue, une deuxième étape consistera à la normaliser.

## 5.2 Le problème de la comparaison des cartes d'asymétrie

Il n'existe que peu de travaux dans la littérature ayant pour objectif d'établir une carte d'asymétrie normalisée. [Combès et Prima \(2008\)](#) expliquent qu'il existe deux principales approches pour cartographier les asymétries des surfaces bilatérales.

### Méthode paramétrique

Une première approche, proposée par [Liu \(2003\)](#); [Liu et Palmer \(2003\)](#), consiste à placer la surface d'intérêt dans un cadre de référence, à l'aide de différents marqueurs bilatéraux sélectionnés manuellement. Pour cela, dans un premier temps, chaque image 3D définit à l'aide d'un système de coordonnées cartésiennes  $(x, y, z)$  est transformée de manière à être défini dans un système de coordonnées cylindriques  $(\theta, r, z)$ . Pour faciliter le calcul, les auteurs ont choisi de projeter l'image 3D en coordonnées cylindres sur une grille 2D  $(\theta, z)$  de 125 par 125 points, qui couvre l'ensemble du visage (figure 5.4). Pour chaque point  $(\theta, z)$  de la grille, la valeur  $r$  correspondant à la distance du point à l'axe  $z$  est interpolée à l'aide d'une interpolation trilineaire. Ainsi, le maillage du visage est paramétrisé par une grille matricielle  $f_i$ , de taille 125 par 125, telle que  $f_i = r(\theta, z)$ .

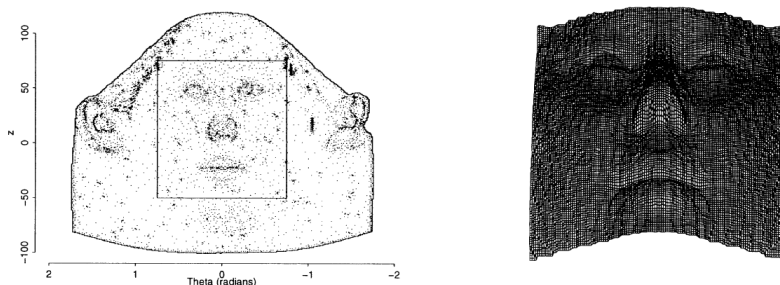


FIGURE 5.4: Illustration de la méthode proposée par [Liu \(2003\)](#)

À partir de cette paramétrisation, Liu (2003) proposent de mesurer un indice d'asymétrie locale pour tous les points de la grille à l'aide de la différence de hauteur :

$$DH_{\Pi, f_i}(\theta, z) = |r(\theta, z) - r'(\theta, z)| \quad (5.1)$$

avec  $\Pi$  le plan de symétrie et  $r'$  est la valeur de  $r$  en  $(\theta_{\Pi} - \theta, z)$ , c'est-à-dire le point réfléchi de  $r$  à travers  $\Pi$ , et de la différence d'orientation :

$$DO_{\Pi, f_i}(\theta, z) = \cos(\alpha) \quad (5.2)$$

avec  $\alpha$  l'angle entre les vecteurs normaux du maillage correspondant au point de la grille  $(\theta, z)$  et son point réfléchi. Ensuite, les auteurs proposent de calculer un indice d'asymétrie globale défini par la moyenne de DH et de DO.

### Méthode basée sur un maillage de référence

À partir d'une surface à étudier donnée, la seconde approche consiste à suivre les étapes suivantes :

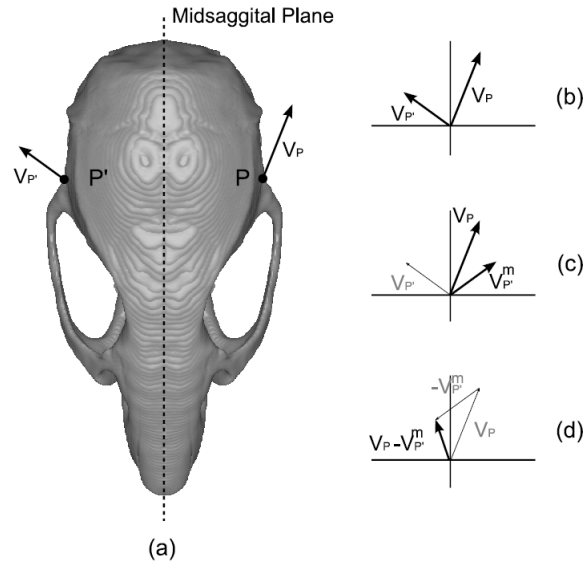
1. Définition et construction d'une surface de référence  $S_{ref}$ , représentant celle à étudier;
2. Recalage de la surface étudiée  $S_o$  à  $S_{ref}$  générée à l'étape précédente (les deux structures présentent une différence morphologique significative, qui par conséquent nécessitent un recalage non-rigide);
3. Construction de la carte d'asymétrie.

Pour cela, Ólafsdóttir et al. (2007) proposent de recalcr de manière non rigide les deux surfaces  $S_{ref}$  et  $S_o$  puis de comparer les vecteurs de déplacement résultants à gauche et à droite du plan de symétrie. La surface de référence  $S_{ref}$  est construite de manière à être parfaitement symétrique, à partir d'une surface obtenue par l'acquisition d'un sujet en bonne santé. Le plan de symétrie de cette dernière est alors facilement déterminé à partir de quelques points anatomiques de référence. Puis,  $S_{ref}$  est construite en reflétant une moitié d'un côté du plan de symétrie à travers ce dernier. De cette façon, les correspondances entre les points à droite et à gauche sont connues. Ensuite un algorithme de recalage non rigide entre  $S_{ref}$  et  $S_o$  est utilisé et fournit un champ de vecteurs de déplacement correspondant. Pour les calculs d'asymétrie, seuls les déplacements locaux sont pris en compte, afin que les différences de position et d'échelle n'affectent pas la mesure. L'asymétrie  $A_{\mathbf{P}}$  d'un point  $\mathbf{P}$  consiste à comparer le vecteur de déplacement local  $\mathbf{v}_{\mathbf{P}}$  au point  $\mathbf{P}$  au vecteur correspondant  $\mathbf{v}_{\mathbf{P}'}$  au point opposé  $\mathbf{P}'$  de  $\mathbf{P}$ , comme illustré figure 5.5, et est défini telle que :

$$A_{\mathbf{P}} = \|\mathbf{v}_{\mathbf{P}} - \mathbf{v}_{\mathbf{P}'}^m\| \text{ et } A_{\mathbf{P}'} = -A_{\mathbf{P}}, \text{ si } \mathbf{v}_{\mathbf{P}} - \mathbf{v}_{\mathbf{P}'}^m \text{ pointe vers l'extérieur}$$

$$A_{\mathbf{P}} = -\|\mathbf{v}_{\mathbf{P}} - \mathbf{v}_{\mathbf{P}'}^m\| \text{ et } A_{\mathbf{P}'} = -A_{\mathbf{P}}, \text{ sinon}$$

avec  $\mathbf{v}_{\mathbf{P}'}^m(x, y, z) = \mathbf{v}_{\mathbf{P}'}(-x, y, z)$ . Ólafsdóttir et al. (2007) expliquent alors que la notion de direction dans le calcul de l'asymétrie limite l'application de cette méthode aux surfaces extraites d'un volume, pour lesquelles l'intérieur et l'extérieur sont définis.



**FIGURE 5.5:** Illustration de la méthode proposée par Ólafsdóttir et al. (2007) : Le maillage étudié est recalé sur le maillage de référence, ce qui a fourni en tout point, un vecteur de déplacement. (a) Visualisation de deux vecteurs de déplacement correspondants. (b) Placement à l'origine des deux vecteurs de déplacement. (c) Réflexion du vecteur de déplacement correspondant au point  $P'$  symétrique du point  $P$ . (d) Calcul du vecteur de différence. La norme du vecteur de différence définit l'asymétrie.

Claes et al. (2011) ont proposé une méthode de détection et d'évaluation des asymétries légères ou graves du visage, qui se base aussi sur une surface de référence  $S_{ref}$ . Cette dernière résulte d'une moyenne des acquisitions du visage de jeunes adultes en bonne santé et est constituée de 10 000 points, séparés par une distance constante de 2 mm. Ainsi,  $S_{ref}$  est relativement dense et est uniformément échantillonnée. Néanmoins et contrairement à la méthode de Ólafsdóttir et al. (2007), dans cette méthode,  $S_{ref}$  n'a pas été symétrisée. Le nuage de points peut donc être asymétrique, et les points sont non appariés (c'est à dire, que les correspondances droite-gauche des points ne sont pas connues). Ensuite, leur méthode consiste à mapper à l'aide d'un ajustement élastique la surface étudiée  $S_o$  à  $S_{ref}$ . Pour cela, les deux surfaces  $S_{ref}$  et  $S_o$  sont grossièrement alignées (rotation et translation) en fonction d'un ensemble de repères anatomiques et sont ensuite recalés à l'aide d'un algorithme itératif de recalage non-rigide. À la convergence de ce dernier, la surface  $S_{o,ref}$  est obtenue et définit la forme du visage du patient, comme illustré figure 5.6.

À partir de  $S_{o,ref}$ , le maillage réfléchi  $S_r$  est obtenu en inversant les coordonnées latérales. La configuration réfléchi résultante représente correctement la forme du visage, mais n'a plus la compatibilité avec la configuration d'origine. C'est pourquoi, le maillage réfléchi  $S_r$  a été à son tour mappé à  $S_{ref}$ , à l'aide de la méthode présentée précédemment. La surface  $S_{r,ref}$  est alors obtenue. Les deux surfaces  $S_{o,ref}$  et  $S_{r,ref}$  sont ensuite superposées de manière robuste pour éliminer les différences d'orientation et de la position entre le maillage original et celui réfléchi. Claes et al. (2011) expliquent



que, face à des asymétries sévères, il est important d'effectuer la superposition en se basant uniquement sur des points qui sont situés dans des zones symétriques du visage. Une fois la carte d'asymétrie obtenue, [Claes et al. \(2011\)](#) proposent d'identifier les régions asymétriques du visage en se basant sur le calcul d'une valeur seuil de l'asymétrie, permettant d'estimer statistiquement si un point est dans une zone symétrique ou non. Cette valeur sert aussi de coefficient pondéré, pour améliorer le recalage. Les distances entre chaque paire de points sont ensuite visualisées sur une carte de couleur, la carte d'asymétrie. La seconde et la troisième étape de la méthode sont illustrées figure 5.7 et des exemples de résultats sont montrés figure 5.8.

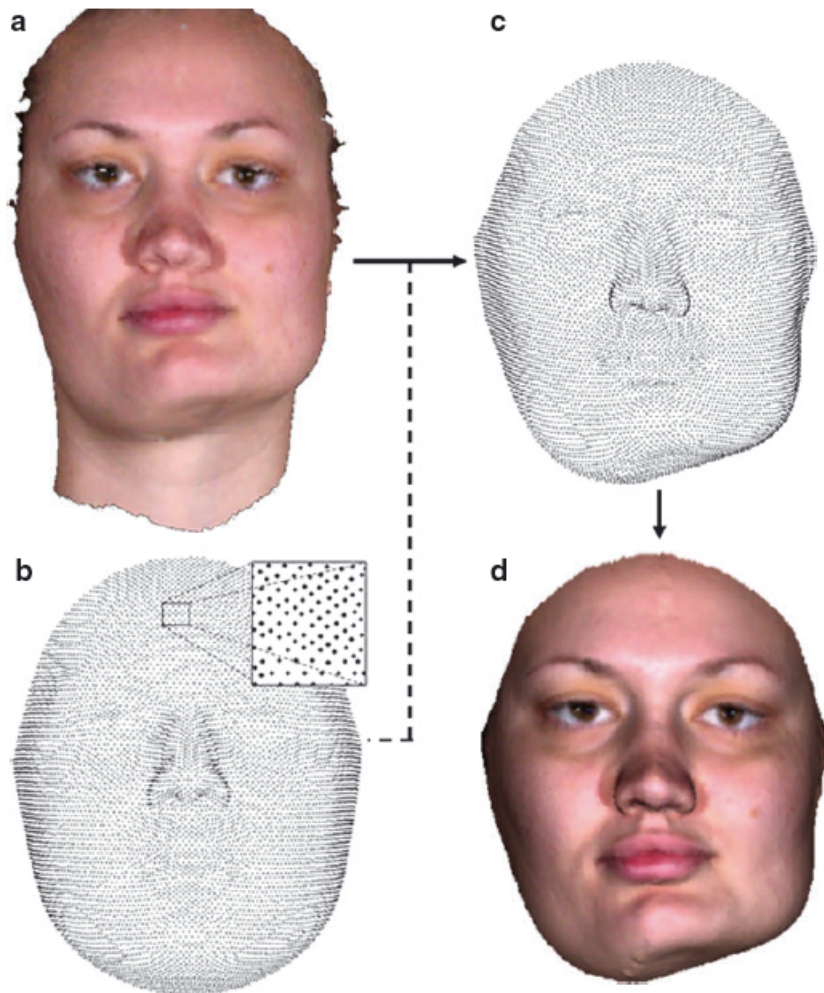
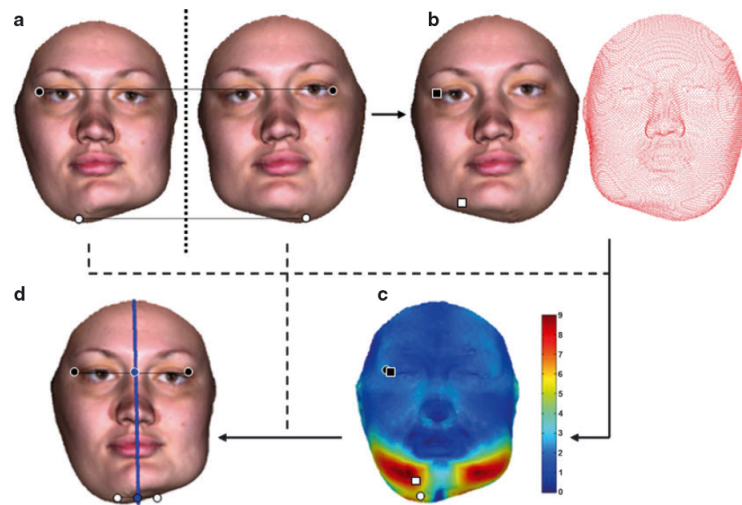
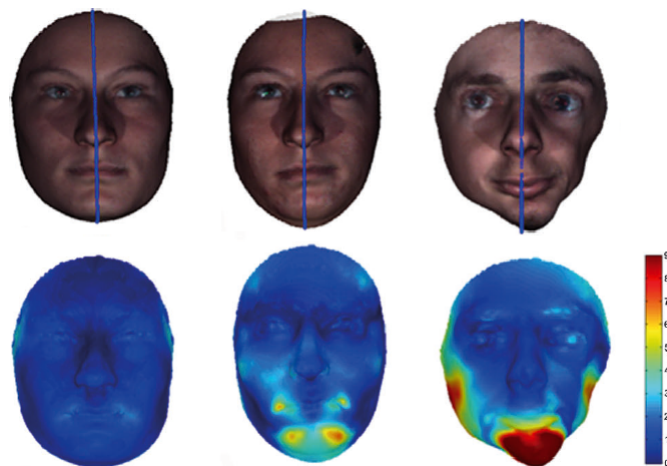


FIGURE 5.6: Recalage d'un modèle sur l'acquisition d'un visage, par [Claes et al. \(2011\)](#)



**FIGURE 5.7:** Étapes de la méthode proposée par [Claes et al. \(2011\)](#) pour calculer la carte d'asymétrie : (a) Réflexion (à droite) du maillage mappé (à gauche) avec exemples de deux points de repère non appariés situés dans une région symétrique du visage pour l'un, et dans une région asymétrique pour l'autre. (b) Recalage du maillage réfléchi avec le maillage du visage connu. Les deux points carré du maillage réfléchi mappé correspondent maintenant aux deux points ronds du maillage original mappé (a). Les deux maillages sont donc maintenant dans la même configuration. (c) Recalage des deux maillages mappés et évaluation l'asymétrie. (d) Estimation du plan sagittal moyen.



**FIGURE 5.8:** Exemples de résultats obtenus avec la méthode de [Claes et al. \(2011\)](#) : à gauche, acquisitions 3D des visages analysés avec la ligne de symétrie en bleue et carte d'asymétrie à droite. Les deux premières femmes sont deux jumelles, la première ne présente pas de pathologie (première colonne) tandis que la deuxième a un léger développement asymétrique (microsomie) du visage, ce qui se visualise par une légère asymétrie dans le bas du visage. La dernière colonne présente un homme atteint par un sévère développement asymétrique, ce qui se visualise par une zone très asymétrique au niveau du menton et des joues.

Ekrami et al. (2018) proposent une nouvelle méthode pour mesurer le niveau d'asymétrie des visages humains. Pour cela, dans un premier temps, une surface de référence 3D dense et parfaitement symétrique du visage est construite et dont l'appariement des points droite-gauche est connu. À partir du masque du visage développé par Claes et al. (2011), la partie à droite du plan d'équation  $x = 0$  est récupérée et reflétée à travers ce dernier (avec  $x$  l'axe des coordonnées latérales droite-gauche). Après une étape de prétraitement, la surface de référence  $S_{ref}$  est obtenue. Celle-ci est constituée de 7160 points, donc 3527 appariés et 106 non appariés (situés au niveau de la ligne médiane du visage). Ensuite, la surface de visage à étudier  $S_o$  est recalée à  $S_{ref}$ , de manière non rigide. Dans un premier temps, une matrice de transformation initiale est estimée à l'aide de la position de 5 points anatomiques placés sur  $S_{ref}$  et  $S_o$  et d'un ajustement par les moindres carrés qui vise à superposer ces deux ensembles de points. Celle-ci prend en compte la mise à l'échelle, la rotation et la translation. Les structures sont ensuite alignées. Dans un second temps, un recalage rigide basé sur l'ICP est appliqué de manière à recalculer plus précisément  $S_{ref}$  et  $S_o$ . Puis, pour finir, un algorithme itératif de recalage non-rigide est utilisé et permet alors de représenter  $S_o$  à l'aide de  $S_{ref}$ , et donc dans une configuration standard et homogène. À chaque itération, cet algorithme consiste à déterminer une nouvelle matrice de déplacement  $D$  et à l'appliquer à  $S_{ref}$ . Dans un premier temps, une matrice de correspondance entre  $S_{ref}$  et  $S_o$ , à l'aide d'un algorithme des  $k$ -plus proches voisins, est établie. Pour cela, la matrice de déplacement  $D$  est calculée par :

$$D = \begin{bmatrix} C_{ref} \\ P_{ref} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} P_o \\ C_o \end{bmatrix}$$

avec :

- $P_o$  correspond à la liste des points définissant  $S_o$  ;
- $P_{ref}$  est la liste des points définissant  $S_{ref}$  ;
- $C_{ref}$  correspond à la liste des points de  $S_{ref}$  correspondant aux  $P_o$  ;
- $C_o$  correspond à la liste des points de  $S_o$  correspondant aux  $P_{ref}$ .

Différents algorithmes sont ensuite appliqués afin entre autres, de gérer les points aberrants, de maintenir la surface lisse, d'éviter des résultats correspondants à des minima locaux ou encore pour diminuer le temps de calcul. Une fois que l'algorithme a convergé, la surface étudiée  $S_o$  est enfin représentée dans la configuration standard et homogène attendue à l'aide de  $S'_{o,ref}$ . Le maillage réfléchi de  $S'_{o,ref}$  est obtenu et recalé avec  $S_{ref}$ , à l'aide d'une méthode semblable à celle proposée par Claes et al. (2011) et décrite précédemment.  $S'_{r,ref}$  est alors obtenu. L'asymétrie du visage est ensuite évaluée en calculant la différence entre  $S'_{o,ref}$  et  $S'_{r,ref}$  après une étape de superposition, ou de manière équivalente, en les comparant séparément à la moyenne des deux. De plus, un facteur de correction peut être appliqué pour prendre en compte les asymétries dites directionnelles (DA). Cette dernière désigne la différence signée moyenne droite-gauche observée au niveau d'une population saine et est calculée à l'aide de la relation suivante :

$$DA_n = \frac{\sum_{i=1}^n (O_i - R_i)}{n} \quad (5.3)$$

où  $n$  correspond au nombre de visages utilisés pour le calcul de DA,  $O_i$  correspond au maillage du visage  $i$  et  $R_i$  son réfléchi. La carte d'asymétrie du visage  $i$  est alors proposée à partir des valeurs de l'asymétrie fluctuante propre à un individu, obtenue par :

$$FA_i = |(O_i - R_i) - \frac{\sum_{i=1}^n (O_i - R_i)}{n}| \quad (5.4)$$

La figure 5.9 résume la méthode.

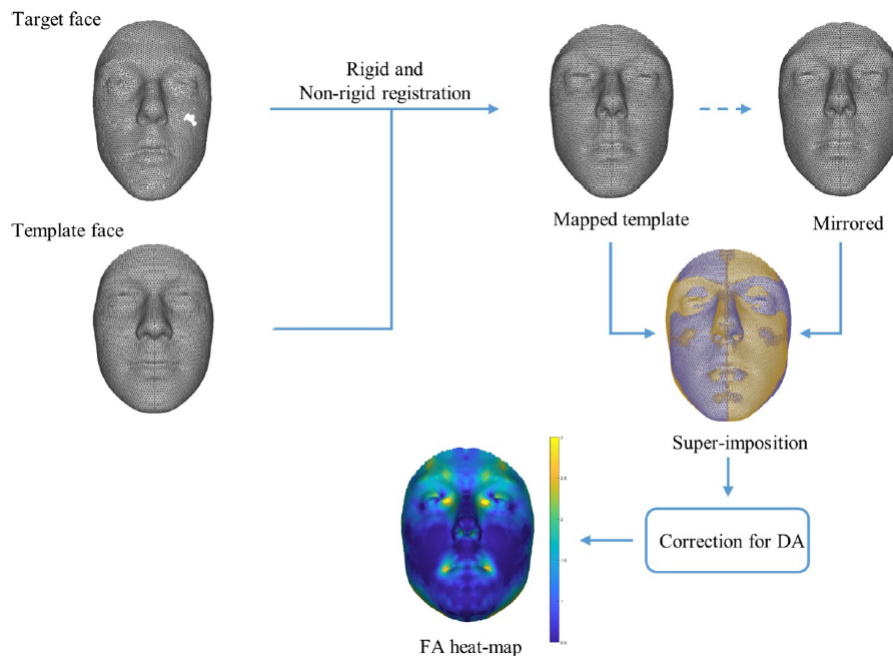


FIGURE 5.9: Schéma présentant la méthode introduite par Ekrami et al. (2018)

Combès et Prima (2008) expliquent alors que les méthodes présentées précédemment souffrent de deux principales limitations. Tout d'abord, ils supposent qu'un système de coordonnées de référence (dans l'approche proposée par Liu (2003)) ou qu'un modèle parfaitement symétrique (pour les méthodes déjà présentées, utilisant un maillage de référence) sont disponibles, ce qui limite leur application à des problèmes spécifiques. Deuxièmement, et surtout, les résultats du mappage de surface étudiée  $S_o$  sur  $S_{ref}$  sont basés sur des données précalculées, et sont donc potentiellement biaisés par le système de référence choisi. C'est pourquoi, Combès et Prima (2008) proposent une nouvelle méthode un peu différente de ces dernières qui se résume par les étapes suivantes et est illustrée figure 5.10.

1. Estimation du plan de symétrie optimal de la structure étudiée;
2. Recalage non linéaire entre la structure étudiée et celle réfléchiée à travers le plan de symétrie : chaque point  $\mathbf{x}_i$  de la structure originale est apparié avec un point  $\mathbf{y}_i$  de celle réfléchiée;
3. Obtention d'une carte d'asymétrie individuelle : à chaque point  $\mathbf{x}_i$ , attribution d'une valeur d'asymétrie définie par la norme signée du vecteur  $\mathbf{x}_i - \mathbf{y}_i$  (le signe est calculé par le produit scalaire entre le vecteur défini par  $\mathbf{x}_i - \mathbf{y}_i$  et la normale au maillage en  $\mathbf{x}_i$ );
4. Recalage de la surface d'origine avec un modèle parfaitement symétrique : chaque point  $\mathbf{m}_i$  du modèle est mis en correspondance avec un point  $\mathbf{x}_i$  du maillage d'origine;
5. Obtention de la carte d'asymétrie normalisée : la mesure d'asymétrie au point  $\mathbf{x}_i$  est projetée sur  $\mathbf{m}_i$ .

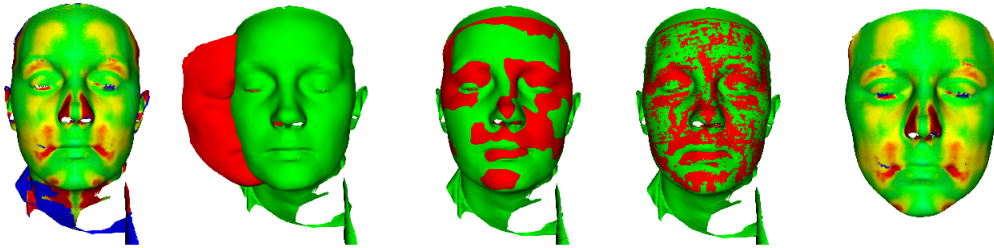


FIGURE 5.10: Méthode de calcul des cartes d'asymétrie individuelle et normalisée obtenues par Combès et Prima (2008). De gauche à droite : carte d'asymétrie individuelle; surface étudiée et modèle avant le recalage; surface étudiée et modèle après le recalage rigide; surface étudiée et modèle après enregistrement non rigide; carte d'asymétrie normalisée.

Plus récemment, Rolfe et al. (2018) ont proposé une méthode fondée sur deux nouvelles mesures de l'asymétrie. Dans un premier temps, ils construisent le maillage surfacique de référence  $S_{ref}$  à partir d'un ensemble d'acquisitions du visage d'individus sains  $S_i$ . Pour cela, 18 repères anatomiques sont placés manuellement dans le but d'aligner chaque maillage du visage dans une orientation commune. Une fois les maillages alignés, un d'entre eux est choisi comme maillage de base  $S_0$ . Puis, chaque point des maillages du visage étudiés  $S_i$  est apparié à un point correspondant de  $S_0$ . Les localisations des points de l'ensemble des  $S_i$ , correspondants à chaque point de  $S_0$ , sont ensuite moyennées afin de générer le maillage moyen constituant  $S_{ref}$ . Dans un second temps, l'analyse des asymétries d'un maillage du visage  $S_i$  peut être effectuée. Pour cela,  $S_i$  est réfléchi par rapport à la ligne médiane et son maillage réfléchi  $S_{i,r}$  est obtenu.  $S_i$  et  $S_{i,r}$  sont ensuite individuellement mappés au maillage moyen  $S_{ref}$  obtenu précédemment. Pour chaque point de  $S_{ref}$ , un vecteur  $\mathbf{d}$  représentant la déformation due à l'asymétrie est défini par la différence de position entre les points correspondants de  $S_i$  et de  $S_{i,r}$ . Cette étape est illustrée figure 5.11. Ensuite, Rolfe et al. (2018) définissent deux propriétés caractérisant la morphologie locale, calculées en chaque point de  $S_i$ . Ces dernières sont illustrées figure 5.12 et sont expliquées ci-dessous :

1. L'angle d'orientation de la surface, qui se définit comme l'angle entre les vecteurs normaux à  $S_i$  et de  $S_{i,r}$ , aux points correspondants, et qui quantifie l'asymétrie de l'orientation de la surface en chaque point du maillage (angle  $\alpha$  sur la figure 5.12, à gauche);
2. L'angle de déformation, qui correspond à l'angle entre le vecteur d'asymétrie  $\mathbf{d}$  et la normale à la surface du maillage d'origine  $S_i$  et qui quantifie la direction de la transformation entre les deux maillages, en chaque point (angle  $\beta$  sur la figure 5.12, à droite).

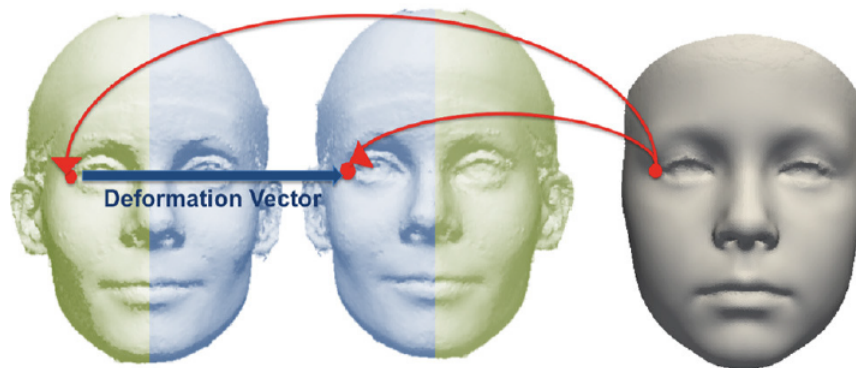


FIGURE 5.11: Mesure du vecteur  $\mathbf{d}$  représentant la déformation dans la méthode proposée par Rolfe et al. (2018)

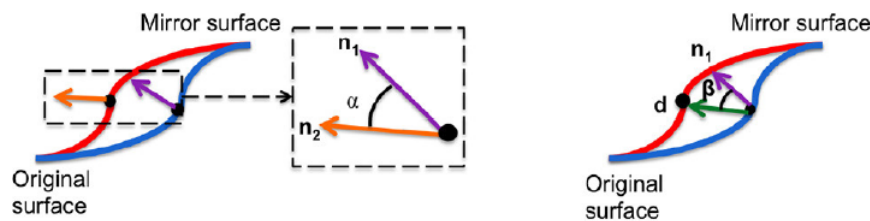


FIGURE 5.12: Mesures d'asymétrie proposées par Rolfe et al. (2018) : à gauche, méthode de calcul de l'angle d'orientation et à droite, de l'angle de déformation.

Cependant, comme expliqué précédemment, il existe une certaine asymétrie même dans les visages d'individus sains. Afin de prendre en compte celle-ci et plutôt que d'utiliser l'asymétrie absolue du visage, comme proposé par Ekrami et al. (2018), Rolfe et al. (2018) corrigent chaque résultat en fonction d'une asymétrie moyenne. Les cartes d'asymétrie individuelle des  $S_i$  ont été utilisées afin créer une moyenne de l'asymétrie normale, pour les deux propriétés. Pour chaque point sur le maillage moyen, la moyenne et l'écart-type de chacune des deux caractéristiques ont été calculés sur l'ensemble de  $S_i$ .

Ensuite, afin d'étudier les asymétries, Rolfe et al. (2018) ont proposé une nouvelle mesure qui a pour objectif de mesurer la similarité entre la carte d'asymétrie obtenue pour un individu avec celle correspondant à une moyenne calculée sur une population.

La mesure de la distance de symétrie est alors définie par :

$$\rho(h, h') = \frac{(\text{dist}(h, h') + \text{dist}(h', h'))}{2} \quad (5.5)$$

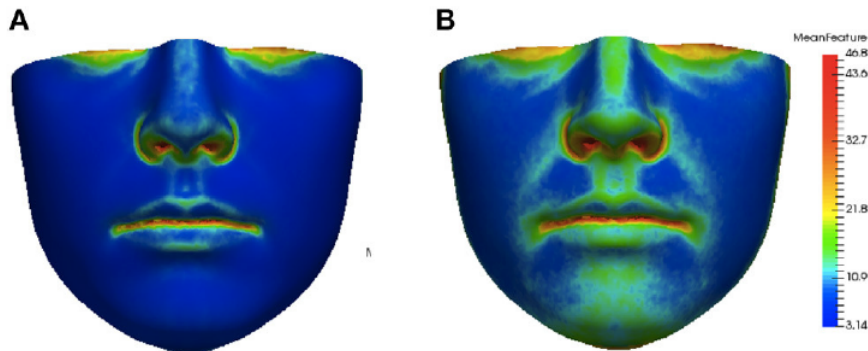
où la distance  $\text{dist}(h, h')$  correspond à la différence entre les histogrammes spatiaux (ou spatiogramme)  $h$  et  $h'$ . Les spatiogrammes sont des histogrammes auxquels ont été ajoutés des informations spatiales supplémentaires et/ou d'autres propriétés locales. La distribution des valeurs est pondérée spatialement par la similitude des positions des valeurs dans chaque intervalle. Les informations spatiales sont incorporées en tant qu'ensemble de régions de caractéristiques cohérentes. Ainsi, le spatiogramme se définit tel que  $h(b) = \langle n_b, R_b = (r_{b1}, \dots, r_{bm}) \rangle$  où  $n_b$  est le nombre de points avec des valeurs attribuées à l'intervalle  $b$  et  $R_b$  est l'ensemble des  $m$  régions cohérentes, définies telles que  $r_{bi}$  est un vecteur de  $j$  indices de points  $\langle \mathbf{x}_1, \dots, \mathbf{x}_j \rangle$ .  $\text{dist}(h, h')$  est définie telle que :

$$d(h, h') = \sum_{b=1}^{|B|} \Psi_b^m (1 - \sqrt{n_b n'_b}) \quad (5.6)$$

Le terme de pondération spatiale  $\Psi_b^m$  exprime la similitude des  $m$  régions spatiales dans l'intervalle  $b$ . Les auteurs définissent alors l'erreur moyenne des caractéristiques de symétrie entre les régions spatiales, normalisées par l'écart type à ce point calculé à partir du modèle moyen d'asymétrie. Ceci est exprimé par :

$$\Psi_b^m = \sum_{i=1}^m w_{bi} \sum_{j=1}^k \frac{a(\mathbf{x}_j) - a'(\mathbf{x}_j)}{\sigma_j} \quad (5.7)$$

où  $w_{bi}$  est le poids de la région  $i$  dans l'intervalle  $b$ ,  $A(\mathbf{x}_j)$  et  $A'(\mathbf{x}_j)$  sont les valeurs d'asymétrie des deux cartes d'asymétrie au point correspondant  $\mathbf{x}_j$  et  $\sigma_j$  est l'écart type au point  $\mathbf{x}_j$ . Un exemple de différents résultats est montré figure 5.13.



**FIGURE 5.13:** Cartes moyennes d'asymétrie obtenues par Rolfe et al. (2018), à partir d'un groupe de sujets présentant une faible asymétrie (c'est-à-dire avec un taux inférieur à 10% concernant l'angle d'orientation de la surface sur l'ensemble des données) (A) et les sujets présentant une asymétrie élevée (taux supérieur à 10%) (B). Les régions à faible asymétrie sont en bleu et les régions à forte asymétrie sont en rouge.

D'autres études étudiant les asymétries du cerveau, comme celle de Lancaster et al. (2003) ou encore de Joshi et al. (2003), ont été trouvées dans la littérature. Par exemple, la

méthode proposée par Joshi et al. (2003) consiste à recalculer l'image du cerveau à l'image de sa réflexion par rapport au plan de symétrie et à déduire un champ de vecteur de déplacement, puis un champ de variation d'intensité. Ces deux données sont ensuite utilisées afin de construire la carte d'asymétrie. Cependant, dans ces cas précis, les travaux se basent sur des images volumétriques du cerveau obtenues par IRM. Or, comme expliqué dans le chapitre 4, ces études ne sont pas applicables à l'étude des maillages surfaciques auxquels nous nous intéressons dans cette thèse.

### 5.3 Limites des méthodes présentées dans l'état de l'art

La partie précédente a permis d'identifier différentes possibilités pour transformer les cartes d'asymétrie individuelles dans une configuration unique. La problématique liée à cette normalisation s'avère relativement plus complexe dans le cas de l'étude d'une structure à partir de sa surface de symétrie par rapport à une autre basée sur son plan de symétrie. De plus, dans le cas où la structure étudiée peut se retrouver dans différentes configurations, comme par exemples les tubes montrés au tableau 4.1 ou la surface du dos, et que cette dernière n'est à priori pas connue au moment de l'étude de l'asymétrie, les méthodes proposées précédemment, et particulièrement celles utilisant un modèle géométrique artificiel, ne semblent pas applicables.

De plus, il est possible et facile d'aligner deux plans de symétrie et ainsi de comparer les cartes d'asymétrie correspondante. A contrario, on ne peut pas toujours superposer deux surfaces quelconques, et ainsi, la comparaison entre les cartes d'asymétries courbes de différentes structures s'avère être complexifiée.

Aux 3 challenges identifiés lors de l'introduction de ce chapitre s'ajoute donc la manière d'étendre cette notion à la construction d'une carte d'asymétrie à partir d'une surface de symétrie quelconque.

## 5.4 Calcul et normalisation d'une carte d'asymétrie courbe

### 5.4.1 Présentation générale de l'algorithme

Notre méthode est conçue pour analyser automatiquement les asymétries d'un maillage 3D surfacique, à partir de sa surface de symétrie préalablement calculée.

Pour cela, dans un premier temps, nous allons introduire une adaptation d'une méthode classique permettant de construire une carte d'asymétrie courbe 3D d'une structure à partir de sa surface de symétrie. Pour chaque point  $\mathbf{M}$  du maillage, nous calculerons son point symétrique  $\mathbf{M}_{sym}$  par rapport à la surface de symétrie. Puis nous rechercherons son plus proche voisin  $\mathbf{M}'$  dans le nuage du point définissant le maillage, nous calculerons alors la distance entre  $\mathbf{M}_{sym}$  et  $\mathbf{M}'$ , que nous attribuerons à  $\mathbf{M}$ . La carte d'asymétrie individuelle 3D pourra alors être visualisée.

Puis dans un second temps, l'objectif sera de normaliser les cartes d'asymétrie individuelles 3D, afin d'obtenir des cartes d'asymétrie dans une configuration commune. Pour cela, nous définirons des plans de coupes  $P_{C,K}$ , orthogonale à la surface de symétrie. À partir de ces derniers, nous redresserons et redimensionnerons les cartes d'asy-



métrie courbes pour obtenir des sortes de cartes d'asymétrie planes que nous pourrons alors recaler et comparer entre elles.

Une vue d'ensemble de la méthode est illustrée à la figure 5.14 et nous décrivons chaque étape dans ce qui suit.

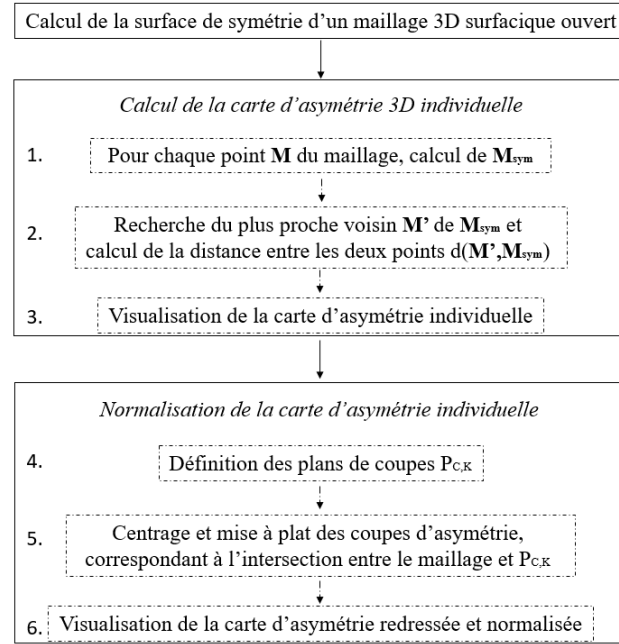


FIGURE 5.14: Schéma global de la méthode d'analyse des asymétries à partir d'une surface de symétrie : après le calcul de la surface de symétrie, une première étape consiste à calculer la carte d'asymétrie courbe 3D de la structure étudiée puis une carte d'asymétrie redressée et normalisée.

## 5.4.2 Calcul d'une carte d'asymétrie courbe individuelle 3D à partir de la surface de symétrie

### 1. Calcul de $M_{sym}$ symétrique de $M$

Nous calculons le point symétrique  $M_{sym}$  de chaque point  $M$  de la surface 3D  $S$  par rapport à la surface de symétrie  $S_{sym}$ . Pour cela, comme suggéré par Combès (2010), nous projetons le point  $M$  sur  $S_{sym}$  pour obtenir le point  $M_p$ , milieu de  $MM_{sym}$ . En pratique, cela revient à chercher le point appartenant à  $S_{sym}$ , le plus proche de  $M$ . De cette façon, en reprenant la représentation paramétrique proposée section 4.4.5, nous cherchons le point  $M_p(u_p, v_p)$  tel que :

$$(u_p, v_p) = \operatorname{argmin}_{(u,v)} d(\mathbf{S}(u, v), \mathbf{M}) \quad (5.8)$$

Pour rappel, la courbe directrice qui nous a permis d'obtenir la surface de symétrie réglée  $S_{sym}$ , à la section 4.4.5 du chapitre précédent, est régulièrement échantillonnée de points  $\mathbf{P}(u_k)$ . Ainsi, pour chaque  $\mathbf{P}(u_k)$ , le point  $M$  est projeté sur la ligne définie par le

vecteur directeur de la génératrice  $\mathbf{g}(u_k)$  et passant par  $\mathbf{P}(u_k)$ , ce qui nous permet de déduire un paramètre  $v_k$  et la distance  $d_k$  entre  $\mathbf{M}$  et la ligne génératrice. Nous cherchons alors le couple  $(u_k, v_k)$  correspondant à la distance  $d_k$  la plus faible, ce qui nous permet d'obtenir une bonne approximation de  $\mathbf{M}_p$ . Nous pouvons alors calculer  $\mathbf{M}_{sym}$  par  $\mathbf{M}_{sym} = 2\mathbf{M}\mathbf{M}_p$ . Cette étape est illustrée figure 5.15.

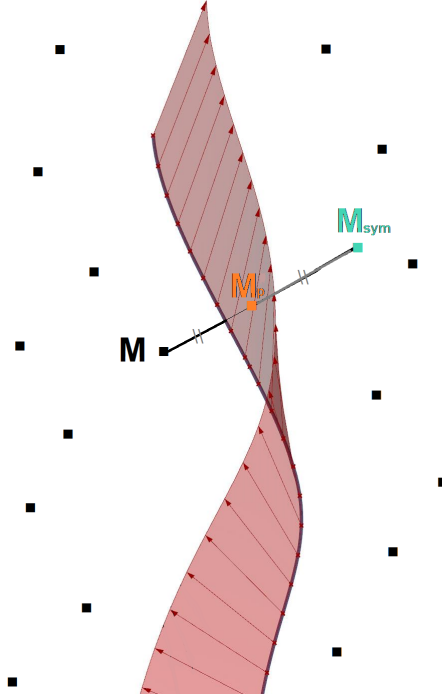


FIGURE 5.15: Calcul de  $\mathbf{M}_{sym}$  symétrique de  $\mathbf{M}$ .

## 2. Calcul de l'indice d'asymétrie en chaque point $\mathbf{M}$ du maillage

Pour chaque  $\mathbf{M}_{sym}$  calculé, nous recherchons le point  $\mathbf{M}'$  de la surface étudiée  $S$  le plus proche  $\mathbf{M}_{sym}$ . Nous calculons ensuite l'indice d'asymétrie, que nous définissons comme la distance signée  $d(\mathbf{M}_{sym}, \mathbf{M}')$ , entre  $\mathbf{M}_{sym}$  et  $\mathbf{M}'$ , telle que :

$$d(\mathbf{M}) = \begin{cases} d(\mathbf{M}_{sym}, \mathbf{M}'), & \text{si le vecteur définit par } \mathbf{M}_{sym} \text{ et } \mathbf{M}' \text{ pointe vers l'extérieur} \\ -d(\mathbf{M}_{sym}, \mathbf{M}'), & \text{si le vecteur définit par } \mathbf{M}_{sym} \text{ et } \mathbf{M}' \text{ pointe vers l'intérieur} \\ 0, & \text{si les points } \mathbf{M}_{sym} \text{ et } \mathbf{M} \text{ sont égaux} \end{cases} \quad (5.9)$$

En pratique, pour connaître l'orientation du vecteur défini par  $\mathbf{M}_{sym}$  et  $\mathbf{M}'$  par rapport à  $S$ , nous étudions le signe du produit scalaire entre ce vecteur et la normale à  $S$  en  $\mathbf{M}'$ . Il est alors possible de visualiser  $d(\mathbf{M})$ , en tout point  $\mathbf{M}$  de la surface, et donc la carte d'asymétrie 3D courbe. La couleur de chaque point est établie par rapport à sa valeur d'asymétrie et à l'échelle des couleurs.

Cette étape est illustrée figure 5.16 et la première ligne de la figure 5.22 montre des exemples de résultats.

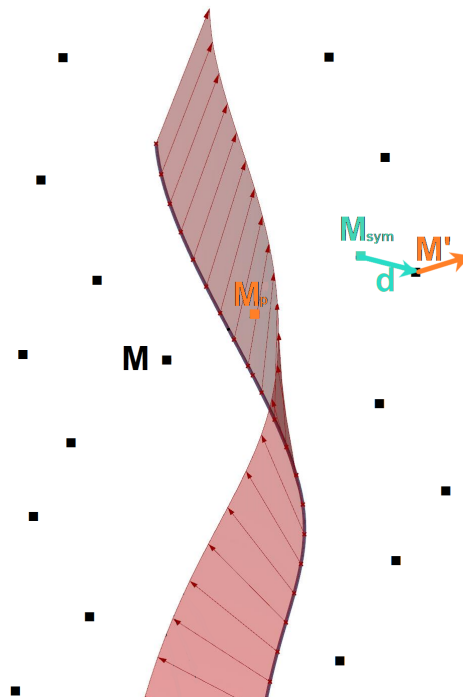


FIGURE 5.16: Calcul de l'indice d'asymétrie en chaque point  $M$  du maillage.

### 5.4.3 Normalisation de la carte d'asymétrie individuelle courbe

Dans le cadre de l'étude de surface anatomique, l'étape de normalisation de la carte d'asymétrie permet la comparaison des asymétries entre plusieurs patients, dans le but de mettre en avant des patterns communs, ou d'évaluer les évolutions dans le temps d'un patient, à l'aide de la comparaison d'analyses faites à différentes dates. Le premier point consiste donc à pouvoir redresser la carte d'asymétrie, en fonction de la forme de la surface de symétrie, de manière à obtenir une sorte de carte d'asymétrie plane. Cela a pour but de pouvoir aligner les cartes d'asymétrie entre elles afin de pouvoir les analyser individuellement ou par population, comme le suggère les méthodes de la seconde approche de calcul des cartes d'asymétrie (Rolfe et al., 2018; Combès et Prima, 2008; Claes et al., 2011; Ólafsdóttir et al., 2007).

Pour cela, nous proposons de recentrer chaque carte par rapport à un axe linéaire central commun à toutes les cartes. Le second point vise à redimensionner la carte dans une fenêtre connue, comme suggéré par Liu (2003). Cela est par exemple nécessaire lors de l'étude dans le temps de structures anatomiques d'enfant, de manière à s'affranchir des effets de croissance. Ainsi, nous proposerons une technique permettant de transférer la carte d'asymétrie 3D calculée à l'étape précédente vers une carte d'asymétrie normalisée 2D permettant la comparaison entre patients ou dans le temps.

#### 4. Définition des plans de coupes $P_{C,K}$

Dans un premier temps, nous repérons la ligne de symétrie, située à l'intersection entre le maillage de la structure étudiée  $S$  et sa surface de symétrie  $S_{sym}$ . Dans notre cas, celle-ci correspond à la courbe directrice de notre surface réglée. Dans un second temps, la longueur curviligne  $LC$  de la ligne de symétrie est calculée. En pratique, pour cela, nous avons tout simplement approximé  $LC$  par la somme des distances euclidiennes  $d_{eud}$  séparant l'ensemble des points successifs  $\mathbf{P}_{sym}^i$  et  $\mathbf{P}_{sym}^{i+1}$ , qui forment la ligne de symétrie :

$$LC = \sum_{i=1}^{N-1} d_{eud}(\mathbf{P}_{sym}^i, \mathbf{P}_{sym}^{i+1}) \quad (5.10)$$

avec  $N$  le nombre de points  $\mathbf{P}_{sym}$  constituant la ligne de symétrie. Enfin, nous sélectionnons  $K$  points  $\mathbf{P}_K$  de la ligne de symétrie, équidistants en termes de distance curviligne. Pour chaque point  $\mathbf{P}_K$  sélectionné, nous définissons un repère local caractérisé par la surface réglée. Ce dernier est tel que  $(\mathbf{P}_K, \mathbf{t}_{P_K}, \mathbf{n}_{P_K}, \mathbf{b}_{P_K})$  avec :

- $\mathbf{t}_{P_K}$  la tangente à la courbe directrice de la surface réglée en  $\mathbf{P}_K$ ;
- $\mathbf{n}_{P_K}$  la normale à la surface de symétrie  $S_{sym}$  en  $\mathbf{P}_K$ ;
- $\mathbf{b}_{P_K} = \mathbf{t}_{P_K} \wedge \mathbf{n}_{P_K}$ .

Les plans de coupe  $P_{C,K}$  sont alors définis comme les plans qui passent par les points  $\mathbf{P}_K$  et qui ont pour vecteur normal la tangente  $\mathbf{t}_{P_K}$  (figure 5.17).

Une fois cette première étape accomplie, nous procédons au redressement de la carte d'asymétrie et à sa normalisation en suivant les étapes suivantes.

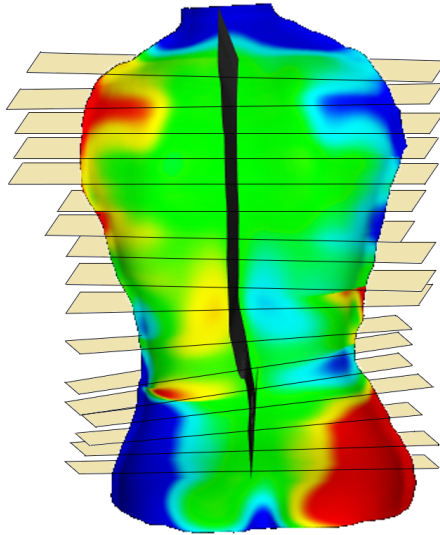


FIGURE 5.17: Définition des plans de coupes  $P_{C,K}$ .

#### 5. Centrage et mise à plat des coupes d'asymétrie

Pour chaque  $P_{C,K}$ , nous calculons la coupe d'asymétrie. Cette étape consiste à récupérer la liste des points du maillage surfacique  $S$  passant par le plan de coupe  $P_{C,K}$

et leur valeur d'asymétrie correspondante. En pratique, nous récupérons tous les points telle que la distance  $d(P_{C,K}, \mathbf{M})$  est inférieure à un seuil donné, avec  $\mathbf{M}$  un point de  $S$  et  $d(P_{C,K}, \mathbf{M})$  la distance entre  $\mathbf{M}$  et le plan  $P_{C,K}$ .

Ensuite, nous souhaitons replacer les repères locaux dans un repère droit commun à toutes les coupes. Pour cela, les points 2D correspondants aux points 3D  $\mathbf{P}_K$  sont placés aux coordonnées  $(0; i)$ ,  $i \in [0; K]$ , et sont notés  $\mathbf{P}_{0,i}$ . Cela nous permet donc de recentrer la carte d'asymétrie par rapport à un axe linéaire central. Ensuite, nous utilisons le repère local défini précédemment dans le but de trouver la direction principale de la coupe d'asymétrie, colinéaire à  $\mathbf{n}_{P_K}$ . Cette étape est illustrée figure 5.18.

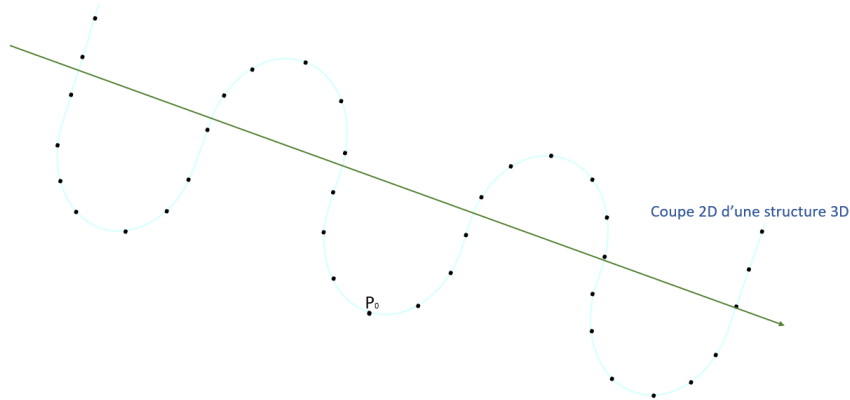


FIGURE 5.18: Définition de la direction principale de la coupe d'asymétrie

Un second axe est défini perpendiculairement à  $\mathbf{n}_{P_K}$  et passant par le point  $P_{0,i}$ . La coupe d'asymétrie est alors séparée en une partie droite (constituée de tous les points de la coupe d'asymétrie à droite du second axe) et une partie gauche (ensemble des points à gauche du second axe). Cette étape est illustrée figure 5.19.

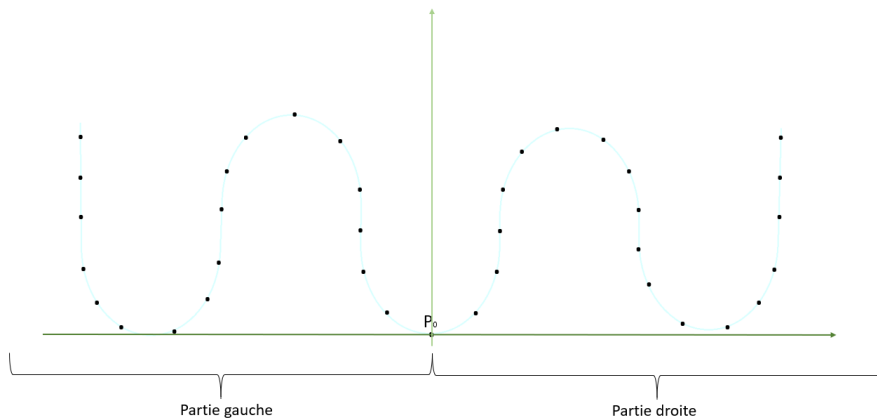


FIGURE 5.19: Séparation de la coupe d'asymétrie en deux parties, droite et gauche.

Une fois segmentées, les parties droite et gauche sont étudiées séparément avec la méthode suivante.

La coupe d'asymétrie est caractérisée par un nuage de points. Afin de faire la mise à plat de la carte d'asymétrie, nous avons besoin de calculer l'abscisse curviligne des points et donc de les relier. Pour cela, nous proposons une méthode qui consiste à trier les points en fonction de la distance qui les sépare de leurs prédécesseurs. En cas d'égalité, nous étudions les variations des normales à la surface pour les départager.

Soit  $L_d = \{\mathbf{P}_{j,d}\}_{j=1}^{j=N_d}$ , la liste des points désordonnés se situant à droite du dernier point trié, noté  $\mathbf{P}_d$ , alors le processus de tri est le suivant et est illustré figure 5.20. La première étape consiste à trouver le point  $\mathbf{P}_{j,d}$  se trouvant après le point dernier point trié  $\mathbf{P}_d$ , en fonction de sa localisation dans la coupe  $P_{C,K}$ . Lors de la première itération,  $\mathbf{P}_d$  correspond à  $\mathbf{P}_0$ . La forme de la surface n'est a priori pas connue. Néanmoins, compte tenu du fonctionnement des méthodes d'acquisitions utilisées pour obtenir les maillages surfaciques tels que ceux que nous allons analysés dans nos travaux, il est possible de faire l'hypothèse que la surface ne se replie pas sur elle-même. De ce fait, nous formons et trions les deux listes suivantes à partir de  $L_d$  :

$$L_{d,dist} = \{(\mathbf{P}_{j,d}; d_{AP}(\mathbf{P}_{j,d}, \mathbf{P}_d))\}_{j=1}^{j=N_d}$$

avec  $d_{AP}(\mathbf{P}_{j,d}, \mathbf{P}_d)$  croissant, où  $d_{AP}(\mathbf{P}_{j,d}, \mathbf{P}_d)$  correspond à la distance entre les points  $\mathbf{P}_{j,d}$  et  $\mathbf{P}_d$  projetée sur l'axe principal; et

$$L_{d,\theta} = \{(\mathbf{P}_{j,d}; \theta(\mathbf{n}_{j,d}, \mathbf{n}_d))\}_{j=1}^{j=N_d}$$

avec  $\theta(\mathbf{n}_{j,d}, \mathbf{n}_d)$  décroissant, où  $\theta(\mathbf{n}_{j,d}, \mathbf{n}_d)$  correspond à l'angle entre les normales à la surface aux points  $\mathbf{P}_{j,d}$  et  $\mathbf{P}_d$ . Le point sélectionné  $\mathbf{P}_{j,d}$  correspond alors à celui dont la distance projetée sur l'axe principale est la plus faible, et en cas d'égalité, celui dont l'angle  $\theta$  est le plus faible. Ce dernier est alors retiré de la liste  $L_d$ , ainsi  $N_d = N_d - 1$  et le point  $\mathbf{P}_{j,d}$  sélectionné devient alors le nouveau  $\mathbf{P}_d$ .

Une fois la liste triée, l'étape suivante consiste à les placer sur l'image 2D de la carte d'asymétrie redressée et normalisée. Pour cela, chaque point 3D  $\mathbf{P}_{j,d}$  est transformé en un point 2D, se situant en  $(LC_j, i)$ , avec  $LC_j = \sum_{l=1}^{l=j} d_{euc}(\mathbf{P}_{l,d}, \mathbf{P}_{l-1,d})$ . Cette étape est présentée figure 5.21.

La même méthode est ensuite utilisée pour traiter la partie gauche.

Pour finir, nous visualisons la carte 2D d'asymétrie, redressée et normalisée. Deux exemples de résultats sont illustrés figure 5.22.

## 5.5 Bilan

Comme expliqué dans l'état de l'art, en cas de symétrie plane, l'analyse des asymétries de la surface étudiée est généralement réalisée en calculant une carte d'asymétrie à l'aide de son plan de symétrie. Cependant, nous avons montré que cette analyse est limitée lorsque la surface étudiée est déformée ou incurvée. C'est pourquoi, nous avons proposé une nouvelle méthode pour établir une carte d'asymétrie d'une structure bilatérale courbe. De plus, de manière à pouvoir comparer les cartes entre les patients ou dans le temps, nous avons introduit une technique permettant de redresser la carte

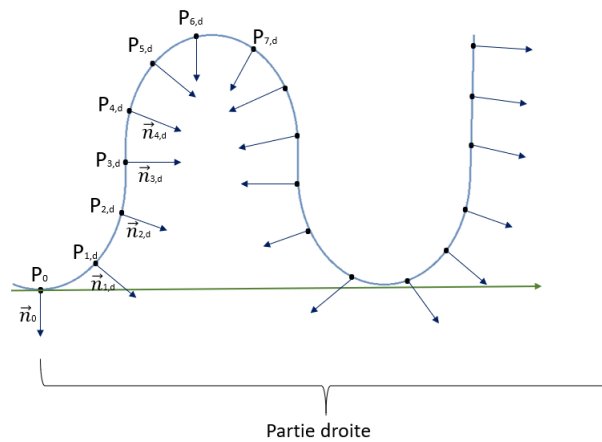


FIGURE 5.20: Tri des points de la partie droite, de la coupe d'asymétrie

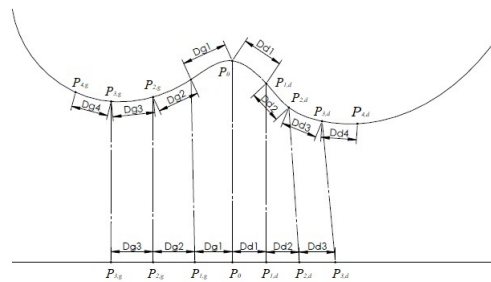
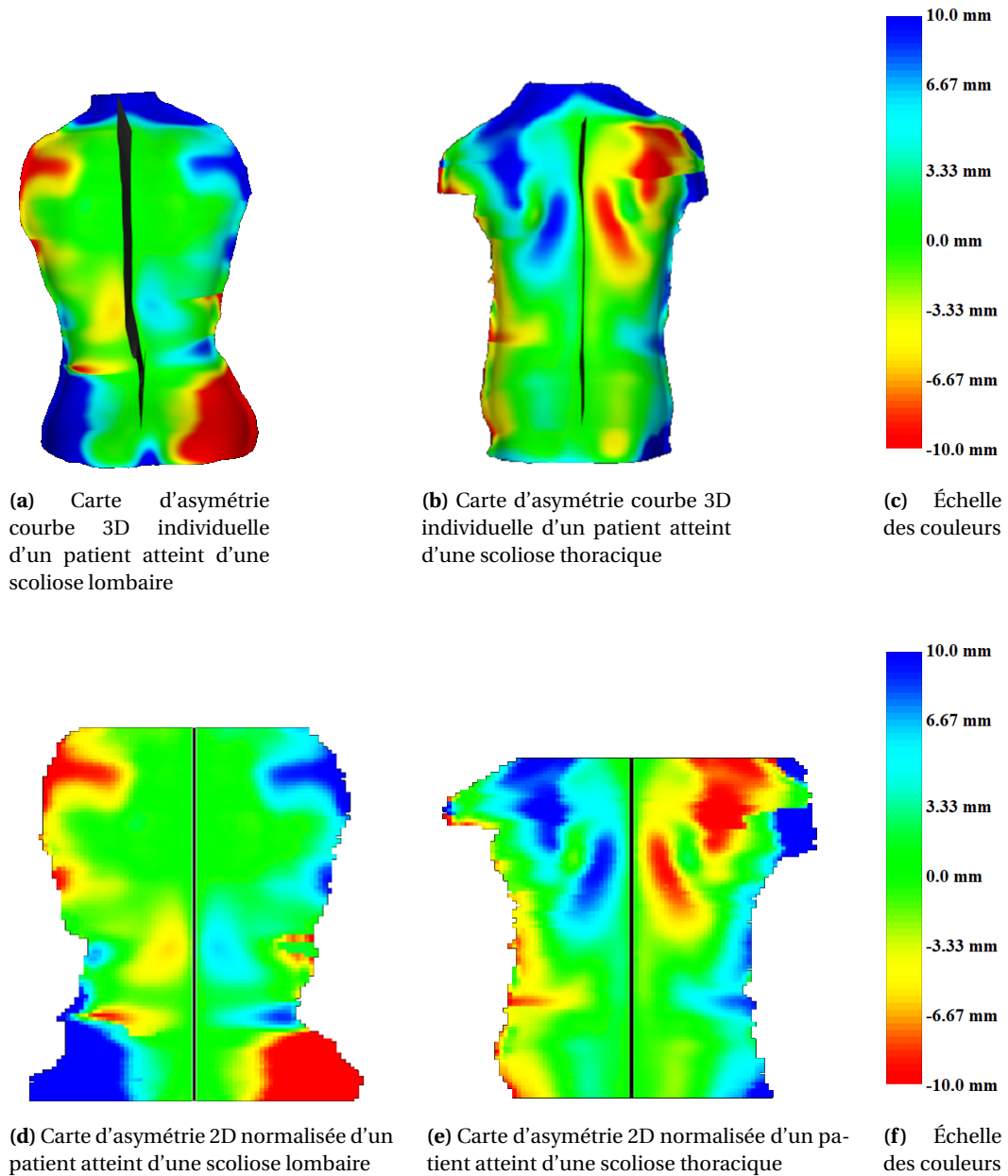


FIGURE 5.21: Centrage et mise à plat d'une coupe d'asymétrie

d'asymétrie et de la transformer dans une configuration commune. Le chapitre suivant a alors pour objectif de montrer comment cette étude peut améliorer la caractérisation des asymétries d'une structure anatomique telle que la surface du dos, en permettant de mieux comprendre et de mieux évaluer les pathologies comme la scoliose.



**FIGURE 5.22:** Illustration des cartes d'asymétries courbes 3D individuelles et normalisées, obtenues à partir de l'étude de la surface d'asymétrie, pour deux patients atteints d'une scoliose. En pratique, afin de bien visualiser le redressement de la carte 2D normalisée, la surface de symétrie apparaît en noir.





## **Quatrième partie**

# **Vers une nouvelle caractérisation 3D de la scoliose**



## ANALYSE ET SUIVI DE LA SCOLIOSE PAR CARTE D'ASYMÉTRIE

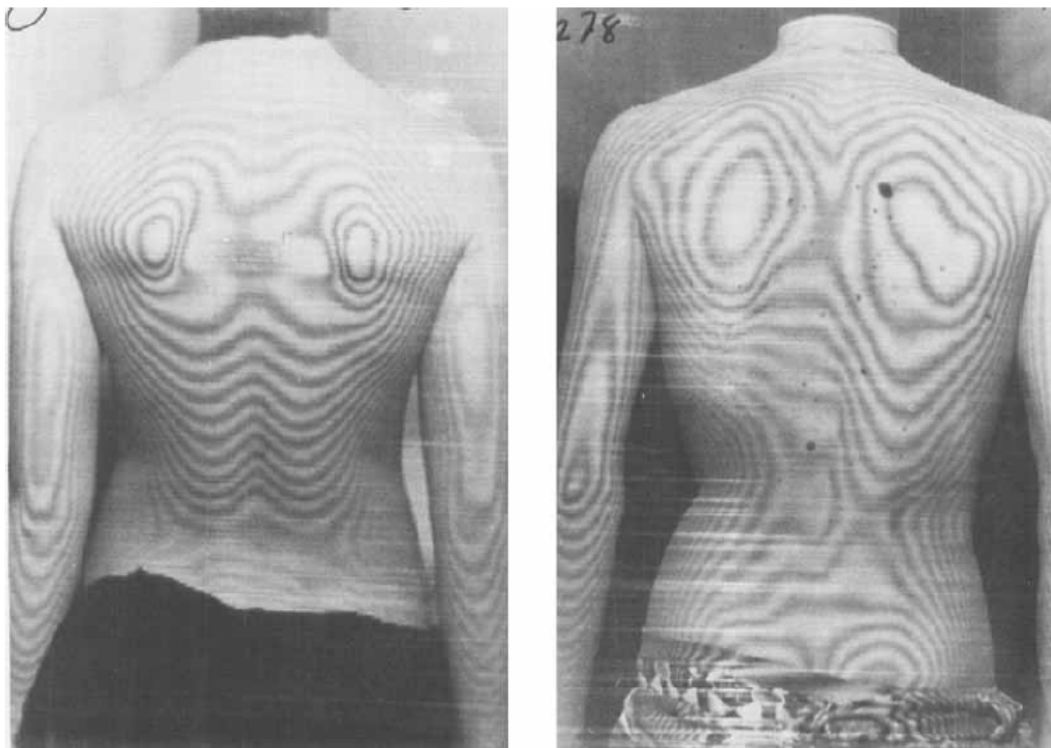
---

*Plusieurs études scientifiques visent à évaluer et suivre la scoliose, à partir d'une carte d'asymétrie. Ces analyses se basent sur le plan de symétrie de la surface du dos ou du tronc. Une fois ce dernier calculé, la structure réfléchié à travers le plan est obtenue et est recalée avec la structure originale. Puis, une analyse des asymétries est faite et visualisée à l'aide d'une carte d'asymétrie. Cependant, comme suggéré précédemment, nous pensons que l'utilisation d'un plan de symétrie pour l'étude d'une surface du dos qui présente des déformations scoliotiques n'est pas forcément pertinente. Ainsi, ce chapitre a pour objectif d'illustrer comment la caractérisation des asymétries à l'aide d'une carte d'asymétrie courbe, obtenue à partir d'une surface de symétrie du dos, pourrait aider à mieux évaluer les déformations du dos, induites par la scoliose.*

---

## 6.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous appellerons *cartes d'asymétrie planaires* les cartes obtenues à partir d'un plan de symétrie et *cartes d'asymétrie courbes* celles obtenues à partir d'une surface de symétrie. L'utilisation des cartes d'asymétrie planaires pour l'évaluation des pathologies déformantes est une technique connue depuis longtemps. Cette dernière a particulièrement été appliquée pour les maladies provoquant des asymétries du dos, du visage et du cerveau (Combès et Prima, 2008). Dans le cadre de l'évaluation des déformations externes produites par la scoliose, à notre connaissance, les premières cartes d'asymétrie ont été observées à l'aide de la technique du moiré d'ombre. Cette technique, expliquée en détails dans le chapitre 2, fournit une analyse visuelle des asymétries du dos à l'aide d'une photographie telles que celles de la figure 6.1. Cette carte d'asymétrie fait apparaître clairement une perte de la symétrie droite-gauche sur le dos d'un patient scoliotique (image de droite), contrairement au patient sain (image de gauche).



**FIGURE 6.1:** Cartes d'asymétrie obtenues avec la technique du Moiré d'ombre sur un dos sain à gauche et sur un dos pathologique à droite, par Willner (1979)

Cependant, ce n'est que récemment que les premières applications du calcul d'une carte d'asymétrie à partir d'un plan de symétrie ont été introduites pour le diagnostic et l'évaluation de la scoliose. Un état de l'art de ces dernières et des résultats cliniques obtenus sont présentés dans la section suivante.

## 6.2 État de l'art des méthodes d'analyse et de suivi de la scoliose par carte d'asymétrie planaire

### Classification de la scoliose par carte d'asymétrie

La première étude de [Komeili et al. \(2014\)](#) a pour objectif de proposer un système de classification des différentes déformations surfaciques du torse induites par la scoliose et d'évaluer sa fiabilité.

Pour cela, 51 acquisitions surfaciques 3D du torse entier ont été utilisées. Parmi ces dernières, 5 ont été acquises sur des individus sains et 46 sur des patients atteints de scolioses, évalués avec un angle de Cobb moyen de 34,1 degrés. De plus, une seconde acquisition effectuée quelques minutes plus tard a été faite pour 15 patients sélectionnés au hasard. Entre ces deux acquisitions, le sujet avait pu se déplacer et ainsi changer de position. Pour ces derniers, une troisième acquisition a aussi été réalisée un an plus tard, pendant lequel 7 d'entre eux avaient porté un corset orthopédique. La précision des acquisitions utilisées dans cette étude est de  $\pm 1,4$  mm,  $\pm 0,4$  mm,  $\pm 0,4$  mm respectivement en profondeur, en largeur et en hauteur.

Dans un premier temps, le plan de symétrie du torse est calculé comme le plan qui minimise la distance entre les points du torse d'origine et ceux du torse réfléchi. Dans un second temps, la fonction «Comparaison 3D» de Geomagic<sup>1</sup> est utilisée pour calculer la carte d'asymétrie. Cette fonction apparie alors chaque point du torse d'origine au point le plus proche appartenant au torse réfléchi, puis fournit une carte d'asymétrie représentant les distances entre les points appariés. Une échelle de 9 couleurs principales a été définie entre les asymétries maximales de 22 mm à -22 mm, pour simplifier la visualisation et l'identification des zones d'asymétrie. La couleur verte indique un écart de -3 à 3 mm entre l'original et le torse réfléchi. Les couleurs bleues correspondent à de grandes distances positives et indiquent que la surface originale du dos est "au-dessus" de sa version symétrisée qui coïncident avec des parties plus arrondies, tandis que des taches rouges indiquent le contraire et mettent en évidence des zones plus creusées.

À partir de cette carte d'asymétrie, l'étude propose de catégoriser les individus, uniquement à l'aide d'une analyse qualitative et visuelle. Pour cela, les vues frontales et dorsales ont été évaluées par trois cliniciens. L'ensemble des patchs, correspondant à une paire de zones d'asymétrie de couleurs bleu et rouge, ont été différenciées visuellement et classifiées. Dans un premier temps, 3 principaux groupes (A,B,C) ont été définis en fonction du nombre de patchs d'asymétrie. Ensuite, les localisations verticales de chacun de patchs ont permis de diviser les groupes en sous-groupes plus fins dans le but de définir des catégories cliniques. La classification topographique résultante de cette étude est illustrée figure 6.2. Les zones qui présentent une asymétrie inférieure à 3 mm sont considérées comme saines (représentées en vert figure 6.2) tandis que celles avec une déformation supérieure à 3 mm indiquent une déformation scoliothique. Le groupe A contient trois sous-groupes, chacun ayant deux patchs d'asymétrie. Dans les sous-groupes A1 et A2, le centre du plus grand patch d'asymétrie est situé dans la région

1. <https://fr.3dsystems.com/software/geomagic-design-x>

thoracique ou thoraco-lombaire, alors qu'il est dans la région lombaire du sous-groupe A3. Les asymétries supérieures du sous-groupe A2 s'étendant jusqu'à l'omoplate, alors que ce n'est pas le cas pour le sous-groupe A1. Le groupe B, avec ses sous-groupes B1 et B2, est caractérisé par trois patches d'asymétrie avec le centre de la plus grande tache de couleur située dans régions thoracolombaires ou lombaires. De la même manière que pour le groupe A, les asymétries supérieures du sous-groupe B2 s'étendent jusqu'à l'omoplate, contrairement au sous-groupe B1. Le groupe C, qui comprend uniquement le sous-groupe C1, a quatre patches d'asymétrie.

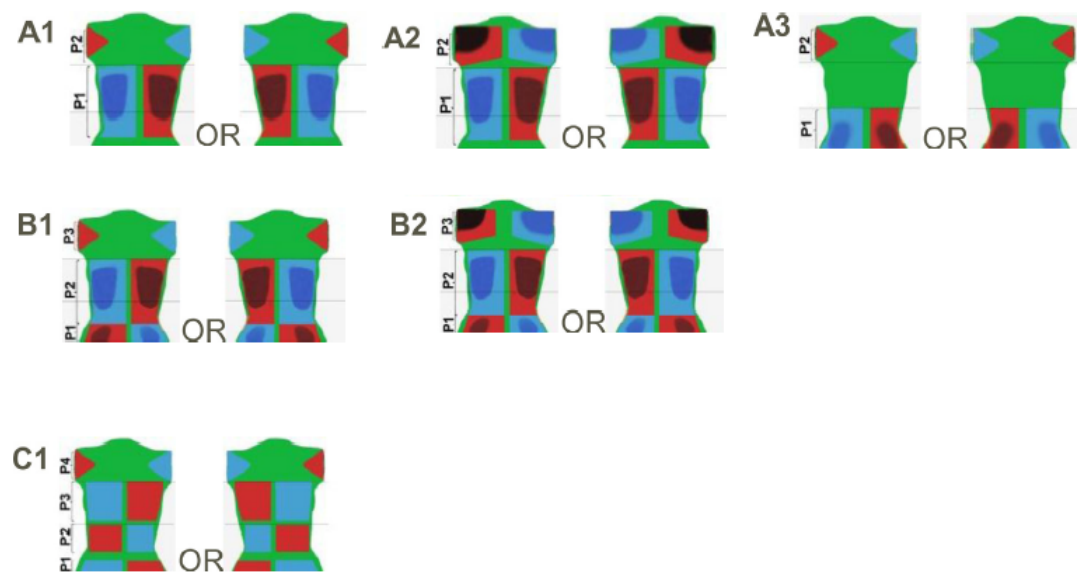


FIGURE 6.2: Classification topographique de la scoliose, proposée par Komeili et al. (2014)

Afin de valider la fiabilité de la classification, plusieurs opérateurs ont classifié les patients en se basant sur les cartes d'asymétrie. En fonction des expériences, les résultats ont été évalués par rapport aux observations de 4 à 8 opérateurs. En se basant sur les 45 acquisitions, la fiabilité inter et intra-observateur a été mesurée à l'aide du Kappa<sup>2</sup>  $\kappa$  où  $\kappa = \frac{Prob(o) - Prob(e)}{1 - Prob(e)}$  avec  $Prob(o)$  la probabilité que les observateurs soient d'accords et  $Prob(e)$  la proportion des cas où d'après la théorie des probabilités, on peut s'attendre à un accord simplement dû au hasard (Bergeri et al., 2002). Des résultats médiocres, justes, modérés, bons et excellents sont indiqués respectivement par une valeur du  $\kappa$  entre 0 à 0,20; 0,21 à 0,40; 0,41 à 0,60; 0,61 à 0,80 et 0,81 à 1,00. La fiabilité intra-observateur de la classification du groupe a démontré un bon résultat avec un coefficient kappa moyen des 3 groupes de 0,85 et de 0,74 pour les 6 sous-groupes. La fiabilité inter-observateur a cependant montré un résultat plus faible avec un coefficient kappa moyen de 0,62 en considérant les 3 groupes et de 0,52 en considérant les 6 sous-groupes. À partir des 15 acquisitions effectuées à quelques minutes d'intervalle, la reproductibilité de la méthode a été évaluée avec une valeur moyenne du coefficient kappa de 0,99 pour les 3 groupes et de 0,83 pour les 6 sous-groupes. Pour finir, la reproductibilité de

2. [https://fr.wikipedia.org/wiki/Kappa\\_de\\_Cohen](https://fr.wikipedia.org/wiki/Kappa_de_Cohen)

la méthode a été évaluée avec les 15 acquisitions réalisées à 1 an d'écart et des valeurs moyennes du coefficient kappa de 0,99 pour les 3 groupes et de 0,83 pour les 6 sous-groupes ont été obtenues. Ainsi, les résultats de fiabilité sont relativement bons, ce qui montre que les analyses des cartes d'asymétries du dos peuvent être une bonne alternative aux classifications classiques, basées sur des radiographies.

Comme expliqué dans la première partie de ce manuscrit, les déformations internes du rachis dues à la scoliose peuvent être classifiées en différents types de courbures. Cependant cette dernière est basée sur des radiographies. Ainsi, obtenir une classification de la scoliose basée uniquement sur des acquisitions optiques 3D aurait un réel intérêt. Cette étude préliminaire a permis de mettre en évidence le potentiel de la méthode pour réaliser cet objectif. C'est pourquoi, des études complémentaires ont suivi afin d'évaluer les capacités de la méthode.

### Corrélation avec des données radiologiques

Une seconde étude de [Komeili et al. \(2015a\)](#) propose de corréler l'analyse de la carte d'asymétrie du torse avec les données radiologiques, comme illustré figure 6.4. L'objectif est de caractériser les déformations internes pour en déduire le nombre de courbures du rachis, mais aussi la direction, la localisation et la sévérité des courbures ainsi que la localisation de la vertèbre apicale.

Pour cela, 124 acquisitions du torse de patients scoliotiques, présentant des angles de Cobb entre 10° et 69° ont été utilisées. La carte d'asymétrie de chacune de ces acquisitions a été réalisée à l'aide de la méthode précédemment décrite ([Komeili et al., 2014](#)). Cependant, à la différence de sa première étude, celle-ci propose une analyse quantitative des asymétries en plus de l'analyse qualitative. Pour quantifier les zones d'asymétries, les patches ont été automatiquement détectés sur la carte d'asymétrie.

Trois opérateurs ont ensuite compté le nombre de patches d'asymétrie, identifié la direction de la courbe, en déterminant si le patch d'asymétrie bleu était à droite ou à gauche du plan de symétrie et, après avoir visuellement divisé le dos en trois sections, identifié dans quelles sections se trouvait le centre de chaque patch, comme illustré figure 6.3.

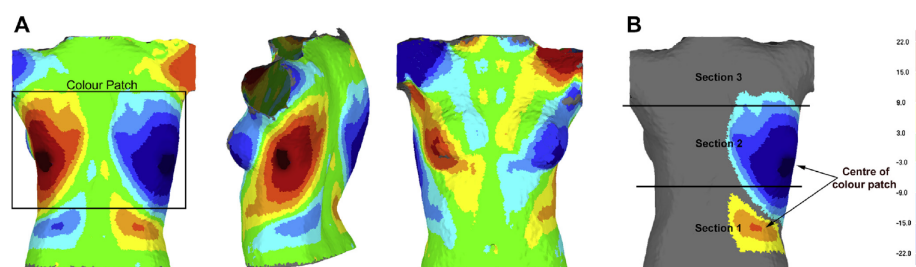


FIGURE 6.3: Identification des patches d'asymétries et des sections d'intérêt ([Komeili et al., 2015a](#))

Les pourcentages moyens de réussites d'identification du nombre de courbures sont de 62%, 66% et 23% respectivement pour les courbures simples, doubles et triples. Ces résultats sont relativement faibles et sont dus au fait que les opérateurs comptaient plus

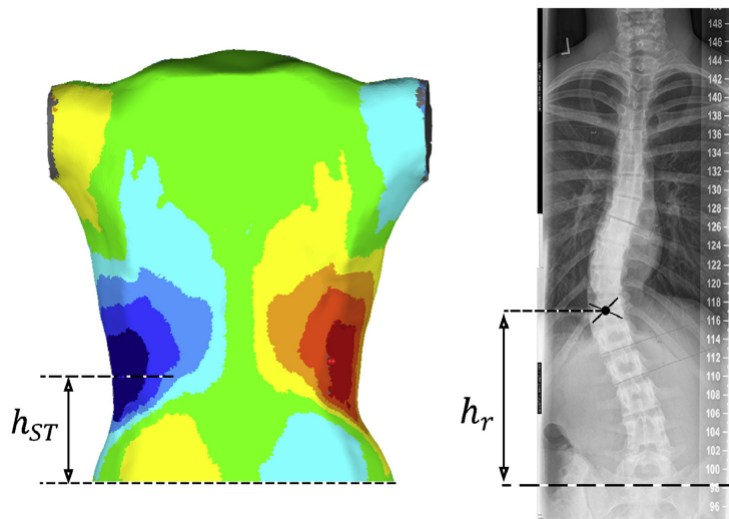


de patches que ceux réellement significatifs. Ainsi, lorsque les courbures faibles sont exclues, les taux de réussite pour les courbures simples et doubles augmentent respectivement à 72% et 77%. Les directions de courbures sont toujours bien identifiées. Les pourcentages moyens de réussite concernant la localisation de courbures sont de 63%, 92% et 62% respectivement pour les courbures thoraciques, thoraco-lombaires et lombaires. De plus, cette méthode présente l'avantage d'être relativement simple. En effet, prenons par exemple la figure 6.4 : sur la carte d'asymétrie, nous observons facilement un patch d'asymétrie important, se situant dans la région inférieure du dos et dont la zone bleue se situe à gauche et la radiographie montre en effet une courbe simple vers la gauche, dans la partie inférieure du rachis.

Ensuite, à partir de 100 acquisitions, un modèle de régression linéaire a été utilisé pour déterminer la hauteur de la vertèbre apicale :

$$h_r = Ah_s + B \quad (6.1)$$

où  $h_r$  est la distance verticale entre la vertèbres et les EIPS<sup>3</sup> et  $h_s$  la distance verticale entre le centre du patch d'asymétrie et les EIPS, tel qu'illustré figure 6.4. Le modèle prédictif pour les courbures thoraciques ou thoracolombaires est  $h_r = 0.90h_s + 69.80$  avec un  $R^2$  de 0,78 et est tel que  $h_r = 0.87h_s + 50.37$  pour les courbures lombaires avec un coefficient de détermination  $R^2$  de 0,51. Ensuite, les 24 acquisitions restantes ont été utilisées dans le but de valider les modèles.  $h_r$  a alors été prédit avec 86% de précision pour les courbes thoraciques et thoracolombaires, et de 58% pour les courbures lombaires. Autrement dit, la distance  $h_r$  a été prédite avec un écart moyen de 17 mm pour les courbures thoraciques-thoracolombaires et de 13 mm pour les courbures lombaires.



**FIGURE 6.4:** Corrélation carte d'asymétrie / radiographie, proposée par [Komeili et al. \(2015a\)](#)

3. Pour rappel, les épines iliaques postéro-supérieures (EIPS) se situent au niveau des deux fossettes se trouvant dans la partie inférieure du dos, juste au-dessus du pli-interfessier.

Pour finir, cette étude introduit un arbre de décision permettant d'évaluer la sévérité des courbures. Pour chaque patch d'asymétrie identifié sur la carte d'asymétrie, les deux paramètres, définis ci-dessous, ont été calculés.

$$\text{MaxDev} = \text{Maximum}(|\text{asymétrie}_i|), i = 1, 2, \dots, n \quad (6.2)$$

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{\sum (\text{asymétrie}_i^2)}{n}}, i = 1, 2, \dots, n \quad (6.3)$$

avec  $\text{asymétrie}_i$  la valeur signée de l'asymétrie au point  $P_i$  et  $n$  le nombre de points représentant la surface du torse, inclus dans un patch donné. Du fait que la construction de la carte d'asymétrie se base sur un plan de symétrie, ces paramètres ne sont calculés que sur une seule partie latérale du torse. Ensuite, une analyse par arbre de décision basée sur ces paramètres a été développée, dans le but de classifier les différentes courbures en 3 groupes : sévère lorsque l'angle de Cobb est supérieur à  $40^\circ$ , modérée lorsqu'il est entre  $25^\circ$  et  $40^\circ$  et faible lorsqu'il est inférieur à  $25^\circ$ . Les courbures thoraciques et thoracolombaires ont été étudiées séparément des courbures lombaires, en se fondant sur l'hypothèse que la déformation qui résulte d'une scoliose thoracique ou thoraco-lombaire produit des asymétries plus importantes au niveau de la surface du dos, que celles causées par une scoliose lombaire. La sévérité des courbures thoraciques-thoracolombaires et lombaires a été définie correctement, à l'aide de ces arbres de décision, pour 73% et 59% des cas.

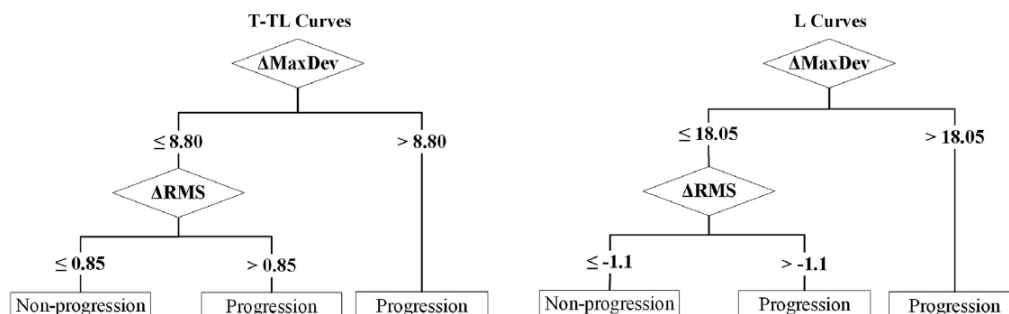
### Application au suivi des progressions de la scoliose

D'autres travaux proposés par [Komeili et al. \(2015b\)](#) introduisent un protocole de surveillance des progressions de courbures scoliotiques par l'évaluation des cartes d'asymétrie. Pour rappel, une progression scoliotique se définit par une augmentation de l'angle de Cobb d'au moins 5 degrés entre deux examens. Ainsi, la proposition consiste à corrélérer les modifications des paramètres calculés sur la carte d'asymétrie avec la progression de la scoliose caractérisée par l'angle de Cobb. La distinction entre les courbures stables et progressives se fait à l'aide de deux arbres de décision (présentés figure 6.5), un pour les déformations thoraciques et thoracolombaires et un autre pour les déformations lombaires.

Pour cela, 100 paires d'acquisitions de torse de patients scoliotiques, obtenues à environ un an d'intervalle, ont été rassemblées. Parmi ces dernières, 4 ont été exclues car leur carte d'asymétrie ne représentait pas le type de scoliose observé sur la radiographie. Les angles de Cobb observés pour les 96 patients sélectionnés sont compris entre  $10^\circ$  et  $69^\circ$ . La carte d'asymétrie de chacune de ces acquisitions a été réalisée à l'aide d'un plan par la méthode précédemment décrite ([Komeili et al., 2014](#)) et de nouveau, l'asymétrie des patches a été quantifiée par les valeurs d'asymétrie moyenne et maximale, calculées à l'aide des formules explicitées précédemment. De plus, la surface de chaque patch a été évaluée. Mais du fait de la croissance des patients, il a été montré que ce paramètre n'était que très faiblement corrélé à l'angle de Cobb ( $R^2=0.016$ ), donc ce paramètre n'a pas été utilisé. Ainsi, comme précédemment, les arbres de décisions sont basés sur le

maximum d'asymétrie (équation 6.2) et la RMS (équation 6.3) et ont été développés de manière à minimiser le risque de ne pas détecter les progressions en maximisant la détection de ces dernières. Les valeurs des seuils décisionnels à utiliser pour les variations  $\Delta(\text{MaxDev})$  et  $\Delta(\text{RMS})$  ont alors été discriminées avec précision. Pour cela, les courbures stables et progressives ont été distinguées par une variation de l'angle de Cobb inférieure, et respectivement supérieure ou égale, à  $5^\circ$  et de nouveau, les valeurs des seuils décisionnels choisies sont différentes en fonction de la localisation des courbures scoliotiques.

Les résultats annoncés sont encourageants puisque 43% des patients, sans progression entre deux visites, pourraient éviter un examen radiologique, qui se serait avéré négatif. Ce modèle de classification a permis de détecter 85.7% des progressions et 71.6% des non-progressions. De plus, 0% de faux-négatifs ont été obtenus pour les déformations lombaires et seulement 4% pour les thoraco-lombaires. Cependant, 73.1% des scolioses lombaires ont été détectées comme progressives alors que seulement 23.1% de ces dernières avaient réellement évoluées. L'arbre de décision proposé pour les courbures lombaires identifie donc seulement un nombre faible des courbures lombaires stables. De plus, environ 25% des scolioses lombaires légères chez les patients atteints de scoliose double ou triple n'apparaissait pas sur la carte d'asymétrie du torse. Ainsi, l'utilisation de l'arbre décisionnel développé par [Komeili et al. \(2015b\)](#) montre des limites lors de son application aux courbures lombaires. De plus, les auteurs relèvent une influence liée à l'indice de masse corporelle (IMC), du fait que les patients dont l'IMC est plus élevé ont une variation des déformations de la surface plus faible dans le temps.



**FIGURE 6.5:** Arbre décisionnel pour la détection de courbures évolutives et non évolutives ([Komeili et al., 2015b](#))

### Une autre procédure de validation

L'objectif de l'étude, proposée par [Hong et al. \(2017\)](#), est de valider la précision des arbres de décision basés sur les critères calculés à partir des cartes d'asymétrie, pour l'identification de la gravité et la progression de la courbe en utilisant un nouvel échantillon de patients adolescents atteints de scoliose idiopathique. Ce travail est indépendant de ceux présentés précédemment. Les zones saines et asymétriques sont différenciées avec un seuil d'asymétrie de 3 mm et les critères utilisés pour les arbres de décision sont les mêmes que ceux présentés précédemment, à savoir le maximum d'asymétrie

(équation 6.2) et la RMS (équation 6.3). Cependant, concernant l'évaluation de la gravité des courbures, les seuils de décision utilisés pour les arbres ont été modifiés par rapport à ceux proposés par [Komeili et al. \(2015a\)](#), car l'objectif n'est plus de distinguer les scolioses faibles, moyennes et fortes mais uniquement de distinguer les scolioses faibles des plus fortes. Les différences sont illustrées figure 6.6. Concernant l'étude de progression, [Hong et al. \(2017\)](#) proposent d'utiliser un arbre de décision unique pour toutes les courbures, correspondant à celui proposé par [Komeili et al. \(2015b\)](#) et présenté à gauche de la figure 6.5. Les résultats montrent que la méthode proposée permet de détecter avec précision les cas modérés et graves des courbures saines, ainsi que les scolioses non progressives. L'utilisation de ces nouveaux arbres décisionnels en pratique clinique permettrait d'éviter 31% des examens radiologiques prescrits.

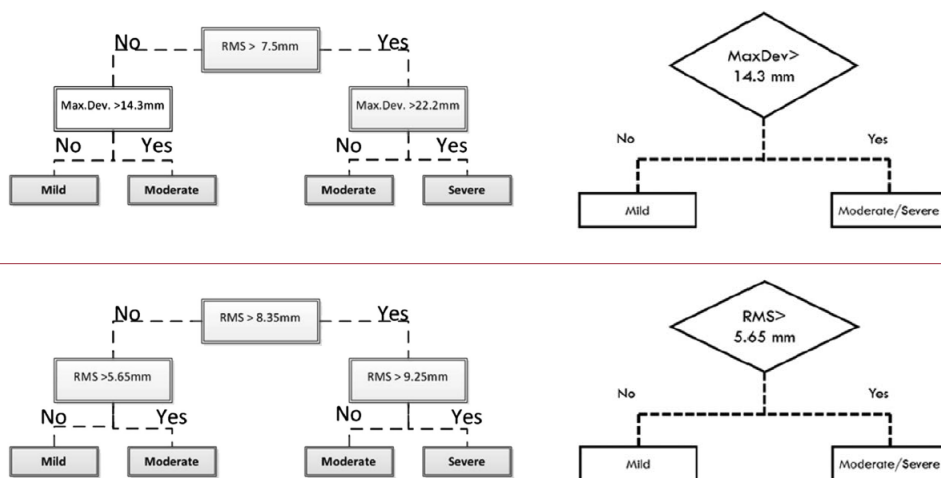
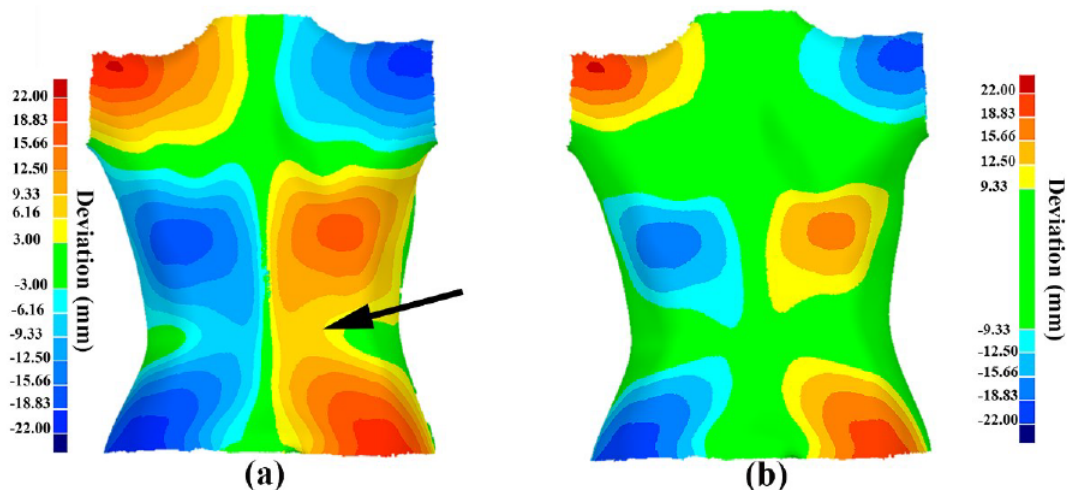


FIGURE 6.6: Comparaison des arbres de décisions proposés par [Komeili et al. \(2015a\)](#) à gauche et [Hong et al. \(2017\)](#) à droite, avec en haut les arbres pour les courbures thoraciques et thoracolumbaires et en bas ceux pour les courbures lombaires

### Étude des valeurs seuils pour l'analyse des cartes d'asymétrie

Par la suite, les études de [Ghaneei \(2017\)](#) et [Ghaneei et al. \(2018\)](#) visent à améliorer la procédure d'isolement des patches d'asymétrie, en éliminant les erreurs dues aux chevauchements de patches. Les méthodes utilisées pour isoler les patches dans les études de [Komeili et al. \(2014, 2015a,b\)](#) et de [Hong et al. \(2017\)](#) ne sont pas détaillées précisément. [Komeili et al. \(2015a,b\)](#) expliquent uniquement qu'ils utilisent une détection automatique des patches et [Hong et al. \(2017\)](#) indiquent utiliser leur méthode. Cependant, [Ghaneei \(2017\)](#) relève le contraire et explique que les procédures d'identification des patches sont manuelles. Ainsi, l'objectif des études de [Ghaneei \(2017\)](#); [Ghaneei et al. \(2018\)](#) est d'éliminer l'étape manuelle consistant à isoler les patches d'asymétrie sans compromettre la précision de la méthode de surveillance des courbures scoliotiques. Plus précisément, ils pensent que cela augmenterait la précision de l'analyse d'identification des patients susceptibles de ne pas passer un nouvel examen radiologique, car présentant une scoliose légère ou une absence de progression depuis la dernière visite.

Dans cette étude, le seuil, au-delà duquel l'asymétrie est considérée comme une déformation scoliotique, est modifié de 3 mm à 10 mm par pas de 0,33 mm jusqu'à ce que les taches isolées correspondent aux courbures du rachis observées sur les radiographies. Le seuil optimal, qui définit l'asymétrie minimale comme une déformation scoliotique et permet d'éviter au maximum le chevauchement des patches, a été évalué à 9,33 mm. La figure 6.7 compare les deux méthodes avec à gauche les patches définis par Komeili et al. (2015b) et à droite, par Ghaneei (2017). La carte d'asymétrie obtenue par Komeili et al. (2015b), c'est à dire avec un seuil de normalité entre -3mm et +3mm, indique alors 4 régions d'asymétries. Cependant, visuellement, un opérateur aurait tendance à détecter 6 régions, du fait que les deux patches se situant dans la partie inférieure du dos se rétrécissent au milieu de leur hauteur, de manière significative. Ainsi, en fixant le seuil de normalité à 9.33mm, Ghaneei (2017); Ghaneei et al. (2018) détectent bien 6 patches comme l'oeil humain.



**FIGURE 6.7:** Étude des différences des différents seuils avec à gauche une carte d'asymétrie avec un seuil de 3 mm comme proposé par Komeili et al. (2015b) et à droite, la carte d'asymétrie du même dos mais avec un seuil de 9,33 mm tel que proposé par (Ghaneei, 2017). On observe alors le meilleur isolement des patches d'asymétrie avec le seuil de 9,33 mm.

Pour mesurer les paramètres surfaciques, les patches d'asymétries sont ensuite isolés à l'aide de la méthode suivante :

1. identification du point avec la valeur d'asymétrie la plus élevée;
2. définition d'une sphère de rayon 5 mm et dont le point central est celui identifié à l'étape précédente;
3. étude de tous les points à l'intérieur de la sphère avec une asymétrie supérieure au seuil décisionnel de 9,33 mm et ajout des points dans le patch d'asymétrie isolé;
4. considération de chaque point ajouté comme le centre d'une nouvelle sphère et itération des étapes 2 et 3 pour élargir progressivement la limite du patch d'asymétrie.

Le nouveau seuil calculé pour définir les patches d'asymétrie isole avec succès les différents patches situés dans la section des deux tiers supérieurs du dos, correspondant aux zones thoraciques et thoraco-lombaires, de ceux situés dans le tiers inférieur du dos, correspondant à la zone lombaire. Ainsi, les auteurs proposent une automatisation de l'analyse, tout en conduisant à des résultats semblables en termes de sensibilité concernant l'identification de la sévérité de la courbe que dans les travaux précédemment présentés par Komeili et al. (2015a,b). Les étapes dépendant de l'opérateur, qui était auparavant nécessaires pour isoler certains patches, peuvent donc être supprimées. Cependant, un risque plus élevé d'erreur de classification des cas sans progression a été relevé. Les résultats montrent tout de même que 39% des patients dont la scoliose est non progressive peuvent éviter les radiographies.

### Optimisation de la procédure par machine learning

Dans un chapitre de son manuscrit, Ghaneei (2017) propose d'utiliser une technique de machine learning pour améliorer les résultats obtenus avec les arbres de décisions. L'objectif est donc d'obtenir un modèle de classification plus performant et moins coûteux en termes d'effort, basé sur les paramètres d'asymétrie calculé sur la carte d'asymétrie, pour classer les patients atteints d'une scoliose en fonction de la gravité et de progression de courbure anormale du rachis. La méthode proposée utilise l'algorithme k-NN<sup>4</sup>, afin de relier les paramètres d'asymétrie et l'angle de Cobb. Que ce soit pour la classification de la gravité de la courbure scoliotique ou pour celle de la progression, les deux critères définis précédemment (le maximum d'asymétrie (équation 6.2) et la RMS (équation 6.3) sont utilisés. Des progrès considérables ont été réalisés dans la classification de la sévérité des courbes situées dans la section lombaire. Les résultats montrent aussi une augmentation importante de la sensibilité et de la spécificité pour l'identification de la progression de la courbure entre deux examens. Cependant, quelques résultats erronés ont été observés pour des patients ayant un indice de masse corporelle supérieur à 25 ou en cas de scoliose double. Concernant cette étude, si les cliniciens utilisaient cet algorithme et décidaient de ne pas exposer les patients atteints d'une scoliose légère ou dont la scoliose n'a pas évolué, 55% des patients pourraient éviter un examen radiologique.

### Un nouvel indice fondé sur la carte d'asymétrie

Pour finir, Sudo et al. (2018) proposent d'utiliser un nouvel indice d'asymétrie  $I_{asym}$ , calculé à partir de la carte d'asymétrie et de le comparer à l'angle de Cobb. Pour cela, un rééchantillonnage régulier des nuages de points original et réfléchi sur une grille rectangulaire de points 2D est effectué et seuls les points appartenant à une région d'intérêt sont utilisés. Ces derniers doivent se situer à une distance imposée autour du plan de symétrie et sont nommés points valides de la grille. Ensuite,  $I_{asym}$  est défini comme

4. L'algorithme k-NN est l'un des algorithmes d'apprentissage supervisé les plus simples. D'après Mathieu-Dupas (2010) : "Dans un contexte de classification d'une nouvelle observation  $x$ , l'idée fondatrice simple est de faire voter les plus proches voisins de cette observation. La classe de  $x$  est déterminée en fonction de la classe majoritaire parmi les  $k$  plus proches voisins de l'observation  $x$ ."

l'écart moyen par rapport aux points de la grille inclus dans l'ensemble de points de la grille valide  $G_v$  à l'aide de l'équation 6.4 qui représente précisément le degré d'asymétrie de manière quantitative.

$$I_{asym} = \frac{1}{|G_v|} \sum_{(i,j) \in G_v} (\text{asymétrie}(\mathbf{P}_i)) \quad (6.4)$$

avec  $|G_v|$  le nombre de points valides de la grille. Cette étude a démontré une bonne capacité à déterminer si un individu nécessite une radiographie supplémentaire pour confirmer le diagnostic.

### Autres travaux

D'autres travaux de recherches, un peu plus éloignés du sujet initial, ont été trouvés.

Hill et al. (2014) étudient les différences entre les cartes d'asymétrie de la surface du torse de patients scoliotiques, calculées à partir de l'étude de la rotoinversion (composée d'une réflexion par rapport à un plan sagittal et d'une rotation autour de la normale à ce plan) et à partir de l'étude d'une symétrie orthogonale plane simple. Aucun apport de l'étude de la rotoinversion n'a été mis en avant par rapport à l'utilisation d'un plan de symétrie simple.

Ho et al. (2015) analysent des cartes d'asymétries du torse chez l'individu sain. En effet, même en l'absence d'une pathologie, des asymétries naturelles et bénignes sont presque toujours observées. La perturbation de la symétrie parfaite est appelée asymétrie fluctuante. Comme expliqué au chapitre 5 et suggéré par Ekrami et al. (2018), l'étude des cartes d'asymétries d'individu sain pourrait permettre de calculer l'asymétrie fluctuante moyenne du dos et ainsi, un facteur de correction pourrait être appliqué afin de prendre en compte l'asymétrie naturelle.

Trovato et al. (2013) étudient l'asymétrie de la poitrine des adolescentes scoliotiques et proposent une classification fiable de ces déformations en cinq groupes, tous présentant des déviations dépassant le seuil de 3 mm généralement observé chez des adolescentes sans scoliose.

## 6.3 Mise en place d'une base de données de surface du dos

### 6.3.1 Cohorte de patients et acquisitions de la surface du dos

Dans Bolzinger (2017), on trouve une étude visant à étudier la corrélation entre les paramètres fournis par le dispositif BIOMOD L et l'angle de Cobb. Dans le cadre de cette étude, un protocole clinique a été mené au centre hospitalier universitaire Purpan de Toulouse. Celui-ci a permis la construction d'une cohorte de 123 enfants, âgés en moyenne de 12 ans et tous atteints d'une scoliose idiopathique. Ce protocole indiquait que chaque enfant devait effectuer 3 visites espacées de 6 mois. Lors de chaque visite, une consultation clinique de suivi de scoliose, une radiographie de face et de profil et deux acquisitions de surface topographiques ont été réalisées. Ces différents examens ont été effectués le même jour et dans un laps de temps rapproché, afin de correspondre

à la même réalité clinique. Les acquisitions de la surface du dos ont été réalisées à l'aide d'un BIOMOD L (figure 6.8, à droite) par 4 techniciens formés par cette tâche. Comme expliqué dans le chapitre 2, l'opérateur a marqué au crayon rouge des points anatomiques caractéristiques du dos, prédéfinis à l'avance. La figure 6.8, au milieu, illustre cette étape : C7 est marquée par une croix rouge à la base du cou, les deux EIPS correspondent aux deux croix côte à côte dans la partie inférieure du dos, le pli interfessier est marqué d'un trait et les processus épineux par des points. Les patients ont ensuite été placés dans la "position clavicule", telle qu'illustrée figure 6.8, à gauche. Cette position correspond à la position radiologique de référence et donc celle utilisée pour les radiographies effectuées dans le cadre de ce protocole. L'opérateur réalisait ensuite l'acquisition de la surface du dos à l'aide de BIOMOD L puis effectuait la reconstruction.



**FIGURE 6.8:** Protocole du projet mené dans Bolzinger (2017) : placement du patient dans la position clavicule (à gauche), marquage des caractéristiques anatomiques (au milieu), acquisition à l'aide du dispositif BIOMOD L.

Une collaboration entre AXS Médical (DMS Imaging) et le centre hospitalier universitaire Purpan de Toulouse a alors été convenue. Ainsi, nous avons eu l'autorisation d'utiliser une partie des acquisitions et des informations rassemblées dans le cadre de cette cohorte, dans le but de faire une première étape de validation des nouveaux algorithmes proposés dans le cadre de l'évolution et du suivi de la scoliose.

### 6.3.2 Prétraitement des maillages surfaciques 3D

#### Problématique

La première limite de l'étude des asymétries de la surface du dos provient de la méthode d'acquisition et de reconstruction de la surface. En effet, Ahmad et al. (2017) expliquent que lorsque les contours anatomiques sont mal segmentés ou que la zone d'intérêt est partiellement acquise, l'efficacité de la détection du plan de symétrie devient



problématique. Ils expliquent aussi qu'il est indispensable d'identifier avec précision le plan de symétrie optimal pour mesurer l'asymétrie entre les régions correspondantes. De plus, l'état de l'art a mis en avant que l'une des mesures utilisées pour l'étude des patches d'asymétries est la localisation et la valeur du point d'asymétrie maximale. Or, [Patel et al. \(2015\)](#) expliquent que les mesures des asymétries minimales et maximales se révèlent être fortement influencées par les contours de la structure.

Lors de la reconstruction de la surface du dos à l'aide du logiciel BIOMOD, les points représentant les bras, les hanches, la tête et le cou sont sélectionnés et supprimés. Du fait des étapes de la reconstruction optique 3D dépendantes de l'opérateur, il arrive parfois que les maillages 3D surfaciques du dos incluent des parties du cou, des bras ou des fesses qui sont des parties aberrantes du point de vue de notre application. En effet, ces zones se situant au niveau des contours du maillage peuvent rendre la structure non symétrique et générer des erreurs dans les calculs de paramètres.

Ainsi, nous avons rencontré ce problème puisque notre méthode de détection d'une surface de symétrie et de calcul de la carte d'asymétrie courbe se base sur la détection de plans de symétrie locaux, nous avons aussi rencontré ce problème. Comme le montre la figure 6.9, le calcul du plan de symétrie local d'une bande contenant une partie du bras se trouve forcément impacté. En effet, le calcul est initialisé à l'aide de l'ACP et du centre de gravité de la bande. L'initialisation étant faussée, le trimmedICP ne peut identifier les points du bras comme des points aberrants.



**FIGURE 6.9:** Influence de la segmentation de la surface du dos sur l'algorithme : la présence d'une partie du bras droit sans correspondance à gauche perturbe le calcul des plans de symétries locaux à ce niveau et ainsi la surface de symétrie dévie à droite.

De ce fait, nous proposons une étape de prétraitement automatique spécifique aux maillages surfaciques du dos, exécutée en amont de notre algorithme de calcul de surface de symétrie et de carte d'asymétrie.

### Méthode de prétraitement

La méthode de prétraitement des maillages surfaciques du dos est décrite par les étapes suivantes et illustrée figure 6.10.

À partir du maillage surfacique 3D du dos et des positions des 4 marqueurs cutanés 3D (C7, EIPS droit et gauche, PIF) :

1. Calcul des normales pour chacun des points du maillage surfacique original du dos  $S$ ;
2. Définition du plan sagittal du dos, tel que décrit par la SRS (Scoliosis Research Society<sup>5</sup>) : le plan sagittal du dos passe par le pli interfessier et est perpendiculaire à l'axe défini par les deux EIPS;
3. Réflexion de  $S$  à travers le plan sagittal et obtention de la surface réfléchi  $S'$ ;
4. Lancement d'un rayon en chaque point original de  $S$ , ayant pour direction sa normale;
5. Si le rayon traverse la surface réfléchi  $S'$ , le point original est gardé; sinon il est retiré.

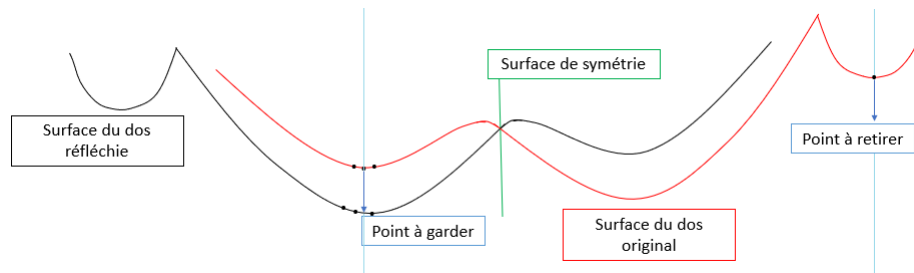
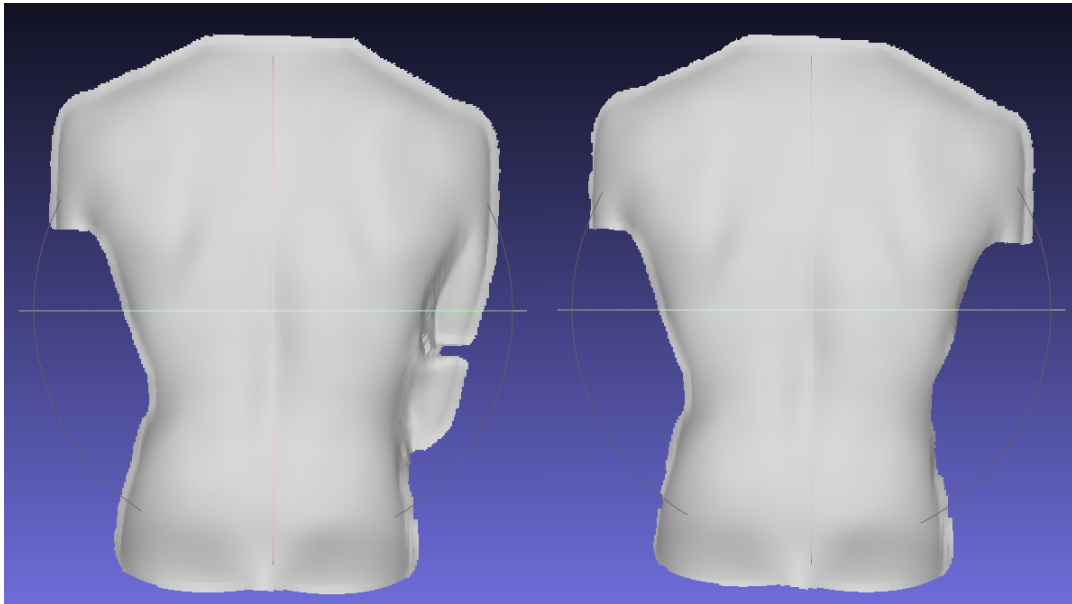


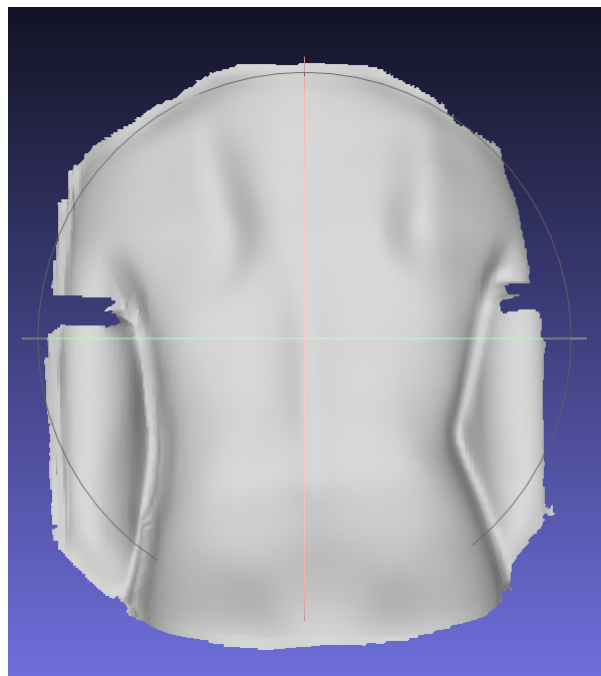
FIGURE 6.10: Appariement des points du maillage réfléchi avec ceux du maillage original

Ainsi, l'algorithme présenté propose de rendre les maillages bilatéralement symétriques, comme illustré à la figure 6.11. Cependant il n'est pas destiné à segmenter la surface du dos dans le but de supprimer les zones des bras ou du cou. Ce fait peut être limitant comme le montre le résultat figure 6.12. De plus, pour des structures incurvées, telle que la surface du dos lorsque le patient est en inclinaison latérale, la méthode de prétraitement devra être adaptée.

5. <https://www.srs.org/professionals/online-education-and-resources/glossary/three-dimensional-terminology-of-spinal-deformity>



**FIGURE 6.11:** Méthode de prétraitement des maillages surfaciques du dos, avec à gauche le maillage avant le prétraitement et à droite le maillage obtenu : la partie non symétrique correspondant au bras droit a été supprimée.



**FIGURE 6.12:** Illustration d'un maillage surfacique du dos qui est symétrique et pour lequel le prétraitement que nous proposons présente des limites

## 6.4 Étude de l'application de la carte d'asymétrie courbe aux dos scoliotiques

Dans le chapitre 2, nous avons recensé les scolioses thoraciques, thoracolombaires, lombaires, doubles et triples. Malheureusement, la base de données des acquisitions 3D surfaciques du dos n'est pas uniformément représentative de tous les cas énumérés. Ce fait n'est pas surprenant, puisque selon [Haumont \(2010\)](#), parmi les scolioses à courbure principale unique :

- les scolioses thoraciques représentent 25% des scolioses idiopathiques, avec une vertèbre apicale située entre T2 et T11 ;
- les scolioses thoracolombaires représentent environ 20% des scolioses idiopathiques, avec une vertèbre apicale située entre T12 ou L1 ;
- les scolioses lombaires représentent environ 25% des scolioses idiopathiques, avec une vertèbre apicale située entre L2 et L4.

Les scolioses à deux courbures principales représentent 30% des scolioses idiopathiques. Parmi ces dernières, les scolioses doubles thoraciques sont rares, de l'ordre de 1%. Celles-ci peuvent s'associer à une troisième courbure lombaire et constituer alors la scoliose triple, qui sont ainsi très rares. De ce fait, les scolioses thoraco-lombaires sont très peu représentées dans la base de données, sûrement du fait qu'elles sont souvent à prédominance thoracique ou lombaire et donc associées aux scolioses respectivement thoraciques ou lombaires. Quant aux scolioses triples, ces dernières étant très rares, aucun cas n'a été détecté dans cette étude. La validation qui va suivre se basera donc principalement sur trois types de scolioses qui seront la scoliose thoracique, la scoliose lombaire et la scoliose double.

Pour tous les résultats que nous allons présenter, la couleur verte indiquera une asymétrie faible, les taches bleues correspondront à de grandes distances positives qui indiquent que la surface originale du dos est "au-dessus" de sa version symétrisée et donc à des parties plus arrondies, tandis que des taches rouges indiquent le contraire et mettent en évidence des zones plus creusées.

### 6.4.1 Comparaison entre les cartes d'asymétrie plane et courbe

La première expérience consiste à évaluer visuellement l'apport de la carte d'asymétrie courbe, calculée à partir de la surface de symétrie courbe, par comparaison à celle obtenue avec un plan de symétrie. Les résultats sont présentés figure [6.13](#).

La première colonne présente la carte d'asymétrie planaire obtenue en utilisant un plan de symétrie de la surface du dos, calculé avec l'algorithme de type ICP présenté dans la section 4.4.3. La deuxième colonne montre les résultats obtenus avec une surface de symétrie du dos et notre méthode de calcul de la carte d'asymétrie courbe.

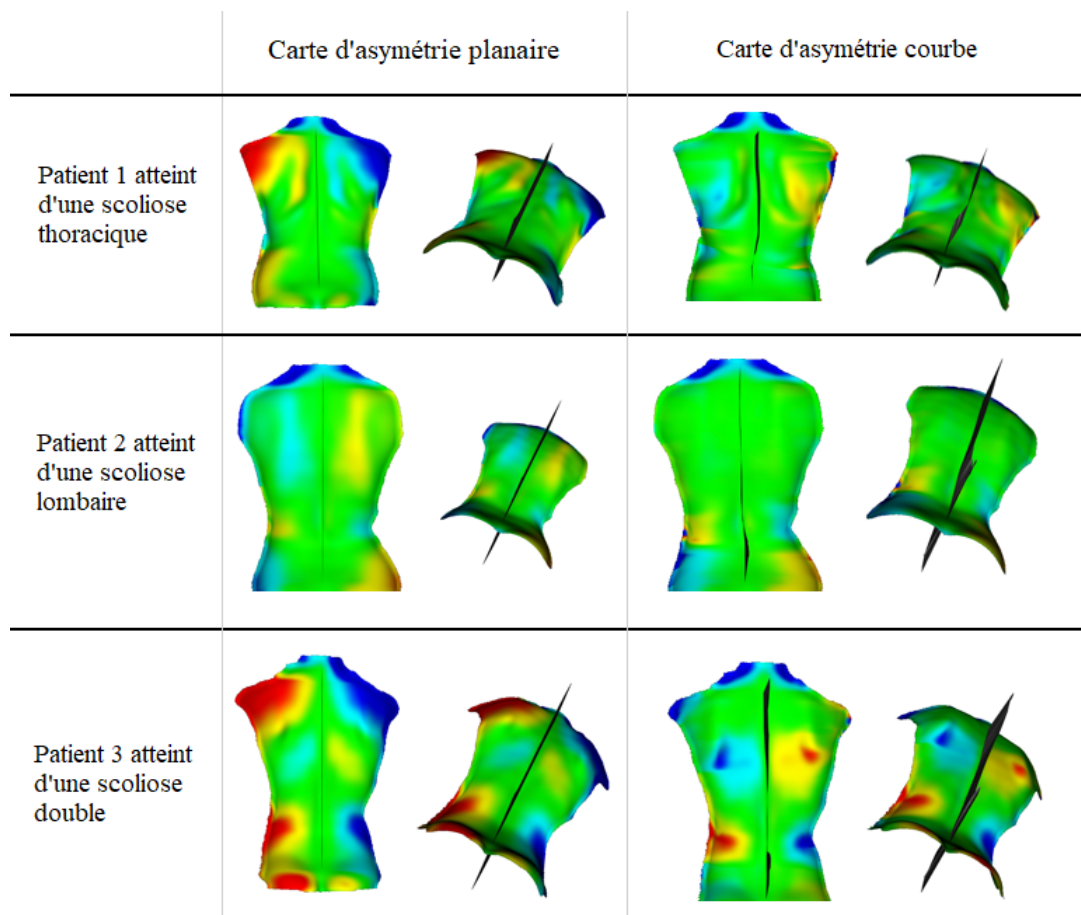
Le premier patient est atteint d'une scoliose thoracique, il est donc attendu d'observer des déformations dans la partie supérieure de la surface du dos. Les résultats obtenus avec le plan de symétrie montrent bien une asymétrie dans le haut du dos avec une très forte asymétrie au niveau des épaules mais aussi une petite asymétrie dans la partie inférieure. Inversement, les résultats obtenus avec notre surface de symétrie montrent uniquement une asymétrie dans la partie supérieure. De plus, la courbure de la ligne de symétrie et l'orientation de la surface de symétrie au niveau de la partie thoracique appuient le diagnostic clinique.

Le deuxième patient est atteint d'une scoliose lombaire. La surface de symétrie qui se tord dans le bas du dos, ainsi que la visualisation des asymétries au même niveau, permettent de déterminer le type de scoliose correct. Au contraire, les résultats obtenus avec un plan de symétrie montrent une double scoliose avec la zone asymétrique la plus importante au niveau l'omoplate et conduisent donc à un diagnostic erroné.

Le troisième patient est atteint d'une double scoliose, qui est une déformation de la colonne vertébrale qui engage les segments thoracique et lombaire. La carte d'asymétrie obtenue avec le plan de symétrie montre clairement une double déformation, avec deux zones d'asymétries importantes au niveau des épaules et de la région lombaire, mais avec le même motif, les zones creusées se situent à gauche et les parties arrondies à droite. Ces observations sont incompatibles avec le diagnostic. Au contraire, même si la ligne de symétrie est assez droite, la surface de symétrie incurvée montre clairement les deux angulations opposées. La carte d'asymétrie courbe met également en évidence deux motifs bleus / rouges symétriques inversés entre les zones lombaire et thoracique, ce qui concorde avec le diagnostic. De plus, nous pouvons localiser et délimiter avec précision les zones asymétriques à des fins de surveillance.

Lors de son étude visant à évaluer le nombre de courbures en comptant les patches d'asymétries, [Komeili et al. \(2015a\)](#) expliquaient que les opérateurs trouvaient très souvent un nombre plus important de patches que ceux réellement souhaités. Ces derniers se situaient très souvent au niveau du segment thoracique proximal, c'est-à-dire le segment constitué des vertèbres thoraciques les plus hautes (L1-L5). Pour les trois patients étudiés, nous observons aussi cette limite pour les 3 cartes d'asymétrie planaires et nous remarquons aussi que ces patches d'asymétrie sont plus faibles voire inexistants pour la carte d'asymétrie courbe.

Ainsi, bien que le calcul d'une carte d'asymétrie courbe soit un peu plus complexe que celui d'une carte planaire, les résultats sembleraient pouvoir solutionner des limites rencontrées dans les méthodes précédemment proposées dans la littérature.



**FIGURE 6.13:** Comparaison des cartes d'asymétries obtenues avec un unique plan de symétrie (à gauche) et avec une surface de symétrie courbe (à droite), pour les trois types de scoliose.

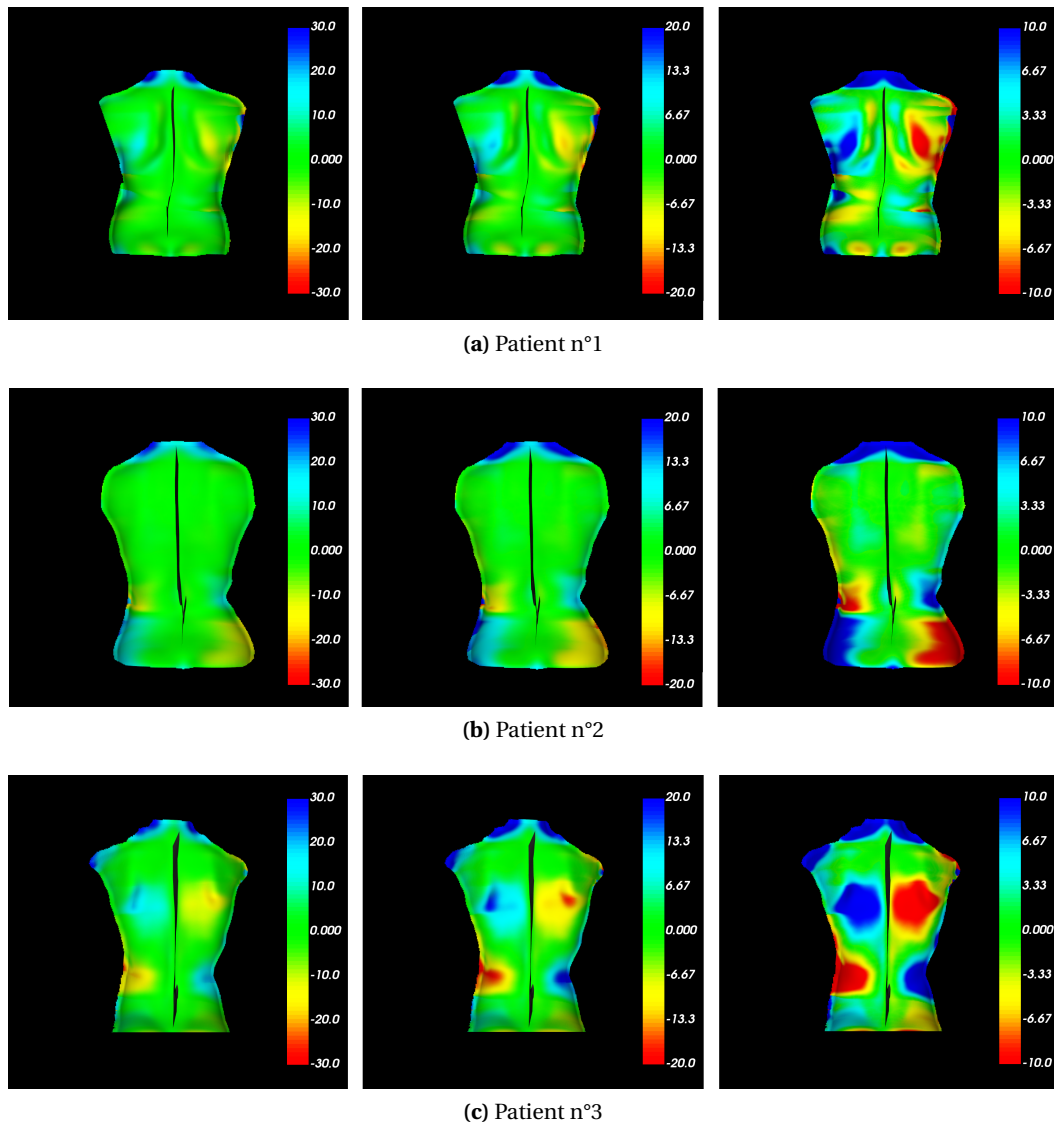
### Comment établir des seuils sur les valeurs d'asymétrie ?

Concernant l'application de l'analyse d'asymétrie d'une structure anatomique, [Ahmad et al. \(2017\)](#) expliquent qu'un autre défi majeur est la variabilité et la complexité des déformations dues à la scoliose ainsi qu'aux changements de positions. De plus l'état de l'art présenté dans ce chapitre a mis en avant la difficulté à établir la valeur seuil de l'asymétrie, permettant de distinguer les zones saines ou déformées.

Avant même de calculer des paramètres surfaciques pour étudier l'asymétrie de manière quantitative, il est nécessaire d'isoler les patchs d'asymétrie de manière optimale ([Hong et al., 2017](#); [Ghaneei, 2017](#); [Ghaneei et al., 2018](#)). Afin d'effectuer cette étape, les travaux proposés par [Komeili et al. \(2014, 2015a,b\)](#) semblent nécessiter une étape manuelle ([Ghaneei et al., 2018](#); [Ghaneei, 2017](#)). Or, l'un des objectifs des processus d'analyse topographiques des asymétries du buste est d'éliminer l'utilisation de marqueurs et d'automatiser les analyses, dans le but de diminuer au maximum toute variabilité dans la mesure et de favoriser la reproductibilité. De plus, [Ghaneei \(2017\)](#) et [Ghaneei et al. \(2018\)](#) ont expliqué que la détection automatique des patchs a été reconnue comme un processus complexe car les tentatives ont abouti à la fusion de patchs conduisant à des résultats d'asymétrie inexacts, comme illustré figure 6.7.

Concernant l'utilisation d'arbre de décision, de la même manière que pour l'isolation des patchs, leurs analyses sont sensibles aux valeurs de seuil utilisées. Un changement mineur de la valeur d'une variable peut conduire à des changements majeurs de décisions. De plus, un autre inconvénient important est que la définition des arbres de décision suppose que, lorsque les paramètres d'asymétrie augmentent, l'angle de Cobb augmente également. Cependant, [Ghaneei \(2017\)](#) suggère aussi que lorsque le maximum et la RMS de l'asymétrie augmentent, l'angle de Cobb peut fluctuer dans une large plage. Par conséquent, cette hypothèse peut entraîner une classification erronée du statut du patient.

Pour rappel et comme illustré figure 6.7, différentes propositions de valeur seuils ont été faites pour distinguer les zones saines et asymétriques. [Komeili et al. \(2014, 2015a,b\)](#) ont proposé de seuiller à 3 mm et [Ghaneei \(2017\)](#) et [Ghaneei et al. \(2018\)](#) à 9.33mm. La figure 6.14 reprend les cartes d'asymétrie des 3 patients précédents. Les images de gauches seuillent l'asymétrie à 10 mm, les images centrales à 6.67 mm et les images de droite à 3.33 mm. Le patient (a) atteint d'une scoliose thoracique laisse à penser que le seuil de 3.33 mm est trop fin pour évaluer les asymétries, nous observons des petits patchs qui viennent induire une complexité dans l'analyse de la carte d'asymétrie. À l'inverse, le seuil de 10 mm semble trop élevé, on remarque que les asymétries du patient (a) et (b) ne sont pas mises en avant. Ainsi, pour la suite des résultats étudiés dans cette partie, nous allons utiliser un seuil médian aux propositions de la littérature, égal à 6.67 mm.



**FIGURE 6.14:** Comparaison des cartes d'asymétries courbes obtenues avec différents fenêtrages de l'échelle des couleurs utilisée pour visualiser les asymétries. Le fenêtrage de l'échelle des couleurs est réglé entre -30 mm et 30 mm pour la première colonne, entre -20 mm et 20 mm pour la seconde et entre -10 mm et 10 mm pour la troisième. Ainsi, le seuil visuel distinguant les zones saines (vertes) et asymétriques (bleues et rouges) est d'environ 9,5 mm pour la première colonne, 6 mm pour la deuxième et 3 mm pour la troisième.



### 6.4.2 Étude de cas n°1 : les scolioses thoraciques

La figure 6.15 illustre 4 cartes d'asymétries courbes d'enfants atteints de scolioses thoraciques.

Pour ces 4 patients, nous observons bien que les déformations les plus importantes se situent dans la partie supérieure du dos.

Les patients (a) et (c) ont deux profils similaires, ce sont toutes les deux des filles, d'un âge et d'un IMC proches, ayant deux scolioses thoraciques évaluées avec un angle de Cobb semblables. Néanmoins, les informations que nous connaissons ne nous indiquent pas quelle est la vertèbre apicale. Nous remarquons alors que les asymétries de la patiente (a) sont bien plus conséquentes que celle de la patiente (c).

Les patients (b) et (d) ont deux scolioses thoraciques ayant un angle de Cobb semblables, cependant, les asymétries identifiées sur le dos de la patiente (d) semblent inférieures à celles du patient (b). Nous pensons que cela peut provenir de deux faits. Le premier correspond au port du corset. Si le temps entre le moment où la patiente a retiré son corset et le moment où l'acquisition a été prise est trop faible, la forme du dos est encore influencée par le port du corset et ainsi les déformations sont moins visibles. Nous pensons que le second paramètre d'influence est l'IMC. Plus celui-ci est élevé, plus la surface du dos est lisse, et moins les déformations sont visibles.

À l'inverse, il ne paraît pas étonnant que les asymétries de la patiente (d) soient inférieures à celles de la patiente (a). Cela pourrait s'expliquer par le port d'un corset.

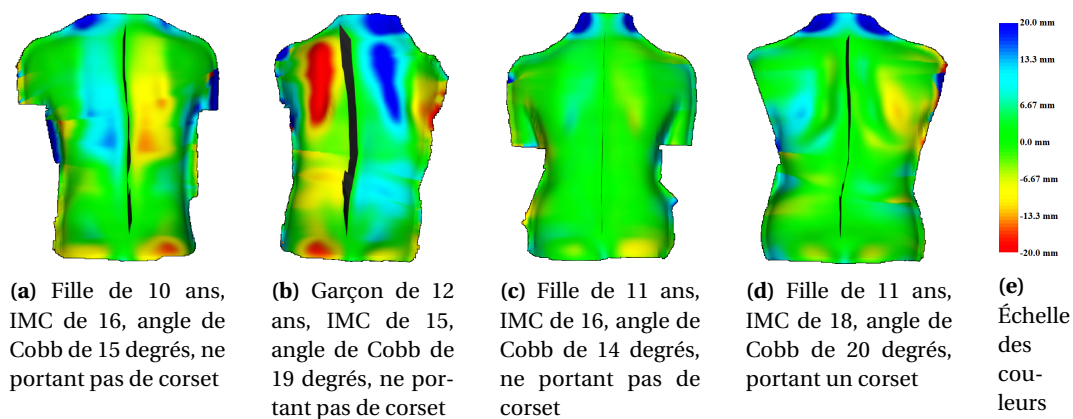


FIGURE 6.15: Cartes d'asymétrie de 4 patients atteints de scoliose thoracique

### 6.4.3 Étude de cas n°2 : les scolioses lombaires

La figure 6.16 illustre 3 cartes d'asymétries courbes de patients atteints de scoliose lombaire.

L'analyse de la patiente (a) détecte la scoliose lombaire sans aucun doute. En effet, une asymétrie relativement importante est décelée dans la partie inférieure du dos. De plus, nous remarquons que la surface de symétrie est relativement rectiligne sur la partie supérieure du dos alors qu'une asymétrie significative de la surface de symétrie, ainsi qu'une torsion, sont notables dans la partie inférieure.

La visualisation d'une forte déformation dans la partie inférieure du dos sur la carte d'asymétrie du patient (b) nous permet aussi d'identifier une scoliose lombaire, malgré une surface de symétrie relativement plane.

À l'inverse, l'analyse de la patiente (c) montre très peu de déformation de la surface du dos. Cependant, la visualisation de la surface de symétrie, qui comme dans le cas (a), est relativement rectiligne sur la partie supérieure du dos mais dévie et se tord de manière significative au niveau de la partie inférieure du dos.

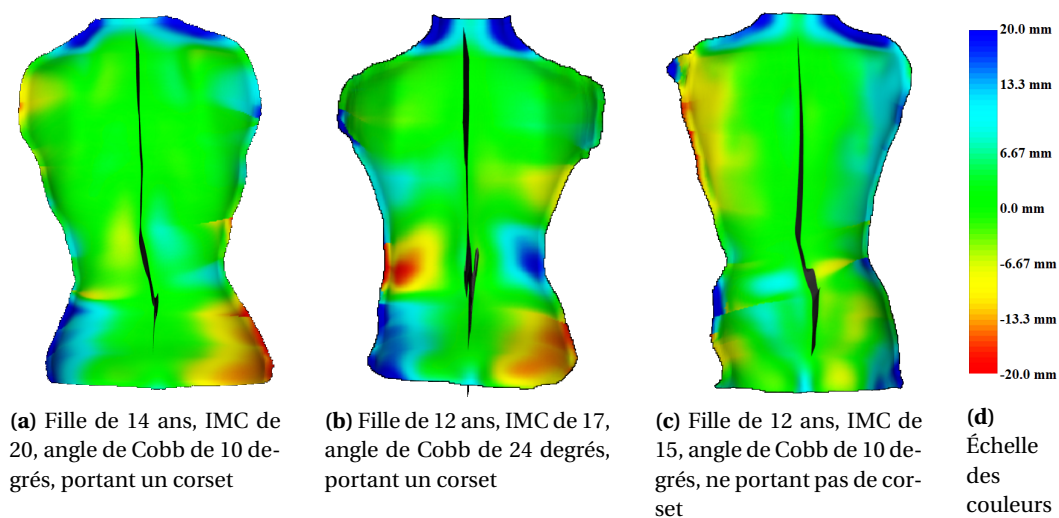


FIGURE 6.16: Cartes d'asymétrie de 3 patients atteints de scoliose thoracique

#### 6.4.4 Étude de cas n°3 : les scolioses doubles

La figure 6.17 illustre trois cas de scoliose double avec des angles de Cobb relativement différents. Cette étude de cas montre alors que les types de cartes d'asymétrie sont identiques. Nous observons quatre patches d'asymétries principaux : deux dans la partie supérieure du dos et deux dans la partie inférieure du dos, avec une inversion de couleurs. De plus, nous observons que plus l'angle de Cobb est élevé, plus les zones des patches d'asymétries sont conséquentes et plus les valeurs maximales d'asymétrie sont élevées.

La figure 6.18 illustre deux cartes d'asymétrie de patients ayant le même IMC et atteints d'une scoliose double avec des angles de Cobb semblables. De nouveau, nous observons le même type de déformation de la surface du dos que dans les cas précédents. Cependant, à l'inverse de ce que nous avons pu observer, nous remarquons que les valeurs des asymétries ne sont pas les mêmes malgré des angles de Cobb proches. Comme dans l'étude de cas des scolioses thoraciques, nous pensons que cela est dû au port du corset.

La figure 6.19 illustre deux cartes d'asymétrie de patients portant un corset, mais ayant un IMC différent, et atteints d'une scoliose double. De nouveau, nous constatons le même type de déformation de la surface du dos que dans les cas précédents. Cependant, à l'inverse de ce que nous avons pu observer, nous remarquons que les valeurs des asymétries sont diminuées lorsque les angles de Cobb augmentent. Comme dans l'étude de cas des scolioses thoraciques, nous pensons que cela est dû à l'influence de l'IMC.

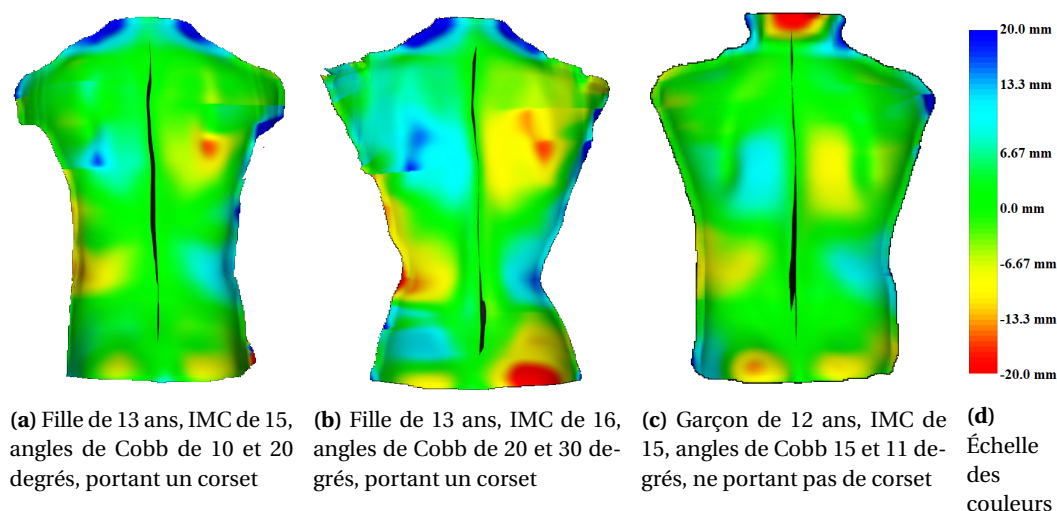
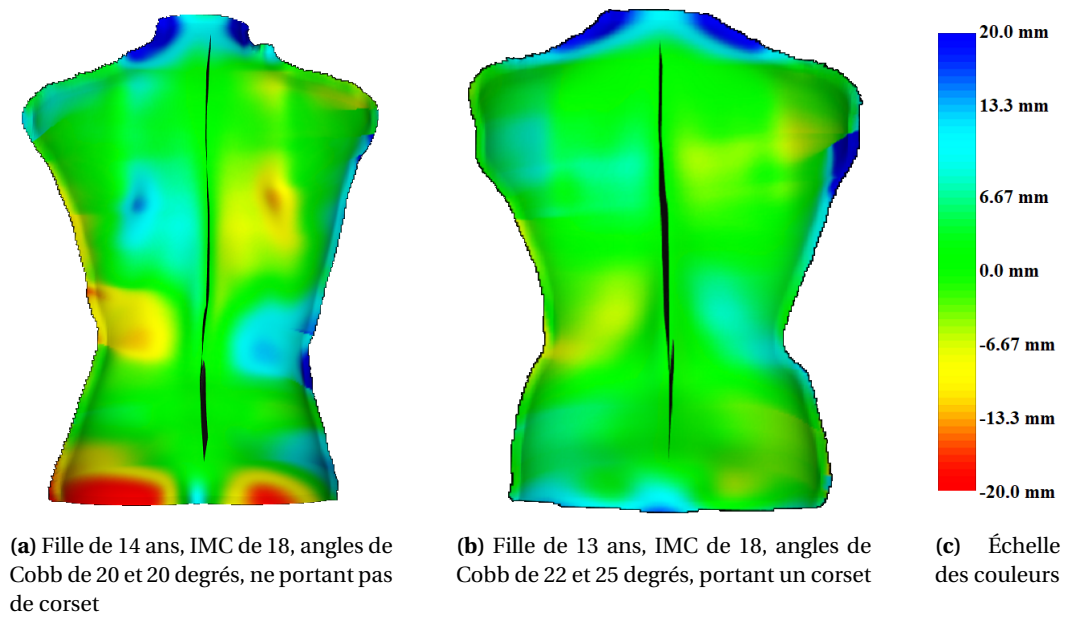
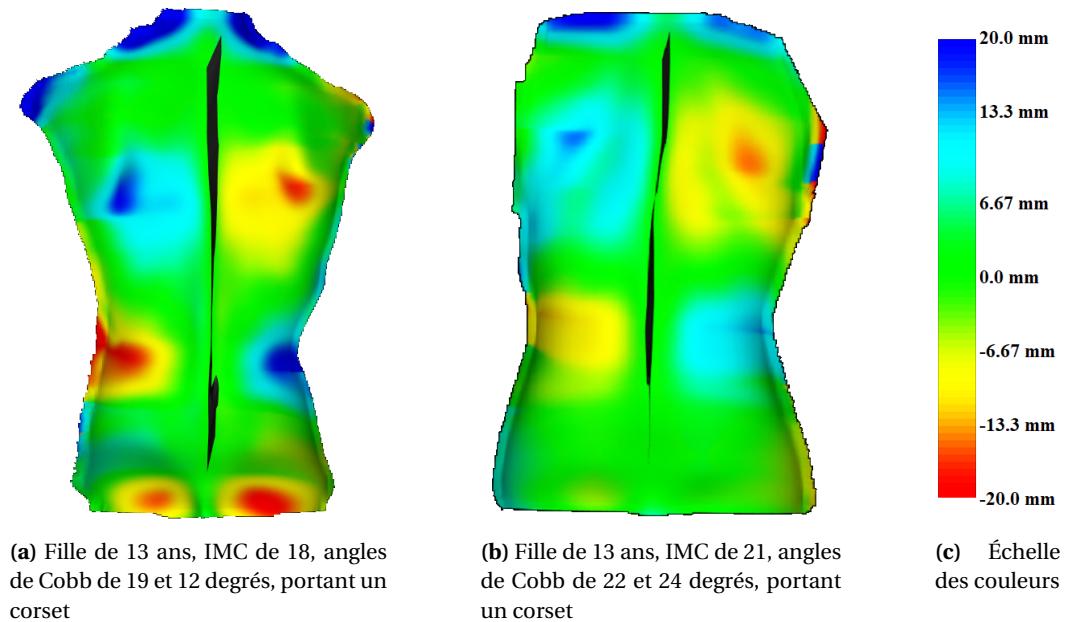


FIGURE 6.17: Cartes d'asymétrie de 3 patients atteints de scoliose double



**FIGURE 6.18:** Cartes d'asymétrie de 2 patientes atteintes de scoliose double



**FIGURE 6.19:** Cartes d'asymétrie de 2 patientes atteintes de scoliose double

### 6.4.5 Étude de cas n°4 : évolution de la scoliose

La figure 6.20 présente des cartes d'asymétrie courbes, calculées à partir de 3 acquisitions d'une même patiente, espacées de 6 mois comme indiqué par le protocole clinique décrit dans la section 6.3.1. Lors des deux premières consultations de cette patiente, une scoliose thoracique de 24 degrés puis de 30 degrés a été observée sur le bilan radiographiques. Cependant, lors de sa troisième consultation, une scoliose double de 24 et 22 degrés a été détectée.

Concernant les cartes d'asymétrie courbes obtenues, nous remarquons pour les deux premières acquisitions qu'en effet, une déformation thoracique proéminente est mise en avant. Néanmoins, à la différence des cas de scolioses thoraciques présentés précédemment, nous observons aussi une seconde déformation inverse. Du point de vue de la zone impactée, celle-ci est nettement inférieure à la première mais pourtant, les valeurs d'asymétrie semblent tout de même élevées, ce qui laisse à penser que la carte d'asymétrie courbe montrait la progression de la scoliose vers une double courbure. On remarque ensuite, sur l'acquisition correspondant à sa troisième visite, que la scoliose double est bien détectée par la carte d'asymétrie.

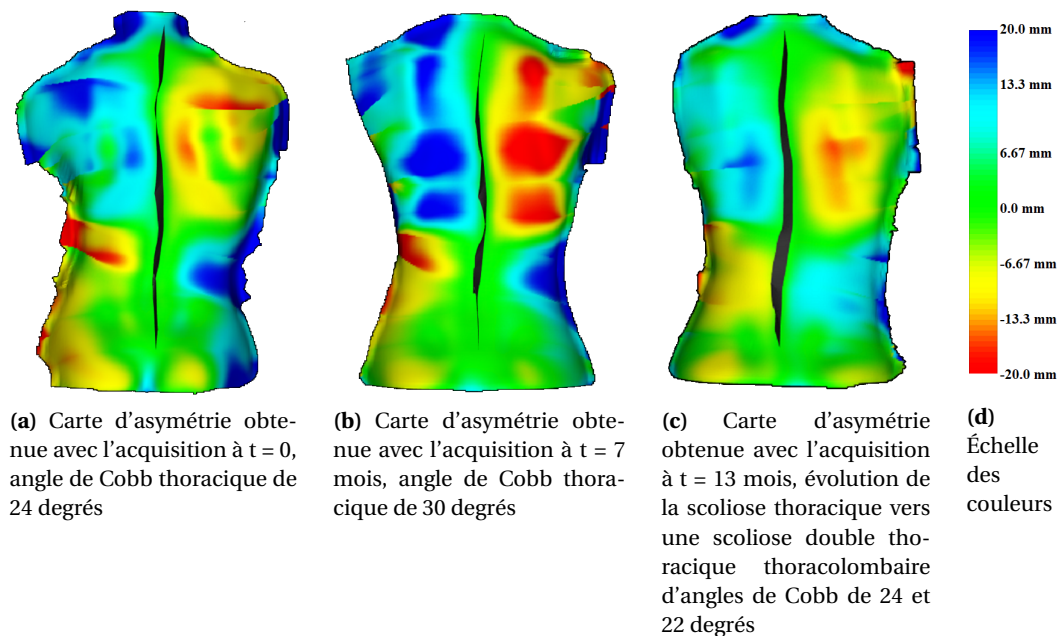


FIGURE 6.20: Étude des évolutions des asymétries chez une fille de 12 ans, IMC de 16, portant un corset

## 6.5 Discussion

Les différentes études de cas présentées dans la section précédente ont pu mettre en avant l'intérêt de la méthode. Que ce soit pour les scolioses simples ou doubles, faibles ou fortes, la nouvelle méthode proposée réussit à déceler des asymétries permettant de détecter une anomalie interne du rachis. Cependant, nous remarquons une influence du port du corset ainsi que de l'IMC sur les asymétries observées sur les cartes. Ce fait vient conforter l'étude de [Pazos et al. \(2007\)](#), qui montrait que chercher une corrélation directe entre l'angle de Cobb et une mesure d'asymétrie n'était pas une méthode pertinente pour prédire la configuration interne du rachis à partir de la surface externe.

D'un point de vue technique, d'après [Hierholzer \(1985\)](#), une précision et une densité suffisantes du nuage de points sont nécessaires pour un bon calcul de symétrie. Ainsi, des problèmes peuvent survenir lors de la comparaison des deux maillages. Dans le cas où la déformation du dos est trop importante ou si l'échantillonnage de l'acquisition est trop faible, certains couples de points peuvent être mal appariés. La précision des reconstructions de la surface du dos obtenue par BIOMOD L a été évaluée à 2 mm. Ainsi, lorsque la discrétisation est un peu faible (ce qui peut arriver autour des occultations des omoplates par exemple), la distance au point le plus proche peut être faussée. C'est pourquoi, calculer des distances euclidiennes entre les points les plus proches de la surface originale vers celle réfléchie peut-être une méthode trop approximative par rapport aux valeurs d'asymétries calculées. Une solution pourrait être d'utiliser la méthode proposée pour le prétraitement du maillage, lors du calcul de la surface de symétrie et de la carte d'asymétrie. Comme le montre la figure 6.21 et comme suggéré par [Kim et al. \(2015\)](#), les points seraient alors appariés sur une base anatomique car la normale prend en compte la forme locale de la surface autour du point.

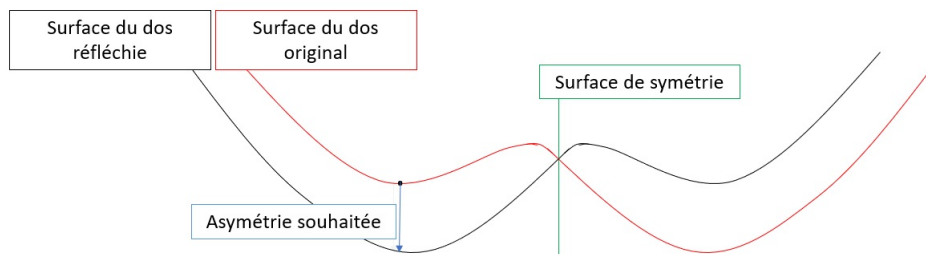


FIGURE 6.21: Calcul de l'asymétrie à l'aide des normales aux maillages

## **6.6 Bilan**

La symétrie de la surface du dos avait toujours été caractérisée et évaluée à l'aide d'un plan de symétrie. Cependant, dans le cas où la surface du dos est fortement déformée ou que le patient ne se tient pas en position naturelle, la surface de symétrie dévie de manière importante par rapport à un unique plan de symétrie. C'est pourquoi, nous avons introduit dans ce chapitre l'utilisation d'une carte d'asymétrie courbe, calculée à partir de la surface de symétrie du dos, pour l'évaluation des déformations externes induites par la scoliose. Ce chapitre a alors permis de montrer que détecter une surface de symétrie plutôt qu'un plan de symétrie permet d'améliorer l'analyse des asymétries de cette dernière. De plus, nous avons mis en avant l'intérêt de cette technique sur plusieurs études de cas, représentant la plupart des cas qui peuvent être observés en routine clinique.

Aux vues des bons résultats obtenus par cette étude, nous pensons que l'utilisation de la surface de symétrie du dos pour l'évaluation de la scoliose mérite d'être investigué en profondeur. En particulier, nous nous sommes posés la question de savoir si cette dernière pourrait nous permettre d'évaluer les déformations du rachis en interne. C'est pourquoi, le chapitre suivant porte sur la modélisation 3D du rachis, à partir d'une surface de symétrie du dos.

## MODÉLISATION 3D DU RACHIS

---

*Nous avons vu dans la première partie de ce manuscrit qu'un des défis liés au développement des technologies optiques de reconstruction de la surface du dos et du tronc est la déduction de paramètres internes du rachis, comme l'angle de Cobb, à partir de paramètres externes surfaciques. Ainsi, afin d'analyser la configuration 3D du rachis, [Turner-Smith et al. \(1988\)](#); [Drerup et Hierholzer \(1994, 1996\)](#) proposent d'extrapoler la ligne interne qui passe par le milieu des corps vertébraux à partir de deux paramètres topographiques, à savoir la ligne des épineuses et la rotation de la surface du dos. Dans cette partie, nous développons cette idée en utilisant la surface de symétrie non-planaire du dos pour le calcul de ces deux paramètres.*

---



## 7.1 Introduction

L'évaluation de la scoliose se fonde principalement sur les positions des centres des corps vertébraux et les rotations axiales des vertèbres, visualisées sur les radiographies du rachis. Pour rappel, la rotation axiale d'une vertèbre correspond à sa rotation autour de son axe longitudinal, une fois projetée dans le plan transverse (Mangone et al., 2013). De plus, dans la suite, nous appellerons ligne interne, la ligne qui passe par le centre des corps vertébraux. Ainsi, un des principaux objectifs des recherches dans le domaine vise à avoir accès à ces paramètres, à partir d'acquisitions surfaciques 3D du dos. Plus globalement même, l'idée serait de pouvoir déterminer de manière précise la configuration spatiale interne du rachis à partir de paramètres surfaciques externes, afin de diminuer le nombre de radiographies tout en ayant accès aux paramètres cliniques nécessaires.

Pour cela Turner-Smith et al. (1988) et Drerup et Hierholzer (1994) ont proposé une méthode de calcul de la ligne interne à partir d'informations surfaciques, à savoir la ligne des épineuses et la rotation de la surface du dos. Pour rappel, la ligne des épineuses est la ligne formée par les processus épineux, visibles et palpables sur la surface du dos, depuis le pli interfessier jusqu'à la vertèbre proéminente, vertèbre la plus saillante à la base de la nuque, c'est-à-dire C7 ou T1.

Dans la suite de ce chapitre, nous nous positionnons dans un repère dans lequel la position des points est déterminée par un trièdre  $(x, y, z)$  où  $x$  est la coordonnée latérale c'est-à-dire droite-gauche,  $y$  est la coordonnée longitudinale qui renseigne la hauteur et  $z$  est la coordonnée sagittale qui indique la profondeur.

Comme illustré figure 7.1, Turner-Smith et al. (1988) proposent de déterminer la position de la ligne interne en appliquant à la ligne des épineuses un ensemble de facteurs. Pour différentes hauteurs  $y$  déterminées par la présence de marqueurs cutanés placés le long de la ligne des épineuses, le premier facteur utilisé est la rotation axiale des vertèbres  $\rho(y) = K\theta(y)$ , avec  $\theta(y)$  la rotation de la surface du dos proportionnelle à la rotation axiale des vertèbres et  $K$  une constante de proportionnalité. Le second facteur appliqué est lié à la profondeur de la vertèbre et est déterminé par  $L = 0.03(H + 3h)$  où  $L$  est la distance en millimètres entre la surface de la peau recouvrant le processus épineux et le centre du corps vertébral,  $h$  est la distance entre la vertèbre proéminente et le point étudié et  $H$  la distance entre la vertèbre proéminente et le milieu des deux EIPS.

En reprenant les mêmes notations, Drerup et Hierholzer (1994) proposent d'extrapoler la position de la ligne interne à l'aide de la règle suivante, illustrée figure 7.2. Soit le point  $\mathbf{S} = (x_S, y_S, z_S)$  un point de la ligne des processus épineux, alors les coordonnées de  $\mathbf{M} = (x_M, y_M, z_M)$ , son point correspondant sur la ligne qui passe par le centre des corps vertébraux, sont données par :

$$\begin{cases} x_M = x_S + \Delta x = x_S + L(y) \sin(\rho(y)) \\ y_M = y_S = y \\ z_M = z_S + \Delta z = z_S + L(y) \cos(\rho(y)) \end{cases} \quad (7.1)$$

avec  $L(y) = 0,132H - 0,035y$ . Dans ce cas, Drerup et Hierholzer (1994) déterminent l'angle de rotation axiale  $\rho(y)$  à l'aide de  $N$  la normale au maillage de la surface du dos. Une illustration de la méthode est proposée figure 7.3.

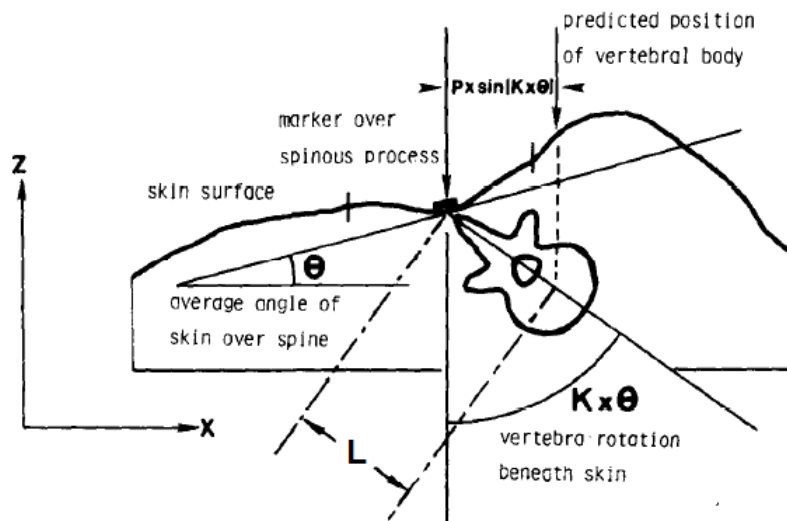


FIGURE 7.1: Méthode de calcul de Turner-Smith et al. (1988) pour extrapoler la ligne interne à partir de la ligne des épineuses et de la rotation de la surface

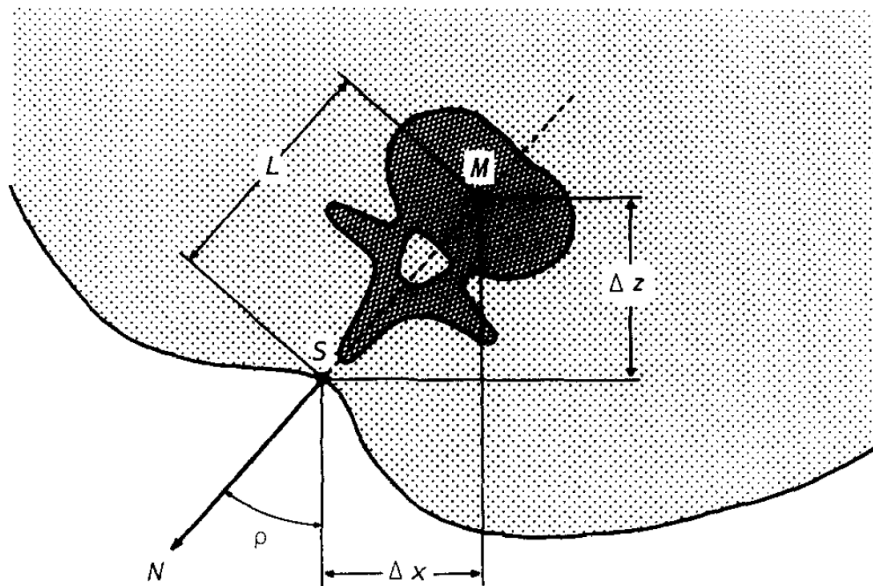
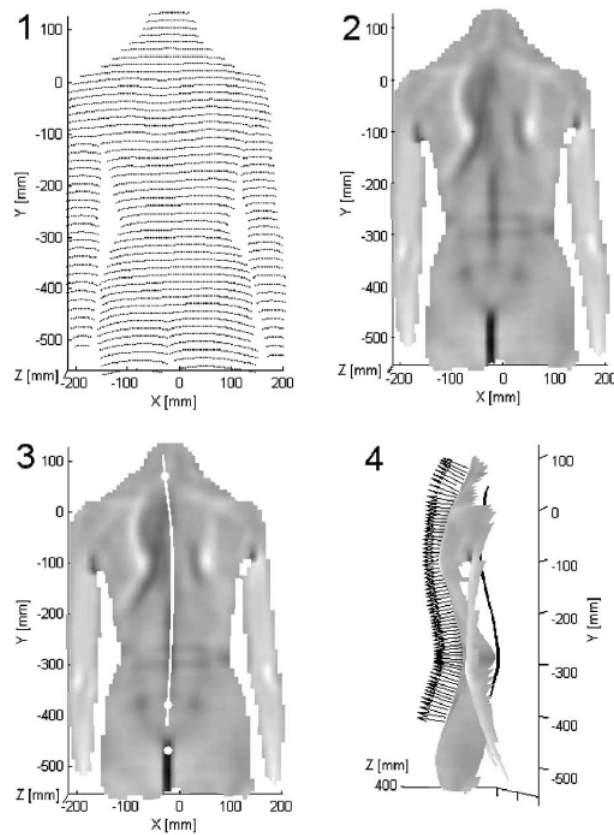


FIGURE 7.2: Méthode de calcul de Drerup et Hierholzer (1994) pour extrapoler la ligne interne à partir de la ligne des épineuses et de la rotation de la surface

Dans un second temps, Drerup et Hierholzer (1996) ont proposé une nouvelle approche évitant certains problèmes de l'algorithme précédent. L'idée est de remplacer la construction point par point de la courbe interne par une courbe paramétrique qui approxime la ligne interne du rachis. Le choix des fonctions de paramétrisation a été effectué à partir de l'étude de données radiographiques et biomécaniques, de manière à



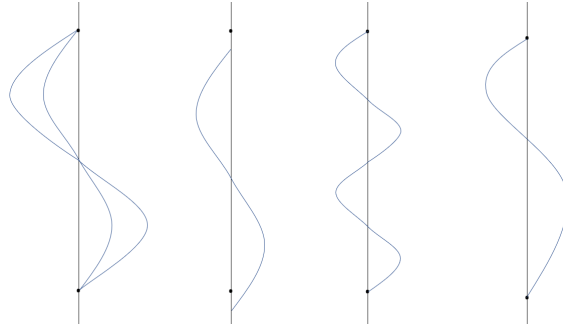
**FIGURE 7.3:** Principe de la méthode de [Drerup et Hierholzer \(1994\)](#), qui évalue la ligne interne à partir de données surfaciques (illustrations de [Huysmans et al. \(2004\)](#))

prendre en considération le bruit, les valeurs aberrantes et les courbes irréalistes. L'approche consiste aussi à utiliser les équations 7.1 pour convertir le modèle de la ligne interne en un modèle pour la ligne des processus épineux. Cependant, l'étude des courbes a été menée uniquement dans le plan frontal. La représentation mathématique, illustrée figure 7.4, dans le plan frontal est une courbe sinusoïdale modulée en fréquence telle que :

$$x_M(y) = A \sin((1 + t + ty) \cdot 2y\pi / \lambda + \Phi) \quad (7.2)$$

où les paramètres  $(A, \lambda, \Phi)$  sont respectivement l'amplitude, la longueur d'onde et la phase et sont directement liés aux paramètres cliniques tels que l'angle de Cobb ou la localisation des vertèbres apicales et  $t$  un paramètre lié à la fréquence de la fonction sinusoïdale  $x_M$ . Le premier graphique de la figure 7.4 illustre deux courbes obtenues en faisant varier la valeur de  $A$  et en gardant tous les autres paramètres constants. Ainsi, plus la valeur de  $A$  est importante, plus l'amplitude de la courbe l'est. Le second graphique montre un exemple de courbe obtenue lorsque  $\Phi$  est non nulle, on remarque alors le décalage de la courbe. Les deux derniers graphiques illustrent l'influence du facteur de fréquence  $(1 + t + ty)$  : dans le cas du troisième, la fréquence est constante tandis que le quatrième cas illustre le cas où la fréquence dépend de la hauteur  $y$  comme la

représentation mathématique de  $x_M$  proposée par **Drerup et Hierholzer (1996)**. Ainsi, cette paramétrisation permet de s'adapter à tous les cas de figures pouvant être observés dans le cas de la scoliose.



**FIGURE 7.4:** Graphique expliquant les différents paramètres de la fonction sinusoïdale  $x_M$

Selon la première équation du système 7.1, la ligne interne et la ligne des processus épineux sont directement liées entre elle. De plus, il existe une relation statistique relation entre la déviation latérale et la rotation vertébrale :

$$\rho(y) = 3,400x_M(y)/H \quad (7.3)$$

avec  $H$  telle que défini précédemment et  $\rho(y)$  en radians. En combinant des équations 7.1, 7.2 et 7.3, la coordonnée latérale de la ligne des processus épineux est telle que :

$$x_S(y) = (0,500 + 0,11y)x_M(y) \quad (7.4)$$

La méthode de **Drerup et Hierholzer (1996)** a alors été comparée à celle de **Drerup et Hierholzer (1994)**. Pour cela, les auteurs ont utilisé 478 acquisitions surfaciques et radiologiques dans le plan frontal de 114 patients atteints de scolioses jusqu'à 52 degrés. Les résultats obtenus ont montré une amélioration en termes de fiabilité, précision et fidélité à la réalité terrain évaluée par radiographie. En effet, l'écart-type de la déviation entre les lignes obtenues sur les radiographies et par la méthode de **Drerup et Hierholzer (1996)** a été évaluée à 4.0 mm contre 4.6 mm pour la méthode de **Drerup et Hierholzer (1994)**. Ainsi l'utilisation de ce modèle améliore la détection de la ligne des processus épineux, qui permet à son tour de construire un modèle considérablement amélioré de la ligne interne du rachis. Néanmoins, le calcul des rotations axiales n'a pas été amélioré.

**Huysmans et al. (2004)** expliquent alors qu'une amélioration de la détection de la ligne des épineuses et de la rotation de la surface permettrait encore de perfectionner la modélisation interne du rachis à partir de la surface externe du dos. De plus, **Drerup (2014)** explique que la construction de la ligne interne avec les méthodes présentées ci-dessus fonctionne uniquement dans le cas où la déformation scoliothique est faible.

Dans la suite de ce chapitre, nous dresserons un état de l'art sur les méthodes de détection de la ligne des épineuses puis nous nous intéresserons à sa localisation précise à l'aide de la surface de symétrie courbe. Puis, nous proposerons une nouvelle méthode de calcul de l'angle  $\rho$ .

## 7.2 Détection de la ligne des épineuses

### 7.2.1 Introduction

Habituellement, en pratique clinique, les médecins analysent la ligne des épineuses en palpant les processus épineux ou à l'aide d'un fil à plomb comme expliqué au chapitre 1. Ainsi, dès le développement des premières techniques d'acquisition surfacique 3D du dos, des travaux de recherches se sont naturellement orientés vers la détection automatique de cette ligne afin de faciliter son analyse.

Une première façon de détecter la ligne des épineuses nécessite l'identification par palpation et le marquage, par un opérateur, d'un certain nombre de processus épineux avant d'effectuer l'acquisition 3D de la surface du dos. Les points 3D sur la surface du dos correspondant à ces marqueurs sont ensuite détectés puis reliés afin d'estimer la localisation de la ligne des épineuses. Ce type de méthode est aujourd'hui la référence et c'est ce que l'on appellera dans la suite méthode cutanée.

Une des premières utilisations de la méthode cutanée proposée dans la littérature est celle de [Turner-Smith et al. \(1988\)](#). Des morceaux de papier adhésif rectangle (9 mm x 16 mm), qui serviront de marqueurs, sont placés au niveau des caractéristiques anatomiques suivantes :

- la vertèbre proéminente;
- entre 4 à 10 processus épineux, entre la vertèbre proéminente et le sacrum;
- les deux épines iliaques postéro-supérieures (EIPS), dont leur milieu définira le sacrum.

Une illustration de cette étape est montrée figure 7.5.

Le nombre de marqueurs placés au niveau des processus épineux est déterminé par le praticien, de manière à ce qu'il soit suffisant pour indiquer les déviations latérales des vertèbres. La méthode de [Turner-Smith et al. \(1988\)](#) consiste ensuite à identifier les marqueurs cutanés sur l'acquisition 3D du dos. Pour effectuer cette dernière, les auteurs utilisent un scanner optique ISIS dont le fonctionnement se base sur la projection d'un plan horizontal de lumière. Du fait de la méthode d'acquisition et du placement de marqueurs cutanés noirs, la surface du dos acquise présente des trous d'une certaine taille correspondant aux marqueurs. Néanmoins, il n'est pas précisé si la détection de ces trous est automatique ou manuelle. Pour finir, la ligne des épineuses est approximée par une fonction polynomiale de degré 2 par morceaux, qui relie les barycentres de chaque marqueur.

Cependant, un manque de précision ([Poredoš et al., 2015](#); [Di Angelo et al., 2011](#)) et de reproductibilité ([Fidler et al., 1984](#)) a été observé concernant le positionnement des marqueurs nécessaires aux méthodes cutanées. En pratique, la variabilité du placement des marqueurs cutanés est évaluée à 5 mm dans [Fidler et al. \(1984\)](#). Plus précisément, dans le plan frontal, la marge d'erreur lors de la palpation du point médian des processus épineux thoracique et lombaire peut atteindre 9,8 mm ([Poredoš et al., 2015](#)). De plus, en cas de fortes déformations scoliotiques, certains médecins rapportent que les marqueurs correspondants aux processus épineux sont les plus difficiles à placer. En

effet, lorsque la rotation axiale d'une vertèbre est trop importante, il arrive que ce soit l'épine la plus proche de la peau qui est marquée et que celle-ci correspond en fait à une apophyse transversale et non au processus épineux recherché (cf figure 2.3). Par ailleurs, l'étape de positionnement des marqueurs cutanés nécessite que les cliniciens soient formés et est coûteuse en termes de temps.

Ainsi, il serait souhaitable que la détection de la ligne des épineuses soit automatique et qu'elle ne nécessite le placement d'aucun marqueur cutané au niveau des caractéristiques anatomiques recherchées (Drerup et Hierholzer, 1994).



**FIGURE 7.5:** Identification et marquage des caractéristiques anatomiques par palpation (Turner-Smith et al., 1988)

### 7.2.2 Détection automatique de la ligne des épineuses

Un récent état de l'art des méthodes de détection, automatique et sans marqueur, de la ligne des épineuses sur les maillages 3D de la surface du dos a été proposé par [Cap-petti et Naddeo \(2017, 2018\)](#). L'ensemble des méthodes de la littérature peuvent être regroupés en 2 classes :

1. les méthodes basées sur des sections parallèles qui utilisent toutes, plus ou moins implicitement, l'étude des courbures 2D dans des sections de la surface du dos ou par rapport à un axe privilégié ;
2. les méthodes basées sur des sections adaptatives de la surface du dos.

La majorité de celles-ci consistent à détecter le sillon dorsal, illustré par la figure 7.6.

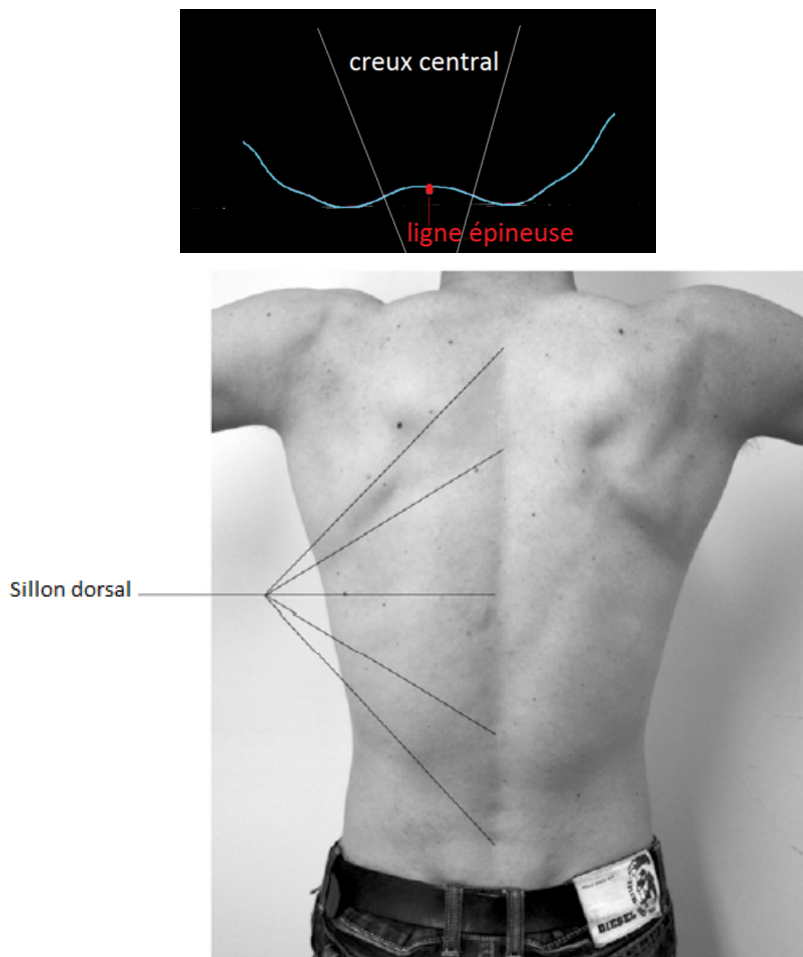


FIGURE 7.6: Lien entre le sillon dorsal et la ligne des épineuses

### Méthodes basées sur des sections parallèles

La proposition générale sur laquelle se base ce groupe de méthodes est l'étude de la symétrie de sections du dos. Ces dernières correspondent à l'intersection entre la surface du dos et un plan de coupe, comme illustré figure 7.11. L'idée sur lequel repose la détection de la ligne des épineuses consiste à sectionner la surface du dos par un ensemble de plans de coupe parallèles et de calculer pour chacune des sections obtenues, le point  $\mathbf{P}$  de la section qui minimise une fonction d'asymétrie latérale  $A(\mathbf{P})$ . D'après Hierholzer (1985); Drerup et Hierholzer (1996); Drerup (2014), ce point le plus symétrique correspond au point de la ligne des épineuses et ainsi, plus globalement, la ligne des épineuses peut être approximée par la détection de la ligne de symétrie de la surface du dos. L'ensemble des points de symétrie est ensuite interpolé à l'aide d'une courbe paramétrique, pour former la ligne de symétrie du dos et donc la ligne des épineuses. La suite de cette section a pour but d'explicitier les différentes fonctions d'asymétrie  $A(\mathbf{P})$  proposées dans la littérature.

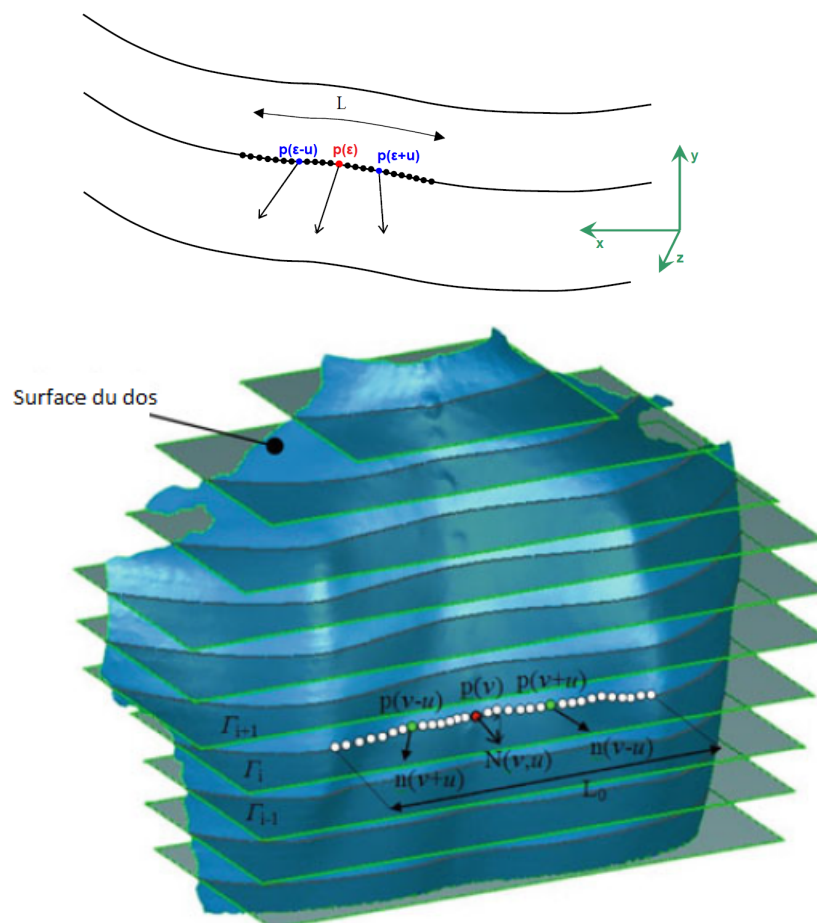


FIGURE 7.7: Principe général des méthodes basées sur des sections du dos (illustration adaptée de Di Angelo et al. (2011) et Di Angelo et al. (2012))



La première méthode utilisant cette hypothèse a été proposée par Hierholzer (1985). La surface du dos est sectionnée par un ensemble de plans parallèles entre la vertèbre proéminente et le pli interfessier. En se basant sur les notations introduites par le schéma de la figure 7.7, le point de symétrie de chacune des sections obtenues est défini comme le point  $\mathbf{P}(v)$  qui minimise la fonction d'asymétrie  $A(\mathbf{P}(v))$ . Cette dernière évalue la symétrie de la section au point  $\mathbf{P}(v)$ , en comparant les courbures calculées aux points opposés  $\mathbf{P}(v - u)$  et  $\mathbf{P}(v + u)$ , et est donnée par la formule suivante :

$$A(\mathbf{P}) = \frac{1}{L_0} \int_0^{L_0/2} ((H_l - H_r)^2 + \frac{G_l^2 - 2G_l G_r \cos(2\phi) + G_r^2}{2}) \partial(p) \quad (7.5)$$

avec :

- $K_1$  et  $K_2$  : les courbures principales;
- $H$  : la courbure moyenne définie par  $H = \frac{(K_1 + K_2)}{2}$ ;
- $H_l = H(v - u)$  et  $H_r = H(v + u)$ ;
- $G$  : la différence entre les courbures principales définie par  $G = \frac{(K_1 - K_2)}{2}$ ;
- $G_l = G(v - u)$  et  $G_r = G(v + u)$ ;
- $\phi = \phi_l - \phi_r$  : la différence de l'angle entre les directions principales correspondantes à droite et à gauche de  $\mathbf{P}(v)$ ;
- $L_0$  : la longueur de la zone étudiée, définissant les points  $\mathbf{P}(v)$  à explorer.

Du fait de l'anatomie du rachis, Hierholzer (1985) explique que la ligne des épineuses correspond à une ligne de symétrie raisonnablement lisse. Or, il existe parfois plusieurs minima relatifs d'asymétrie latérale et le minimum absolu n'est pas forcément le meilleur choix pour le point de symétrie. Néanmoins, dans la plupart des cas, il est possible de trouver un minimum local relatif approprié qui correspond à une ligne de symétrie lisse. L'auteur définit alors la ligne de symétrie comme une courbe suffisamment lisse qui, dans son ensemble, minimise l'asymétrie gauche-droite. Il relève cependant que la procédure pratique pour trouver une telle courbe est complexe et que pour cette raison, ils ne donneraient pas de détails. La précision de la détection de la ligne des épineuses obtenue à l'aide de cet algorithme est évaluée sur 25 patients scoliotiques avec des angles de Cobb compris entre 12 et 52 degrés. La déviation calculée est de 4,9 mm par rapport à la ligne définie par la méthode cutanée (Drerup et Hierholzer, 1994).

De la même manière, Santiesteban et al. (2006) étudient les courbures de la surface sur un ensemble de sections du dos. Pour cela, ils supposent que la surface du dos est acquise en position debout et naturelle. À partir de cette supposition, ils sectionnent la surface du dos perpendiculaire à l'axe vertical, à l'aide d'un ensemble de plans horizontaux. Pour une section donnée, ils récupèrent tous les points qui se situent entre la section courante et la suivante puis les projettent sur la section courante. Les points ayant des coordonnées latérales proches sont regroupées et le centroïde de chaque ensemble de points est calculé. Pour chaque point restant ainsi que pour tous les centroïdes, les deux directions principales ( $\mathbf{v1}$ ,  $\mathbf{v2}$ ) sont calculées. Dans le cas des centroïdes, les directions principales correspondent aux moyennes de celles de tous les points du cluster. Chaque point étudié est ensuite apparié à sa direction principale  $\mathbf{v}$  la plus horizontale,

autrement dit celle dont la composante en  $y$  est la plus faible.  $\mathbf{v}$  est ensuite projeté dans le plan horizontal. À partir des directions principales conservées, la section est lissée par une Gaussienne puis la tangente en chaque point de la section. Cette étape revient à calculer la courbure de la section. En fonction du signe de cette dernière, la section est divisée en un ensemble de régions convexes et concaves. Ensuite, un point de symétrie par section est sélectionné. Cette étape de sélection se fonde sur les changements en zones concaves et convexes de la section, mais la méthode n'est pas explicitée clairement. La logique voudrait qu'un point central de chaque zone concave et convexe soit défini puis que les zones concaves (ou convexes) correspondantes à droite et à gauche soient appariées et qu'enfin le point central de la zone rendant la section la plus symétrique soit sélectionné. Pour finir, les points de symétrie sont interpolés à l'aide d'une fonction polynomiale d'ordre 3, ce qui forme la ligne des épineuses. Néanmoins, aucune évaluation numérique de la méthode n'est proposée.

Poredoš et al. (2015) calculent les courbures du maillage surfacique en 2D dans une section du dos à l'aide de l'équation suivante :

$$\gamma = \frac{\frac{\partial^2 z}{\partial x^2}}{(1 + (\frac{\partial z}{\partial x})^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (7.6)$$

où  $x$  représente la position latérale et  $z$  la profondeur de chaque point. Ensuite, les creux et les bosses de la surface du dos sont détectés en recherchant les maxima et les minima de courbures (figure 7.8, image de gauche). La seconde étape consiste à identifier toutes les courbes qui peuvent potentiellement être la ligne des épineuses (figure 7.8, image de droite). Pour cela, Poredoš et al. (2015) regroupent les points qui se suivent et les interpolent à l'aide d'une courbe, approximée par un polynôme quadratique. Pour finir, l'utilisateur sélectionne, parmi l'ensemble des lignes obtenues, celle qui lui semble correspondre à la ligne des épineuses.

La courbe semi-automatique, notée  $A$ , obtenue par la méthode de Poredoš et al. (2015), a été comparée avec la méthode cutanée, notée  $C$ , à l'aide du calcul des déviations latérales  $RMSD_{lat}$  et des déviations en profondeur  $RMSD_{depth}$ , en moyenne quadratique :

$$RMSD_{lat} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_{C,i} - x_{A,i})^2}{N}} \quad (7.7)$$

$$RMSD_{depth} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (z_{C,i} - z_{A,i})^2}{N}} \quad (7.8)$$

Les résultats obtenus pour 24 patients sont  $RMSD_{lat} = 5.0 \text{ mm}$  dans le plan frontal et  $RMSD_{depth} = 1.0 \text{ mm}$  dans le plan sagittal.

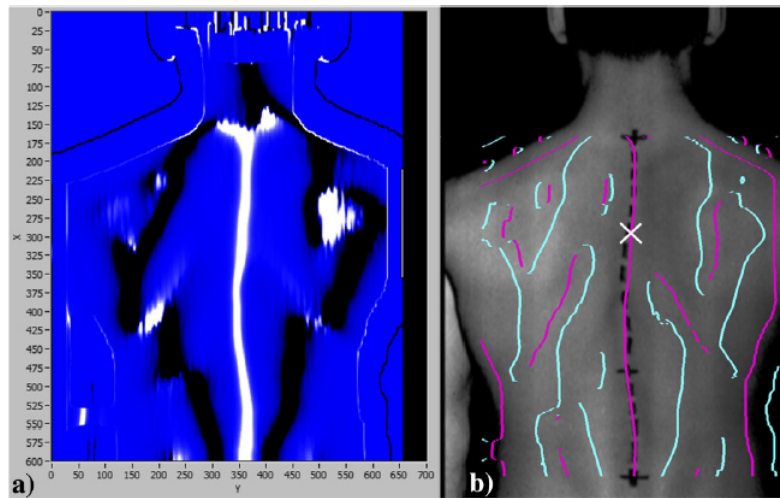


FIGURE 7.8: Illustration de la méthode proposée par (Poredoš et al. (2015))

Enfin, toujours en corrélant les informations des courbures et des sections de la surface du dos, Bonnet et al. (2016) proposent de détecter les minimums et les maximums des courbures de chaque section. À partir du même calcul de courbures que celui proposé par Poredoš et al. (2015) (équation 7.6), les coordonnées 3D du point se situant au creux du sillon sont calculées. Ce dernier correspond au point de symétrie de la section et est donc sélectionné pour appartenir à la ligne des épineuses, comme le montre la figure 7.9. Les résultats obtenus avec cette méthode sont comparés à la méthode cutanée, sur 6 individus sains et un patient scoliotique. L'écart quadratique moyen est évalué à  $3 \pm 2 \text{ mm}$ .

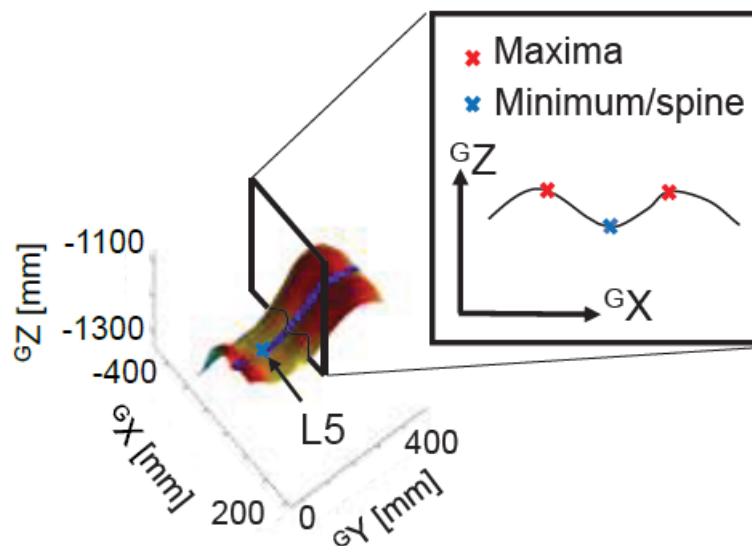


FIGURE 7.9: Illustration de la méthode proposée par (Bonnet et al. (2016))

Dans le but d'éviter des résultats non compatibles avec les contraintes biomécaniques du rachis, [Huysmans et al. \(2004\)](#) ont défini une nouvelle formule d'asymétrie latérale. Cette dernière se base sur des critères pondérés qui permettent de prendre en compte la flexibilité du rachis (courbure, inclinaison, rotation) et les contraintes biomécaniques liées à la rigidité :

$$A = \sum_{i=1}^n [C_{external} + C_{internal}] \quad (7.9)$$

$$C_{external} = \alpha_1 C_{curvature}(i) + \alpha_2 C_{symmetry}(i) \quad (7.10)$$

$$C_{internal} = \beta_1 C_{bending}(i) + \beta_2 C_{torsion}(i) + \beta_3 C_{equidistant}(i) + \beta_4 C_{constraint}(i) \quad (7.11)$$

Les données de 9 patients sont utilisées de manière à établir les valeurs des facteurs de contraintes. Afin de valider la localisation de la ligne des épineuses obtenue, [Huysmans et al. \(2004\)](#) ont reconstruit la ligne interne à l'aide de la méthode de [Drerup et Hierholzer \(1994\)](#), présentée section 7.1. La précision de la détection de la ligne passant par les corps vertébraux obtenue avec la méthode de [Huysmans et al. \(2004\)](#) est évaluée par comparaison avec celle obtenue à l'aide de la méthode de [Drerup et Hierholzer \(1994\)](#), sur 24 patients scoliotiques (angle de Cobb entre 16 et 41 degrés). L'écart quadratique moyen est évalué à 0.9 mm concernant la déviation latérale et à 0.4 degrés pour la rotation axiale. Ces résultats montrent donc que les lignes interne obtenues par les méthodes de [Huysmans et al. \(2004\)](#) et de [Drerup et Hierholzer \(1994\)](#) sont semblables. Néanmoins cette approche d'évaluation de la méthode rend les résultats difficilement comparables aux autres méthodes.

En utilisant les mêmes notations introduites figure 7.7 et rappelées ci-dessous, [Di Angelo et al. \(2008\)](#) propose un nouvel indice de symétrie défini par la relation suivante :

$$A(\mathbf{P}, \psi, L) = 2 \frac{\int_0^{L_0/2} \psi(v+l)\psi(v-l) dl}{\int_0^{L_0/2} (\psi(v+l))^2 dl} \quad (7.12)$$

avec :

- $\mathbf{P}$  : le point étudié;
- $L_0$  : la longueur de référence qui correspond aux nombres de points étudiés dans la coupe;
- $v$  : l'abscisse curviligne de  $\mathbf{P}$ .

La fonction  $A(\mathbf{P}, \psi, L_0)$  est telle que  $-1 < A(\mathbf{P}, \psi, L_0) < 1$  avec  $A(\mathbf{P}, \psi, L_0) = 1$  lorsque la symétrie est maximale et  $A(\mathbf{P}, \psi, L_0) = -1$  lorsque la symétrie est minimale. Les modifications des valeurs de  $L_0$  peuvent conduire à différentes valeurs de  $A(\mathbf{P}, \psi, L_0)$ . Les lignes de symétrie obtenues à l'aide de cette méthode et par la méthode de [Drerup et Hierholzer \(1996\)](#) sont ensuite comparées à celle obtenue avec la méthode cutanée. Les résultats

obtenus sur 75 individus sains sont similaires pour les deux méthodes, qui rencontrent des difficultés dans les zones cervicales et lombaires. En effet, ces derniers présentent des profils plus plats ou des profils qui peuvent comporter deux maximums de la fonction d'asymétrie.

Dans [Di Angelo et al. \(2011\)](#), un nouvel indice d'asymétrie  $w$ , basé sur l'orientation des vecteurs unitaires normaux à la coupe horizontale de la surface du dos, est proposé (figure 7.11). Pour chacun des points de la section, la valeur de l'indice  $w$  est calculée à l'aide des fonctions suivantes :

$$w = e^{-S(v, L_0)} \quad (7.13)$$

$$S(v, L_0) = \sqrt{\sigma_{N_x}^2 + \sigma_{N_y}^2 + \sigma_{N_z}^2} \quad (7.14)$$

$$\sigma_{N_x}(\xi, L_0) = \frac{1}{L_0} \int_0^{L_0/2} (N_x(\xi, u) - \overline{N_x})^2 du)^{0.5} \quad (7.15)$$

$$N_x(\xi, u) = \frac{n_x(\xi + u) + n_x(\xi - u)}{|n_x(\xi + u) + n_x(\xi - u)|} \quad (7.16)$$

$$\sigma_{N_x}(\xi, L_0) = \frac{1}{L_0} \int_0^{L_0/2} (N_x(\xi, u) du) \quad (7.17)$$

Le point de la coupe qui minimise l'indice d'asymétrie est sélectionné pour être le point de symétrie de la coupe. Ensuite, l'ensemble des points de symétrie obtenus est interpolé à l'aide d'une courbe paramétrique afin d'obtenir la ligne de symétrie. De nouveau, les lignes de symétrie obtenues à l'aide de cette méthode et par la méthode de [Drerup et Hierholzer \(1996\)](#) sont comparées à celle obtenue avec la méthode cutanée, sur 75 individus. Pour cela, la surface du dos est divisée en trois zones : lombaire, thoracique et cervicale. Les résultats obtenus par les deux méthodes sont similaires, aucune différence significative n'est observée entre les hommes et les femmes. Nous verrons dans la suite que la méthode de [Di Angelo et al. \(2011\)](#) est la plus aboutie, car elle a été améliorée dans le but de fonctionner lorsque le patient se place dans d'autres positions.

### Méthodes basées sur des sections adaptatives

La plupart des méthodes présentées précédemment s'appliquent lorsque le patient se trouve en position debout naturelle. Cependant, comme expliqué dans le chapitre 2 de cette thèse, d'autres postures, telles que l'inclinaison latérale ou la rotation, sont utilisées pour analyser les pathologies déformantes du dos. C'est pourquoi, il est nécessaire que les méthodes s'adaptent aux différentes postures du patient.

Les méthodes précédentes ne peuvent pas s'adapter facilement à d'autres postures. En effet, le calcul des courbures de la surface se fonde sur l'hypothèse que la ligne des épineuses se situe au niveau du sillon dorsal. Or, lorsque le patient est placé dans une autre position, les modifications de la forme de la surface du dos ainsi que des plis qui peuvent apparaître peuvent fausser les résultats. De plus, l'étude de sections parallèles

peut ne pas être représentatif lorsque le patient s'incline sur le côté. À notre connaissance, seules les méthodes de détection de la ligne des épineuses proposées par [Di Angelo et al. \(2012, 2013a,b\)](#) s'adaptent aux différentes postures que peut prendre le patient. Ces dernières se basent toujours sur l'hypothèse que la ligne des épineuses correspond à la ligne de symétrie du dos.

À partir de l'acquisition 3D du dos du sujet, la méthode consiste à initialiser la position d'une première ligne de symétrie à l'aide de la méthode basée sur des section parallèles proposée par [Di Angelo et al. \(2011\)](#) et expliquée précédemment. Dans un second temps, un algorithme itératif d'optimisation est utilisé. Ce dernier sectionne la surface du dos avec un ensemble des plans orthogonaux à la dernière estimation de la ligne de symétrie effectuée, ce qui forme un ensemble de sections que l'on appelle adaptatives, comme illustré à la figure 7.10. Les points de symétrie des nouvelles sections adaptatives sont calculés à l'aide de l'indice de symétrie introduit équation 7.13, proposé dans [Di Angelo et al. \(2011\)](#). Le processus itératif s'arrête lorsque le nombre d'itérations a atteint un seuil maximal ou lorsque les valeurs d'asymétries calculées pour chaque section ne diminuent plus. Dans l'article, les expérimentations montrent que l'algorithme itératif converge vers la meilleure estimation de ligne de symétrie après 3 itérations. Néanmoins, pour converger, le processus d'optimisation nécessite une bonne initialisation de la ligne de symétrie.

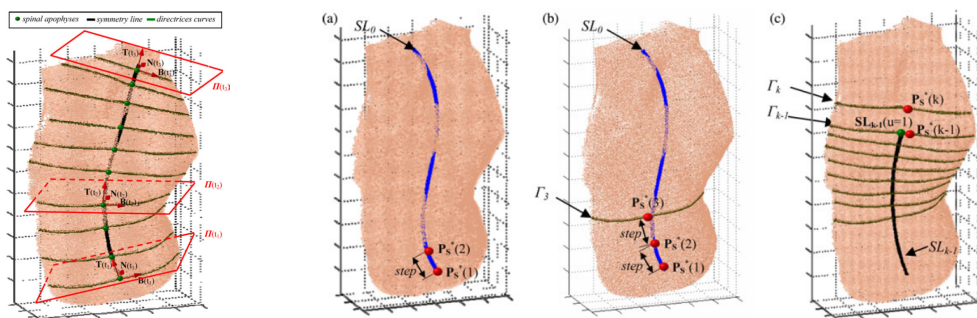
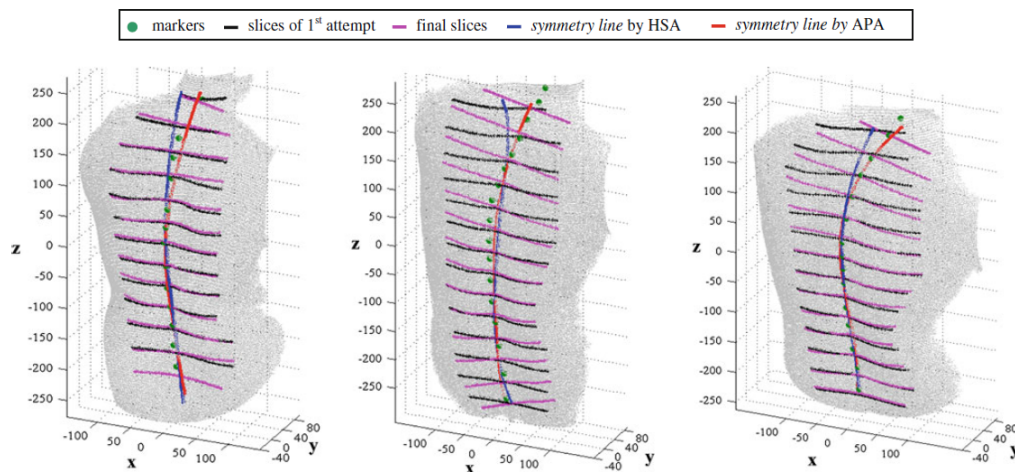


FIGURE 7.10: Principe général de la méthode proposée par [Di Angelo et al. \(2012, 2013a,b\)](#)

Les études de [Di Angelo et al. \(2012, 2013b\)](#) proposent une évaluation de la méthode sur 20 sujets sains, acquis dans 4 postures asymétriques différentes (inclinaison latérale et rotation, à droite et à gauche). Les lignes de symétrie obtenues automatiquement à l'aide de la méthode adaptative et de la précédente méthode basée sur les sections parallèles non-adaptatives ([Di Angelo et al., 2011](#)) sont comparées à la méthode cutanée (comme illustré par les figures 7.11). Du fait du glissement de la peau sur les apophyses et de la rotation des vertèbres lors des mouvements du patient, les marqueurs cutanés placés dans une position différente de celle analysée peuvent causer des erreurs de localisation de la ligne des épineuses par la méthode cutanée. C'est pourquoi, afin de les éviter, le patient se place dans la posture analysée et ensuite seulement les marqueurs cutanés le long de la ligne des épineuses sont placés. Les analyses des zones thoraciques et lombaires se font de manière séparée. Lorsque le patient se positionne en inclinaison

latérale, les résultats de la méthode adaptative montrent une meilleure estimation d'en moyenne 7 à 10% que ceux obtenus par la méthode précédente. Par contre, l'amélioration n'est pas significative lorsque l'individu se place en rotation.



**FIGURE 7.11:** Illustration des résultats obtenus par les méthodes proposées par Di Angelo et al. (2013a) et Di Angelo et al. (2011)

L'étude proposée dans Di Angelo et al. (2013a) évalue la détection de la ligne de symétrie à l'aide de la même méthode, dans les 4 mêmes positions asymétriques, mais cette fois-ci sur 70 sujets sains. Pour cette analyse, la surface du dos est divisée en 3 zones : cervicale, thoracique et lombaire. Les résultats présentés indiquent les mêmes conclusions que dans ces précédentes études, à savoir une amélioration de la détection de la ligne des épineuses dans le cas où le patient s'incline latéralement et des résultats relativement constants dans le cas où le patient se place en rotation.

Ainsi, les méthodes basées sur des sections adaptatives permettent une bonne estimation de la ligne de symétrie même dans des postures asymétriques (Di Angelo et al., 2013a).

### 7.2.3 Limites des méthodes actuelles

Cet état de l'art a permis de mettre en évidence deux groupes de méthodes de détection automatique et sans marqueurs cutanés de la ligne des épineuses, à savoir l'identification de la ligne de symétrie basée sur l'étude de l'asymétrie de sections parallèles 2D du dos et sur l'analyse de sections 2D adaptées à la posture.

La plupart des méthodes proposées présentent des limitations qui peuvent être expliquées par la géométrie de la surface du dos. Plus précisément, des erreurs de détection peuvent être dues :

1. à l'importance de la déformation, liée au degré de sévérité de la maladie;
2. aux zones des cervicales et des lombaires naturellement plus plates que la section thoracique qui possède des caractéristiques anatomiques prononcées qui aident à la définition des points de symétrie précis;

- à la morphologie du patient, principalement impactée par la masse corporelle qui, lorsqu'elle augmente, aplatit les formes naturelles du dos.

Concernant le premier point, c'est en effet le cas des seules méthodes qui s'adaptent aux postures asymétriques, proposées par [Di Angelo et al. \(2012, 2013a,b\)](#). En effet, des bosses présentes sur la surface du dos, dues par exemple à une scoliose ou à la pratique d'un sport qui induit une musculature asymétrique tel que le tennis, peuvent générer des erreurs dans la détection des points de symétrie, qui affectent le processus de détection de ligne de symétrie ([Di Angelo et al., 2013a](#)). Aucune validation des résultats sur des patients présentant des déformations importantes du dos dues à la scoliose n'a été faite.

Concernant les deux derniers points, la section résultante au niveau d'une zone plate est plus droit, c'est-à-dire avec de faibles convexités et concavités, ce qui rend les caractéristiques anatomiques plus difficilement détectables. Une inexistence du creux central au niveau du sillon dorsal est parfois même observée, comme le montre la figure 7.12.

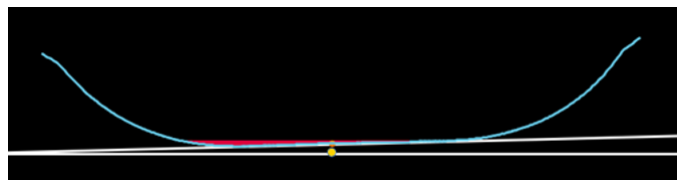


FIGURE 7.12: Illustration d'une section 2D de la surface du dos, obtenu dans la zone lombaire

De plus, la majorité des techniques présentées se basent sur l'analyse des courbures du dos [Hierholzer \(1985\)](#); [Santiesteban et al. \(2006\)](#); [Poredoš et al. \(2015\)](#); [Bonnet et al. \(2016\)](#) ou sur l'étude de la modification de l'orientation des vecteurs normaux à la surface [Di Angelo et al. \(2011, 2012, 2013b,a\)](#). L'hypothèse commune sous-jacente est de détecter le sillon du dos, qui hypothétiquement doit correspondre à la ligne des épineuses. Cependant, la ligne des épineuses ne se situe pas forcément au creux du sillon dorsal. En effet, pour certain patient, des décalages par rapport à ce dernier peuvent être observés à certain niveau. Ce fait est illustré à la figure 7.13. Dans les ovales jaunes, il est possible de visualiser le point de la ligne des épineuses obtenu à l'aide d'une méthode cutanée dans des sections 2D du dos d'un patient scoliotique. La localisation de ce dernier est étudiée pour deux coupes, correspondant à deux hauteurs différentes. Les déformations de la surface à ces niveaux sont évaluées en fonction de la valeur de la gibbosité, c'est-à-dire l'angle formé entre la tangente aux deux saillies du dos et à l'axe x, dont la valeur en fonction de la hauteur est présentée sur la courbe rose.

- Dans le cas n°1 (image à gauche, figure 7.13) : La gibbosité est presque nulle, ce qui implique que la section obtenue est relativement symétrique. Comme attendu, la ligne des épineuses se situe au centre du sillon dorsal.
- Dans le cas n°2 (image à droite, figure 7.13) : La gibbosité est de nouveau presque nulle, ce qui implique que le section obtenue est aussi relativement symétrique.



Pourtant, la ligne des épineuses se situe entre la bosse à gauche du dos et le creux du sillon dorsal.

Cette observation montre que rechercher la ligne des épineuses au niveau du sillon dorsal n'est pas forcément une bonne hypothèse.

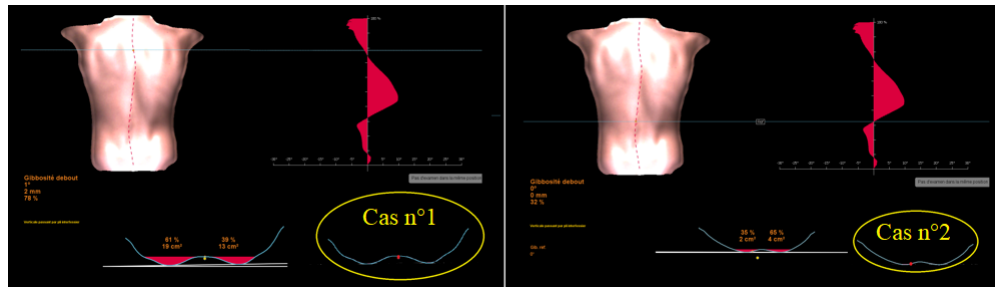


FIGURE 7.13: Étude de la position de la ligne des épineuses sur des sections 2D de la surface du dos

De plus, à l'exception de la méthode de [Di Angelo et al. \(2012\)](#), les autres techniques basées sur des coupes de la surface du dos présentent le désavantage d'analyser la symétrie des sections 2D du dos, de manière indépendante, c'est-à-dire sans prendre en compte les résultats obtenus pour les autres sections. Ainsi, certaines informations comme la continuité de la ligne des épineuses peuvent être perdues, ce qui limite la robustesse de la détection.

Pour finir, bien que les méthodes de détection automatique de la ligne des épineuses puissent être utilisées pour tout type d'acquisition de surface, une précision et une densité d'échantillonnage suffisantes des points de données sont nécessaires ([Hierholzer, 1985](#)).

#### 7.2.4 Utilisation de la ligne de symétrie pour détecter la ligne des épineuses

Dans le cas d'un sujet en bonne santé, la ligne de symétrie du dos correspondant à la ligne des épineuses est contenue dans le plan de symétrie du dos ([Hierholzer, 1985](#)). Cependant, cette propriété n'est plus vérifiée dans le cas de la scoliose, particulièrement à cause de la déviation latérale de la colonne. De plus, la section précédente nous a permis de mettre en avant la nécessité d'une méthode de détection de la ligne de symétrie du dos qui s'adapte à la position du patient et qui se fonde sur une étude de la symétrie locale.

Le calcul de la surface de symétrie, que nous avons proposé au chapitre 4, se base sur le calcul d'un ensemble de plan de symétrie  $\Pi_i$  de bande  $S_i$ . De plus, les bandes  $S_i$  sont calculées à partir de la ligne de symétrie, comme le suggèrent les méthodes de [Di Angelo et al. \(2012, 2013a,b\)](#) pour définir leur section adaptative. Néanmoins, à la différence de la majorité des méthodes qui recherchent un point de symétrie pour des sections du dos, notre méthode analyse la symétrie locale sans pour autant rechercher le sillon du dos. C'est pour ces raisons que nous avons fait l'hypothèse que la courbe se situant à l'intersection entre la surface du dos et sa surface de symétrie correspond à la ligne des

épineuses. En pratique, celle-ci coïncide avec la directrice de la surface de symétrie, dont la méthode de calcul a été explicitée à la section 4.4.5.

La suite de cette section vise donc à valider notre hypothèse, en comparant notre méthode avec la méthode cutanée ainsi que celle proposée par Di Angelo et al. (2011).

### Comparaison avec une méthode automatique de référence

Lors de l'initialisation de cette étude, une base de données de 21 acquisitions de patients scoliotiques, obtenues à l'aide de BIOMOD L, était disponible. Cependant, nous n'avions pas la possibilité de récupérer la ligne cutanée. Ainsi, afin de valider la pertinence des mesures, il était nécessaire de définir une autre méthode de référence. Le choix s'est donc tourné vers la méthode de Di Angelo et al. (2011), car cette dernière a obtenu les mêmes résultats qu'une autre validée cliniquement (Drerup et Hierholzer, 1994) et que c'est la seule proposant une extension pour des postures asymétriques (Di Angelo et al., 2013a). La figure 7.14 montre les deux lignes de symétrie obtenues.

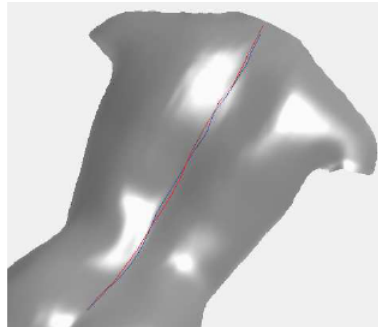


FIGURE 7.14: Comparaison de la ligne de symétrie obtenue à l'aide de la méthode de Di Angelo et al. (2011), en bleue, et de notre méthode, en rouge.

Afin de pouvoir comparer les deux méthodes, les plans de coupes de la méthode de Di Angelo et al. (2011) ont été situés au milieu des bandes  $S_i$  utilisées lors de la détection de la surface de symétrie. Les déviations des points de symétrie obtenus sont ensuite comparées. Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau 7.1.

	Déviations moyenne	Déviations minimale	Déviations maximale
<b>Rachis</b>	0.49 cm	0.01 cm	1.98 cm
<b>Zone cervicale</b>	0.49 cm	0.1 cm	1.98 cm
<b>Zone thoracique</b>	0.46 cm	0.01 cm	1.75 cm
<b>Zone lombaire</b>	0.56 cm	0.01 cm	1.27 cm

TABLE 7.1: Résultats de la comparaison entre notre méthode et celle de Di Angelo et al. (2011)

Lorsque nous regardons les résultats présentés dans le tableau 7.1, il semblerait que la nouvelle méthode proposée a une précision similaire à celle de Di Angelo et al. (2011). Pour rappel, la précision de la méthode de Di Angelo et al. (2011) avait été auparavant évaluée comme semblable à la méthode de Drerup et Hierholzer (1996), elle-même éva-

luée comme relativement précise par rapport à des radiographies. De plus, notre méthode présente l'avantage de ne pas dépendre du choix d'un paramètre tel que  $L_0$ , la longueur de référence définissant le nombre de points étudiés dans chaque section du dos.

### Comparaison avec la méthode cutanée

Pour évaluer plus précisément l'amélioration apportée par la nouvelle méthode, 112 reconstructions de la surface du dos issues de la base de données obtenue grâce à la collaboration avec le CHU de Toulouse ont été utilisées. Avant chaque acquisition, les médecins ont placé des marqueurs cutanés au niveau des processus épineux. Après avoir effectué la reconstruction à l'aide de BIOMOD, les coordonnées 3D des points constituant la ligne des épineuses sont obtenues. Pour chacune des acquisitions, la ligne de symétrie obtenue automatiquement à l'aide de la surface de symétrie a été comparée à la vérité terrain. L'écart quadratique moyen des distances projetées sur l'axe droite-gauche ou latérale,  $RMSD_{lat}$  et antéro-postérieur, en profondeur,  $RMSD_{depth}$ , et l'erreur de déviation moyenne MDE ont été calculés. Les résultats globaux sont présentés dans le tableau 7.2.

	Nombre de patients 112
$RMSD_{lat}$ (mm)	4.82 ±1.81
$RMSD_{depth}$ (mm)	0.69 ±0.34
MDE (mm)	5.8 ±2.28

**TABLE 7.2:** Comparaison globale entre la ligne de symétrie automatique et la ligne des processus épineux obtenue par méthode cutanée (moyenne ± écart type).

Ainsi, concernant l'étude de l'ensemble de l'échantillon de patients, les résultats de la comparaison entre les méthodes cutanée et automatique montrent que le RMSD moyen est de 4,82 mm le long de l'axe droite-gauche et de 0,69 mm le long de l'axe antéro-postérieur, avec un MDE égal à 5,8 mm. En comparaison à la marge d'erreur lors de la palpation du point médian des processus épineux de 9,8 mm dans le plan frontal (Poredoš et al., 2015) et à la variabilité de placement est évaluée à 5 mm (Fidler et al., 1984), les résultats de la détection automatique de ligne de processus épineux à l'aide de cette méthode sont relativement précis et dans la même plage que les méthodes présentées dans l'état de l'art.

L'angle de Cobb est généralement corrélé à la sévérité de la scoliose et au degré de déformation de la surface arrière. Ainsi, pour évaluer l'influence de la pathologie sur la méthode, le jeu de données est divisé en 3 sous-groupes conformément aux angles de Cobb (<15°; [15°-25°]; >25°). Pour les patients présentant une double scoliose, uniquement l'angle le plus élevé est pris en compte. Les résultats sont présentés dans le tableau 7.3. Les résultats montrent alors que les 3 indicateurs de précision restent constants avec les variations de l'angle de Cobb. Ces résultats semblent donc prouver que cette méthode est robuste vis-à-vis de différentes morphologies du dos. Ceci est une précoc-

cupation majeure dans les méthodes basées sur les sections parallèles, comme le souligne Di Angelo et al. (2011).

	Nombre de patients / Angle de Cobb		
	22 (24,6%) [5° - 15°]	68 (50,8%) [15° - 25°]	22 (24,6%) [25° - 54°]
<b>RMSD<sub>lat</sub></b> (mm)	4.54 ±1.90	4.89 ±1.97	4.91 ±1.08
<b>RMSD<sub>depth</sub></b> (mm)	0.58 ±0.33	0.71 ±0.34	0.73 ±0.34
<b>MDE</b> (mm)	5.57 ±2.43	5.89 ±2.44	5.84 ±1.47

**TABLE 7.3:** Comparaison entre la ligne de symétrie automatique et la ligne des processus épineux obtenue par méthode cutanée, pour l'évaluation de l'influence de la déformation (moyenne ± écart type).

Une troisième analyse consiste à évaluer l'influence de la morphologie du dos sur la méthode. Pour cela, l'indication utilisée est la valeur de l'indice de masse corporelle (IMC). La valeur moyenne de l'IMC est de 19, avec des valeurs entre 14 et 22. Cette gamme correspond à des valeurs représentatives pour une population adolescente. Ainsi, de la même manière, le jeu de données est divisé en 3 sous-groupes conformément aux valeurs de l'IMC (<17; [17 - 19]; >19). Les résultats sont présentés dans le tableau 7.4. Les adolescents avec un IMC élevé ont le dos plus aplati par la couche adipeuse. Ce point est très important car des valeurs d'IMC élevées (Poredoš et al., 2015) ou une conformation aplatie (Di Angelo et al., 2011) peuvent grandement influencer sur la précision d'extraction de la ligne de symétrie dans les méthodes les plus récentes. Néanmoins, nos résultats ne montrent aucun changement significatif des 3 indicateurs de précision. Cela tend à montrer que notre méthode est robuste en ce qui concerne la variation de morphologie.

	Nombre de patients / IMC		
	42 (37,4%) [14 - 17]	58 (51,8%) [17 - 19]	12 (10,8%) [19 - 22]
<b>RMSD<sub>lat</sub></b> (mm)	4.88 ±1.71	4.84 ±1.95	4.45±1.36
<b>RMSD<sub>depth</sub></b> (mm)	0.72 ±0.34	0.67 ±0.33	0.74 ±0.36
<b>MDE</b> (mm)	5.91 ±2.28	5.77 ±2.37	5.59 ±1.77

**TABLE 7.4:** Comparaison entre la ligne de symétrie automatique et la ligne des processus épineux obtenue par méthode cutanée, pour l'évaluation de l'influence de la morphologie (moyenne ± écart type).

### 7.2.5 Robustesse de notre méthode

Nous avons précédemment expliqué qu'il est nécessaire que les méthodes de détection de la ligne des épineuses puissent s'adapter aux patients dans des positions asymétriques telle que l'inclinaison latérale. Afin d'évaluer le potentiel de la méthode sur un patient dans ce type de posture, des acquisitions ont été effectuées sur des individus sains et volontaires. Les résultats obtenus sont illustrés figure 7.15.

L'observation de cette dernière montre que la courbe de la colonne vertébrale est bien soulignée par la surface de symétrie et qu'ainsi son intersection devrait relativement bien correspondre à la ligne des épineuses.

De plus, la figure 7.16 montre la robustesse de la méthode lorsqu'il y a des défauts dans l'acquisition.

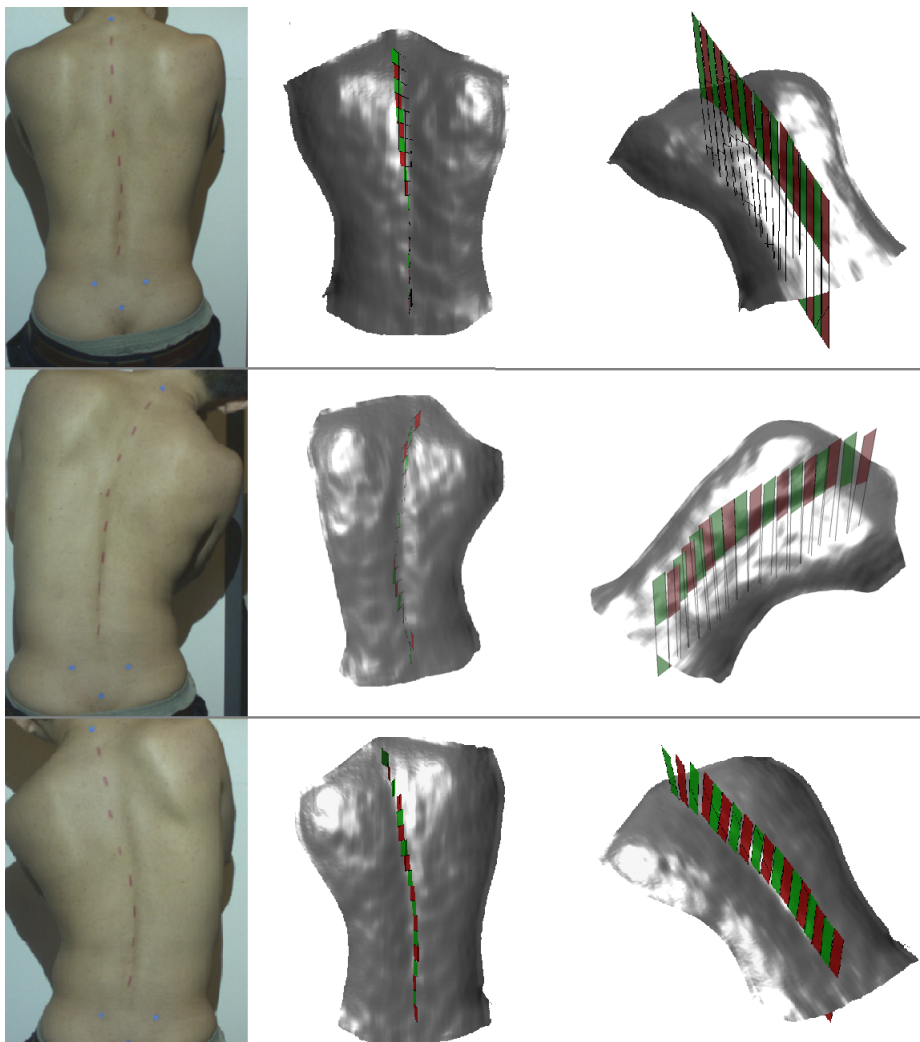


FIGURE 7.15: Étude de l'adaptation de la méthode aux inclinaisons latérales



**FIGURE 7.16:** Robustesse de l'algorithme face aux occlusions de certaines surface du dos reconstruites

En utilisant une approche adaptative et plus globale basée sur des plans de symétrie locaux, la détection automatique de la ligne des épineuses est robuste en ce qui concerne la gravité de la maladie, la morphologie du patient et son positionnement. De plus, la figure 7.16 a montré que la méthode est aussi robuste aux défauts d'acquisition. Ainsi, cette méthode répond aux limites des autres méthodes présentes dans la littérature.

## 7.3 Évaluation de la rotation axiale des vertèbres

### 7.3.1 Introduction

Selon [Illés et al. \(2011\)](#), les rotations axiales des vertèbres impliquées dans les déformations du rachis jouent un rôle fondamental dans le mécanisme de la scoliose. C'est pourquoi, d'après [Mangone et al. \(2013\)](#), l'évaluation quantitative de la rotation axiale vertébrale est essentielle pour déterminer la sévérité de la scoliose ainsi que les mécanismes de la progression des déformations de la colonne vertébrale. De plus, cette mesure est importante pour établir la stratégie de traitement ([Forsberg et al., 2013](#); [Illés et al., 2011](#)). [Forsberg et al. \(2013\)](#) expliquent alors que la plus forte rotation axiale mesurée sur un rachis correspond à la vertèbre apicale de la courbure du rachis scoliotique.

La majorité des méthodes de calcul de la rotation axiale vertébrale se basent sur l'étude des positions relatives des divers éléments postérieurs de la vertèbre, autrement dit le processus épineux et les apophyses transverses, visualisés à l'aide d'une imagerie radiographique ou CT ([Illés et al., 2011](#); [Lam et al., 2008](#)). Cependant, d'après [Mangone et al. \(2013\)](#), l'accès à la valeur précise de la rotation axiale des vertèbres est difficile en raison de la complexité des caractéristiques anatomiques du corps vertébral, ce qui provoque une mauvaise reproductibilité inter et intra-opérateur.

D'après [Drerup et Hierholzer \(1994\)](#), de nombreuses études corrélerent alors la rotation de la surface du dos à la rotation axiale des vertèbres. Son étude propose alors de quantifier la rotation axiale des vertèbres à l'aide de la composante horizontale de la direction des normales à la surface, le long de la ligne des épineuses, comme illustré figure 7.3. Plus récemment, [Mangone et al. \(2013\)](#) a étudié la corrélation entre la rotation axiale mesurée sur les acquisitions topographiques du dos à l'aide de la méthode proposée par [Drerup et Hierholzer \(1994\)](#) et de celle calculé à l'aide de la méthode Raimondi, basée sur des radiographies. Les valeurs des rotations axiales obtenues par les deux méthodes ont été étudiées sur 27 patients atteints de scolioses, évaluées avec un angle de Cobb compris entre 21 et 39 degrés. 2 patients ont été exclus car la qualité de la radiographie ne permettait pas de calculer les rotations axiales à l'aide de la méthode de Raimondi. Ce fait laisse alors penser que le calcul des rotations axiales sur radiographies est relativement complexe. Ainsi, sur les 25 patients inclus dans l'étude, les valeurs des rotations axiales présentent d'importantes différences. Les rotations obtenues à l'aide d'une mesure optique sont généralement plus faibles que celles obtenues par radiographies. De plus, les différences anatomiques entre les segments thoraciques et lombaires jouent un rôle important dans la comparaison des rotations vertébrales internes à partir de la déformation de la surface du dos. Néanmoins, la corrélation entre les valeurs trouvées par les deux méthodes est relativement bonne ce qui confirmerait qu'il est possible d'utiliser une acquisition surfacique du dos pour évaluer la rotation axiale des vertèbres. Cependant, la méthode proposée par [Drerup et Hierholzer \(1994\)](#) est peu stable et est très sensible à la qualité de l'acquisition, au bruit et à la densité du nuage de points représentant le dos.

Ainsi, que ce soit à partir d'imagerie interne ([Lam et al., 2008](#)) ou d'imagerie externe ([Drerup et Hierholzer, 1994](#)), la rotation vertébrale peut être estimée à partir de

la localisation des processus épineux. C'est pourquoi, une fois la déviation latérale de la colonne évaluée grâce à la détection de la ligne des épineuses, les travaux se sont naturellement orientés vers la quantification de la rotation axiale des vertèbres grâce à la caractérisation géométrique de la surface du dos. Les enjeux liés à cette problématique sont d'une part, l'évaluation de la rotation axiale des vertèbres à partir d'une acquisition externe de la surface du dos et d'autre part, de développer une méthode automatique afin de s'affranchir des variabilités inter et intra-opérateur.

### 7.3.2 Utilisation de la surface de symétrie pour évaluer la rotation axiale

Dans cette partie, nous proposons d'utiliser la méthode de calcul de la surface de symétrie pour évaluer la rotation locale de la surface du dos, corrélée à la rotation axiale des vertèbres.

Nous noterons dans la suite de ce chapitre le point **C** comme étant le point représentant le centre de du corps vertébral, **P** celui correspondant à la pointe du processus épineux et **S** comme étant le point de symétrie. Comme illustré figure 7.17, chez l'individu sain, les points **C**, **P** et **S** sont alignés et sont contenus dans le plan sagittal du dos (plan de symétrie droite-gauche du dos chez l'individu sain). Ce fait n'est cependant plus le cas dans le cas d'un patient scoliotique.

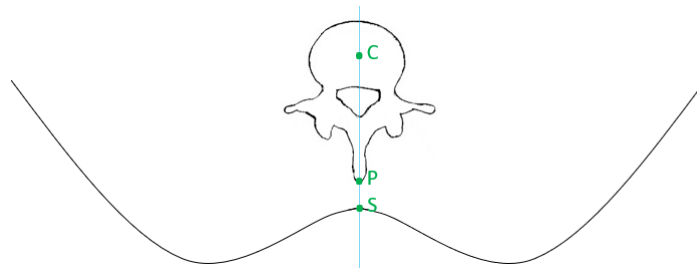


FIGURE 7.17: Rotation axiale des vertèbres chez un patient sain

Notre proposition consiste à analyser l'orientation de la surface de symétrie du dos, à des hauteurs précises correspondantes à celles des corps vertébraux. Le calcul de la surface de symétrie a été basé sur l'extraction d'un ensemble de plans de symétrie de bandes  $S_i$  de la surface du dos. Ainsi, il est raisonnable de penser que l'orientation des plans de symétrie est liée à la rotation de la surface du dos.

Au chapitre 2, nous avons montré les vertèbres avaient différentes morphologies en fonction de la hauteur à laquelle elles se situent dans le rachis. Les positions indépendantes de chaque processus épineux, qui pourraient nous informer sur la hauteur des corps vertébraux dans le rachis, sont difficilement détectables automatiquement. C'est pourquoi, nous soumettons l'idée d'utiliser une notion d'épaisseur statistique des vertèbres par rapport à la longueur totale du rachis, afin de pouvoir approximer les positions de chaque processus épineux seulement en connaissant les positions de C7 et des EIPS, qui d'après Drerup (2014) sont relativement simples à détecter automatiquement. Ainsi, nous proposons une adaptation de la localisation des bandes  $S_i$  en fonction de l'épaisseur des vertèbres et de leur localisation dans le rachis. Nous avons alors effectué



un calcul statistique sur 51 reconstructions du rachis scoliootiques, obtenues à l'aide de BIOMOD 3S. Cela nous a permis de connaître l'épaisseur et la localisation statistiques de chacune des vertèbres, par rapport à la longueur curviligne totale du rachis. Ainsi, au lieu de diviser la surface du dos à l'aide de bandes  $S_i$  de même hauteur, nous avons utilisé les épaisseurs statistiques des vertèbres. Pour chacune des bandes  $S_i$ , nous avons calculé le plan de symétrie correspondant  $\Pi_i$  et extrait le vecteur normal  $\mathbf{n}_i$  de  $\Pi_i$ . Après avoir projeté  $\mathbf{n}_i$  dans le plan transversal, nous avons calculé  $\mathbf{r}_{\Pi_i}$  orthogonal à  $\mathbf{n}_i$ . L'angle entre l'axe le vecteur directeur de l'axe z et  $\mathbf{r}_{\Pi_i}$  correspond à la valeur de rotation axiale de la vertèbre  $i$ .

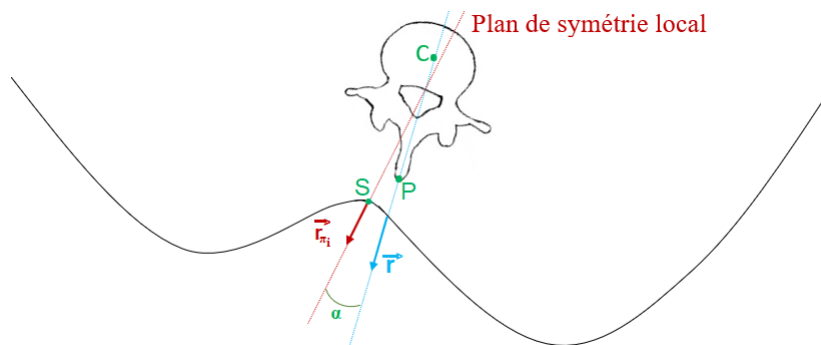


FIGURE 7.18: Rotation axiale des vertèbres chez un patient scoliootique

### 7.3.3 Résultats et discussion

Afin de valider notre hypothèse, nous utilisons les 51 reconstructions 3D du rachis de patients scoliootiques, effectuées à l'aide du système BIOMOD 3S. Pour chaque patient, nous avons donc les acquisitions surfaciques du dos ainsi que les reconstructions biplanes alignées du rachis, qui nous fournissent les positions et les orientations des vertèbres. Elles sont toutes deux exprimées dans un système de référence spécifique au patient. Pour chaque vertèbre, nous avons les coordonnées 3D du processus épineux  $\mathbf{S}$  et le centre de la vertèbre  $\mathbf{C}$ . Nous calculons le vecteur  $\mathbf{SC}$  et nous récupérons sa projection dans le plan horizontal, qui nous noterons  $\mathbf{r}$ . Par la suite, nous comparons  $\mathbf{r}_{\Pi_i}$  et  $\mathbf{r}$ , ce qui équivaut à étudier l'angle  $\alpha$  entre les deux vecteurs, comme illustré sur la figure 7.18. L'angle  $\alpha$  a été calculé pour chaque vertèbre entre C7 et L5 de chaque patient. Les résultats obtenus sur les 51 patients donnent  $\alpha$  tel que  $\alpha = 3,81^\circ \pm 2,93^\circ$ . Ce résultat semble être prometteur. De plus, il est raisonnable de penser qu'en adoptant une étude plus globale de bandes  $S_i$  de la surface du dos, le calcul des rotations axiales serait plus résistant aux imperfections locales de l'acquisition du dos et que cette méthode permettrait alors de résoudre les limites de la méthode de [Drerup et Hierholzer \(1994\)](#). Néanmoins, l'étude de [Hocquelet et al. \(2016\)](#) démontre un manque de robustesse concernant le calcul des rotations axiales des vertèbres par le logiciel BIOMOD 3S. Ce fait forme un problème majeur dans notre validation.

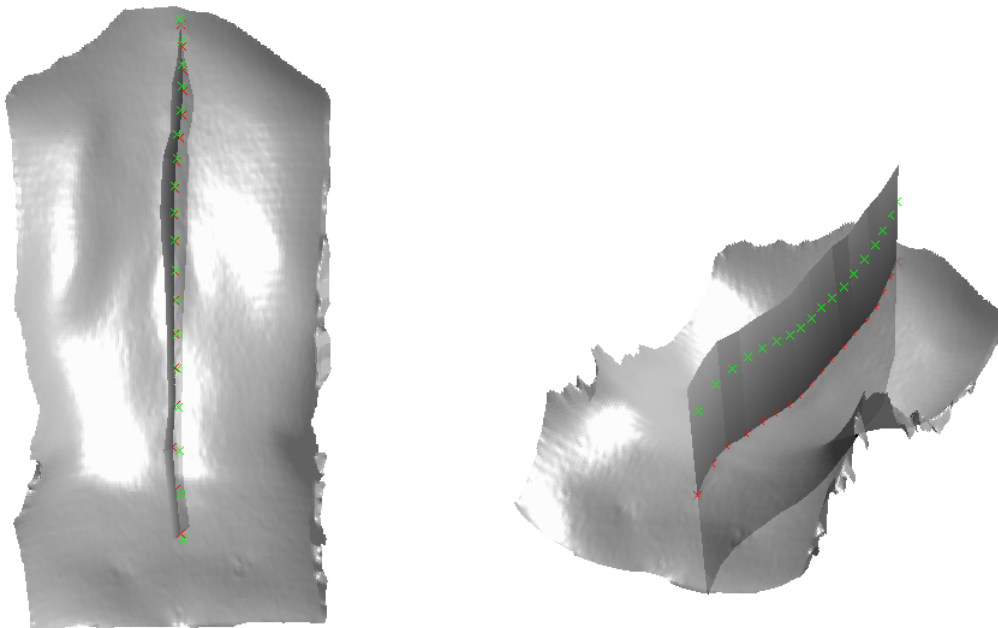
De plus, généralement, l'acquisition surfacique du dos d'un patient est effectué juste

après que celui-ci a enlevé son corset. Or, à cet instant, la forme de la surface du dos est encore influencée par le port de l'orthèse et nous sommes conscients de la limite que cela peut imposer sur le calcul de la rotation axiale. Une idée pour minimiser le problème serait d'utiliser un protocole d'acquisition qui demanderait au patient d'enlever le corset quelques heures avant l'acquisition. Il serait d'ailleurs nécessaire d'analyser plus en détail ce point. Par exemple, il serait intéressant de faire une étude qui consiste à comparer les différences entre une acquisition surfacique effectuée juste après que le patient a retiré son corset avec une acquisition du même patient quelques heures plus tard. De plus, intuitivement, l'asymétrie causée par la rotation axiale d'une vertèbre thoracique sera plus élevée que celle causée par la même rotation axiale d'une vertèbre lombaire. De la même manière, pour deux patients d'IMC différent, l'asymétrie correspondante sera d'autant plus faible que l'IMC est fort.

## 7.4 Modélisation 3D du rachis à l'aide de la surface de symétrie

Comme suggéré par [Turner-Smith et al. \(1988\)](#) et [Drerup et Hierholzer \(1994\)](#), nous proposons maintenant de calculer la position des centres des corps vertébraux  $C_i$  à l'aide de la ligne des épineuses et des rotations axiales vertébrales obtenues précédemment.

Pour cela, nous utilisons les épaisseurs statistiques des vertèbres précédemment calculées et nous cherchons les points de la ligne des épineuses  $P_i$  correspondant aux processus épineux de chaque vertèbre  $i$ . Ces derniers correspondent aux croix rouges sur la figure 7.19. Puis, les points correspondant aux centres des corps vertébraux  $C_i$  sont calculés à l'aide de la méthode proposée par [Drerup et Hierholzer \(1994\)](#), décrite au début de ce chapitre, et des rotations axiales calculées à l'aide de la surface de symétrie du dos. Ces derniers correspondent aux croix vertes sur la figure 7.19.



**FIGURE 7.19:** Calcul de la ligne interne à partir de la surface de symétrie du dos et de la méthode de [Drerup et Hierholzer \(1994\)](#)

Nous proposons alors de placer le centre du corps vertébral  $C_i$  d'un modèle de vertèbre au niveau des positions précédemment calculées puis d'orienter les vertèbres de manière à ce que les points  $C_i$  et  $S_i$  du modèle soient compris dans le plan de symétrie  $\Pi_i$ , tel qu'illustré figure 7.20. Un résultat est montré à la figure 7.21.

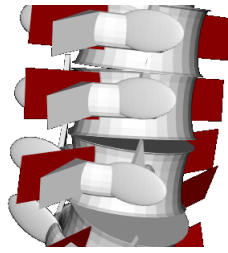


FIGURE 7.20: Placement du modèle de vertèbre par rapport aux plans de symétrie locaux

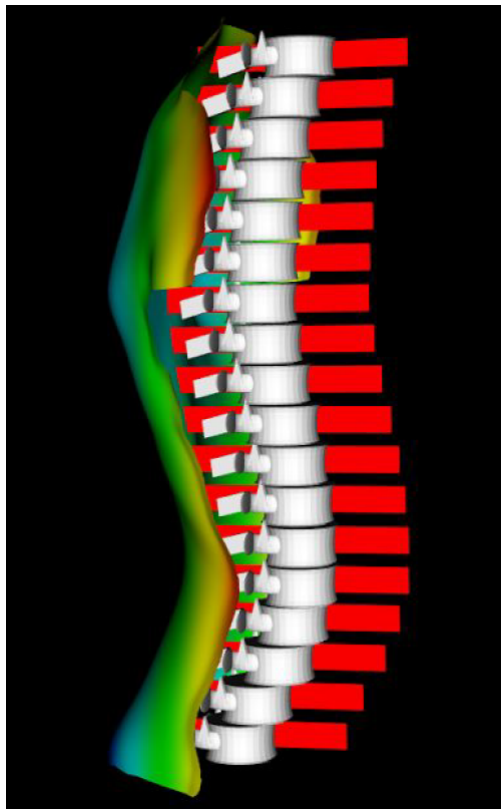
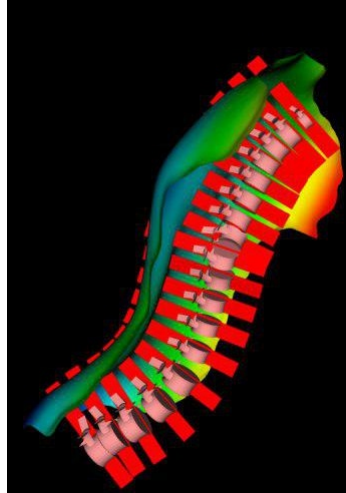


FIGURE 7.21: Positionnement des modèles de vertèbres en fonction des localisations des corps vertébraux  $C_i$  et des rotations axiales

La deuxième étape consiste à placer les vertèbres, qui comme expliqué section 2.2, s'orientent dans les 3 plans de l'espace. Pour chaque vertèbre  $i$ , nous proposons alors d'utiliser un repère de Frénet-Serret afin d'approximer l'orientation de chaque vertèbre, comme le suggèrent les travaux de Poncet et al. (2001). La rotation axiale des vertèbres, dans le plan transverse, est connue à l'aide de la méthode précédemment expliquée. Ensuite, afin d'orienter le modèle de la vertèbre dans le plan sagittal, nous proposons d'utiliser la tangente à la ligne interne interpolée, au point  $C_i$ . Pour finir, la binormale au point  $C_i$  est déduite à partir de ces deux derniers.

Un résultat est montré à la figure 7.22. Sur cette visualisation, un facteur  $f_i$  égal à la

hauteur statistique de la vertèbre  $i$  a été appliqué afin d'adapter la taille du modèle à la morphologie du rachis.



**FIGURE 7.22:** Modélisation complète 3D du rachis à partir de la surface de symétrie, avec application du facteur de taille sur le modèle des vertèbres et rotations des vertèbres dans les trois plans de l'espace

## 7.5 Bilan et perspectives

L'intérêt des acquisitions surfaciques du dos se trouve dans l'accès à des informations internes liées au rachis, sans utilisation de rayons X. Hackenberg et al. (2006) expliquent que les deux caractéristiques principales permettant d'évaluer la sévérité de la scoliose sont la déviation latérale du rachis et l'amplitude des rotations vertébrales lorsque le patient est en position debout. Le début de ce chapitre a permis de mettre en évidence qu'en étudiant la localisation de la ligne des épineuses et la rotation de la surface du dos, la configuration spatiale interne du rachis pourrait être approximée. Cependant, nous avons vu qu'une amélioration de la détection de la ligne des épineuses et de l'évaluation de la rotation de la surface étaient nécessaires pour pouvoir modéliser un rachis scoliotique.

Dans une première partie, nous avons donc proposé de détecter la position de la ligne des épineuses à partir de la ligne de symétrie, obtenue à l'intersection entre la surface du dos et sa surface de symétrie. Nous avons alors montré que cette méthode est robuste aux fortes déformations, quantifiée par l'angle de Cobb, aux variations de morphologie des patients, évaluée à l'aide de l'IMC ainsi qu'aux zones plus plates se trouvant au niveau des lombaires. Dans une seconde partie, nous avons proposé une méthode de calcul de la rotation de la surface du dos à partir de sa surface de symétrie. Des résultats encourageants ont alors été mis en avant. Ainsi, nous pouvons raisonnablement penser que la modélisation 3D du rachis obtenue à l'aide du calcul d'une surface de symétrie, tel que celui que nous avons proposé, est relativement correcte. Néanmoins, une valida-

tion à l'aide de radiographies de patients scoliotiques serait nécessaire afin de confirmer les résultats.



## **Cinquième partie**

# **Conclusion générale et perspectives**





## CONCLUSION ET PERSPECTIVES

### 8.1 Bilan de nos contributions

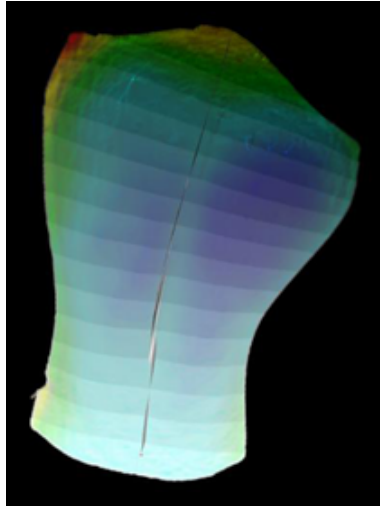
Les travaux de recherche présentés portent sur l'étude de la symétrie des maillages 3D bilatéraux. Généralement, celle-ci est définie comme une symétrie orthogonale par rapport à un plan. Cependant, cette caractérisation n'est pleinement pertinente que dans le cas de structures bilatérales "droites". Nous avons montré dans les chapitres 1, 2 et 3 de ce manuscrit que dans notre cas d'application, à savoir l'étude des déformations de la surface du dos causées par la scoliose, l'analyse des asymétries à l'aide d'un plan de symétrie est imprécise.

C'est pourquoi, nous avons généralisé la notion de symétrie bilatérale des maillages 3D en définissant une symétrie orthogonale par rapport à une surface quelconque. Pour cela, nous avons proposé **une nouvelle méthode robuste d'extraction d'une surface de symétrie continue 3D**. Celle-ci se fonde sur un processus itératif qui consiste à décomposer le maillage 3D de la structure en un ensemble de bandes, définies orthogonalement à la ligne de symétrie de la structure, puis à calculer le plan de symétrie local de chacune de ces bandes. Une fois que l'algorithme a convergé, c'est-à-dire lorsque la ligne de symétrie est stable, l'ensemble des plans de symétrie locaux obtenu constitue la surface de symétrie par morceaux du maillage 3D. Un intérêt particulier a alors été porté à la robustesse de l'algorithme, qui doit pouvoir s'adapter aux différentes déformations du maillage. C'est pourquoi, la détection de cette dernière a été validée sur des structures surfaciques présentant une ou plusieurs courbures, plus ou moins marquées. Puis, dans un deuxième temps, nous avons proposé une nouvelle méthode permettant d'interpoler l'ensemble des plans de symétrie locaux, de manière à obtenir une surface de symétrie continue. Cette contribution a été détaillée dans le chapitre 4.

Inévitablement, la seconde problématique qui s'est alors posée, concernait la quantification de l'asymétrie du maillage 3D étudiée à partir de sa surface de symétrie. Notre cas d'application nous imposait alors un résultat qui puisse être comparé dans le temps et entre les individus. Ainsi, nous avons introduit, au chapitre 5, **une méthode de calcul d'une carte d'asymétrie courbe normalisée à partir d'une surface de symétrie**. Celle-ci se fonde, dans un premier temps, sur une nouvelle méthode permettant de construire une carte d'asymétrie individuelle 3D d'une structure à partir de sa surface de symé-

trie, puis sur une méthode permettant de la normaliser dans un repère commun pour pouvoir faire des comparaisons d'une structure à l'autre.

La figure 8.1 présente un résumé de nos contributions, en montrant la carte d'asymétrie d'un maillage d'un dos acquis lorsque le patient est incliné à droite, sur lequel est superposée sa surface de symétrie et en transparence, les bandes adaptatives utilisées pour le calcul de cette dernière.



**FIGURE 8.1:** Carte d'asymétrie d'un dos acquis en inclinaison, avec sa surface de symétrie et en transparence et les bandes utilisées pour le calcul de cette dernière.

Enfin, nous présentons deux applications de nos contributions dans le cadre de l'étude des déformations induites par la scoliose :

- Dans le chapitre 6, nous mettons en avant que l'étude de la carte de symétrie du dos, calculée à partir de sa surface de symétrie, permet de catégoriser les différents types de scoliose.
- Dans le chapitre 7, nous avons proposé une méthode de construction d'une modélisation 3D interne du rachis, à partir de l'étude de la surface du dos et donc sans avoir recours à de l'imagerie irradiante.

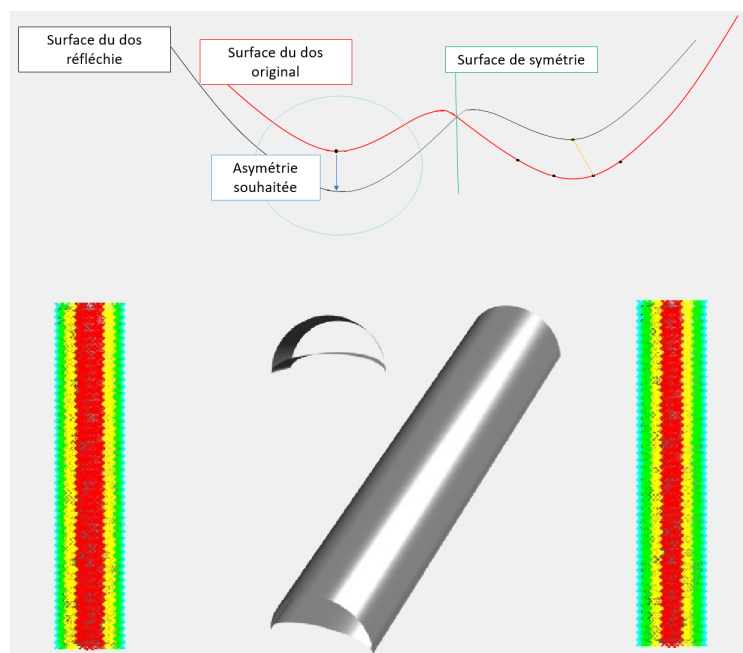
Ainsi, nous avons mis en évidence l'avantage d'une analyse fondée sur une surface de symétrie quelconque, dans le cadre de l'étude des déformations de la surface du dos induites par la scoliose.

## 8.2 Perspectives

### 8.2.1 Amélioration de la détection de la surface de symétrie et l'étude de de l'asymétrie

Dans le chapitre 5, nous avons expliqué que logiquement le critère d'asymétrie minimisé lors de la détection de la surface de symétrie doit être le même que celui utilisé pour le calcul de la carte d'asymétrie. Les méthodes utilisées et les résultats présentés

ont été basés sur le critère du plus proche voisin en distance euclidienne, fondé sur un méthode point à point. Néanmoins, nous pensons, par exemple, que dans le cadre de la scoliose l'utilisation de la normale au maillage de la même façon qu'au chapitre 6 pour le prétraitement des maillages bilatéraux serait plus judicieuse. La figure 8.2 présente, en haut, la coupe d'une surface du dos superposée à sa symétrie. Nous illustrons, à gauche, la recherche du correspondant symétrique anatomique tel qu'on le souhaiterait et à droite, un exemple d'appariement par recherche du plus proche voisin. Nous modélisons ensuite, en bas de la figure, une bosse qui serait présente d'un côté du dos à l'aide de deux tubes. La carte d'asymétrie, à gauche, est celle obtenue avec un critère d'asymétrie fondée sur les normales du maillage tandis qu'à droite, elle correspond à celle obtenue avec la distance euclidienne entre les points appariés, les plus proches voisins. On remarque alors que la zone représentant la forte asymétrie (en rouge) est augmentée par rapport à la seconde méthode habituellement utilisée. Cet exemple simple montre alors l'importance du choix du critère d'asymétrie à minimiser. C'est pourquoi, il serait nécessaire d'étudier minutieusement l'influence de différents critères de minimisation sur les résultats.



**FIGURE 8.2:** Différences de résultats obtenues par l'utilisation de deux critères de minimisation : à gauche, critère d'asymétrie fondée sur les normales du maillage et à droite, sur la distance euclidienne entre les points appariés, les plus proches voisins.

De plus, il serait intéressant d'évaluer la robustesse de la détection de la surface de symétrie en fonction de l'ajout de bruit, de points aberrants et de données manquantes mais aussi d'étudier d'autres méthodes de détection de symétries (Mitra et al., 2006; Kazhdan et al., 2004). Aussi, une amélioration concernant l'interpolation des plans de symétrie (et en particulier l'interpolation des vecteurs présentée section 4.4.5) serait à réfléchir.

### 8.2.2 Études de différentes postures

Lors de l'analyse clinique de la scoliose, différentes postures qui atténuent ou accentuent les déformations de la surface du dos peuvent être étudiées. Ces dernières sont présentées figure 8.3. En particulier, Pazos et al. (2008) explique que la valeur du test de flexion latérale (montré sur les deuxième et troisième images) est importante dans l'évaluation de la mobilité des courbes et la planification de la chirurgie de la scoliose. Ce paramètre est évalué visuellement en examen clinique, mais aussi à l'aide de radiographie. De la même manière, la rotation de la ceinture scapulaire par rapport à la ceinture pelvienne est évaluée en positionnant le patient en rotation, comme montré sur les quatrième et cinquième images. Il est donc nécessaire que la méthode automatique d'analyse de la surface du dos puisse s'adapter à toutes les postures. Ainsi, dans un premier temps, il serait nécessaire d'étudier le comportement de la méthode d'extraction de la surface de symétrie à l'aide d'un nombre plus important d'acquisitions du dos, lorsque les patients sont dans ces positions. Nous pourrions alors étudier le résultat des cartes d'asymétrie normalisées et redressées d'un même patient dans différentes positions. Les différences de la forme du dos pourront alors être comparées dans les positions maximales, dans le but d'obtenir de nouveaux paramètres sur les mobilités globales du rachis scoliotique. De plus, et en particulier pour ce sujet, il pourrait être intéressant de décorréler l'analyse de la carte d'asymétrie et de la ligne de symétrie (figure 8.4).

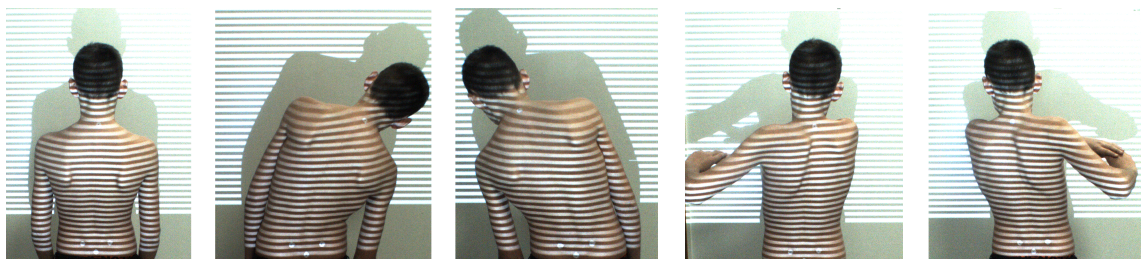


FIGURE 8.3: Différentes postures à étudier dans le cadre de la scoliose : (1) position droite, (2) inclinaison droite, (3) inclinaison gauche, (4) rotation gauche, (5) rotation droite

### 8.2.3 Extension de la méthode à d'autres surfaces anatomiques

Les travaux de recherches présentés dans ce manuscrit s'orientent principalement vers l'étude de la scoliose, mais ont une portée plus importante. En effet, plus généralement, la symétrie est l'une des principales caractéristiques de nombreuses structures anatomiques humaines. Sa perte est souvent liée à des pathologies provoquant des déformations anormales.

Par exemple, l'asymétrie faciale avec une courbure par rapport à l'axe vertical est appelée scoliose faciale et nécessite une série d'examen clinique et radiologique pour être diagnostiquée (Putnam et al., 1993). De la même manière que pour le dos, la déformation osseuse interne cause des déformations de la surface de la peau du visage. Les enjeux médicaux liés à ses deux pathologies sont très proches :

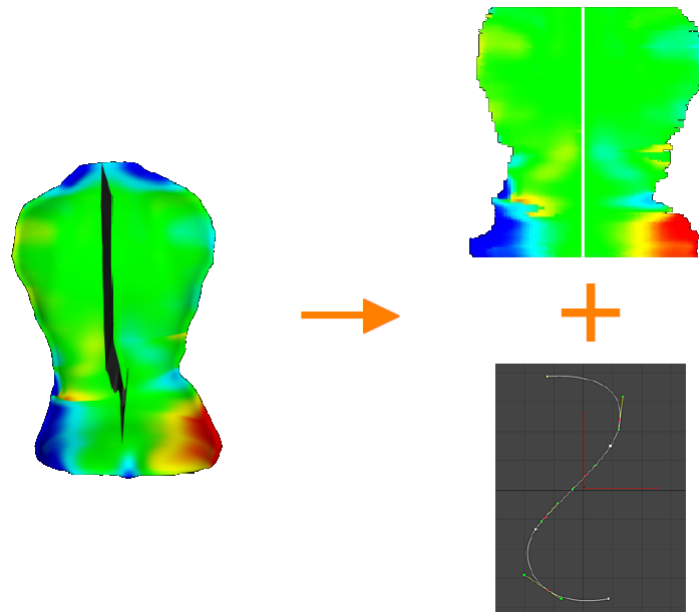


FIGURE 8.4: Décorrélation de l'analyse de la carte d'asymétrie et de la ligne de symétrie.

1. évaluation des asymétries du visage par une technique non-irradiante;
2. quantification pré-thérapeutique de l'asymétrie;
3. évaluation de l'aggravation au cours du temps et de la croissance;
4. quantification de l'évolution post-thérapeutique.

La ligne de symétrie du visage permet de détecter des points anatomiques de références, qui peuvent être étudiés au moment du diagnostic de la scoliose faciale et pour la planification du traitement (Yu et al., 2004). Concernant la méthode proposée dans le chapitre 4 de ce manuscrit, le dos est une structure de grande surface, presque plane sans gros reliefs. Ainsi, afin de valider la robustesse de l'algorithme de détection de la surface de symétrie, pour son extension à d'autres surfaces anatomiques, nous avons testé l'algorithme sur un visage. Une collaboration avec le Centre Hospitalier Universitaire de Montpellier nous a permis d'obtenir une reconstruction surfacique d'un visage asymétrique. Le résultat de la ligne de symétrie calculée sur ce dernier est illustré figure 8.5. On remarque alors que, malgré l'asymétrie importante du visage du patient, l'ensemble des points de symétrie la constituant suivent bien la ligne centrale du visage, en passant par le milieu du front, entre les yeux, puis par le nez pour finir en passant par le milieu de la lèvre et du menton. Ainsi, dans ce cas, l'asymétrie est bien mise en évidence par un ensemble de symétries, qui sont très loin d'appartenir à un seul plan. Ce premier résultat laisse donc à penser que nos contributions pourraient relativement facilement être étendues à l'étude d'autres surfaces anatomiques.

Un autre sujet d'intérêt concerne l'étude de l'asymétrie de l'endocrâne. En effet, Balzeau et al. (2013) expliquent que nous ne disposons que de peu d'informations sur les variations de la forme et de la taille de l'endocrâne ainsi que sur l'évolution du cerveau

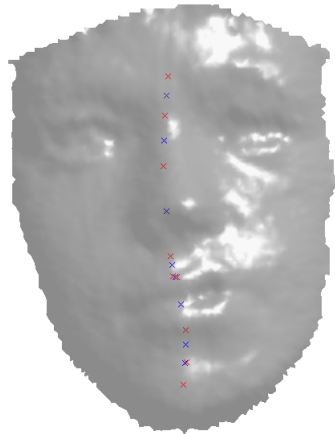
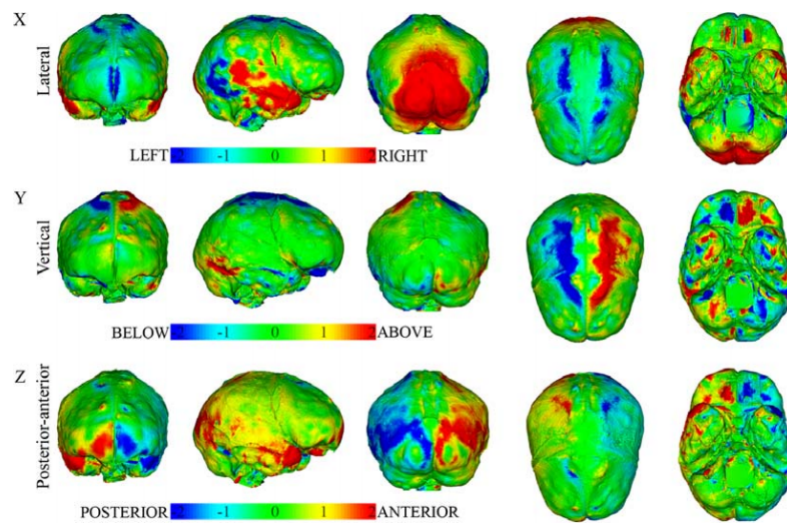


FIGURE 8.5: Calcul de la ligne de symétrie d'un visage asymétrique

depuis l'apparition de notre espèce. Les auteurs relèvent alors l'importance de l'étude de l'asymétrie cérébrale, car cette dernière est étroitement liée au comportement et aux capacités cognitives.

C'est pourquoi, [Balzeau et al. \(2013\)](#) proposent de visualiser la variation bilatérale de l'endocrâne entier, à l'aide d'une carte d'asymétrie, en divisant l'étude en trois composantes afin de caractériser les asymétries dans les trois dimensions séparément (figure 8.6). De plus, [Captier et al. \(2015\)](#) expliquent que la répercussion endocrânienne, qui suit les déformations posturales du crâne du nourrisson, est mal connue et mettent en avant que le problème réside sur la détermination du plan de symétrie et sur la quantification complexe de l'asymétrie de l'endocrâne, en particulier au niveau de la base du crâne. Ainsi, nous pensons qu'il serait très intéressant de pouvoir analyser les asymétries de l'endocrâne avec une méthode robuste, telle que celle que nous avons proposée.



**FIGURE 8.6:** Carte d'asymétrie d'endocrâne par Balzeau et al. (2013) : Illustration des asymétries bilatérales de l'endocrâne de Cro-Magnon 1 détaillées dans leurs composantes latérale (X), verticale (Y) et antéropostérieure (Z). L'échelle chromatique illustre (de la gauche vers la droite de l'échelle) des différences latérales gauche-droite, des différences verticales du bas vers le haut et des différences horizontales de l'arrière vers l'avant.





## PUBLICATIONS

### Conférences internationales

1. M. Morand, O. Comas, G. Subsol et C. Fiorio. *Automatic Extraction of a Piecewise Symmetry Surface of a 3D Mesh : Application to Scoliosis*. In *Workshop ShapeMI : Shape In Medical Imaging, associated to Medical Image Computing Assisted Intervention Conference (MICCAI)*, vol. 2 of LNCS, pages 147–159, Springer International Publishing, Granada, Spain, 2018b

**Abstract :** *Symmetry analysis of the surface of anatomical structures offers good promise for diagnosis, follow-up and therapy planning of pathologies causing abnormal deformities. This paper addresses the problem of detecting and modelling symmetry of bilateral structures, even in cases where the transformation between the two lateral parts is not a simple planar reflection but a symmetry with respect to a curved symmetry surface. We describe a new method to compute a piecewise curved symmetry surface for 3D objects. The algorithm is based on the computation of a 3D symmetry line, which defines strips by orthogonal slicing. A local symmetry plane is computed for each strip by an ICP-like method. The set of all local symmetry planes forms a piecewise symmetry surface. The method is first validated on parametric objects. Then, we show its potential as a non-invasive technique for the study of patients affected by scoliosis. Finally, our approach is generic enough that it could be extended to other medical applications such as facial dysplasia.*

2. M. Morand, O. Comas, C. Fiorio et G. Subsol. *Automatic extraction of the 3D symmetry line of back surface : application on scoliotic adolescents*. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4118–4121, Honolulu, USA, 2018a

**Abstract :** *We propose a new method to extract automatically the symmetry line of the 3D back surface of patients affected by scoliosis. Our method is based on the detection of local symmetry planes computed on thick layers of the back. Results have been obtained on a sample of 112 scoliotic adolescents and we compare the symmetry line obtained by our method with a reference line defined by clinicians. We also study the influence of the scoliosis severity and of the Body Mass Index on the results.*

## Conférences nationales

3. M. Morand, O. Comas, C. Fiorio et G. Subsol. *3D symmetry line and the torsion application to scoliosis*. In *Surgetica*, pages 55–57, Strasbourg, France, 2017

**Abstract :** *The aim of this study is to devise a new robust method for computing the 3D symmetry line of the back surface and assessing the surface rotation along the line.*

## RÉFÉRENCES

- [Ahmad et al., 2017] O. Ahmad, P. Debanné, S. Parent, H. Labelle et F. Cheriet. *3D shape asymmetry analysis using correspondence between partial geodesic curves*. In *IEEE Global Conference on Signal and Information Processing (GlobalSIP)*, pages 181–185, Montreal, QC, Canada, 2017.
- [Aroeira et al., 2016] R. M. C. Aroeira, E. B. de Las Casas, A. E. M. Pertence, M. Greco et J. M. R. Tavares. *Non-invasive methods of computer vision in the posture evaluation of adolescent idiopathic scoliosis*. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, vol. 20, no. 4, pages 832–843, 2016.
- [Balzeau et al., 2013] A. Balzeau, D. Grimaud-Hervé, F. Déroit, R. Holloway, B. Combès et S. Prima. *First description of the Cro-Magnon 1 endocast and study of brain variation and evolution in anatomically modern Homo sapiens*. *Bulletins et mémoires de la Société d’anthropologie de Paris*, vol. 25, pages 1–18, 2013.
- [Bergeri et al., 2002] I. Bergeri, R. Michel et J.-P. Boutin. *Pour tout savoir ou presque sur le coefficient kappa*. *Médecine Tropicale*, vol. 62, no. June, pages 634–636, 2002.
- [Besl et McKay, 1992] P. J. Besl et N. D. McKay. *A Method for Registration of 3-D Shapes*. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 14, no. 2, pages 239–256, 1992.
- [Bolzinger, 2017] M. Bolzinger. *Évaluation de la topographie de surface pour la surveillance des patients scoliotiques*. Ph.D. thesis, Université Toulouse III - Paul Sabatier - Facultés de Médecine, 2017.
- [Bonnet et al., 2016] V. Bonnet, T. Yamaguchi, A. Dupeyron, S. Andary, A. Seilles, P. Fraisse et G. Venture. *Automatic estimate of back anatomical landmarks and 3D spine curve from a Kinect sensor*. In *IEEE RAS / EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pages 924–929, Singapore, 2016.
- [Cappetti et Naddeo, 2017] N. Cappetti et A. Naddeo. *A survey of methods to detect and represent the human symmetry line from 3D scanned human back*. In *Advances on Mechanics, Design Engineering and Manufacturing*, pages 799–809, Springer, Cham, 2017.
- [Cappetti et Naddeo, 2018] N. Cappetti et A. Naddeo. *On methods to identify the symmetry line of human back*. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 2018.
- [Captier et al., 2015] G. Captier, M. Solinhac, G. Subsol, M. Akkari et F. Canovas. *Répercussion endocrânienne des déformations posturales du crâne : étude morphométrique 3D*.

- Morphologie, vol. 99, no. 326, page 110, 2015, 97e Congrès de l'Association des morphologistes, Bruxelles 29-31 janvier 2015.
- [Chancerelle, 2008] D. Chancerelle. *Les items scoliose : un nouveau questionnaire fonctionnel spécifique de la scoliose. Intérêt dans l'étude d'une population de patients opérés d'une scoliose idiopathique dix ans auparavant*. Ph.D. thesis, Université de Nantes, 2008.
- [Chetverikov et al., 2002] D. Chetverikov, D. Svirko, D. Stepanov et P. Krsek. *The Trimmed Iterative Closest Point algorithm*. In *16th International Conference on Pattern Recognition*, vol. 3, pages 545–548, Quebec City, Canada, 2002, ISBN 0-7695-1695-X.
- [Cheung et al., 2015] C.-w. J. Cheung, G.-q. Zhou, S.-y. Law, T.-m. Mak, K.-L. Lai et Y.-P. Zheng. *Ultrasound Volume Projecting Imaging for Assessment of Scoliosis*. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 34, no. 8, pages 1760–1768, 2015.
- [Claes et al., 2011] P. Claes, M. Walters, D. Vandermeulen et J. G. Clement. *Spatially-dense 3D facial asymmetry assessment in both typical and disordered growth*. Journal of Anatomy, vol. 219, pages 444–455, 2011.
- [Coelho et al., 2013] D. M. Coelho, G. H. Bonagamba et A. S. Oliveira. *Scoliometer measurements of patients with idiopathic scoliosis*. Brazilian Journal of Physical Therapy, vol. 17, no. 2, pages 179–184, 2013.
- [Combès et Prima, 2008] B. Combès et S. Prima. *New algorithms to map asymmetries of 3D surfaces*. In *11th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 17–25, New-York, United States, 2008.
- [Combès et al., 2008] B. Combès, R. Hennessy, J. Waddington, N. Roberts et S. Prima. *Automatic symmetry plane estimation of bilateral objects in point clouds*. In *26th IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR*, Anchorage, United States, 2008, ISBN 9781424422432, ISSN 1063-6919.
- [Combès, 2010] B. Combès. *Efficient computational tools for the statistical analysis of shape and asymmetry of 3D point sets*. Ph.D. thesis, Rennes 1, 2010.
- [Dangerfield et al., 1996] P. H. Dangerfield, J. C. Dorgan, P. H. Dangerfield et J. C. Dorgan. *The relationship between surface and radiological deformity in adolescent idiopathic scoliosis : effect of change in body position*. European Spine Journal, vol. 5, pages 85–90, 1996.
- [Davarpanah et Wee-Chung Liew, 2018] S. H. Davarpanah et A. Wee-Chung Liew. *Brain mid-sagittal surface extraction based on fractal analysis*. Neural Computing and Applications, vol. 30, no. 1, pages 153–162, 2018.
- [Di Angelo et Di Stefano, 2013] L. Di Angelo et P. Di Stefano. *Bilateral symmetry estimation of human face*. International Journal on Interactive Design and Manufacturing, vol. 7, no. 4, pages 217–225, 2013.

- [Di Angelo et Di Stefano, 2014] L. Di Angelo et P. Di Stefano. *A computational Method for Bilateral Symmetry Recognition in Asymmetrically Scanned Human Faces*. Computer-Aided Design and Applications, vol. 11, no. 3, pages 275–283, 2014.
- [Di Angelo et al., 2008] L. Di Angelo, P. Di Stefano, P. Raimondi et M. G. Vinciguerra. *Validation of a method for symmetry line detection*. In *XX International Conference of Graphic Engineering*, Valencia, Spain, 2008.
- [Di Angelo et al., 2011] L. Di Angelo, P. Di Stefano et M. G. Vinciguerra. *Experimental validation of a new method for symmetry line detection*. Computer-Aided Design and Applications, vol. 8, no. 1, pages 71–86, 2011.
- [Di Angelo et al., 2012] L. Di Angelo, P. Di Stefano et A. Spezzaneve. *An iterative method to detect symmetry line falling far outside the sagittal plane*. International Journal on Interactive Design and Manufacturing, vol. 6, no. 4, pages 233–240, 2012.
- [Di Angelo et al., 2013a] L. Di Angelo, P. Di Stefano et A. Spezzaneve. *A method for 3D detection of symmetry line in asymmetric postures*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 16, no. 11, pages 1213–1220, 2013a.
- [Di Angelo et al., 2013b] L. Di Angelo, P. Di Stefano et A. Spezzaneve. *Symmetry line detection for non-erected postures*. International Journal on Interactive Design and Manufacturing, vol. 7, no. 4, pages 271–276, 2013b.
- [Drerup, 2014] B. Drerup. *Rasterstereographic measurement of scoliotic deformity*. Scoliosis, vol. 9, no. 22, 2014.
- [Drerup et Hierholzer, 1994] B. Drerup et E. Hierholzer. *Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape*. Clinical Biomechanics, vol. 9, pages 28–36, 1994.
- [Drerup et Hierholzer, 1996] B. Drerup et E. Hierholzer. *Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model*. Clinical Biomechanics, vol. 11, no. 7, pages 376–383, 1996.
- [Dubousset, 2018] J. Dubousset. *Definition of Adolescent Idiopathic Scoliosis*. In *Pathogenesis of Idiopathic Scoliosis*, edited by M. Machida, S. L. Weinstein et J. Dubousset, pages 1–25, Springer, 2018.
- [Dubousset et al., 2005] J. Dubousset, G. Charpak, I. Dorion, W. Skalli, F. Lavaste, J. Deguise, G. Kalifa et S. Ferey. *Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout : le système EOS*. Radioprotection, vol. 40, no. 2, pages 245–255, 2005.
- [Ekrami et al., 2018] O. Ekrami, P. Claes, J. D. White, A. A. Zaidi, M. D. Shriver et S. V. Dongen. *Measuring asymmetry from high-density 3D surface scans : An application to human faces*. PLoS ONE, vol. 13, no. 12, 2018.

- [Fidler et al., 1984] C. Fidler, A. R. Tuner-Smith et C. Gant. *Repeatability of Isis analysis in normal subjects*. Annual Report of the Oxofrd Orthopaedic Engineering Centre, vol. 11, pages 45–47, 1984.
- [Forsberg et al., 2013] D. Forsberg, C. Lundstr, H. Tropp et H. Knutsson. *Fully automatic measurements of axial vertebral rotation for assessment of spinal deformity in idiopathic scoliosis*. Physics in Medicine and Biology, vol. 58, pages 1775–1787, 2013.
- [Gesbert, 2014] J.-C. Gesbert. *Modélisation 3D du rachis scoliotique : fusion de données et personnalisation expérimentale*. Ph.D. thesis, Université de Rennes 1, 2014.
- [Ghaneei, 2017] M. Ghaneei. *Algorithms for Adolescent Idiopathic Scoliosis Classification Based on Surface Topography Analysis*. Master's thesis, 2017.
- [Ghaneei et al., 2018] M. Ghaneei, A. Komeili, Y. Li, E. C. Parent et S. Adeeb. *3D Markerless asymmetry analysis in the management of adolescent idiopathic scoliosis*. BMC Musculoskeletal Disorders, vol. 19, no. 385, pages 1–10, 2018.
- [Gstoettner et al., 2007] M. Gstoettner, K. Sekyra, N. Walochnik, P. Winter, R. Wachter et C. M. Bach. *Inter- and intraobserver reliability assessment of the Cobb angle : manual versus digital measurement tools*. European Spine Journal, vol. 16, pages 1587–1592, 2007.
- [Gupta et al., 2008] A. Gupta, P. Alliez, S. Pion, A. Gupta, P. Alliez, S. Pion et P. Component. *Principal Component Analysis in CGAL*. Tech. rep., INRIA, 2008.
- [Hackenberg et al., 2006] L. Hackenberg, E. Hierholzer, V. Bullmann, U. Liljenqvist et C. Go. *Rasterstereographic analysis of axial back surface rotation in standing versus forward bending posture in idiopathic scoliosis*. European Spine Journal, vol. 15, pages 1144–1149, 2006.
- [Hartley et Sturm, 1997] R. I. Hartley et P. Sturm. *Triangulation*. Computer Vision and Image Understanding, vol. 68, no. 2, pages 146–157, 1997.
- [Haumont, 2010] T. Haumont. *Instabilité posturale au stade précoce de la scoliose idiopathique de l'adolescente*. Ph.D. thesis, Henri Poincare, Nancy 1, 2010.
- [Hierholzer, 1981] E. Hierholzer. *Rasterstereography : A Photogrammetric Method for Measurement of Body Surfaces*. Photogrammetric Engineering and Remote Sensing, vol. 47, no. 12, pages 1717–1724, 1981.
- [Hierholzer, 1985] E. Hierholzer. *Analysis of left-right asymmetry of the back shape of scoliotic patients*. Biostereometrics, vol. 602, pages 266–271, 1985.
- [Hill et al., 2014] S. Hill, E. Franco-Sepulveda, A. Komeili, A. Trovato, E. Parent, D. Hill, E. Lou et S. Adeeb. *Assessing asymmetry using reflection and rotoinversion in biomedical engineering applications*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine, vol. 228, no. 5, pages 523–529, 2014.

- [Ho et al., 2015] C. Ho, E. Parent, E. Watkins, M. Moreau, D. Hedden, M. El-Rich et S. Adeeb. *Asymmetry Assessment Using Surface Topography in Healthy Adolescents*. *Symmetry*, vol. 7, pages 1436–1454, 2015.
- [Hocquelet et al., 2016] A. Hocquelet, F. Cornelis, A. Jiro, L. Castaings, M. De Sèze et O. Hauger. *Patient-specific 3D models created by 3D imaging system or bi-planar imaging coupled with Moiré-Fringe projections : a comparative study of accuracy and reliability on spinal curvatures and vertebral rotation data*. *European Spine Journal*, vol. 25, no. 10, pages 3154–3161, 2016.
- [Hong et al., 2017] A. Hong, N. Jaswal, L. Westover, E. C. Parent, M. Moreau, D. Hedden et S. Adeeb. *Surface Topography Classification Trees for Assessing Severity and Monitoring Progression in Adolescent Idiopathic Scoliosis*. *Spine*, vol. 42, no. 13, pages 781–787, 2017.
- [Horng et al., 2019] M.-h. Horng, C.-p. Kuok, M.-j. Fu, C.-j. Lin et Y.-n. Sun. *Cobb Angle Measurement of Spine from X-Ray Images Using Convolutional Neural Network*. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2019, 2019.
- [Huysmans et al., 2004] T. Huysmans, B. Haex, R. Van Audekercke, J. Vander Sloten et G. Van Der Perre. *Three-dimensional mathematical reconstruction of the spinal shape, based on active contours*. *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pages 1793–1798, 2004.
- [Ilharreborde et al., 2016] B. Ilharreborde, E. Ferrero, M. Alison et K. Mazda. *EOS microdose protocol for the radiological follow-up of adolescent idiopathic scoliosis*. *European Spine Journal*, vol. 25, pages 526–531, 2016.
- [Illés et al., 2011] T. Illés, M. Tunyogi-Csapó et S. Somoskeöy. *Breakthrough in three-dimensional scoliosis diagnosis : Significance of horizontal plane view and vertebra vectors*. *European Spine Journal*, vol. 20, pages 135–143, 2011.
- [Jaremko et al., 2002a] J. L. Jaremko, P. Poncet, J. Ronsky, J. Harder, J. Dansereau, H. Labelle et R. F. Zernicke. *Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis*. *Clinical Biomechanics*, vol. 17, pages 559–568, 2002a.
- [Jaremko et al., 2002b] J. L. Jaremko, P. Poncet, J. Ronsky, J. Harder, H. Labelle et R. F. Zernicke. *Comparison of Cobb Angles Measured Manually , Calculated from 3-D Spinal Reconstruction , and Estimated from Torso Asymmetry*. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 5, no. 4, pages 277–281, 2002b.
- [Joshi et al., 2003] S. Joshi, P. Lorenzen, G. Gerig et E. Bullitt. *Structural and radiometric asymmetry in brain images*. *Medical Image Analysis*, vol. 7, pages 155–170, 2003.
- [Kazhdan et al., 2004] M. Kazhdan, T. Funkhouser et R. S.. *Symmetry descriptors and 3D shape-matching*. In *Proceedings of Symposium of Geometry Processing*, pages 115–123, Montreal, QC, Canada, 2004.



- [Kim et al., 2015] H. S. Kim, S. B. Park, S. S. Lo, J. I. Monroe et J. W. Sohn. *Bidirectional local distance measure for comparing segmentations Bidirectional local distance measure for comparing segmentations*. Medical Physics, vol. 6779, no. 2012, 2015.
- [King et al., 1983a] H. King, J. Moe, D. Bradford et R. Winter. *The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis*. The Journal of Bone & Joint Surgery, vol. 65, no. 9, pages 1302–1313, 1983a.
- [King et al., 1983b] H. A. King, J. H. Moe, D. S. Bradford, R. B. Winter, J. B. Joint et S. Am. *The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis Selection of Fusion Idiopathic Levels Scoliosis in Thoracic*. The Journal of Bone & Joint Surgery, pages 1302–1313, 1983b.
- [Koell, 2010] P. Koell. *Développement d'un modèle biomécanique du rachis basé sur les relations 3D internes – externes : radiographie bi-planaire et franges de Moiré*. Ph.D. thesis, Université Claude Bernard - Lyon I, 2010.
- [Komeili et al., 2014] A. Komeili, L. M. Westover, E. C. Parent, M. Moreau, M. El-Rich et S. Adeeb. *Surface topography asymmetry maps categorizing external deformity in scoliosis*. Spine Journal, vol. 14, pages 973–983, 2014.
- [Komeili et al., 2015a] A. Komeili, L. Westover, E. C. Parent et M. El-rich. *Correlation Between a Novel Surface Topography Asymmetry Analysis and Radiographic Data in Scoliosis*. Spine Deformity, vol. 3, pages 303–311, 2015a.
- [Komeili et al., 2015b] A. Komeili, L. Westover, E. C. Parent, M. El-rich et S. Adeeb. *Monitoring for idiopathic scoliosis curve progression using surface topography asymmetry analysis of the torso in adolescents*. The Spine Journal, vol. 15, pages 743–751, 2015b.
- [Kuijf et al., 2012] H. J. Kuijf, M. A. Viergever et K. L. Vincken. *Automatic Extraction of the Curved Midsagittal Brain Surface on MR Images*. In *Medical Computer Vision, Recognition techniques and applications in medical imaging*, vol. 7766 of LNCS, pages 225–232, Springer, Nice, France, 2012.
- [Kuijf et al., 2013] H. J. Kuijf, S. J. V. Veluw, M. I. Geerlings, M. A. Viergever, G. Jan et B. Koen. *Automatic Extraction of the Midsagittal Surface from Brain MR Images using the Kullback – Leibler Measure*. Neuroinformatics, vol. 12, no. 3, pages 395–403, 2013.
- [Lam et al., 2008] G. C. Lam, D. L. Hill, L. H. Le, J. V. Raso et E. H. Lou. *Vertebral rotation measurement : a summary and comparison of common radiographic and CT methods*. Scoliosis, vol. 3, no. 16, 2008.
- [Lancaster et al., 2003] J. L. Lancaster, P. V. Kochunov, P. M. Thompson, A. W. Toga et P. T. Fox. *Asymmetry of the Brain Surface From Deformation Field Analysis*. Human Brain Mapping, vol. 19, pages 79–89, 2003.

- [Langensiepen et al., 2013] S. Langensiepen, O. Semler, R. Sobottke, O. Fricke, J. Franklin, E. Schönau et P. Eysel. *Measuring procedures to determine the Cobb angle in idiopathic scoliosis : a systematic review*. European Spine Journal, vol. 22, pages 2360–2371, 2013.
- [Larson et al., 2018] J. E. Larson, M. A. Meyer, B. Boody et J. F. Sarwark. *Evaluation of angle trunk rotation measurements to improve quality and safety in the management of adolescent idiopathic scoliosis*. Journal of Orthopaedics, vol. 15, pages 563–565, 2018.
- [Law et al., 2016] M. Law, W.-K. Ma, D. Lau, E. Chan, L. Yip et W. Lam. *Cumulative radiation exposure and associated cancer risk estimates for scoliosis patients : Impact of repetitive full spine radiography*. European Journal of Radiology, vol. 85, no. 3, pages 625–628, 2016.
- [Le Cann, 2004] S. Le Cann. *Étude biomécanique d'un nouvel implant rachidien pour préserver la croissance et la mobilité dans le traitement des scolioses*. Ph.D. thesis, Aix-Marseille Université, 2004.
- [Lee et Liu, 2012] S. Lee et Y. Liu. *Curved glide-reflection symmetry detection*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 34, no. 2, pages 266–278, 2012.
- [Lee et al., 2013] T. S. H. Lee, S. Fidler et S. Dickinson. *Detecting curved symmetric parts using a deformable disc model*. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision*, pages 1753–1760, IEEE, 2013.
- [Lenke et al., 2001] L. Lenke, R. Betz, J. Harms, K. Bridwell, D. Clements, T. Lowe et K. Blanke. *Adolescent Idiopathic Scoliosis : A New Classification to Determine Extent of Spinal Arthrodesis*. The Journal of Bone & Joint Surgery-American, vol. 83, no. 8, pages 1169–1181, 2001.
- [Liu, 2003] Y. Liu. *A quantified study of facial asymmetry in 3D faces*. Tech. rep., The Robotics Institute Carnegie Mellon University, 2003.
- [Liu et Palmer, 2003] Y. Liu et J. Palmer. *A quantified study of facial asymmetry in 3D faces*. In *2003 IEEE International SOI Conference. Proceedings*, pages 222–229, 2003.
- [Lowe et al., 2006] T. Lowe, S. H. Berven, F. J. Schwab et K. H. Bridwell. *The SRS Classification for Adult Spinal Deformity Building on the King / Moe and Lenke Classification Systems*. Spine, vol. 31, no. 19, pages 119–125, 2006.
- [Lukovic et al., 2018] V. Lukovic, S. Cukovic et G. Devedzic. *Optical Methods for the Estimation and 2D Classification of Idiopathic Scoliosis*. In *7th Mediterranean conference on embedded computing*, Budva, Montenegro, 2018.
- [Mangeot, 1891] S. Mangeot. *Surfaces de symétrie du troisième ordre d'une quadrique*. Nouvelles annales de mathématiques, vol. 10, no. 3, pages 235–242, 1891.
- [Mangeot, 1901] S. Mangeot. *Sur les surfaces symétriques par rapport au cône de révolution*. Annales scientifiques de l'E.N.S, vol. 18, no. 3, pages 35–38, 1901.

- [Mangone et al., 2013] M. Mangone, P. Raimondi, M. Paoloni, S. Pellanera, M. Murgia et V. Santilli. *Vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis calculated by radiograph and back surface analysis-based methods : correlation between the Raimondi method and rasterstereography*. *European Spine Journal*, vol. 22, pages 367–371, 2013.
- [Marty, 2004] C. Marty. *Comment examiner un trouble de la statique rachidienne?* *Revue du Rhumatisme*, vol. 71, pages 137–144, 2004.
- [Mathieu-Dupas, 2010] E. Mathieu-Dupas. *Algorithme des k plus proches voisins pondérés et application en diagnostic*. In *42èmes Journées de Statistique*, Marseille, 2010.
- [Minovic et al., 1992] P. Minovic, S. Ishikawa et K. Kato. *Three Dimensional Symmetry Identification, Part I : Theory*. Tech. rep., Kyushu Institute of Technology, Japan, 1992.
- [Mitra et al., 2006] N. J. Mitra, L. J. Guibas et M. Pauly. *Partial and Approximate Symmetry Detection for 3D Geometry*. *ACM Transactions on Graphics*, vol. 25, no. 3, pages 560–568, 2006.
- [Mitra et al., 2007] N. J. Mitra, L. J. Guibas et M. Pauly. *Symmetrization*. *ACM Transactions on Graphics*, vol. 26, no. 3, 2007.
- [Mitra et al., 2013] N. J. Mitra, M. Pauly, M. Wand et D. Ceylan. *Symmetry in 3D Geometry : Extraction and Applications*. *Computer Graphics Forum*, vol. 32, no. 6, pages 1–23, 2013.
- [Morand et al., 2017] M. Morand, O. Comas, C. Fiorio et G. Subsol. *3D symmetry line and the torsion application to scoliosis*. In *Surgetica*, pages 55–57, Strasbourg, France, 2017.
- [Morand et al., 2018a] M. Morand, O. Comas, C. Fiorio et G. Subsol. *Automatic extraction of the 3D symmetry line of back surface : application on scoliotic adolescents*. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4118–4121, Honolulu, USA, 2018a.
- [Morand et al., 2018b] M. Morand, O. Comas, G. Subsol et C. Fiorio. *Automatic Extraction of a Piecewise Symmetry Surface of a 3D Mesh : Application to Scoliosis*. In *Workshop ShapeMI : Shape In Medical Imaging, associated to Medical Image Computing Assisted Intervention Conference (MICCAI)*, vol. 2 of LNCS, pages 147–159, Springer International Publishing, Granada, Spain, 2018b.
- [Negrini et al., 2018] S. Negrini, S. Donzelli, A. G. Aulisa, D. Czaprowski, S. Schreiber, J. C. D. Mauroy, H. Diers, T. B. Grivas, P. Knott, T. Kotwicki, A. Lebel, L. Stikeleather, J. Wynne et F. Zaina. *2016 SOSORT guidelines : orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth*. *Scoliosis and Spinal Disorders*, vol. 13, no. 3, 2018.
- [Odent, 2009] T. Odent. *Traitement chirurgical de l'enfant : principes, indication, complications*. In *Le scoliose idiopathique : une approche multidisciplinaire, 1ère Journée du Rachis de Garches*, page 109, 2009.

- [Ólafsdóttir et al., 2007] H. Ólafsdóttir, S. Lanche, T. A. Darvann, N. V. Hermann, R. Larsen, B. K. Ersbøll, E. Oubel, A. F. Frangi, P. Larsen, C. A. Perlyn, G. M. Morriss-kay et S. Kreiborg. *A Point-Wise Quantification of Asymmetry Using Deformation Fields : Application to the Study of the Crouzon Mouse Model*. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, edited by v. . Lecture Notes in Computer Science, pages 452–459, Springer Berlin, 2007.
- [Pan et al., 2006] G. Pan, Y. Wang, Y. Qi et Z. Wu. *Finding Symmetry Plane of 3D Face Shape*. In *18th International Conference of Pattern Recognition*, IEEE, Hong Kong, China, 2006, ISBN 0769525210.
- [Patel et al., 2015] A. Patel, S. Mohammed, S. Islam, K. Murray et M. S. Goonewardene. *Facial asymmetry assessment in adults using three-dimensional surface imaging*. *Progress in Orthodontics*, vol. 16, no. 36, 2015.
- [Patias et al., 2010] P. Patias, T. B. Grivas, A. Kaspiris, C. Aggouris et E. Drakoutos. *A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices*. *Scoliosis*, vol. 5, no. 12, 2010.
- [Pazos et al., 2007] V. Pazos, V. Cheriet, J. Danserau, J. Ronsky, R. F. Zernicke et H. Labelle. *Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions*. *European Spine Journal*, vol. 16, pages 1882–1891, 2007.
- [Pazos et al., 2008] V. Pazos, F. Miled, P. Debanné, H. Labelle et F. Cheriet. *Analysis of trunk external asymmetry in side-bending*. *Studies in health technology and informatics*, vol. 140, page 364, 2008.
- [Pino-almero et al., 2017] L. Pino-almero, M. F. Mínguez-rey, R. M. C.-o. De Anda, M. R. Salvador-Palmer et S. Sentamans-Segarra. *Correlation between Topographic Parameters Obtained by Back Surface Topography Based on Structured Light and Radiographic Variables in the Assessment of Back Morphology in Young Patients with Idiopathic Scoliosis*. *Asian Spine Journal*, vol. 11, no. 2, pages 219–229, 2017.
- [Pino-Almero et al., 2017] L. Pino-Almero, M. F. Mínguez-Rey, D. Rodríguez-Martínez, R. M. Cibrián-Ortiz De Anda, M. R. Salvador-Palmer et S. Sentamans-Segarra. *Clinical application of back surface topography by means of structured light in the screening of idiopathic scoliosis*. *Journal of Pediatric Orthopaedics Part B*, vol. 26, no. 1, pages 64–72, 2017.
- [Pirondini, 1900] G. Pirondini. *Symétrie orthogonale par rapport à un cylindre quelconque*. *Nouvelles annales de mathématiques*, vol. 19, no. 3, pages 107–126, 1900.
- [Pöhlmann et al., 2016] S. T. L. Pöhlmann, E. F. Harkness, C. J. Taylor et S. M. Astley. *Evaluation of Kinect 3D Sensor for Healthcare Imaging*. *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 36, pages 857–870, 2016.

- [Poncet et al., 2001] P. Poncet, J. Dansereau et H. Labelle. *Geometric Torsion in Idiopathic Scoliosis Three-Dimensional Analysis and Proposal for a New Classification*. Spine, vol. 26, no. 20, pages 2235–2243, 2001.
- [Poredoš et al., 2015] P. Poredoš, D. Čelan, J. Možina et M. Jezeršek. *Determination of the human spine curve based on laser triangulation*. BMC Medical Imaging, vol. 15, no. 2, 2015.
- [Putnam et al., 1993] G. D. Putnam, K. R. Postlethwaite, R. A. Chate et V. Ilankovan. *Facial scoliosis- a diagnostic dilemma*. International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery, vol. 22, pages 324–327, 1993.
- [Quan et al., 2016] L. Quan, Y. Zhang et K. Tang. *Curved Reflection Symmetric Axes on Free-Form Surfaces and Their Extraction*. IEEE Transactions on automation science and engineering, vol. 15, no. 1, pages 111–126, 2016.
- [Ramsay, 2013] J. Ramsay. *L'asymétrie mammaire chez les adolescents présentant une scoliose idiopathique*. Ph.D. thesis, Université de Montréal, 2013.
- [Roffi et al., 2009] E. Roffi, D. Mokhtari et D. Laurent. *Nouvelles approches du rachis en 3D en entier : application à la scoliose*. In *La scoliose idiopathique : une approche multidisciplinaire, 1ère journée du Rachis de Garches*, page 63, 2009.
- [Rolfe et al., 2018] S. Rolfe, S.-i. Lee et L. Shapiro. *Associations Between Genetic Data and Quantitative Assessment of Normal Facial Asymmetry*. Frontiers in Genetics, vol. 9, 2018.
- [Ronckers et al., 2008] C. M. Ronckers, M. M. Doody, J. E. Lonstein, M. Ronckers, M. M. Doody, J. E. Lonstein, M. Stovall et C. E. Land. *Multiple Diagnostic X-rays for Spine Deformities and Risk of Breast Cancer Multiple Diagnostic X-rays for Spine Deformities and Risk of Breast Cancer*. Cancer Epidemiol Biomarkers and Prevention, vol. 17, pages 605–613, 2008.
- [Rusinkiewicz et Levoy, 2002] S. Rusinkiewicz et M. Levoy. *Efficient Variants of the ICP Algorithm*. In *Third International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling*, IEEE, Quebec City, Canada, 2002.
- [Sangole et al., 2008] A. P. Sangole, C.-e. Aubin, H. Labelle, I. A. F. Stokes, L. G. Lenke, R. Jackson et P. Newton. *Three-Dimensional Classification of Thoracic Scoliotic Curves*. Spine, vol. 34, no. 1, pages 91–99, 2008.
- [Santiesteban et al., 2006] Y. Santiesteban, J. Sanchiz et J. Sotoca. *A method for detection and modeling of the human spine based on principal curvatures*. In *Progress in Pattern Recognition, Image Analysis and Applications. CIARP*, vol. 4225, pages 168–177, 2006.
- [Sato et Tamura, 1996] Y. Sato et S. Tamura. *Detecting planar and curved symmetries of 3D shapes from a range image*. Computer Vision and Image Understanding, vol. 64, no. 1, pages 175–187, 1996.

- [Savriama et Klingenberg, 2011] Y. Savriama et C. P. Klingenberg. *Beyond bilateral symmetry : geometric morphometric methods for any type of symmetry*. BMC Evolutionary Biology, vol. 11, no. 280, 2011.
- [Seoud, 2012] L. Seoud. *Analyse de la relation entre les déformations scoliotiques du tronc et celles des structures osseuses sous-jacentes*. Ph.D. thesis, Université de Montréal, 2012.
- [Skalli et al., 2016] W. Skalli, C. Vergari, E. Ebermeyer, I. Courtois, X. Drevelle, R. Kohler, K. Abelin-Genevois et J. Dubousset. *Early detection of progressive adolescent idiopathic scoliosis : A severity index*. Spine, 2016.
- [Stegmann et al., 2005] M. B. Stegmann, K. Skoglund, C. Ryberg, R. P. Plads et D.-K. Lyngby. *Mid-sagittal Plane and Mid-sagittal Surface Optimization in Brain MRI Using a Local Symmetry Measure*. Medical Imaging 2005 : Image Processing, vol. 5747, pages 568–579, 2005.
- [Sud et Tsirikos, 2013] A. Sud et A. I. Tsirikos. *Current concepts and controversies on adolescent idiopathic scoliosis : Part I*. Indian Journal of Orthopaedics, vol. 47, no. 2, pages 117–128, 2013.
- [Sudo et al., 2018] H. Sudo, T. Kokabu, Y. Abe, A. Iwata, K. Yamada, Y. M. Ito, N. Iwasaki et S. Kanai. *Automated noninvasive detection of idiopathic scoliosis in children and adolescents : A principle validation study*. Scientific Reports, vol. 8, no. 17714, 2018.
- [Sun et Sherrah, 1997] C. Sun et J. Sherrah. *3D symmetry detection using the extended gaussian image*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 19, no. 2, pages 164–169, 1997.
- [Trovato et al., 2013] A. Trovato, A. Komeili, L. Westover, E. Parent, M. Moreau et S. Adeeb. *Examination of Breast Asymmetry Associated with Adolescent Idiopathic Scoliosis Using Surface Topography Methods*. Journal of Medical and Biological Engineering, vol. 34, no. 6, pages 612–617, 2013.
- [Turner-Smith et al., 1988] A. R. Turner-Smith, J. D. Harris, G. R. Houghton et R. J. Jefferson. *A method for analysis of back shape in scoliosis*. Journal of Biomechanics, vol. 21, no. 6, pages 497–509, 1988.
- [Vrtovec et al., 2009] T. Vrtovec, F. Pernus et B. Likar. *A review of methods for quantitative evaluation of axial vertebral rotation*. European Spine Journal, vol. 18, pages 1079–1090, 2009.
- [Weiss et al., 2006] H.-r. Weiss, S. Negrini, M. Rigo, T. Kotwicki, M. C. Hawes, T. B. Grivas, T. Maruyama et F. Landauer. *Indications for conservative management of scoliosis (guidelines)*. Scoliosis, vol. 1, no. 5, 2006.
- [Willner, 1979] S. Willner. *Moiré Topography for the Diagnosis and Documentation of Scoliosis*. Acta Orthopaedica Scandinavica, vol. 50, no. 3, pages 295–302, 1979.

- [Willner et Willner, 1982] S. Willner et E. Willner. *The Role of Moiré Photography in Evaluating Minor Scoliotic Curves*. International Orthopaedics, vol. 6, pages 55–60, 1982.
- [Yu et al., 2004] C.-C. Yu, F.-H. Wong, L.-J. Lo et Y.-R. Chen. *Craniofacial Deformity in Patients with Uncorrected Congenital Muscular Torticollis : An Assessment from Three-Dimensional Computed Tomography Imaging*. Plastic and reconstructive surgery, vol. 113, no. 24, pages 24–33, 2004.
- [Zabrodsky et al., 1995] H. Zabrodsky, S. Peleg et D. Avnir. *Symmetry as a Continuous Feature*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 17, no. 12, pages 1–12, 1995.
- [Zhang, 2004] Z. Zhang. *Iterative Point Matching for Registration of Free-Form Curves and Surfaces*. vol. 152, no. 1994, pages 119–152, 2004.
- [Zhang, 2006] Z. Zhang. *Iterative point matching for registration of free-form curves*. Tech. rep., 2006.

**Surface de symétrie d'une structure 3D : application à l'étude des déformations scoliotiques du dos.**

Nous nous intéressons dans cette thèse à l'étude de la symétrie des maillages 3D. Généralement, celle-ci est définie comme une symétrie orthogonale par rapport à un plan. Cependant, cette caractérisation n'est pleinement pertinente que dans le cas de structures bilatérales "droites". Dans notre cas d'application, les déformations scoliotiques de la surface du dos, l'analyse des asymétries est alors très imprécise. Nous proposons donc de généraliser la notion de symétrie de maillage 3D en définissant une symétrie orthogonale par rapport à une surface quelconque non plane.

Après avoir étudié les limites de la symétrie plane, nous proposons une nouvelle méthode calculant une surface de symétrie d'un maillage 3D. Cet algorithme itératif se fonde sur la décomposition de la structure étudiée en un ensemble de bandes adaptatives, définies orthogonalement à une courbe de symétrie puis sur le calcul de plans de symétrie locaux pour chacune de ces bandes. Ces derniers sont alors interpolés afin d'obtenir la surface de symétrie. Un intérêt particulier est porté à la robustesse de l'algorithme, qui doit pouvoir s'adapter aux différentes déformations du maillage.

Nous proposons ensuite une méthode permettant, à partir de la surface de symétrie, de calculer une carte d'asymétrie courbe et normalisée.

Enfin, nous présentons une application de nos contributions dans le cadre de l'étude des déformations induites par la scoliose. Nous montrons alors que l'étude de la surface de symétrie du dos permet de catégoriser les différents types de scoliose et de construire un modèle 3D de la colonne vertébrale, sans avoir recours à de l'imagerie irradiante.

**Surface of symmetry in 3D structures : application to the analysis of spinal deformity due to scoliosis.**

In this thesis we are interested in the study of the symmetry of 3D meshes. Usually, this is defined as an orthogonal symmetry with respect to a plane. However, this characterisation is only fully relevant in case of "straight" bilateral structures. For our case about scoliotic deformations of the back surface, the analysis of asymmetries is very imprecise. Therefore we propose to generalise the notion of 3D mesh symmetry by defining an orthogonal symmetry with respect to any non-planar surface.

After having studied the limits of plane symmetry, we suggest a new method to calculate a surface of symmetry for a 3D mesh. This iterative algorithm is based on the decomposition of the studied structure into a set of adaptive bands, defined orthogonally to a symmetry curve, and then on the calculation of local symmetry planes for each of these bands. These bands are later interpolated to obtain the surface of symmetry. A particular focus is put into the robustness of the algorithm, which must be able to adapt to the various possible deformations of the mesh.

We then propose a method able to compute a curved and standardised asymmetry map from the surface of symmetry.

Lastly, we present an application of our contributions for the study of scoliosis-induced deformities. We then show that the study of the surface of symmetry of the back makes it possible to categorise the different types of scoliosis and build a 3D model of the spine, without resorting to radiative imaging.