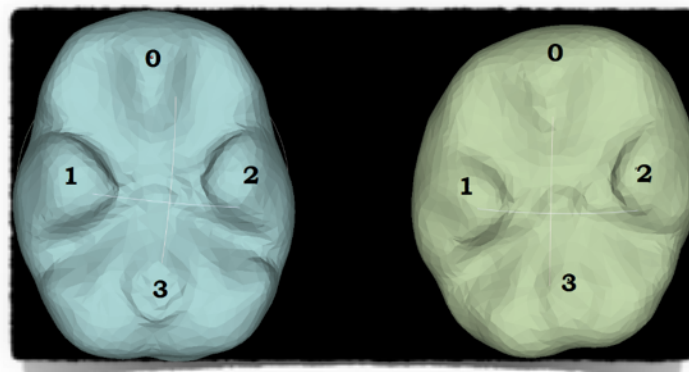


Développement d'un outil informatique permettant la projection de données dans un repère commun en vue d'une étude morphométrique de crânes plagiocéphaliques



Franck TURLURE, M2 PHYMED

2017-2018

Responsables de stage : Guillaume CAPTIER & Gérard SUBSOL
Responsable de Master : Csilla GERGELY, Thierry CLOITRE & Michel ZANCA

Avant-propos :

Ce stage a été effectué dans le cadre de mon Master 2 Physique Biomédicale (PHYMED) à l'Université de Montpellier pour l'année d'étude 2017-2018, Master créé et dirigé par Csilla GERGELY. D'une durée de 5 mois, il s'est déroulé du 2 avril 2018 au 30 août 2018.

Remerciements :

Je remercie Guillaume CAPTIER, professeur d'anatomie et responsable de l'équipe médicale de Chirurgie orthopédique et plastique pédiatrique au CHU de Montpellier, ainsi que Gérard SUBSOL, docteur en informatique au LIRMM, de m'avoir recruté, accueilli et guidé pendant ce stage malgré mes difficultés tout au long de celui-ci.

Je remercie mes co-stagiaires Anthony BRUNEL (étudiant en Master 2 IMAGINA), Fabien BARRIAU (étudiant en Master Bio-Statistiques) et Charles BESNAIT (étudiant en Master 2 IMAGINA) pour leur aide en matière de programmation informatique.

Je remercie aussi Csilla GERGELY pour sa disponibilité et pour m'avoir permis de réaliser ce stage au sein du Master PHYMED.

Enfin, je remercie tous les membres de l'équipe ICAR pour leur accueil ainsi que toutes les personnes qui prendront le temps de lire ce mémoire.

Résumé

L'étude des plagiocéphalies, ces déformations du crâne chez les jeunes enfants, est encore un domaine assez peu connu dû au manque de données quantitatives, l'évaluation qualitative prévalant à ce jour lorsqu'il est nécessaire d'identifier de quel type de plagiocéphalie souffre le patient. Le but de ce stage a été de développer un outil qui, en passant par une méthode de recalage non-rigide de surface, permet de transférer des données calculées sur un cas pathologique vers un modèle de référence. Ainsi, la comparaison de différents cas provenant d'une grande variété de patients (âge, forme du crâne) devient plus claire et beaucoup mieux comparable, puisque toutes les données inter-individuelles sont projetées dans une géométrie commune. Cette méthode de projection montre des résultats très satisfaisant, bien que peu d'expériences aient pu être réalisées, en permettant de visualiser des modèles types pour chaque type de déformations.

Abstract

Plagiocephalies study, which are skulls deformations of young children, is not a well-known field, especially due to the lack of quantitatives data, qualitative evaluation being privileged when it comes to identify which type of plagiocephaly a patient is suffering from. The purpose of this internship was to develop a tool which allows to transfer data computed on a pathological case toward a template by using a deformable registration method. Thus, comparing cases coming from different patients (differents in age, form of the skull) become easier and clearer because all inter-individual data are transferred on a control geometry. This method of data transfer shows great results even if a few experiences has been done, by allowing the visualization of pattern model for every type of deformation.

Table des matières :

Présentation des lieux de stage	5
Introduction	6
Premier chapitre : État de l'Art	9
1.1. État de l'art : les plagiocéphalies	9
1.1.1. SYMPTÔMES	9
1.1.2. ÉTIOLOGIE	10
1.1.3. THÉRAPIES	11
1.1.4. ÉTUDES INTRA-INDIVIDUELLES	11
1.2. État de l'art : le recalage de surfaces	12
1.2.1. RECALAGE RIGIDE	12
1.2.2. RECALAGE NON-RIGIDE ou RECALAGE DÉFORMABLE	13
Deuxième chapitre : Données de travail et méthodologie	16
2.1. Présentation des données de travail	16
2.1.1. PRÉSENTATION DE LA BASE DE DONNÉES, SEGMENTATION	16
2.1.2. CHOIX DE TRAVAIL SUR LES ENDOCRÂNES	17
2.1.3. ORGANISATION D'UN MAILLAGE	18
2.1.4. CARTES D'ASYMÉTRIE	19
2.2. Descriptif du protocole	20
Troisième Chapitre 3 : Résultats et discussion	24
3.1 Résultat des algorithmes	24
3.1.1. DÉTAILS SUR LA PYCPD ET RÉSULTATS	24
3.1.2. DÉTAILS SUR GETCORRESPONDENCES ET RÉSULTATS	25
3.1.3. DÉTAILS SUR TRANSFERVALUE ET RÉSULTATS	27
3.2. Pattern moyen calculé pour chaque type	28
3.3. Discussion sur les résultats et la technique	30
3.3.1. DISCUSSION SUR LES PATTERN OBTENUS	30
3.3.2. AVANTAGES ET LIMITES DE LA MÉTHODE	31
Chapitre 4 : Perspectives de la méthode	33
Bibliographie	34

Présentation des lieux de stage

La convention de stage a été conclue entre l'Université de Montpellier et le CHU (Centre Hospitalo-Universitaire) de Montpellier. Le **CHU de Montpellier** regroupe sept hôpitaux publics : Hôpital Lapeyronie, Hôpital Arnaud de Villeneuve, Hôpital Saint-Éloi, Hôpital Gui de Chauliac, Hôpital La Colombière, le centre Antonin Balmes et le centre Bellevue ; ainsi que la plus vieille faculté de médecine occidentale.

Chacun de ces centres assure la prise en charge de patients dans un but évident de soins pour l'amélioration de la santé publique, mais aussi l'enseignement de la médecine aux étudiants des filières de santé ainsi qu'un investissement dans la recherche avec la présence de nombreux pôles de recherche clinique. J'ai pour ma part collaboré avec le professeur Guillaume CAPTIER, travaillant à l'hôpital Lapeyronie en tant que chirurgien plasticien pédiatrique.

J'ai été accueilli au sein de l'équipe ICAR (Image and Interaction) domiciliée au **LIRMM** (Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier) pour la durée du stage grâce à mon second encadrant de stage : le docteur Gérard SUBSOL. Son travail de recherche en traitement d'image 3D voit de nombreuses applications en paléo-anthropologie et en médecine.

Dirigée par William PUECH, l'équipe est spécialisée dans le traitement de données visuelles (image 2D, 3D, maillages, vidéo). Ces traitements de données comprennent de la gestion de la sécurité multimédia, modélisation et visualisation, deep learning et machine learning (apprentissage profond et apprentissage machine), analyse de données (des images 2D ou 3D, des vidéos).

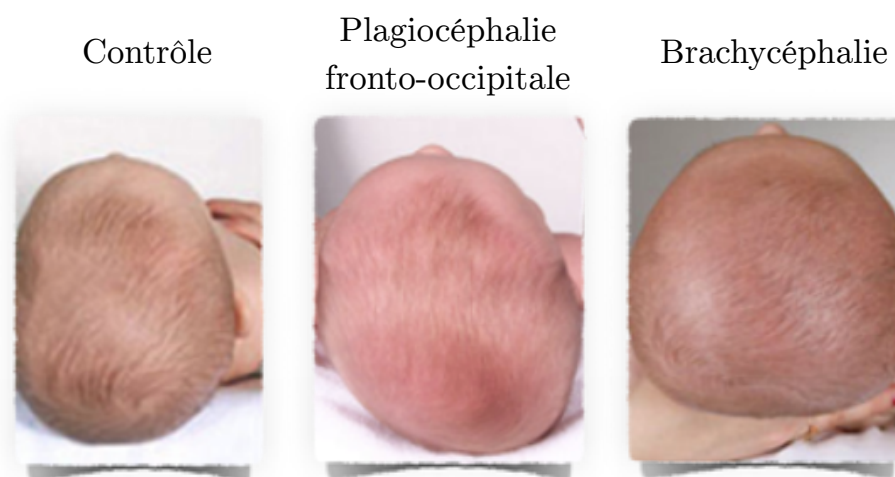
L'analyse et le traitement de données comprennent de nombreux champs d'applications comme la stéganalyse, la segmentation, le recalage d'image, la cryptographie.

Introduction

C'est suite à la campagne de prévention de la mort subite du nourrisson de 1992 de l'American Academy of Pediatrics que l'incidence des plagiocéphalies a augmenté de 600%. Un chiffre dramatique si l'on ne le met pas en parallèle avec la réduction de 40% des morts subites du nourrisson qui s'en est aussi suivie [1].

Les plagiocéphalies sont des déformations du crâne détectée chez les nouveaux-nés. Celles-ci peuvent survenir en pré ou post-natal et sont dues au fait de l'immaturation des os du crâne à la naissance, ceux-ci étant encore malléable et donc déformables suite à des contraintes mécaniques. Les complications sont diverses : déformation posturale du dos, déformation des os de la face, problèmes d'audition, etc.

Actuellement, il n'existe pas de classification unique des plagiocéphalies bien que différents types aient été identifiés de manière clinique. Dans la classification du professeur G.CAPTIER [2], trois grands types de plagiocéphalies sont distingués : plagiocéphalie fronto-occipitale (PFO), plagiocéphalie occipitale (PO) et brachycéphalie (BP). Chaque type possède un profil, c'est à dire un ensemble de caractéristiques le définissant, qu'il est important de caractériser pour adapter au mieux le traitement qui passe par la kinésithérapie, le port de casque (bien que controversé), ou encore la chirurgie de la cause (torticolis notamment). Il est aussi courant que les plagiocéphalies se résorbent d'elles même avec la croissance de l'enfant.



Images d'illustration : le contrôle présente un crâne sain en vue supérieure, la plagiocéphalie fronto-occipitale présente un aplatissement occipital unilatéral ainsi qu'une bosse frontale du même côté, la brachycéphalie présente un aplatissement occipital bilatéral important.

©Julien Moreno, ostéopathe à Montpellier

S'il était possible de rapidement et clairement identifier le type de déformation dont souffre un enfant, la thérapie qui s'en suit serait plus spécifique et mieux adaptée pour corriger le problème dans les cas où les plagiocéphalies ne se corrigent pas d'elles mêmes.

La problématique médicale est la suivante : comment identifier clairement à l'aide de données quantitatives issues d'études statistiques un type de plagiocéphalie ? A quel moment la forme d'un crâne peut-elle considérée comme pathologique ?

Pour répondre à cette question, il est nécessaire de réaliser une étude statistique des déformations des crânes afin de confirmer ou d'améliorer les classifications qualitatives déjà pré-établies. Peu d'études ont été réalisées à ce sujet, bien qu'on puisse citer les travaux de I. Atmosukarto et coll [3] sur la quantification de la sévérité des plagiocéphalies. Il s'agit pourtant d'un problème très courant et qui nécessite d'être pris en charge en raison de ses complications.

L'état de l'Art, qui fait l'objet du premier chapitre de ce mémoire, utilise des méthodes de comparaison et de quantification intra-individuelles : cartes d'asymétrie, analyse des angles des vecteurs normaux aux crânes comme dans l'étude de Brent R. Collet et coll. [4], réalisation de cartes d'asymétrie, de cartes de courbure, etc.

Il existe des méthodes dans l'état de l'art qui ne permettent l'acquisition d'informations que pour un seul individu. Pour comparer des individus différents et réaliser des études inter-individuelles, il faut projeter toutes ces données dans un repère commun. Ainsi, il serait possible d'obtenir des données 3D et quantitatives qui sont nécessaire à la conduite d'études statistiques. C'est le sujet et la problématique de ce stage :

« Comment réaliser une étude morphométrique inter-individuelle de crânes d'enfants plagiocéphaliques dans le but de caractériser des pattern de déformation pour chaque type de plagiocéphalie ? »

Un protocole a donc été mis en place afin de répondre à cette problématique. L'idée est de réussir à projeter des données issues d'un crâne (carte d'asymétrie, carte de courbure, etc.) sur un modèle contrôle, une géométrie commune qui servirait de référentiel entre chaque individu. Ainsi, les études statistiques deviennent possibles puisque l'on travaille dans un repère commun.

Pour ce faire, un endocrâne (surface interne du crâne) contrôle a été choisi selon des critères anatomiques de normalité afin de servir de gabarit (*template*) pour tous les autres endocrânes pathologiques.

Le travail algorithmique qui a été réalisé lors de ce stage permet de trouver des points de correspondances entre deux modèles de géométries différentes et ce notamment grâce à un recalage déformable appliqué aux deux structures étudiées. A

l'aide de ces correspondances, il est ensuite possible de replacer des données calculées dans une structure sur une autre de manière cohérente.

La réalisation de ce protocole a nécessité la création de trois algorithmes : le premier « PYCPD » permet la déformation non-rigide d'une structure vers l'autre, le deuxième « GetCorrespondences » permet de trouver les correspondances points à points entre ces deux structures, et le troisième « TransferValue » permet de transférer des données issues d'une expérience intra-individuelle sur la géométrie commune en respectant les correspondances calculées dans l'algorithme précédent.

Le plan de ce mémoire se compose comme suit : un premier chapitre traitant de l'état de l'art, d'abord sur les plagiocéphalies puis sur le recalage de surfaces. Le deuxième chapitre présente les données de travail ainsi que la méthodologie. Le troisième chapitre présente les résultats obtenus à l'aide du développement des trois algorithmes ainsi qu'une discussion sur ces résultats. Enfin, le chapitre quatre conclut le mémoire en traitant des perspectives de cette méthode. Afin de faciliter la lecture, vous trouverez une liste des abréviations en page 35.

Premier chapitre : État de l'Art

Ce premier chapitre a pour but de donner plus de détails sur les plagiocéphalies, leurs symptômes et leurs causes, les classifications actuellement adoptées et pourquoi elles constituent un problème de santé publique. Quelques exemples d'études déjà menées sur le problème seront également présentés afin de mieux expliquer ce que notre travail va apporter. La deuxième partie de ce chapitre s'attardera sur un problème de traitement des données 3D bien connu : le recalage. Il y sera présenté brièvement en quoi consiste le recalage rigide, puis, en quoi consiste le recalage non-rigide qui nous intéresse et qui est le point central du protocole de traitement de données.

1.1. État de l'art : les plagiocéphalies

1.1.1. SYMPTÔMES

Les plagiocéphalies sont des déformations du crâne des nouveaux nés, caractérisées notamment par une asymétrie crânienne. Bien qu'il n'existe pas de crâne parfaitement symétrique, il a été constaté par les pédiatres qu'une asymétrie de plus de 3 mm devenait un problème visible. Outre l'aspect esthétique, cette asymétrie, apparaissant le plus souvent à partir de 2 mois, pourrait causer de nombreux troubles chez l'enfant avec l'apparition de défaut du champ de vision, des défauts de l'audition et même des retards de développement psychomoteur (l'enfant apprend à marcher beaucoup plus tard que la moyenne), mais ces observations ne sont pas consensuelles [5].

Il existe plusieurs classifications de ces déformations dont deux principales sont utilisées. La première, la classification Argenta de LG Branch et coll. catégorise les plagiocéphalies en cinq degrés de sévérité [6]. La seconde, celle qui nous intéresse et qui est utilisée comme base de travail est la classification proposée par G.Captier [5] qui les catégorise en trois profils type :

- plagiocéphalie fronto-occipitale (PFO)
- plagiocéphalie occipitale (PO)
- brachycéphalie (BP)

Elles prennent des formes qu'il est possible de schématiser tel que sur la **figure 1** ci-dessous. Les PFO sont caractérisées par une forme du crâne qui rappelle un parallélogramme, avec une déformation au niveau occipital d'un côté, et une

bosse frontale du côté opposé. Les PO sont des déformations uniquement occipitale et d'un seul côté du crâne. Cette déformation prend la forme d'un aplatissement d'une zone du crâne. Les BP sont des cas particuliers de plagiocéphalie où la déformation a lieu des deux côtés du crâne dans la zone occipitale sans déformation de l'avant. Il en résulte que le crâne est souvent plus large que long chez ces individus.

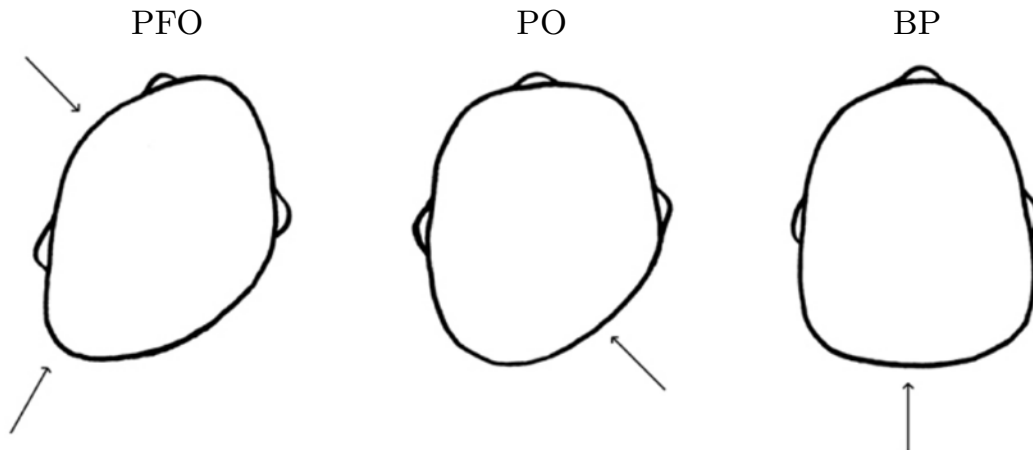


Fig.1 : Profil des trois types de plagiocéphalies selon G.Captier et al. en vue supérieure du crâne.

Crédit image © : Quentin Janicot, « Les plagiocéphalies »

<http://mon-osteo.fr/site/consulter/pathologies-traitees/plagiocephalie/>

Le problème se situe au niveau de la quantification de ces déformations : à quel moment une PO devient une PFO, c'est à dire, à partir de quel taux de déformation de l'avant du crâne une PO entre dans le cadre d'une PFO ; à partir de quel taux de déformation un cas est considéré comme sévère ou non, etc. C'est pour cela qu'il est nécessaire d'effectuer ces études statistiques sur une population afin de définir des critères de comparaison.

1.1.2. ÉTIOLOGIE

Un bref aperçu des causes multiples des plagiocéphalies peut être intéressant, certaines causes favorisant certaines formes.

Les déformations peuvent survenir en pré-natal, pendant l'accouchement ou en post-natal. La primiparité, la gémelliparité, l'oligoamnios (présence amoindrie de liquide amniotique), des retards de croissance intra-utérin ou des malformations utérines sont des facteurs gravidiques de plagiocéphalie. Durant l'accouchement, la présentation en siège peut entraîner des plagiocéphalies, notamment dû aux méthodes d'extraction de l'enfant [2].

Les os du crâne étant encore malléable lors de la naissance et non fusionnés (présence des fontanelles : bregma et lambda), des contraintes mécaniques peuvent entraîner des déformations. On distingue les déformations intentionnelles (déformations rituelles de différenciation sociale réalisées par certaines ethnies) des déformations positionnelles où les déformations sont liées au positionnement de l'enfant.

La position couchée sur le dos par exemple, préconisée pour prévenir de la mort subite du nourrisson, peut entraîner un aplatissement de l'arrière du crâne et donc favoriser une PO ou une BP. Les torticolis, retrouvés dans 90% des plagiocéphalies, peuvent entraîner l'enfant à avoir un côté préférentiel. Dans ce cas là, l'enfant ne tournera la tête que de ce côté ce qui entraînera, par des contraintes mécaniques imposées notamment par le muscle sterno-cléïdo-mastoïdien, une plagiocéphalie. Une étude sur les côtés préférés des nourrissons montre que ceux-ci tournent spontanément la tête du côté droit (52.9%), du côté gauche (28.3%) ou des deux côtés (18.9%). Cette préférence disparaît normalement vers 6 mois pour 95% des cas [2].

1.1.3. THÉRAPIES

Les plagiocéphalies peuvent se résorber d'elles même lorsque le crâne finit sa croissance, c'est à dire lorsque l'os a sa dureté normale et qu'il y a eu synostose : fusion des os du crânes par fermeture des fontanelles. Lorsque ce n'est pas le cas, il est nécessaire de recourir à une thérapie pour limiter la poursuite des déformations. Plusieurs méthodes existent à ce jour, mais seule l'une d'entre elle est vraiment recommandée : la kinésithérapie. En appliquant des contraintes mécaniques opposées aux déformations, le crâne peut retrouver sa symétrie et sa forme en plusieurs semaines. Le port de casque, actif ou passif, appuyant sur certaines zones du crâne de l'enfant pendant plusieurs mois est une thérapie sujette à controverse, notamment lié à des études aux résultats peu satisfaisants et très peu effectuée sur de la 3D.

1.1.4. ÉTUDES INTRA-INDIVIDUELLES

Actuellement, lorsqu'un enfant est suspecté d'être plagiocéphalique, des mesures morphométriques sont effectuées afin de catégoriser le crâne comme pathologique ou non. La convention adoptée est que pour une asymétrie supérieure à 3 mm, le crâne est considéré comme plagiocéphalique.

L'asymétrie est un des paramètres fondamentaux lorsqu'il est nécessaire d'évaluer la plagiocéphalie. Elle est estimée en comparant des distances entre des repères anatomiques, comme dans l'article de G.Captier et al. [2] ou celui

d'I.Atmosukarto [10]. La réalisation d'une carte d'asymétrie est décrite dans le chapitre 2.

La base de données de travail est constituée de scanners X constitués au fil du temps à but diagnostique. Cet examen n'est à ce jour recommandé uniquement que pour des déformations équivoques comme les craniosténose (refermement précoce des fontanelles). Ces scanners X permettent, par segmentation de l'os du crâne, d'obtenir des maillages 3D, qui représentent l'objet étudié et sur lequel les calculs sont effectués. Un maillage correspond à un nuage de points dont les sommets sont reliés entre eux (trois à trois) par des faces. Il s'agit d'une représentation 3D d'une structure anatomique sur laquelle il est possible d'étudier l'asymétrie ; il y a cependant très peu d'études 3D sur le sujet (travail d'I.Atmosukarto), et celles-ci ne permettent pas en l'état de faire des comparaisons inter-individuelles. C'est pour cela qu'il est nécessaire de rechercher les correspondances entre des maillages issus de patients différents : ce problème est connu sous le nom de recalage.

Pour conclure l'état de l'art sur les plagiocéphalies, il est important de retenir que l'imagerie médicale donne accès à des données 3D mais que la recherche se limite actuellement à l'utilisation restreinte de paramètres 2D.

1.2. État de l'art : le recalage de surfaces

Il existe de nombreuses procédures pour le traitement et l'analyse de données, qu'elles soient des images ou des maillages en deux ou trois dimensions. L'une d'entre elles, le recalage d'images est une des plus utilisées en imagerie médicale. Deux catégories de recalage existent : le recalage rigide (*rigid registration* en anglais) et le recalage non-rigide (*deformable registration*).

1.2.1. RECALAGE RIGIDE

Le recalage rigide consiste en la superposition d'une forme vers une autre sans déformation : il se limite donc à des translations, des rotations et des homothéties comme le montre bien l'exemple présenté en **figure 2** Les méthodes de recalage rigide fonctionnent même quand les positions des points sont bruitées, voire quand un certain nombre de points sont faux. Une des plus utilisées est l'Iterative Closest Point (ICP) de Besl P.J et McKay N.D, qui calcule une minimisation des distances entre les points des deux nuages pour les faire se correspondre (on parle aussi d'Iterative Corresponding Point) [7].

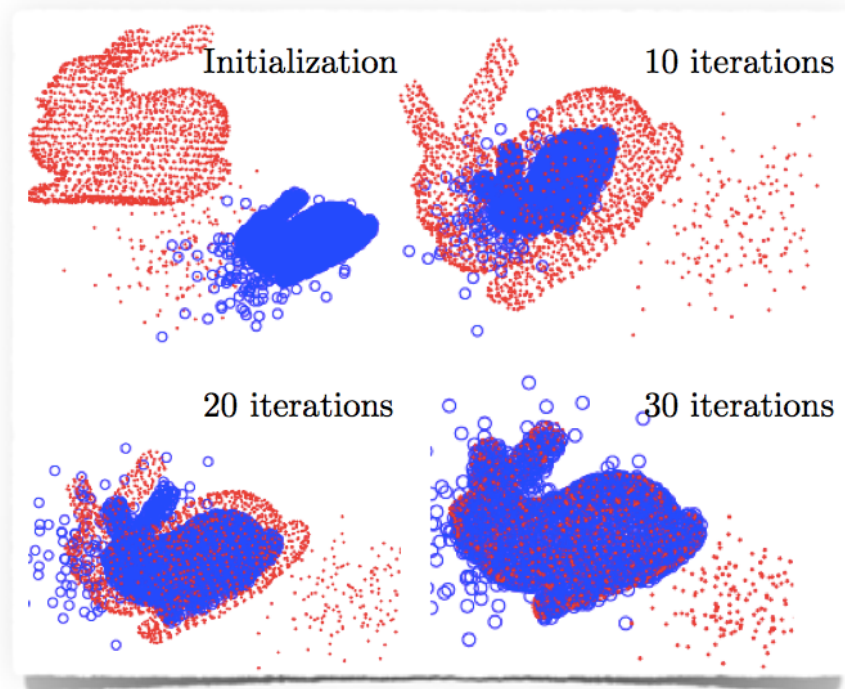


Fig. 2 : Le recalage rigide est efficace pour superposer deux surfaces en effectuant des rotations, translations et homothéties. Comme le montre cet exemple, certains algorithmes sont efficaces même en présence de données bruitées.

©A.Myronenko and X.Song, Point Set Registration: Coherent Point Drift, 2009

Un algorithme fondé sur l'ICP a été utilisé sur tous les recalages rigides qu'il a été nécessaire de réaliser pour le traitement de nos données (voir Annexe 1). C'est en effet grâce à ce recalage de surface que l'on arrive à superposer au mieux les deux maillages comparés, ceux-ci se retrouvant dans la même orientation et position.

1.2.2. RECALAGE NON-RIGIDE ou RECALAGE DÉFORMABLE

Connu sous le nom anglais de « deformable registration », cette méthode de traitement de surfaces se révèle être bien plus complexe que son homologue non-déformable. En effet, le recalage non-rigide permet d'amener une surface (ou un maillage) à adopter la forme d'une autre en réalisant des opérations bien plus complexes que de simples translations ou rotations. Ainsi, grâce à cette méthode, les deux maillages n'ont pas besoin d'avoir exactement la même forme (voir **figure 3**) : si le recalage rigide permet d'amener le maillage d'un cube vers un autre cube qui différeraient par leur taille ou leur orientation, le recalage non-rigide est théoriquement capable d'amener le maillage d'un cube vers celui d'un sphère.

Bien implémenté pour la 2D, le recalage non-rigide de surfaces 3D s'avère bien plus rare et difficile à mettre en place.

Le recalage non-rigide est cependant un outil nécessaire et indispensable dans le champ médical. Le recalage d'un atlas vers les données d'un patient par exemple nécessite du recalage non-rigide. De plus, deux images d'un même patient peuvent présenter des déformations, auquel cas, le recalage rigide n'est pas possible : il faut faire appel au recalage déformable.

L'algorithme de recalage non-rigide exploité ici est la Coherent Point Drift (CPD) de A.Myronenko et X.Song [8], cet algorithme présentant l'avantage d'être disponible. Étant adapté à une utilisation sur des structures 3D, c'est celui-ci qui a été sélectionné pour la problématique qui nous intéresse.

Les structures 3D qui servent à l'application de la CPD sont représentées par des nuages de points. Chaque nuage de points correspond à un ensemble de sommets (vertex) dont les coordonnées sont définies sur les trois axes de l'espace x , y et z . La CPD considère le problème de recalage comme une estimation probabiliste de densité de présence. En d'autres termes, la CPD va calculer pour chaque point d'un nuage quelle est la probabilité pour qu'un point de l'autre nuage soit correspondant à celui-ci.

Pour ce faire, la CPD utilise trois outils principaux : les modèles de mélange Gaussien (GMM pour *Gaussian Mixture Model*), un algorithme d'espérance-maximisation et la théorie du mouvement cohérent (*Motion Coherence Theory* : MCT).

Une GMM est un modèle statistique qui permet d'estimer la distribution de paramètres d'une sous population. Ici, elle est constituée d'une somme de Gaussiennes centrée au niveau de chaque point du nuage Y .

Dans la CPD, un nuage de point est utilisé comme le référent et est noté X tandis que l'autre est le nuage mobile qui va se recaler sur la référence, il est noté Y . La GMM est utilisée pour estimer le maximum de vraisemblance entre les deux nuages de points. En optimisant les paramètres des GMM (la moyenne, la variance) et en plaçant les centroïdes des GMM sur les points de Y , il est possible ensuite de faire évoluer ces centroïdes et donc de rapprocher les points de Y vers ceux de X à chaque itération de l'algorithme d'espérance-maximisation (EM). Cet algorithme se compose en une étape d'espérance qui détermine quel point de X correspond le plus à une GMM de Y , et une étape de maximisation qui change les paramètres des GMM de Y pour faire migrer les points de ce dernier.

La CPD a pour particularité d'inclure dans ses calculs mathématiques la MCT. La MCT permet de faire migrer les points non pas un par un, mais par groupes en énonçant que lorsqu'un point se déplace, il entraîne forcément ses voisins avec lui. Cela permet de, certes, déformer Y vers X mais de garder autant que faire se peut la topologie du nuage qui se déforme ; de cette manière, Y et X ne seront

pas totalement égaux mais très proches à la fin du recalage. Ainsi, si une des deux formes présente une très grande disparité locale par rapport à l'autre, cette disparité sera encore visible, même si atténuée, sur le Y recalé (qui est appelé par convention le TY). [8][9]

La **figure 3** présente l'efficacité de la CPD sur un exemple simple, amenant une forme vers une autre malgré les disparités existantes lors de l'initialisation.

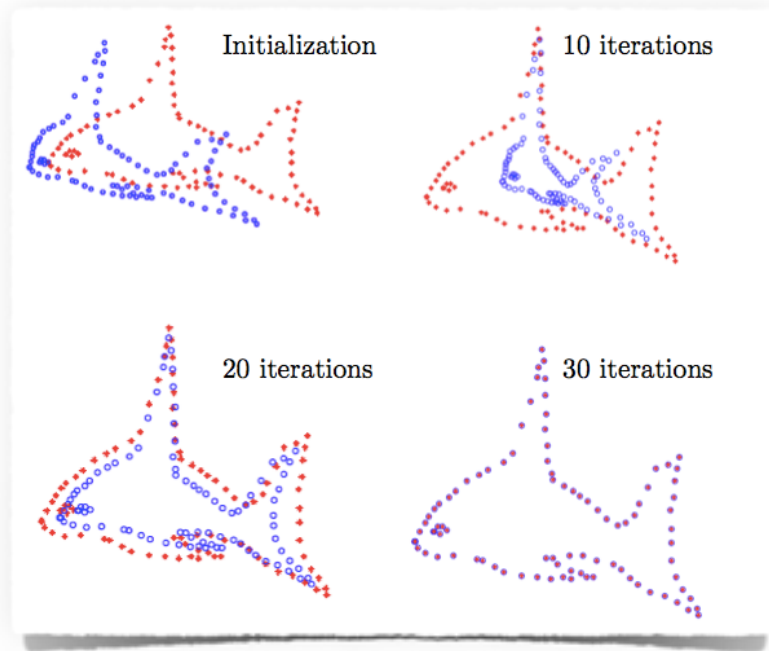


Fig. 3 : Le recalage non-rigide est efficace pour amener deux formes différentes à se correspondre. Le nombre d'itérations correspond au nombre d'itérations de l'EM.

©A.Myronenko and X.Song, Point Set Registration: Coherent Point Drift, 2009

Deuxième chapitre : Données de travail et méthodologie

Ce chapitre aborde de manière détaillée le travail qui a été effectué lors du stage, présentant la base de données, l'organisation de ces données et le travail algorithmique servant à l'élaboration du protocole.

2.1. Présentation des données de travail

Cette partie présente la base de données ainsi que des détails techniques sur l'organisation des données de travail.

2.1.1. PRÉSENTATION DE LA BASE DE DONNÉES, SEGMENTATION

La base de données est une base d'examens d'imagerie médicale stockés dans l'application Myrian de la société Intrasense. Elle compte 238 examens d'enfants et a été créée par le CHU de Montpellier. Bien que celle-ci présente des résultats d'IRM et de scintigraphies, seuls les examens issus de scanner X ont été sélectionnés. En effet, l'imagerie de tomodensitométrie par rayons X reste le meilleur moyen d'observer les structures rigides, notamment les os, parmi toutes les modalités d'imagerie médicale.

Elle permet de fournir une image très résolue du tissu osseux, ce dernier ayant, avec les dents, la densité la plus élevée des tissus dans le corps, l'atténuation des rayons X traversant le corps est totale à leur niveau et ceux-ci apparaissent donc beaucoup plus blanc que le reste des tissus corporels.

Un premier travail a consisté à vérifier la conformité des examens et de leur bon classement dans les types de plagiocéphalies. Lorsqu'un cas est trop difficile à catégoriser visuellement, il n'est classé dans aucune de ces catégories, d'où l'intérêt d'avoir une classification statistique.

Il a aussi été nécessaire de mettre à jour la base de données de maillages. La base de données met à disposition les images 3D des scans, l'os n'apparaît pas seul puisque le scanner permet aussi de voir d'autres structures (tissus mous). Grâce à une méthode de seuillage semi-automatique imagée sur la **figure 4.A**, il est possible de n'extraire que le maillage 3D de la partie osseuse du crâne, avec la mandibule et les vertèbres. Il est nécessaire de séparer manuellement les jointures mandibulo-temporales et la jointure des vertèbres au *foramen magnum*, afin d'obtenir trois maillages distincts : crâne, mandibule, vertèbres. J'ai réalisé ce protocole sur 11 cas.

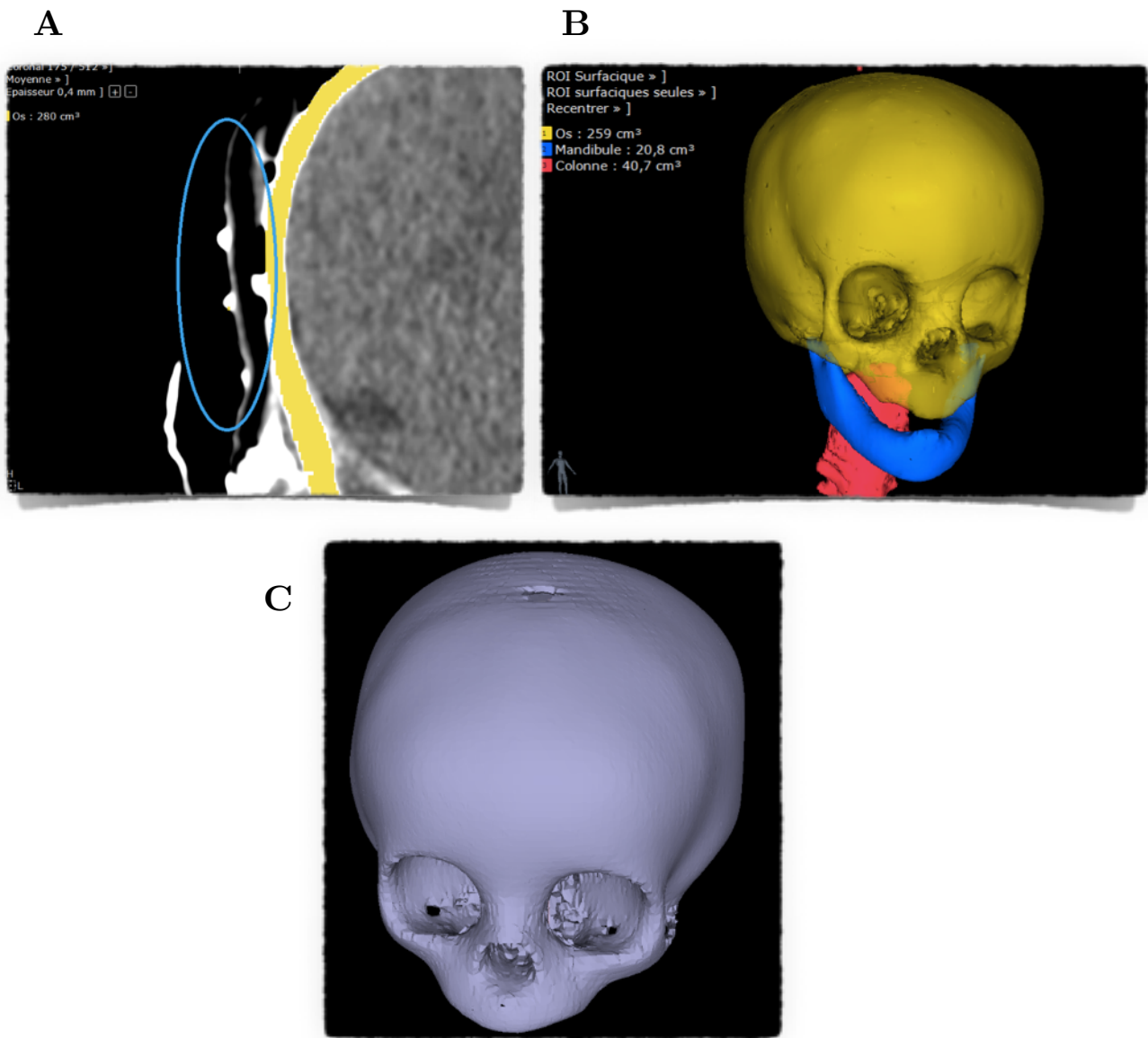


Fig.4 : Segmentation de l'image 3D pour obtenir le maillage de crâne osseux.

A : Sélection de l'os en jaune par segmentation semi-automatique

B : Ce qui n'est pas de la même densité que l'os est supprimé. Séparation des jointures de la mandibule et des vertèbres pour extraire trois maillages : crâne, mandibule, colonne vertébrale

C : Maillage affichée sur un logiciel de gestion des maillages : MeshLab

2.1.2. CHOIX DE TRAVAIL SUR LES ENDOCRÂNES

Le crâne, qui constitue le squelette de la tête, possède deux faces : une face endocrânienne qui regarde l'intérieur de la boîte crânienne, et une face exocrânienne qui regarde l'extérieur.

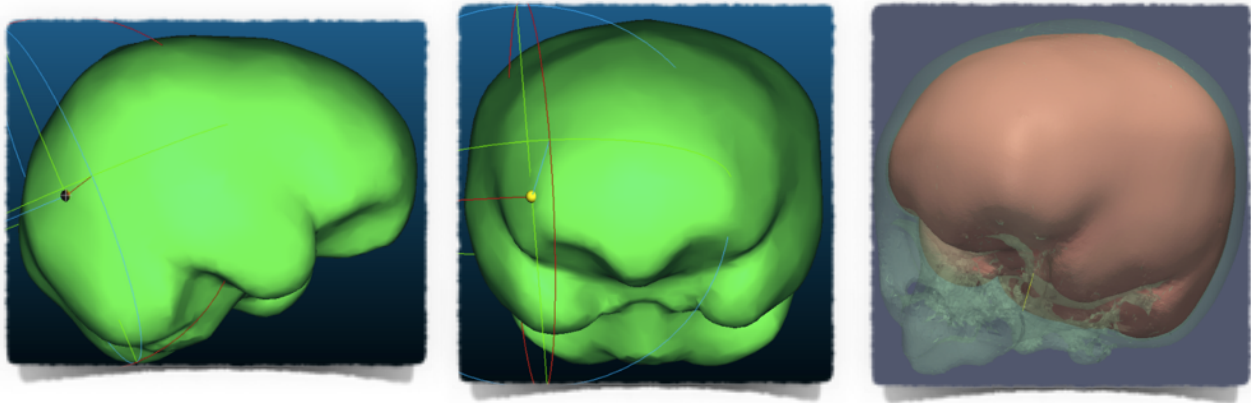


Fig.5 : Visualisation d'un endocrâne extrait grâce à la segmentation du logiciel Endex et décimé à 4000 faces/2002 sommets sur MeshLab. A gauche : vue temporale droite. Au milieu : vue frontale. A droite : visualisation ParaView de l'endocrâne dans le crâne.

Ce choix s'est fait pour deux raisons :

- une raison médicale : l'endocrâne est ce qui contraint la cavité cérébrale. Pour voir l'influence de la plagiocéphalie sur le cerveau, on étudie donc la surface endocrânienne.
- une raison informatique : il serait possible de travailler sur le crâne mais celui-ci est constitué de deux sous surfaces, l'endocrâne et l'exocrâne, reliées par les orbites, le *foramen magnum*, et éventuellement les fontanelles. Lors de l'utilisation du recalage de surfaces, il faut être certain que la sous-surface endocrâne de X ne se recalc pas avec la sous-surface exocrâne de Y. Le plus simple est donc de séparer ces deux sous-surfaces et de ne travailler que sur l'endocrâne, qui a en plus l'avantage d'être plus « lisse » que l'exocrâne qui possède le relief facial.

La figure 5 présente l'endocrâne contrôle utilisé pour toutes les expériences (le Y). De plus, le travail a été effectué sur des endocrânes décimés à 4000 faces pour 2002 sommets, ce qui facilite et réduit grandement les temps de calcul sans perturber la géométrie générale des maillages.

2.1.3. ORGANISATION D'UN MAILLAGE

Les maillages sont organisés autour de leurs points. Chaque point possède une coordonnée sous la forme : $x y z$. Chacune de ces coordonnées est assignée à un index, l'index représentant l'identité d'un point. Les faces sont quant à elles composées de trois nombres représentant les index des points qu'elles relient. Lorsqu'une donnée est calculée pour chaque point d'un maillage, elle prend la forme

d'une valeur d qui vient s'ajouter après les coordonnées à son index. Ainsi, lorsque l'on a une carte d'asymétrie (ou autre donnée calculée pour chaque point), les données du maillage prennent la forme suivante : $x y z d$. On parle de X_i pour nommer un point de X portant la valeur d , idem pour Y_i et T_{Y_i} . La carte obtenue (asymétrie, courbure, etc.) se représente par une valeur d ajoutée à chaque sommet.

C'est cette valeur d que l'on souhaite transférer sur le modèle contrôle.

2.1.4. CARTES D'ASYMÉTRIE

Les cartes d'asymétrie sont un bon moyen d'évaluer des déformations. Elles consistent en la symétrisation d'un maillage selon un plan orthogonal (la plupart du temps un plan anatomique défini manuellement : plan mi-sagittal) pour obtenir deux maillages : le symétrique et le symétrisé (voir **figure 6**). Les deux maillages sont ensuite superposés et alignés par recalage rigide autour de l'axe de symétrie. Les distances sont ensuite calculées entre chaque point de chaque maillage par

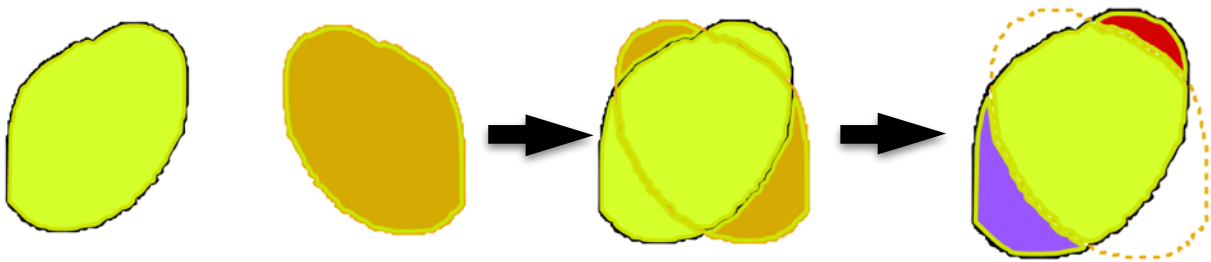


Fig.6 : Création de carte d'asymétrie. La première étape consiste en une symétrisation d'un maillage selon l'axe x pour obtenir deux maillages. La deuxième étape est une étape de recalage rigide permettant de superposer au mieux le symétrisé et son symétrique. La dernière étape calcule les différences entre les deux maillages et affiche les distances en couleur sur le maillage de départ.

rapport à ce plan de symétrie et les différences sont affichées sur le maillage symétrisé, c'est à dire celui de départ, voir par exemple le travail de I.Atmosukarto et coll [10].

Voici un aperçu de carte d'asymétrie que l'on peut obtenir sur le maillage d'un endocrâne (voir **figure 7**). Actuellement, la comparaison de deux cas cliniques différents n'est pas évidente, puisque les zones d'asymétrie qui y apparaîtront seront projetée chacune sur l'endocrâne dont elles sont issues. C'est pour cela que l'on souhaite projeter ces cartes dans une géométrie commune.

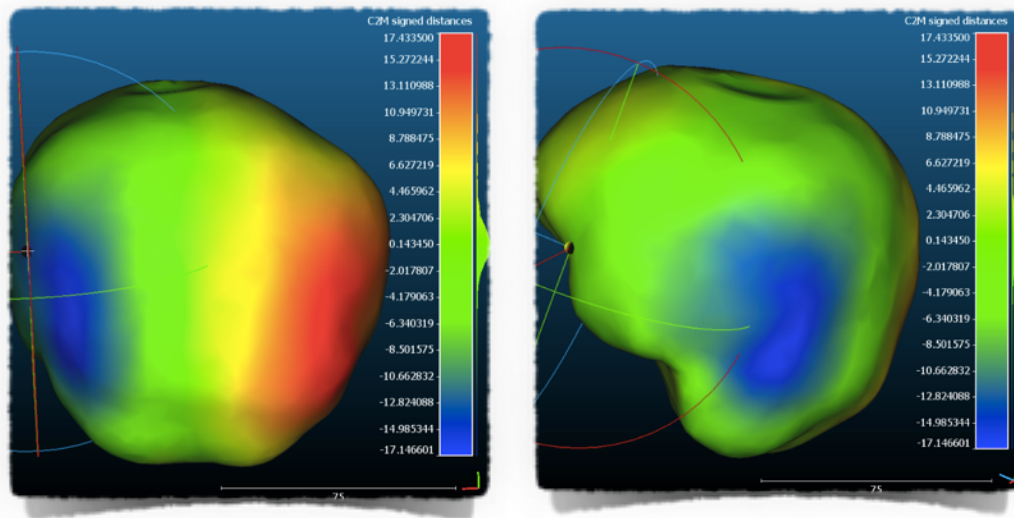


Fig. 7 : Aperçu d'une carte d'asymétrie d'un endocrâne PFO générée sur le logiciel CloudCompare. A gauche : vue occipitale, à droite vue temporo-pariétale. Les zones bleues représentent des zones où les distances signées calculées sont négatives par rapport au plan de calcul, tandis que les zones rouges correspondent à des distances positives.

2.2. Descriptif du protocole

L'objectif est de réussir à projeter les données d obtenues depuis un cas pathologique (X) sur un modèle de référence (Y), le template, fixe entre chaque échantillon. De ce fait, on obtient la visualisation et le transfert des données dans une géométrie commune qui permet la réalisation d'études statistiques, puisqu'il devient possible de comparer des cas issus de patients différents dans un même référentiel.

Un schéma récapitulatif de la méthode est proposé en **figure 9**. Voici les étapes de ce protocole :

INITIALISATION :

Un échantillon X d'un endocrâne plagiocéphalique est sélectionné. Le template Y, qui restera le même pour chaque X, correspond à l'endocrâne non pathologique d'un enfant de 16 mois. Il a été choisi par un expert (G.Captier) car il répondait à deux critères importants : une symétrie quasiment parfaite et une taille satisfaisante due à son âge dans la moyenne d'âge des examens.

PREMIÈRE ÉTAPE : Pré-alignement

Le maillage X et le maillage Y sont d'abord recalés rigidement, c'est à dire sans déformation grâce à l'algorithme ICP, afin de les superposer au mieux. Cette étape effectuée sous le logiciel MeshLab permet de configurer au mieux les deux maillages avant d'utiliser le recalage non-rigide qui n'aura plus qu'à calculer les différences locales entre les deux maillages. Cette étape se fait en choisissant quatre couples de points pour positionner les deux maillages, ces quatre couples sont choisis au niveau de la base de l'endocrâne (**figure 8**). Il a été choisi d'aligner les deux maillages au niveau de la base de l'endocrâne en prenant en point de corrélation le sommet des bosses temporales, du bulbe olfactif et du *foramen magnum*.

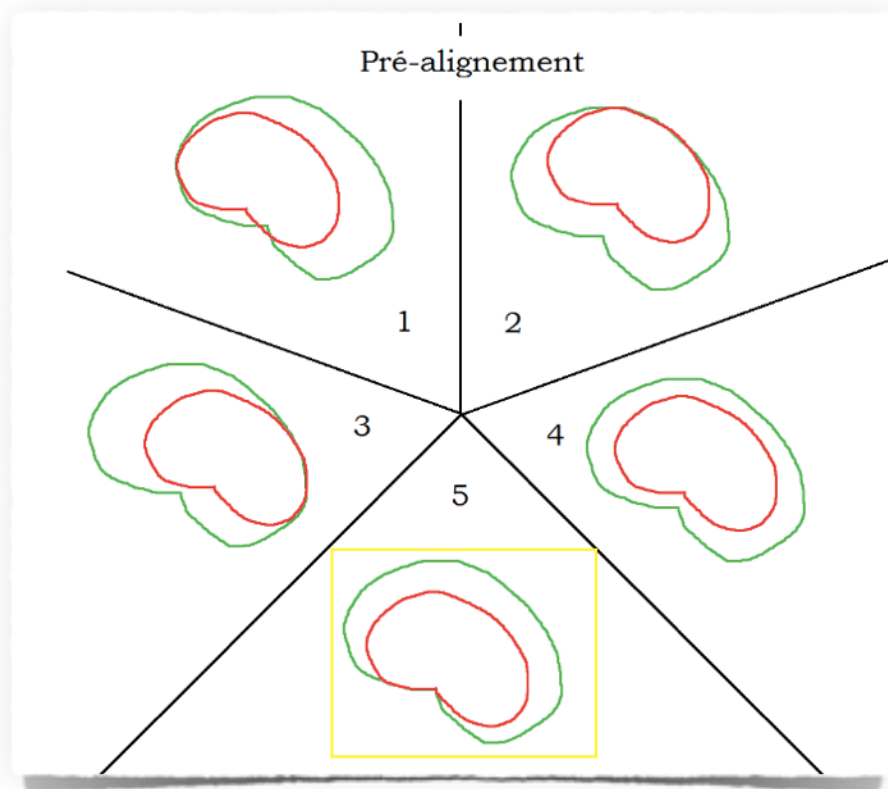


Fig.8 : Possibilités de recalage rigide lors du pré-alignement. La méthode retenue est la cinquième, permettant une meilleure reproductibilité pour des cas différents, les zones de la base de l'endocrâne étant plus stables que la calvaria.

DEUXIÈME ÉTAPE : Recalage non-rigide (PYCPD)

Il s'agit de l'étape qui va réellement déformer le Y vers le X. C'est donc le template invariable que l'on choisit de déformer vers le cas pathologique grâce à l'algorithme PYCPD (PYthon Coherent Point Drift). Cette étape génère un

nouveau maillage, le TY, qui correspond au maillage Y déformé vers le X. Il possède donc une forme pathologique. Cette étape est indispensable car elle permet d'établir grâce à l'algorithme suivant les correspondances entre les points de X et les points de Y en passant par l'intermédiaire de calcul généré : le TY.

TROISIÈME ÉTAPE : Recherche des correspondances entre X et Y (GetCorrespondences)

A l'aide d'un nouvel algorithme (GetCorrespondences), les correspondances entre les points des maillages et X et TY sont calculées. Pour ce faire, on calcule pour tous les TY_i le X_i le plus proche. De cette manière, on obtient la liste des X_i correspondants aux TY_i . Or, comme TY et Y possèdent les mêmes index puisque seules les coordonnées ont changé lors de l'application de la PYCPD, on obtient les correspondances de points entre X et Y.

Cette étape permet donc de savoir à quel point d'un endocrâne pathologique correspond un autre sur le template contrôle.

QUATRIÈME ÉTAPE : Transfert de données sur le template (TransferValue)

Grâce à l'algorithme TransferValue codé spécialement durant ce stage, il est possible de transférer les données calculées d'une structure à une autre. Ici, la carte d'asymétrie du pathologique X, qui consiste en une valeur pour chaque X_i , est transférée sur chaque Y_i du template en respectant les correspondances calculées lors de l'étape précédente.

CINQUIÈME ÉTAPE : Étude statistique

En ayant des Y_i correspondants aux projections des X_i sur le modèle référent Y, on peut alors calculer la moyenne, les écarts-types sur ce modèle.

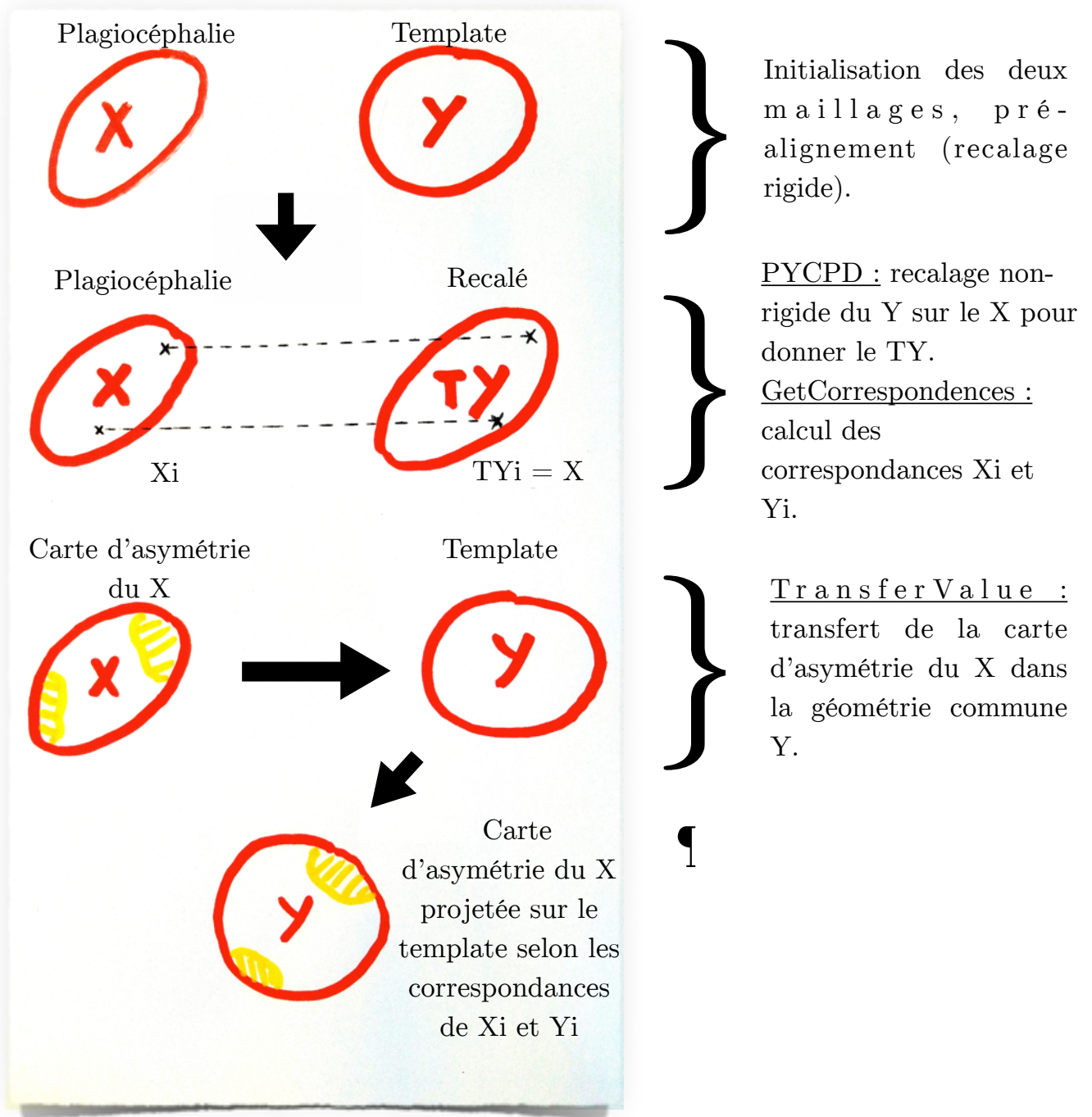


Fig. 9 : Étapes du protocole nécessaire à la projection de données dans une géométrie commune.

- 1 : Pré-alignment par recalage rigide afin de centrer les deux maillages et de les orienter selon les mêmes axes.
- 2 : Recalage non-rigide pour transformer le Y vers le X. Nécessaire pour pouvoir obtenir les correspondances de points.
- 3 : Mise en correspondances des X_i avec les TY_i . Comme les TY_i sont les mêmes que les Y_i , on obtient les correspondances entre X et Y.
- 4 : Transfert des X_i sur les Y_i en suivant les correspondances.
- 5 : Affichage du Y avec ses nouveaux Y_i dans un logiciel de visualisation.

Troisième Chapitre 3 : Résultats et discussion

Cet avant-dernier chapitre présente les résultats issus de l'utilisation des algorithmes ainsi que le début d'étude statistique qu'il a été possible de mener.

3.1 Résultat des algorithmes

Cette section a pour but de présenter les trois algorithmes écrits en Python lors de ce stage et qui servent d'outil pour le transfert de données sur un template. Si j'ai écrit intégralement les algorithmes *GetCorrespondences* et *TransferValue*, ça n'est pas le cas de l'algorithme *PYCPD* où je n'ai écrit que l'implémentation pour pouvoir l'utiliser sur nos données, les mathématiques chargées de résoudre le recalage non-rigide ayant été décrites par l'article de A.Myronenko et X.Song [8] et l'implémentation Python réalisée par Siavash Khallaghi (<https://github.com/siavashk>).

3.1.1. DÉTAILS SUR LA PYCPD ET RÉSULTATS

La PYthon Coherent Point Drift est l'algorithme qui permet de transformer un maillage Y vers un maillage X de manière déformable, c'est à dire que la forme

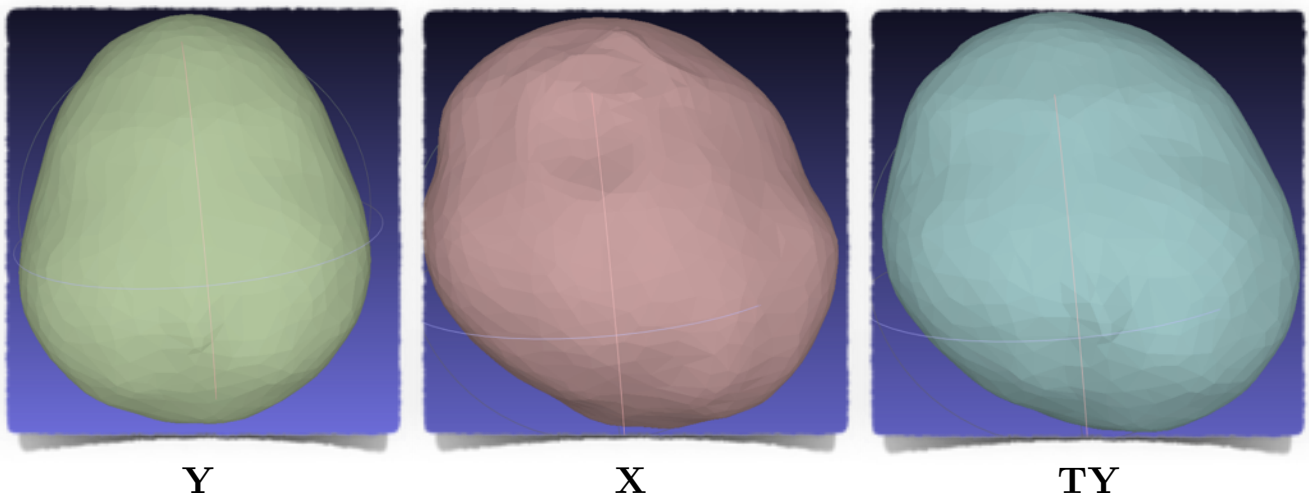


Fig.10.a : Résultat de la PYCPD entre deux maillages. Le maillage Y correspondant au contrôle non pathologique est déformé vers le maillage X pathologique (ici présentant une PFO) pour aboutir au maillage TY.

Aperçu généré sur MeshLab.

Y va adopter la forme X. Ainsi, en utilisant un maillage d'endocrâne contrôle, c'est à dire très symétrique et ne présentant pas d'aplatissement, on peut le transformer en un endocrâne type PFO, PO ou BP. Le résultat obtenu crée un maillage Y transformé en X : le TY. Le résultat est observable sur la **figure 10.a**.

La **figure 10.b** présente le résultat sur une vue unique en transparence pour mieux percevoir l'efficacité de l'algorithme.

Enfin, il est important de noter que la PYCPD ne travaille que sur des nuages de points pour ce qui est de la partie calculatoire ; il a donc fallu adapter cette particularité pour pouvoir ne charger que les coordonnées des points et reconstruire les faces après l'application de l'algorithme.

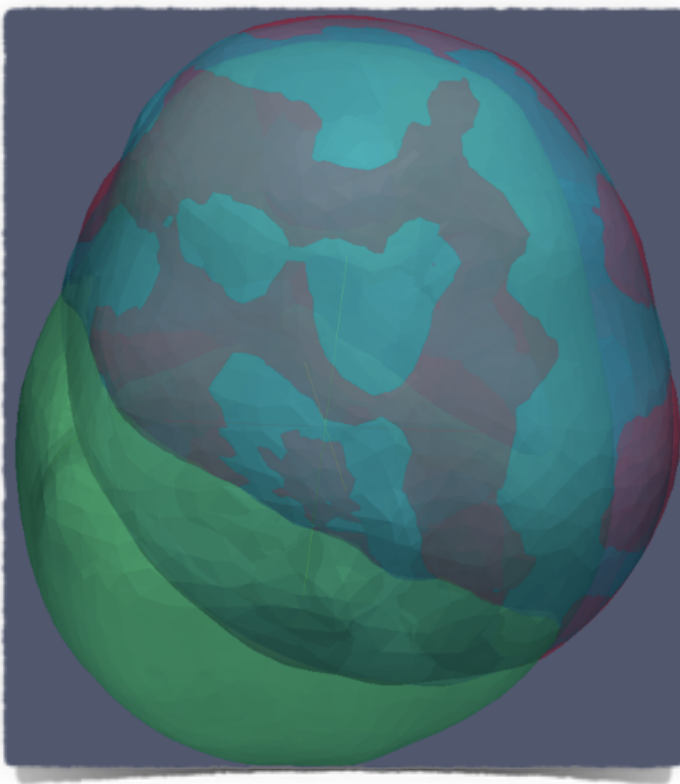


Fig.10.b : Aperçu transparent des trois maillages impliqués lors de l'étape de la PYCPD, le code couleur utilisé est le même que sur la **Fig.9.a**. On s'aperçoit que malgré la différence de taille et de forme entre le X et le Y, le X et le TY obtenu sont quasiment indiscernables. Aperçu généré sur ParaView.

3.1.2. DÉTAILS SUR GETCORRESPONDENCES ET RÉSULTATS

La fonction de l'algorithme GetCorrespondences élaboré dans son intégralité pour ce stage est de déterminer à quel sommet d'un maillage correspond le sommet d'un autre. Il est hypothétisé que les correspondances d'un maillage à l'autre sont liées à la distance minimale qui sépare deux points : le point de X le plus proche de son homologue sur TY lui correspond. Cette hypothèse est appuyée par les principes énoncés dans les problèmes de recalage non-rigide de l'article [8] de A.Myronenko et X.Song.

La recherche des correspondances n'est pas possible avec les données de base : deux endocrânes non recalés sont trop différents (cf. le maillage rouge et le maillage vert de la **figure 10.b**) pour qu'il soit possible de rechercher ces correspondances, d'où l'importance cruciale d'effectuer la PYCPD.

GetCorrespondences associe donc des points de X (les X_i) à des points de Y (TY_i) en suivant leurs index. Il n'y a généralement qu'un seul point le plus proche d'un maillage à l'autre, la précision sur laquelle travaille l'algorithme allant jusqu'à 8 chiffres après la virgule. Le but final étant d'obtenir les correspondances entre X_i et Y_i (entre un pathologique et le template), l'algorithme transfère les index appariés X_i-TY_i sur X_i-Y_i . Comme les TY_i et les Y_i sont les mêmes puisque la PYCPD ne fait que changer les coordonnées des points, il n'y a pas de difficulté à ce niveau.

Cet algorithme ne crée pas de maillage mais juste un tableau associant les index de l'un aux correspondants de l'autre comme montré en **figure 11** ci-contre, tableau utilisé par TransferValue.

1	584
2	405
3	109
4	581
5	1863
6	1883
7	1423
8	1043
9	637
10	689
11	1982
12	896
13	804
14	1663
15	1269
16	1370
17	856
18	1133
19	1851

Fig.11 : Résultats de GetCorrespondences : association d'index de X à des index de Y par l'algorithme GetCorrespondences (échantillon)

Grâce à cet algorithme il est envisageable de créer un logiciel grâce auquel il serait possible de pointer à l'aide d'un curseur l'un des deux maillages à l'endroit souhaité pour avoir en temps réel le correspondant sur l'autre maillage comme le montre le schéma de la **figure 12**.

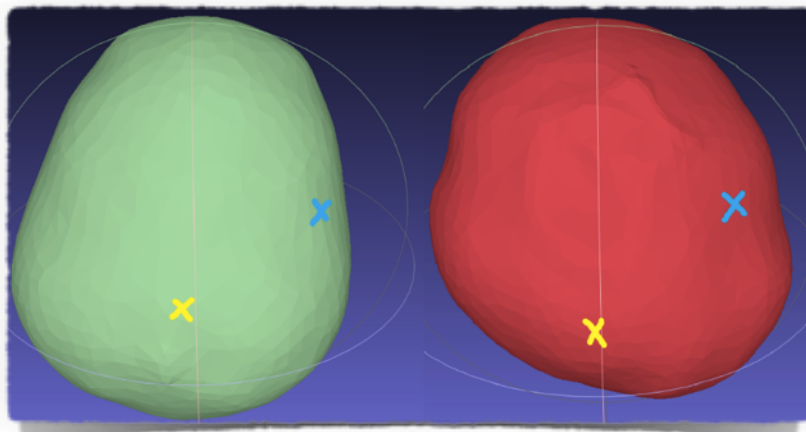


Fig.12 : Idée de visualisation en temps réel d'un point de Y et de son correspondant sur X, ou *vice-versa*, grâce à la liste de correspondances produite par *GetCorrespondences*.

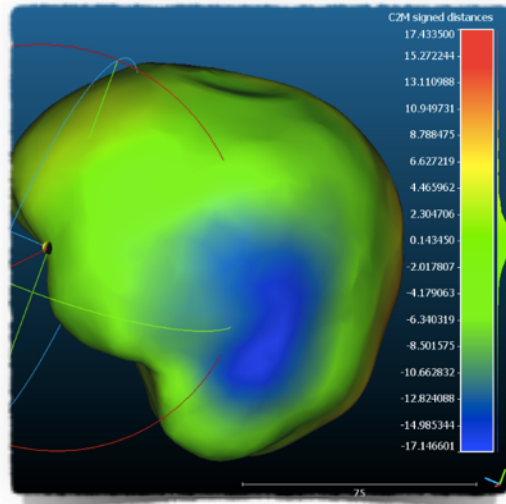
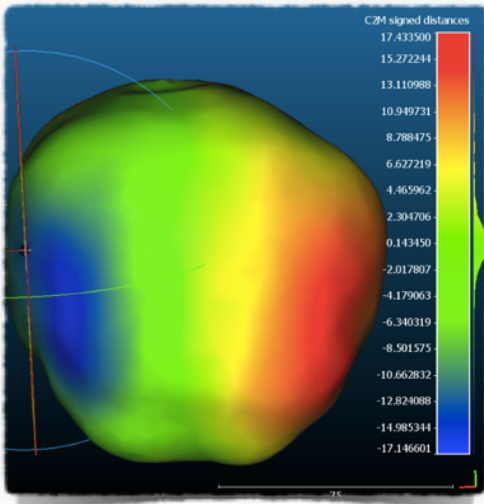
3.1.3. DÉTAILS SUR TRANSFERVALUE ET RÉSULTATS

Enfin, le dernier algorithme `TransferValue`, lui aussi codé intégralement lors de ce stage, permet de transférer n'importe quelle donnée d calculée en chaque point d'une structure vers une autre structure tout en respectant la liste des index correspondant calculée précédemment par `GetCorrespondences`.

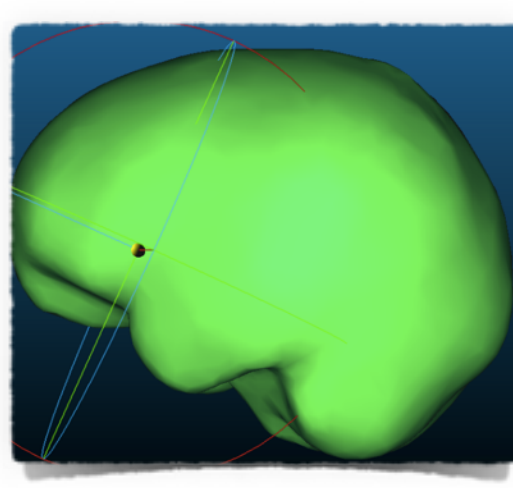
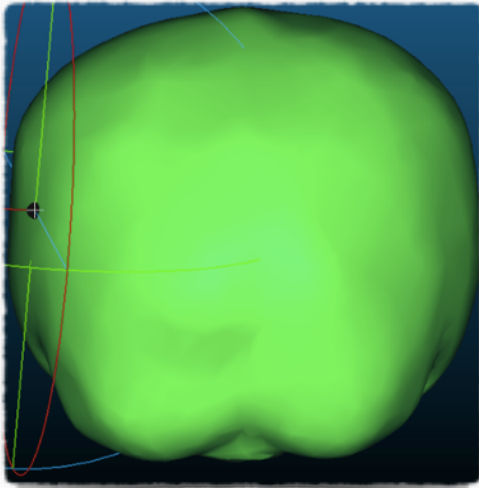
La **figure 13** présente le résultat d'un transfert d'une carte données (ici une carte d'asymétrie) issue d'un endocrâne pathologique type PFO sur le template qui correspond à l'endocrâne contrôle.

Les résultats obtenus sont satisfaisants et concluants, cela se vérifie d'abord visuellement lorsque le transfert de carte de données a lieu d'un maillage à l'autre : si les correspondances calculées sont mauvaises ou que le transfert de la valeur d est erronée, cela apparaît clairement lorsque le maillage est visualisé (voir Annexe 3).

Cartes d'asymétrie du X :



Template :



Transfert sur le template :

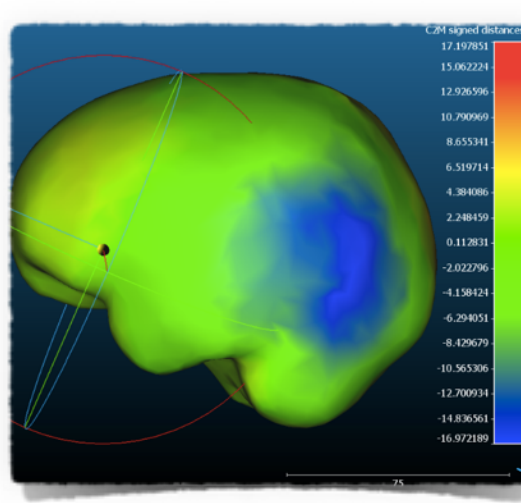
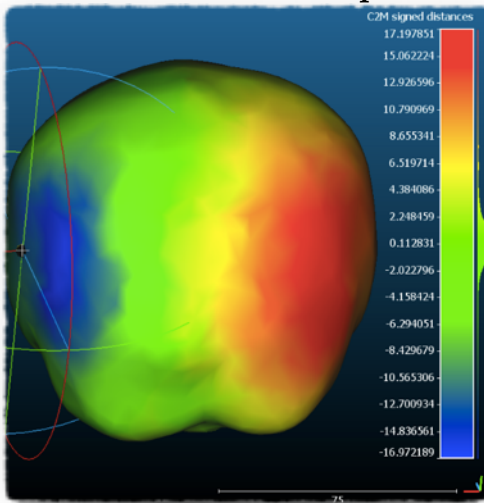


Fig.13 : Transfert de données calculées sur un pathologique X vers la géométrie commune représentée par le template Y. Le transfert respecte les correspondances entre les maillages calculées grâce au recalage non-rigide préalable (PYCPD) et à la liste des index correspondants (GetCorrespondences).

3.2. Pattern moyen calculé pour chaque type

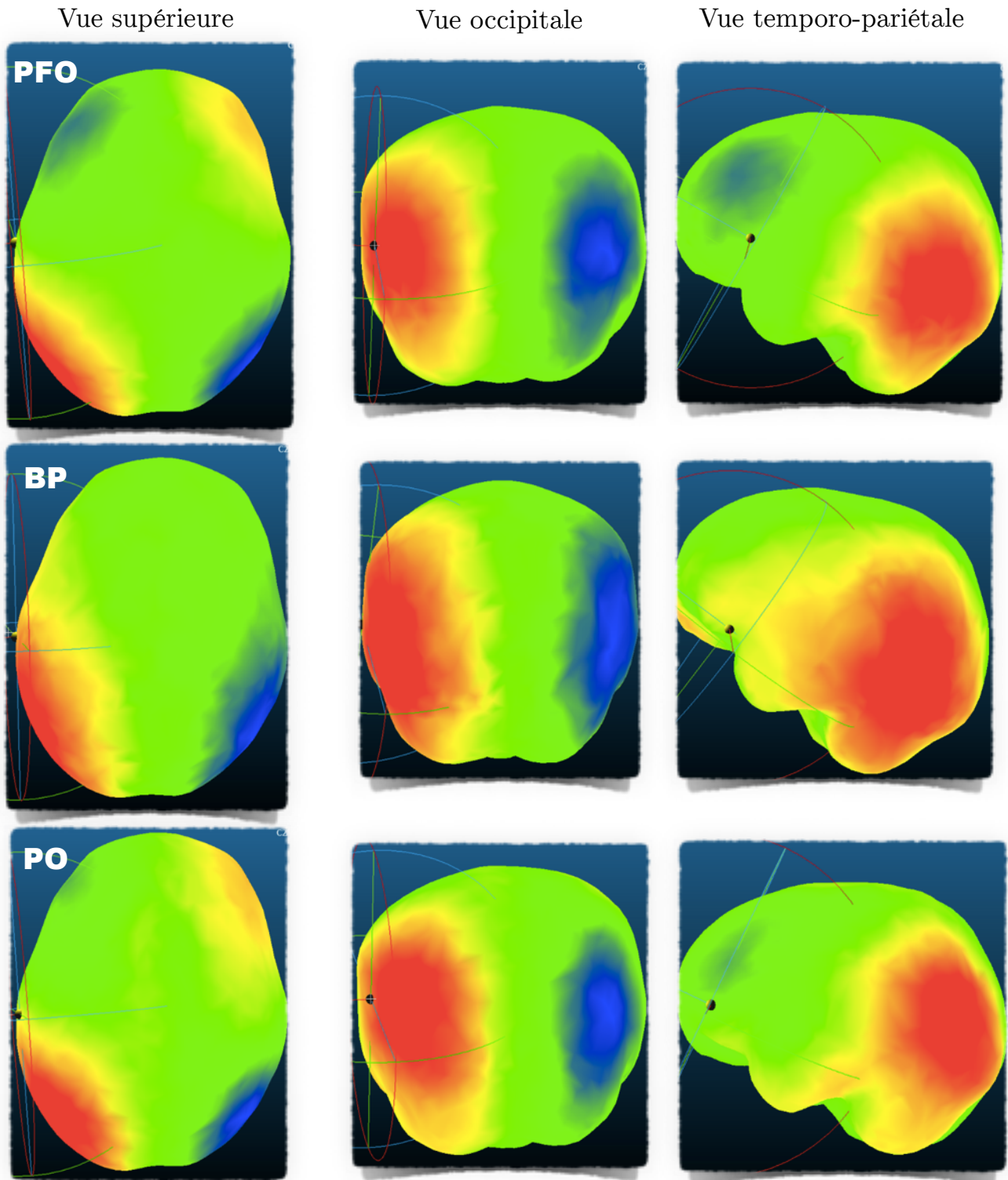


Fig.14 : Modèle moyen de déformation pour chaque type (PFO, BP et PO) issu du moyennage de la projection de cartes d'asymétrie. La projection sur un modèle commun permet une comparaison beaucoup plus efficace des déformations. Bleu = distances signées négatives, rouge = distances signées positives.

Voici les résultats (**figure 14**) qui ont été obtenus en réalisant le moyennage de toutes les valeurs d calculées en chaque point du template sur lequel les projections ont été faites. Puisque chaque point est identique entre chaque cas étant donné leur transfert sur le modèle de référence, il est possible d'effectuer la moyenne de cette valeur d et de créer une carte « pattern » pour les PFO. N'ayant eu que peu de temps, celle-ci a été réalisée à partir de 3 PFO droites (avec l'aplatissement occipital du côté droit et la bosse frontale à droite). En effet, les PFO et les PO pouvant être du côté droit ou gauche, effectuer un moyennage des déformations sans faire deux sous catégories PFO_droite et PFO_gauche, entraînerait une annulation de ces valeurs qui se moyenneraient en zéro. Il est important de préciser que tous les cartes de couleur sont normalisées, on a donc la même échelle pour chaque pattern.

Les PFO montrent en moyenne plus de déformations au niveau frontal que les autres types de déformations. La déformation occipitale des BP est beaucoup plus marquée que chez les PO et les PFO, avec une zone de déformation englobant la quasi-totalité de la zone temporale jusqu'à la base de l'endocrâne.

3.3. Discussion sur les résultats et la technique

3.3.1. DISCUSSION SUR LES PATTERN OBTENUS

L'intérêt des expériences menées en 3.2 est d'obtenir pour chaque type de déformation un modèle moyen. Cela permet alors d'établir des « patterns », c'est à dire des motifs de déformations qui mettent en exergue les zones les plus susceptibles de se déformer pour tel ou tel type.

Pour les PFO, il ressort que la partie la plus déformée en moyenne est la partie occipitale, la bosse frontale est environ deux fois moins importante que l'aplatissement de l'occiput. Cette différence entraîne donc un léger élargissement du crâne.

Pour les PO, la déformation frontale est beaucoup moins marquée que sur les PFO, ce qui va dans le sens de la confirmation qu'il s'agisse bien d'une catégorie à part. L'aplatissement occipital est lui aussi moins large que lorsqu'on le compare à l'aplatissement occipital des PFO, mais cela n'est sûrement pas représentatif, du fait du peu de cartes projetées ici.

Pour les BP, on ne décèle quasiment pas de déformation frontale. Cela correspond bien aux observations cliniques : les déformations ont lieu des deux côtés de l'occiput et ce, de manière égale. Lorsqu'elles sont projetées sur le template, les vues temporo-pariétales arborent des tâches colorées très étendues : les déformations

sont en moyenne beaucoup plus importantes que sur les autres types de plagiocéphalies.

Enfin, il faut rappeler que les moyennes n'ayant été faites que sur un nombre d'échantillons réduit pour des questions de manque de temps (3 pour chaque forme), les cartes de modèles types ne sont pas encore très spécifiques. Il sera possible d'obtenir des cartes plus représentatives avec plus d'itérations de la méthode.

3.3.2 AVANTAGES ET LIMITES DE LA MÉTHODE

3.3.2.1. AVANTAGES

Cette méthode présente l'avantage premier d'être une méthode générale, c'est à dire que l'on peut transférer n'importe quel type de donnée calculée en un point d'une structure 3D. Les expériences n'ont été faites ici que sur du transfert de carte d'asymétrie, mais il est également possible de le faire pour d'autre type de cartes du moment que la valeur d est calculée pour chaque point.

L'avantage est aussi celui pour lequel cette méthode a été créée : permettre de comparer sur un repère commun deux cartes de données issues de structures différentes. Les comparaisons inter-individuelles sont donc possibles, et il l'application au diagnostic aussi. Un cas n est transformé en Y_n puis est comparé aux différents patterns par un écart point à point avec la moyenne divisée par l'écart-type. Ainsi, cette méthode peut permettre d'acquérir une grande base de données sur beaucoup de structures, et de plusieurs type. La méthode fonctionne sur tout type de structure 3D, on pourrait envisager de l'utiliser sur l'exocrâne mais les petits détails de relief facial très variables peuvent compliquer l'évaluation.

3.3.2.2. LIMITES ET INCONVÉNIENTS

Pour ce qui est des inconvénients, il est possible de parler du manque d'ergonomie puisque cette méthode nécessite pour l'instant beaucoup de travail fait « à la main » (recalage rigide, décimation, chargement des différents fichiers). L'utilisation de la méthode nécessite donc de suivre un long et rigoureux protocole informatique qui n'est pas automatisé pour l'instant, mais qui pourrait l'être dans le futur.

De plus, au vu de la complexité des calculs effectués par les algorithmes (notamment PYCPD et GetCorrespondences) la taille des maillages utilisés est limitée, bien que suffisante, à un certain nombre de sommets/faces. Il a été décidé de travailler sur des endocrânes décimés, c'est à dire réduits, à 4000 faces pour les

expériences ci-dessus. La décimation permet aussi d'avoir le même nombre de points entre X et Y, ce qui facilite le transfert des X_i sur Y_i .

L'efficacité de la méthode dépend aussi de l'efficacité du recalage non-rigide effectué par la PYCPD. Si celui-ci n'est pas efficace, il ne sera pas possible d'obtenir les correspondances entre les deux maillages et donc de transférer les données au bon endroit sur le maillage template. La PYCPD est efficace dans de nombreux cas, elle fonctionne notamment très bien sur des cas d'âge différents où la taille de l'un est très supérieure à celle de l'autre ; mais elle le devient un peu moins lorsque les maillages sont très repliés sur eux-même comme c'est le cas pour le crâne osseux.

Enfin, cette méthode nécessite en plus de ses trois algorithmes de faire appel à l'utilisation de logiciels tiers :

- MeshLab : pour la décimation, le recalage-rigide, la symétrisation nécessaire à la création de cartes d'asymétrie, visualiser les maillages (nécessaire pour évaluer de la qualité du recalage non-rigide effectué par PYCPD).
- CloudCompare : pour créer les cartes d'asymétrie, de courbure, visualiser en couleur le transfert de données ou avoir des valeurs chiffrées de ces données.
- Endex : pour segmenter l'endocrâne.

La méthode est donc nouvelle et encore à ses balbutiements malgré des résultats très satisfaisants.

Chapitre 4 : Perspectives de la méthode

Cette méthode de projections de données est encore très peu usitée de nos jours. La nouveauté qu'elle apporte dans le domaine, à savoir projeter des données acquises pour un cas spécifique sur un modèle référent identique pour chaque transfert, pourra permettre de conduire des études statistiques. Dans le cas qui nous intéresse, il est désormais possible de visualiser une carte de données pathologique sur une géométrie non pathologique, et ce, pour chaque type de crâne.

En menant un grand nombre de fois le protocole ci-dessus pour chaque type de déformation, il sera possible d'obtenir une base de données statistique sur laquelle plusieurs travaux informatiques pourront être réalisés. Par exemple à l'aide de l'apprentissage profond (deep learning), il sera possible de faire apprendre à une intelligence artificielle les modèles de déformation pour chaque type de crâne. Lorsqu'un nouvel examen entrerait dans la base de données, cette intelligence artificielle serait alors capable de classer automatiquement le crâne dans le type qui lui correspond.

Outre la facilitation du diagnostic des plagiocéphalies grâce à des données quantitatives fournies pour chaque type, la projection de cartes sur la géométrie commune pourrait aider à mener des études bio-mécaniques sur le sujet. C'est, à long terme, l'un des buts de cet outil : en connaissant mieux quel type est susceptible d'être déformé dans certaines zones et dans quelles proportions, la kinésithérapie aurait la possibilité d'adapter au mieux son traitement. Préciser l'influence des points de pression sur les os du crâne et la déformation bio-mécanique qu'elle entraîne serait un grand pas en avant dans la thérapie pour les cas les plus graves.

Le transfert de données dans un repère commun est donc une méthode qui semble être très prometteuse, permettant un nombre très grand d'applications dans le domaine du traitement de l'image en améliorant les possibilités de comparaisons d'organes différents.

Bibliographie

- [1] : Looman WS, 2012, Evidence-based care of the child with deformational plagiocephaly, Part I: assessment and diagnosis., *Journal of Pediatric Health Care. volume 26 issue 4, pages 242-250*, DOI : 10.1016/j.pedhc.2011.10.003
- [2] : Captier G et al, 2003, Etude clinico radiologique des déformations du crâne dans les plagiocéphalies sans synostose, *Archives de Pédiatrie, Volume 10 issue 3, pages 208-214*, DOI : 10.1016/S0929-693X(03)00323-3
- [3] : Amtosukarto I et al, 2009, Three-Dimensional Quantification for Infants With and Without Deformational Plagiocephaly, *The Cleft Palate Cranio-Facial Journal. volume 47 issue 4, pages 368-377*. DOI : 10.1597/09-059.1
- [4] : Collet BR, Heike CL et al, 2011, Longitudinal, three dimensional analysis of head shape in children with and without deformational plagiocephaly or brachycephaly, *Journal of Pediatrics. volume 160, issue 4, pages 673-678*. DOI : 10.1016/j.jpeds.2011.09.059
- [5] : Captier G et al, 2011, Classification and pathogenic models on unintentional postural cranial deformities in infants : plagiocephalies and brachycephalies, *Journal of Craniofacial Surgery. volume 22, pages 33-41*. DOI : 10.1097/SCS.0b013e3181f6c386
- [6] : Branch L.G. et coll, 2015, Argenta clinical classification of deformational plagiocephaly., *Journal of Craniofacial Surgery. volume 26, pages 606-610*. DOI : 10.1097/SCS.0000000000001511
- [7] : Besl P.J. and McKay N.D., 1992, A method for registration of 3-D shapes, *IEEE PAMI. volume 14 issue 2, pages 239-256*, DOI : 10.1109/34.121791
- [8] : Myronenko A and Song X, 2010, Point Set Registration: Coherent Point Drift, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. volume 32 issue 12, pages 2262-2275*, DOI : 10.1109/TPAMI.2010.46
- [9] : Alan L. Yuille and Norberto M. Grzywacz, 1988, The Motion Coherence Theory, *International Journal of Computer Vision, conférence*, DOI : 10.1109/CCV.1988.590011
- [10] : I.Atmosukarto et al, 2007, A Statistical Model of Head Asymmetry in Infants with Deformational Plagiocephaly, *Scandinavian Conference on Image Analysis, LNCS vol.4522, pages 898-907*.

Liste des abréviations utilisées :

PFO : plagiocéphalie fronto-occipitale

PO : plagiocéphalie occipitale

BP : brachycéphalie

X : maillage cible (modèle)

Y : maillage qui se déforme vers X

TY : maillage Y après déformation vers X

X_i , Y_i , TY_i : index de X/Y/TY

(PY)CPD : (Python) Coherent Point Drift

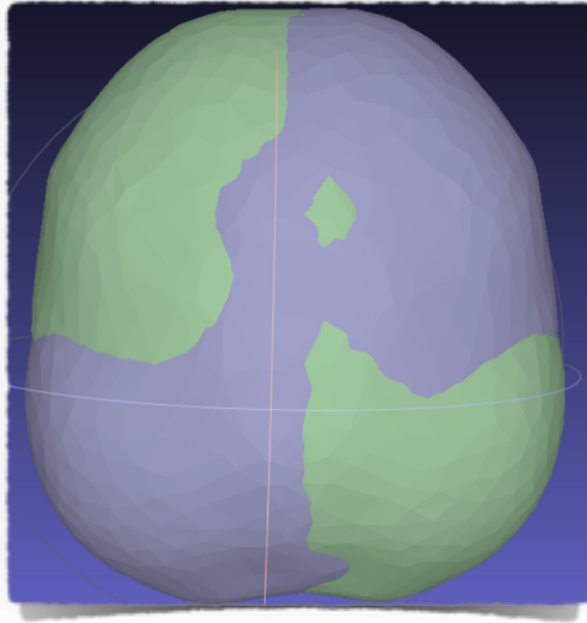
ICP : Iterative Closest Point

GMM : Gaussian Mixture Model

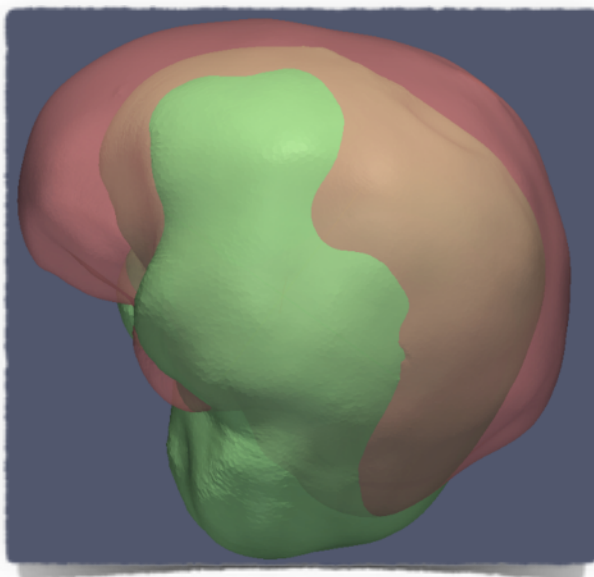
EM : algorithme *Expectation-Maximization*

Annexes

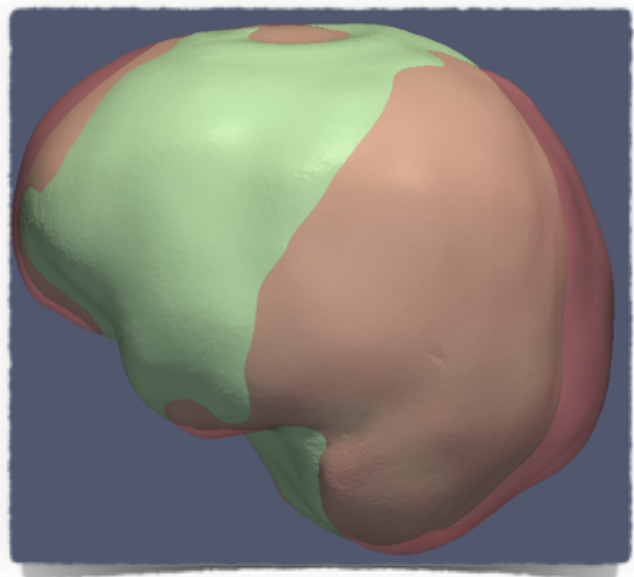
Annexe 1 : Symétrisation de deux endocrânes



Annexe 2 : Illustration de l'étape de pré-alignement avec le recalage rigide de deux maillages.



Non recalés



Recalés rigidentment

Annexe 3 : Aperçu d'une erreur de transfert des données. Il suffit de se tromper d'une donnée pour décaler toutes les autres dans l'algorithme et donc faire perdre toute cohérence à l'image. Cela permet de vérifier si le transfert des données est correct ou non.

