

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE



DÉPARTEMENT D'ÉLECTRONIQUE

Mémoire de fin d'études

En vue de l'obtention du diplôme d'Ingénieur d'Etat en Electronique

Thème :

**Distance entre formes et caractérisation de
séquences temporelles de déformations**

Encadré par :

Mme MOUSSAOUI

Mr BLLEMARE Marc-Emmanuel

Mr RAHIM Mehdi

Réalisé par :

Mr RABEHI Amine

Promotion : Juin 2013

الملخص :

واصفات الشكل 3 مستعملة بكثرة في مجالات التعرف على الأشكال و الفهرسة. في هذا المشروع ، سنستعمل هذه الموصفات لسبب جديد و هو قياس تشويه الأجسام الغير صلبة.

هذا القياس يعمل في إطار مشروع موديب ، هدفه تطوير الأدوات اللازمة لمساعدة الأطباء في تشخيص و معالجة الأمراض المتعلقة بأجهزت الحوض عند المرأة.

هذه القياسات ستستعمل أيضا لبنائية محاكي حركات هذه الأعضاء.

لهذا الغرض ، قمنا باختيار الموصفات التي يجب ان تكون في واصفات الشكل 3 ، ثم قمنا بالبحث عن الأحسن و اختيار الوصفات الأحسن ، أخيرا ، قمنا هذه الموصفات المختارة.

Résumé :

les descripteurs de formes 3D sont très utilisés pour la reconnaissance de formes et l'indexation. Dans ce projet, nous les utiliseront pour une nouvelle cause ; la mesure de déformation d'objets non rigides.

Cette mesure rentre dans le cadre du projet MoDyPe (Modélisation de Dynamique Pelvienne) , ce projet a pour but de développer les outils nécessaires pour aider les cliniciens dans le diagnostic des patients qui est jusqu'à ce jour mal fait.

De plus, ils permettront d'aider à la conception de simulations patients-spécifiques qui modélisera ces déformations en temps réelle.

Pour cela, nous avons donc établie un cahier de charge, étudié les différents descripteurs et évalué les plus pertinents d'entre eux.

Mots clés : Organes pelviens, Descripteurs de formes 3D, moments géométriques, moments de Zernike 3D, MATLAB.

Abstract :

Shape descriptors are widely used in image analysis. The use of these descriptors rang from shape recognition to shape indexation. In this project, we will use them for a new aim ; measuring the deformation of non rigid objects.

This measure is within the scope of the MoDyPe project, the goal of this project is the development of new tools in order to aid the clinicians in the diagnosis of pelvic floor disorder pathologies which is poorly done for now.

Furthermore, the shape descriptors will help in the conception of specific patient's simulations ; they will be used in a loop in order to adjust the biomechanical parameters.

To reach these objectives, we will construct a set of requirements. Afterwards, we will study different shape descriptors and evaluate the most interesting ones.

Keywords : Pelvic organs, Shape descriptors, geometrical moments, 3D Zernike moments, MATLAB.

Remerciements :

Je remercie tout d'abord le Très-Haut de m'avoir donné la force et la patience nécessaires à l'accomplissement de ce modeste travail.

En second lieu, je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mes promoteurs Madame Aicha Moussaoui, Mr Mehdi Rahim, Mr Marc Emmanuel Bellemare et aussi Mr Riad Khelifi pour leur disponibilité, aide et précieux conseils tout au long de ce projet.

Mes remerciements s'adressent également aux membres du jury qui ont aimablement accepté de juger ce travail.

Enfin, je tiens à remercier ma famille pour leur soutien durant tout mon cursus universitaire, mes amis ainsi que toute personne ayant participé de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Table des matières

Résumé :	i
Remerciements :	ii
Table des matières	iii
Table des figures	vi
Liste des tableaux	viii
Introduction générale	1
1 Introduction et contexte	2
1.1 Introduction	2
1.2 Anatomie de la cavité pelvienne :	2
1.3 Anatomie fonctionnelle :	3
1.4 Les Troubles de la Statique Pelvienne (TSP) et leurs prises en charge : . . .	5
1.5 Projet MoDyPe (MODélisation de la DYnamique Pelvienne) :	9
2 État de l’art sur les Descripteurs de formes 3D :	13
2.1 Introduction :	13
2.2 Définition des descripteurs :	13
2.3 Les types de représentation :	14
Données brutes (Raw data) :	14
Représentation surfacique :	15
Maillage de points	15
Représentation solide :	15
Voxels :	16
Représentation de haut niveau :	16
2.4 Types de descripteurs de formes :	16
Descripteurs globaux :	17
Descripteurs à caractéristiques locales :	18
3D shape contexts :	18
Descripteurs spatiaux :	18
Shape histogram :	18
Descripteurs à base de rayons :	19
Descripteurs structuraux :	19
Descripteurs géométriques :	19

	Descripteurs fréquentiels :	20
	Descripteurs à base de moments :	20
2.5	Propriétés désirées des descripteurs de forme :	20
	Robustesse :	21
	Sensibilité aux déformations :	21
	Invariance aux transformations :	21
	Temps de calcul et espace mémoire occupé :	21
2.6	Synthèse bibliographique :	22
2.7	Descripteurs Retenus :	23
	Shape DNA :	23
	HKS et SIHKS :	24
	HKS :	24
	SIHKS :	24
	Multi Dimensional Scaling - Clock Matching - Bag of Features (MDS CM BOF) :	26
	Etapas :	26
	Moments de Zernike 3D :	28
2.8	Conclusion :	28
3	Moments de Zernike	29
3.1	Définition des moments :	29
3.2	Moments géométriques :	30
3.3	Polynômes et moments de Zernike :	30
3.4	Propriétés des moments de Zernike 3D :	32
3.5	Algorithme 1	33
	Relations théoriques	33
	Reconstruction de l'objet	33
	Implémentation :	34
	Relations théoriques :	36
	Implémentation :	37
3.6	Autres méthodes	38
4	Résultats et interprétations :	39
4.1	Introduction :	39
4.2	Données :	39
4.3	Référence de mesure :	40
4.4	Mesure de similarité :	42
4.5	Résultats :	42
	Moments géométriques :	42
	Moments de Zernike :	45
	Algorithme 1 :	45
	Algorithme 2 :	46
	Comparaison entre les différents algorithmes :	51
4.6	Conclusion :	53
	Conclusion et perspectives :	54

Bibliographie	55
5 Métrique et distances :	58
5.1 Définition :	58
5.2 Types de distances :	58
Distance Euclidienne :	58
Distance de Manhattan(City block distance) :	59
Corrélation de Pearson :	59
Distance de Chi-deux(χ^2) :	59
Distance de Canberra :	59

Table des figures

1.1	Anatomie pelvienne [1]	3
1.2	Dynamique pelvienne [1]	4
1.3	Repères anatomiques de la région pelvienne [1]	5
1.4	Cystocèle [1]	6
1.5	Hystérocèle [1]	6
1.6	Rectocèle [1]	7
1.7	Promontofixation [1]	8
1.8	Schéma bloc de la simulation [7]	9
1.9	Comparaisons des déformations selon les descripteurs de Fourier (a,b,c) et des angles anatomiques (d) sur la simulation et l'IRM [1].	10
1.10	Représentation selon les deux première composantes de la mise à l'échelle multi-dimensionnelle des attributs des déformations issus des descripteurs de forme [1], a) signature radial, b) descripteurs de Fourier, c)Moment de Zernike	11
2.1	Nuage de points de la vessie.	14
2.2	Exemple de maillage 3D [11]	15
2.3	Exemple d'une représentation à base de voxels	16
2.4	Modélisation des organes pelviens avec une structure de haut niveau	17
2.5	Histogramme de forme	18
2.6	Histogramme de forme	19
2.7	Les 30 premières valeurs propres d'une fille afficher sous 4 postures	24
2.8	Schéma bloc des étapes de réalisation du la méthode MDS CM BOF	26
2.9	Normalisation en utilisant la méthode PCA. a) état initial b)simplification c) application du MDS d)application du PCA	27
4.1	Type de données utilisées	40
4.2	Référence de mesure	41
4.3	Mesure de déformation en utilisant les moments géométriques avec N=5.	43
4.4	Mesure de déformations en utilisant les moments géométriques avec N=10.	44
4.5	Déformation des organes pelviens en utilisant l'algorithme 1 avec N=5(taille =35 valeurs).	45
4.6	Déformation des organes pelviens en utilisant l'algorithme 1 avec N=10(taille =162 valeurs).	46
4.7	Déformation des organes pelviens en utilisant l'algorithme 1 avec N=15(taille =445 valeurs).	47

4.8	Déformation des organes pelviens en utilisant l'algorithme 1 avec $N=20$ (taille =947 valeurs).	48
4.9	Déformation des organes pelviens en utilisant l'algorithme 2 avec $N=5$ (taille =35 valeurs).	49
4.10	Déformation des organes pelviens en utilisant l'algorithme 2 avec $N=10$ (taille =162 valeurs).	50
4.11	Déformation des organes pelviens en utilisant l'algorithme 2 avec $N=15$ (taille =445 valeurs).	51
4.12	Déformation des organes pelviens en utilisant l'algorithme 2 avec $N=20$ (taille =947 valeurs).	52

Liste des tableaux

2.1	Type de descripteurs 3D	20
2.2	Comparaison des descripteurs 3D	22
2.3	Mesures de performance de 11 méthodes de reconnaissance de forme non rigides en utilisant 5 mesures standard.	23
4.1	Mesure de performances des moments géométriques.	43
4.2	Mesure de performances de l'algorithme 1 de Zernike.	48
4.3	Mesure de performances de l'algorithme 2 de Zernike.	52

Liste des abréviations :

TSP	Troubles de la statique pelvienne
MoDyPe	Modélisation de la Dynamique Pelvienne
TetGen	Tetraedral Generation
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
ART	Angular Radial Transform
MDS-CM-BOF	Multi Dimensional Scaling-Clock Matching-Bag Of Feature
HKS	Heat Kernel Signature
SIHKS	Scale Invariant Heat Kernel Signature
WKS	Wavelete Kernel Signature
DOG	Difference of Gaussians

Introduction générale :

Les troubles de la statique pelvienne sont des troubles qui touchent une grande partie des femmes âgées, ils sont le résultat d'une faiblesse des muscles élévateurs. Le diagnostic de ces pathologies est mal fait car la pathologie elle même est mal comprise.

Le projet MoDyPe (Modélisation de la Dynamique Pelvienne) vient apporter des outils d'aides aux diagnostics ; un simulateur et une caractérisation de la déformation des organes aideront à la visualisation et à la classification des patients. Dans le cadre de ce projet de fin d'études, nous nous sommes intéressés à la caractérisation de la déformation d'organes. L'outil mathématique permettant cette caractérisation est le descripteur de formes 3D. Ces utilisations varient entre reconnaissance de formes, tatouage, segmentation, ...etc.

D'abord, le contexte du projet sera présenté pour la bonne compréhension des objectifs.

Ensuite, on fera un état de l'art des descripteurs de formes 3D, puis on construira un cahier des charges qui contient les propriétés désirées de ces descripteurs afin qu'ils caractérisent la déformation.

En outre, on fera une recherche bibliographique afin de trouver les descripteurs qui correspondent au mieux à notre besoin.

Enfin, les descripteurs retenus seront évalués, des observations et perspectives futures seront tirées afin d'améliorer le descripteur choisi.

Chapitre 1

Introduction et contexte

1.1 Introduction

Les troubles de la statique pelvienne sont fréquents et concernent plus particulièrement les femmes âgées. La prise en charge demeure un sujet de controverse. Une mesure automatique permettrait de faire la distinction d'une manière plus efficace entre les personnes saines et celles atteintes de ces maladies .

Dans ce chapitre, on fera une introduction sur les organes pelviens, d'abord, on parlera de l'anatomie de la cavité pelvienne, ensuite on abordera l'anatomie fonctionnelle et les troubles de la statique pelvienne.

En outre, on présentera la projet MoDyPe et le travail qui a déjà été fait par Mrs Bellemare et Rahim dans ce cadre.

Au final, on parlera de l'objectif de ce PFE et de la contribution proposée pour l'atteindre.

1.2 Anatomie de la cavité pelvienne :

La cavité pelvienne est une région de l'abdomen qui regroupe des structures anatomiques de différentes natures, qui sont associées à des fonctions physiologiques différentes comme la reproduction, la miction, la défécation. De ce fait, plusieurs spécialités médicales sont impliquées pour l'étude de la dynamique pelvienne comme l'urologie, la gynécologie, la proctologie. La figure 1.1 donne une description anatomique de la cavité pelvienne.

Le petit bassin est situé entre l'abdomen et les membres inférieurs. Il contient la partie inférieure du tube digestif, les organes génitaux internes et la vessie. Le pelvis communique largement en haut avec l'abdomen dont il est séparé par le plan du détroit supérieur. Ce plan passe en avant par la symphyse pubienne et en arrière par le promontoire (disque intervertébral entre le rachis lombaire et le sacrum). Le pelvis est fermé en bas par un ensemble musculaire formé par le diaphragme pelvien, le périnée et le muscle coccygien.

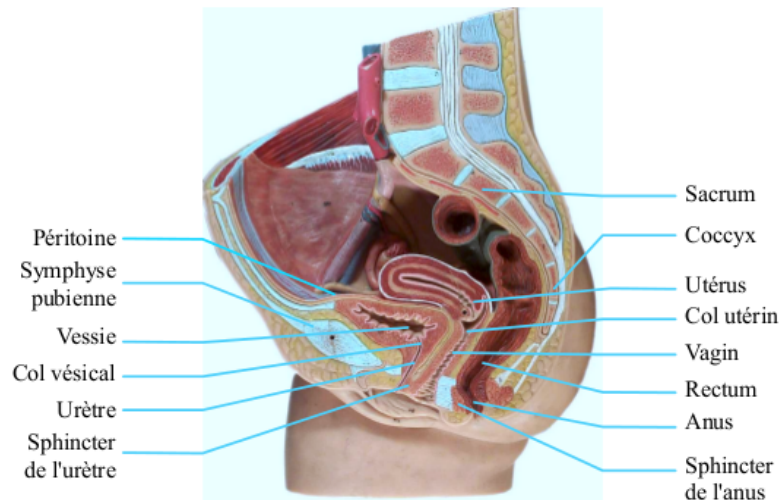


FIGURE 1.1 – Anatomie pelvienne [1]

Dans cette section, les principaux organes pelviens qui intéressent notre étude sont la vessie, l'utérus, le vagin et le rectum.

1.3 Anatomie fonctionnelle :

Les organes de la cavité pelvienne servent à plusieurs fonctions. La vessie et le rectum ont deux fonctions principales : une fonction de stockage et une fonction de vidange. Le rôle de la vessie est de stocker l'urine et de déclencher la miction, tandis que le rectum stocke les matières fécales au niveau de l'ampoule rectale et l'expulse lors de la défécation. Quant à l'utérus vagin, sa fonction essentielle est la reproduction.

Les muscles pelviens (principalement le muscle élévateur) ont un rôle essentiel lors de ces activités. Outre le rôle de soutien des viscères, la contraction des muscles sphinctériens au repos assurent la fermeture et l'ouverture du canal anal ou de l'urètre. De ce fait, ils participent grandement au mouvement et déformations des organes pelviens.

Tel qu'illustré sur la figure 1.2, la dynamique pelvienne comprend des efforts de poussée et des efforts de retenue. Les efforts de poussée sont essentiels pour l'exonération (vidange). La dynamique des organes pelviens est causée par les déplétion-réplétion des organes voisins et par les mouvements volontaires de poussée et de retenue.

La dynamique active est observée en deux temps :

- *Efforts de retenue* : la contraction du muscle élévateur de l'anus et principalement de sa portion sphinctérienne entraîne une remontée du bloc viscéral : la vessie, l'utérus et le rectum se déplacent légèrement vers le haut et vers l'avant et le vagin se verticalise.
- *Efforts de poussée* : la pression abdominale porte en avant sur le pubis, en arrière sur la région ano-coccygienne. Ce qui provoque des déplacements des organes pelviens,

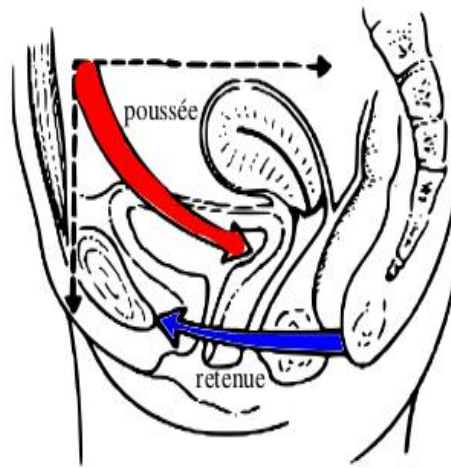


FIGURE 1.2 – Dynamique pelvienne [1]

où les viscères pelviens se déplacent en bloc vers l'arrière et vers le bas, s'appuyant sur le périnée postérieur.

Le déplacement des organes pelviens s'accompagne de déformations des organes, c'est-à-dire des changements morphologiques en dehors des mouvements linéaires et rotationnels. Ces deux phénomènes observés dépendent de l'amplitude des forces de poussée, et de l'élasticité des tissus des organes.

En plus des déformations et des mouvements, les formes des organes pelviens au repos ne sont pas fixes. Elles dépendent de divers facteurs comme les états de réplétion ou de miction ou de la grossesse. Ces paramètres font que les amplitudes des déformations et déplacements ont une variabilité intra et inter-sujet.

La forme des organes dépend donc des contraintes qui s'exercent sur ces organes lors des efforts de poussée et de retenue.

Les cliniciens évaluent le déplacement des organes pelviens en faisant l'étude du déplacement de points repères par rapport à une ligne fixe, comme la ligne sous-pubo-sacro-coccygienne, ou encore la ligne pubo-hyménéale. Les points repères les plus utilisés sont le col vésical, le col utérin, et le sommet de l'angle anorectal. La figure 1.3 ci dessous illustre ces repères.

En situation normale, et en repos, ces points sont situés au dessus de la ligne sous-pubo-sacro-coccygienne. L'étude des angles anatomiques au repos et lors des efforts de poussée et de retenue font également partie de l'évaluation de la dynamique pelvienne utilisé par les cliniciens [2] et aussi utilisé comme base de comparaison de la thèse de Rahim. Même si la déformation est observée et identifiée par les cliniciens, des mesures précises n'existaient pas avant le projet MoDyPe, en plus de l'opération qui a des effets secondaires dans plusieurs cas, il devra aussi avoir recours à une deuxième opération dans un tiers des cas.

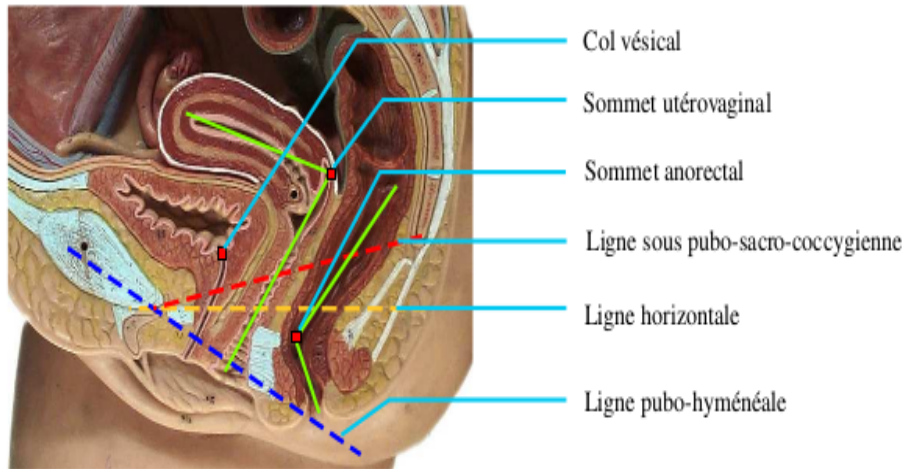


FIGURE 1.3 – Repères anatomiques de la région pelvienne [1]

Ce qui prouve que le diagnostic clinique et la compréhension de ces troubles sont mal identifiés, d'où l'apport du projet. ModyPe qui a déjà permis jusqu'à maintenant la caractérisation de la déformation en 2D.

La mesure de la déformation n'est pas évidente et donc plusieurs méthodes ont dues être utilisées pour la caractériser de manière la plus efficace.

Un accent a été mis pour caractériser l'effort de poussée, qui se décompose en une poussée diaphragmatique et une poussée abdominale.

1.4 Les Troubles de la Statique Pelvienne (TSP) et leurs prises en charge :

La statique pelvienne est définie comme l'équilibre de tous les éléments contenus dans le pelvis : les organes pelviens (les trois étages : urinaire, utérin, ano-rectal), les muscles du plancher pelvien et du périnée, mais aussi les ligaments, les fascias... ainsi que les structures osseuses (tous ces muscles ont des origines et des insertions osseuses).

Les TSP sont ceux qui déstabilisent cet équilibre naturel, ils englobent : Les prolapsus génitaux, les troubles urinaires d'incontinence et les troubles statiques du rectum .L'incontinence (anale ou urinaire) se traduit par la perte involontaire d'urine ou de matière fécale. Le prolapsus est parmi les pathologies les plus fréquentes, il est défini comme une descente anormale d'un ou plusieurs organes pelviens.

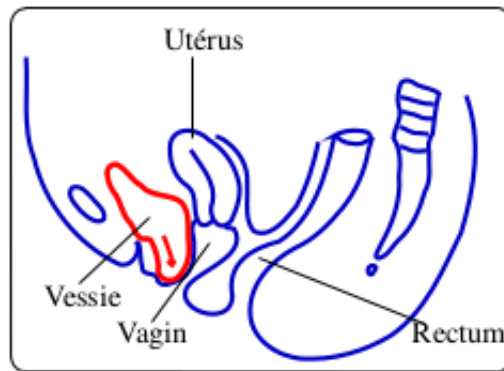


FIGURE 1.4 – Cystocèle [1]

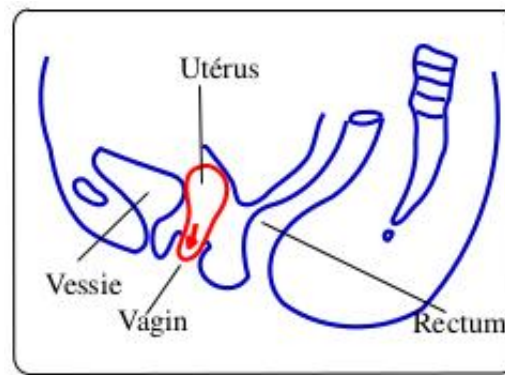


FIGURE 1.5 – Hystéroccèle [1]

Ils résultent de la perte des rapports anatomiques qu'ont normalement les organes pelviens entre eux et avec les structures fixes du pelvis au repos ou lors d'efforts de poussée c.à.d une défaillance des systèmes de soutènement et de suspension(fascias ; ligaments ; diaphragme pelvien). Les facteurs responsables des troubles de la statique sont multiples et souvent associés dans plus d'un tiers des cas . Les efforts de poussée répétés et les accouchements par voie basse affaiblissent la musculature périnéale. Le vieillissement et la ménopause interviennent par altération des tissus. Une intervention chirurgicale comme l'hystérectomie peut, par désorganisation de la statique pelvienne ou lésion nerveuse, accentuer le trouble. Après cette intervention, 16 % des femmes ont un prolapsus génito-urinaire.

Le cystocèle, figure 1.4, est un prolapsus antérieur de la vessie, c'est une descente de la base vésicale.

Le prolapsus moyen affecte l'utérus et le vagin (figure 1.5). Il se caractérise par l'abaissement du col utérin (hystéroptose), ou par la descente du fond vaginal ou la paroi antérieure (colpo-cèle).

La rectocèle (figure 1.6), le prolapsus rectal et l'ulcère solitaire du rectum peuvent être responsables de difficultés d'exonération, l'élytroccèle d'une sensation de pesanteur et la descente périnéale d'incontinence. La rectocèle correspond à une hernie de la paroi rectale antérieure

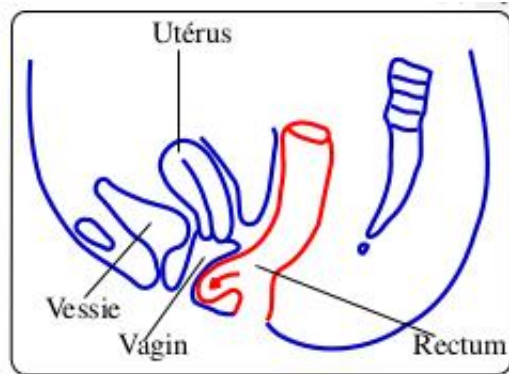


FIGURE 1.6 – Rectocèle [1]

le plus souvent.

Le prolapsus rectal correspond à un glissement de toute la paroi rectale jusqu'au sphincter anal externe (procidence interne), à la marge anale (prolapsus extériorisé).

Dans 90 % des cas, il apparaît chez des femmes et le plus souvent après la ménopause. Il est favorisé par la faiblesse du plancher pelvien et un rectum anormalement mobile.

L'élytrocèle, ou entéroécèle, correspond à une hernie intestinale intra-pelvienne s'étendant dans l'espace recto-vaginal.

Sur le plan médico-économique, le coût direct des prolapsus est très élevé, dépassant un milliard de dollars par an aux états-Unis, avec près de 200000 interventions chirurgicales [3]

D'autant que les résultats actuels [4] plaident pour une amélioration et une meilleure connaissance de ces pathologies, incluant sa prévention et son traitement : sur 300000 à 400000 femmes américaines opérées d'un trouble de la statique pelvienne, environ un tiers sont des ré-interventions.

La prise en charge des prolapsus nécessite le plus souvent une intervention chirurgicale, même si la rééducation périnéale s'avère parfois utile pour améliorer le soutien musculaire des organes bien qu'elle ne corrige pas le prolapsus. Une alternative à la chirurgie existe en insérant un pessaire dans le vagin, il s'agit d'un anneau en latex ou en silicone destiné pour les troubles de la statique de l'étage moyen génital seulement. C'est une solution moins coûteuse par rapport à la chirurgie, et ses effets secondaires sont mineurs [5].

Le traitement chirurgical des prolapsus vise à repositionner correctement les organes pelviens. Il existe de nombreuses interventions chirurgicales pour traiter ces troubles selon différentes voies d'abord (abdominale, périnéale, vaginale, rectale, ...), avec ou sans interposition de matériel prothétique. Ces interventions ont en commun de vouloir permettre la restauration d'une anatomie normale, du moins à l'état de repos. Parmi les différentes interventions, les promontofixations ont pour principe de fixer l'organe prolapsé au promontoire. Ceci en utilisant des prothèses synthétiques ou biologiques, permettant de former un socle sous les organes pelviens. Des bandelettes peuvent être également utilisées pour la promontofixation comme illustré sur la figure I.7. Ces bandelettes sont fixées sur le promontoire vers les parois

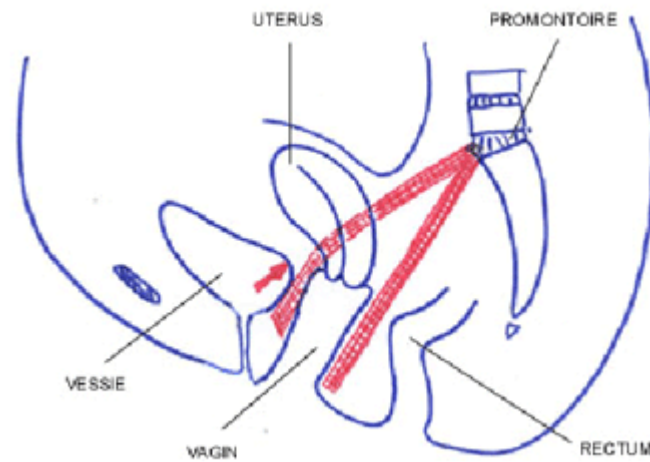


FIGURE 1.7 – Promontofixation [1]

vaginales ou les muscles élévateurs de l'anus.

Cependant, un risque assez important de complications diverses (complications urologique, neurologique, ..etc) existe et doit donc être pris en compte surtout dans le cadre d'une chirurgie fonctionnelle. De ce fait, la chirurgie reste un dernier recours.

Par conséquent, le résultat fonctionnel à moyen ou long terme n'est pas toujours corrélé à la correction anatomique.

L'imagerie des prolapsus a réalisé de grands progrès depuis une quinzaine d'années. L'apport de l'imagerie est de compléter l'examen clinique et les autres examens para-cliniques pour optimiser la décision thérapeutique et la stratégie chirurgicale.

Le projet MoDyPe vient ainsi pour améliorer encore plus l'efficacité de l'examen clinique.

1.5 Projet MoDyPe (MOdélisation de la DYnamique Pelvienne) :

Le projet MoDyPe présente une approche innovante dans le cadre de la chirurgie minimalement invasive et les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur. Il a débuté en 2009.

Ce projet a pour but l'amélioration de la compréhension de la physiopathologie des prolapsus pelviens.

Ces pathologies handicapantes et qui touchent une population grandissante et vieillissante ont des causes mal connues et les pratiques chirurgicales restent mal évaluées.

De ce fait, La réalisation d'un simulateur du comportement dynamique et d'un descripteur qui mesure le comportement des organes pelviens permettrait au chirurgien d'estimer l'impact fonctionnel de son geste avant sa réalisation.

La démarche adoptée propose un simulateur non temps réel mais qui s'insère dans la routine clinique comme un outil de planification préopératoire patient spécifique.

La réalisation de ce projet se faisait en plusieurs étapes. Le schéma 1.8 montre les étapes utilisées auparavant et qui sont décrites plus en détail dans l'article [6] et dans [7].

Dans un premier lieu, l'acquisition des données patients-spécifiques est obtenue par une IRM

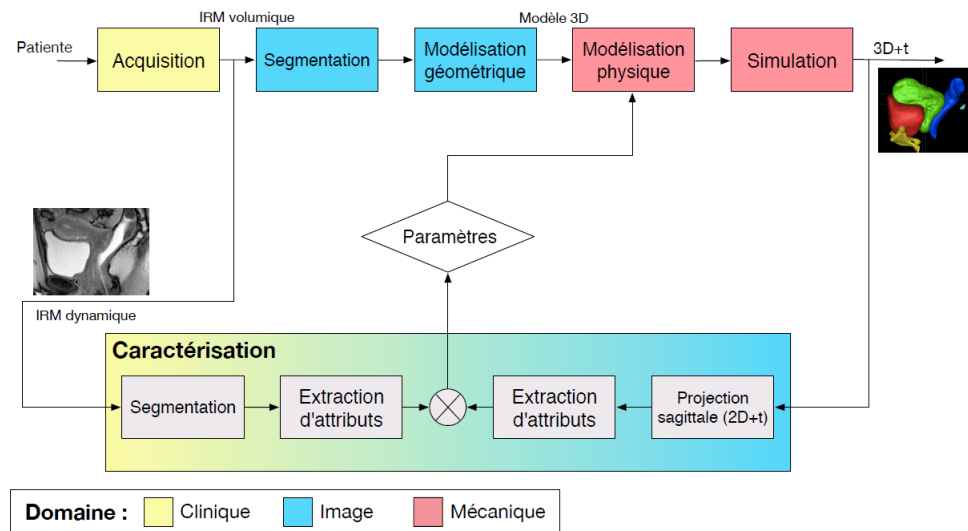


FIGURE 1.8 – Schéma bloc de la simulation [7]

volumique et une séquence IRM dynamique. La première a permis la modélisation géométrique 3D des organes d'intérêt en utilisant les outils ITK-SNAP et TetGen [8] et la seconde a servi de base pour la caractérisation du mouvement des organes lors d'un effort de poussée.

En second lieu, un modèle géométrique est associé à un modèle physique pour réaliser la simulation du comportement des organes lors de efforts de poussée.

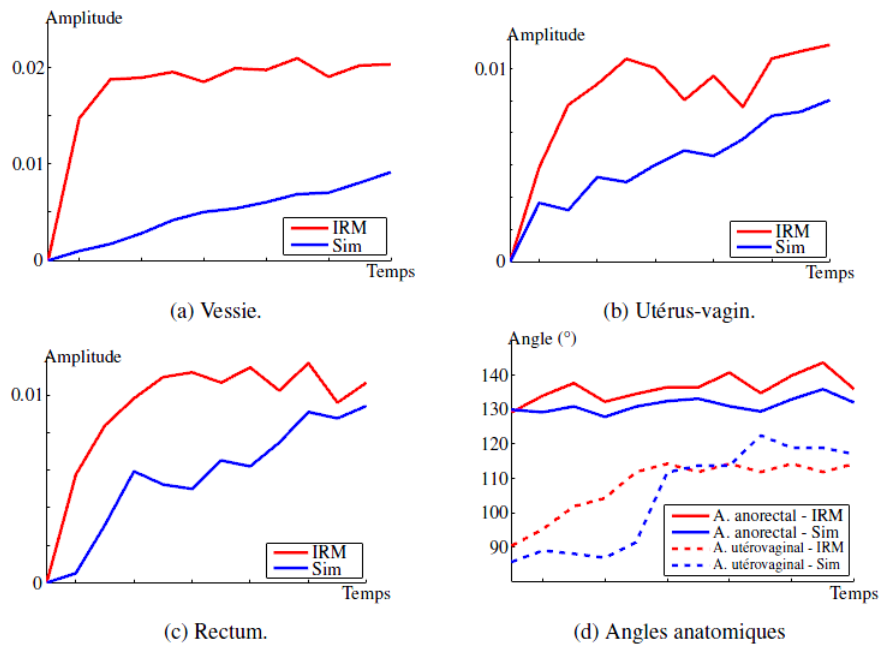


FIGURE 1.9 – Comparaisons des déformations selon les descripteurs de Fourier (a,b,c) et des angles anatomiques (d) sur la simulation et l'IRM [1].

En dernier lieu, comme boucle de comparaison, une séquence IRM dynamique 2D + t a servi comme référence pour la mise au point des différents paramètres de la simulation. Cette mise au point a été faite avec l'aide de descripteurs de formes 2D qui servaient de mesure qui permet d'ajuster les paramètres de la simulation afin d'avoir la simulation la plus précise possible.

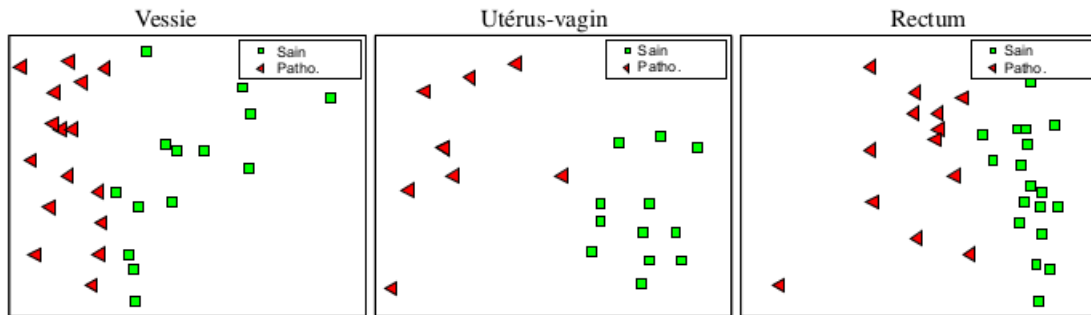
La figure 1.9 nous donne les mesures de déformation obtenues concernant le simulateur ODM.

En outre ces descripteurs ont servi à caractériser les déformations pour savoir si le patient est malade ou pas.

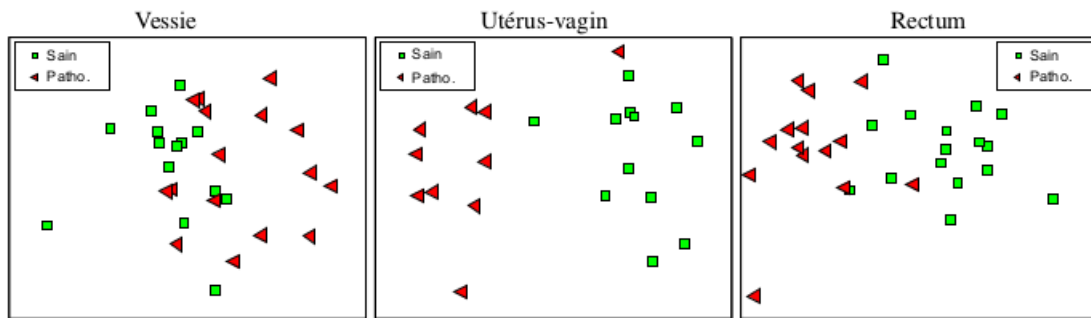
Dans la thèse de Mehdi [9], plusieurs mesures générales et précises ont été utilisées, comme les moments géométriques 2D, moments de Zernike 2D, signature radiale, l'ART (Angulare Radial Transform), les points et lignes caractéristiques des organes (comme Angle utérovaginal, Ligne sous-pubo-coccygienne, Col vésical ..etc).

Une analyse statistique et en conséquence une classification est faite entre patients malades ou pas. La figure 1.10 qui suit montre quelques résultats obtenus en utilisant différentes mesures.

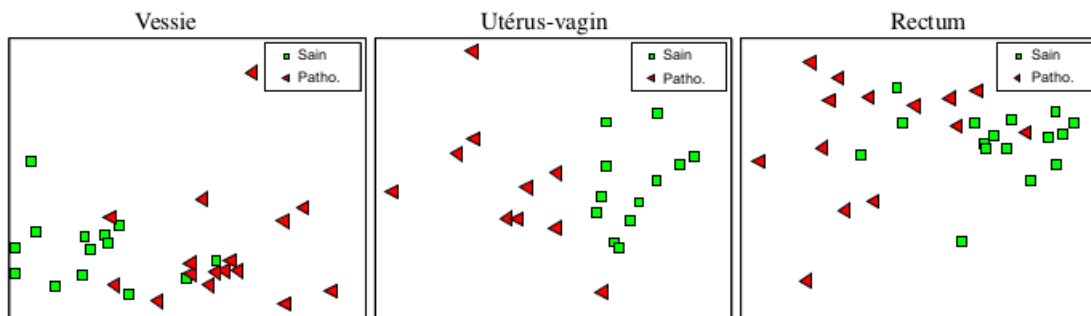
Étant donné que la description des organes pelviens en utilisant les descripteurs de formes 2D a déjà été réalisée par Mr Rahim et Bellemare, ce projet de fin d'études rentre dans le cadre de l'amélioration de ces méthodes.



(a) Signature radiale.



(b) Descripteurs de Fourier.



(c) Moments de Zernike.

FIGURE 1.10 – Représentation selon les deux première composantes de la mise à l'échelle multidimensionnelle des attributs des déformations issus des descripteurs de forme [1], a) signature radial, b) descripteurs de Fourier, c) Moment de Zernike

Cette amélioration est faite en envisageant l'extension des descripteurs de formes 2D vers le domaine 3D. Le schéma présent dans la section 1.8 où une coupe sagittale est faite pour comparer les images simulées et réelles sera donc modifié et à la place on utilisera une comparaison 3D, dans laquelle l'ensemble des points sera pris en compte lors de la comparaison.

De plus, l'utilisation de descripteurs de formes 3D dans le futur permettra, avec l'aide des séquences IRM 3D+t (qui ne sont pas encore à la disposition du laboratoire) de faire une meilleure classification des pathologies et d'aider à l'automatisation de l'analyse clinique.

Chapitre 2

État de l'art sur les Descripteurs de formes 3D :

2.1 Introduction :

Les descripteurs de forme occupent une grande place dans l'analyse d'images. Leur utilisation est très variée et va de la reconnaissance de visage jusqu'à la conception de moteurs de recherche 3D.

Dans ce rapport, on commencera par définir les descripteurs de formes. Après, on donnera les principales représentations de modèles 3D principales.

Ensuite, on fera une brève description des différents types de descripteurs de formes utilisés.

A la fin, une comparaison des différents résultats trouvés est faite et quelques descripteurs sont proposés afin de les tester sur les organes pelviens.

2.2 Définition des descripteurs :

Les descripteurs de formes sont des éléments numériques (scalaires, vecteurs finis de coefficients) caractérisant l'aspect des formes.

Les premières publications relatives aux descripteurs de forme 2D correspondent aux débuts de l'analyse d'image dans les années 60. Depuis, plusieurs méthodes d'analyse de formes ont été développées.

Leur utilisation concerne des tâches variées comme la reconnaissance de forme, la classification, la compression, le tatouage, l'indexation, le suivi et la segmentation.

Ce n'est que dans les années 90 et le début de l'expansion des objets 3D que les descripteurs de formes 3D ont vu le jour. Plusieurs chercheurs se sont donc penchés sur le problème

lié à la description de formes par la façon la plus simple possible.

Le succès des descripteurs de formes provient essentiellement de leur capacité à résumer géométriquement n'importe quelle forme, produisant ainsi des attributs pour une analyse d'images plus compacte et accélérée.

2.3 Les types de représentation :

Afin d'avoir un modèle 3D, il faut utiliser un des types de représentations qui existent :

- **Données Brutes**
- **Représentation surfacique**
- **Représentation solide**
- **Structures de haut niveau**

Données brutes (Raw data) :

C'est la représentation la plus basique des objets 3D et c'est celle qu'on extrait généralement après le traitement des données 2D et leur conversion en 3D. Comme il a été fait pour obtenir pour les organes pelviens ; un modèle 3D a été construit en utilisant le logiciel ITK-SNAP [10] et une IRM volumique, comme résultat on aura un fichier .off qui contient juste les points et non leurs liaisons.

La figure 2.1 montre un exemple d'un modèle de données brutes 3D.

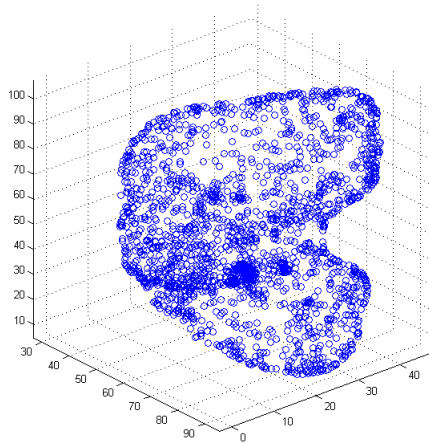


FIGURE 2.1 – Nuage de points de la vessie.

Représentation surfacique :

Très souvent (réalité virtuelle, infographie, CAO), seule la surface (frontière) suffit pour représenter complètement l'objet volumique.

Donc, Ces représentations font en sorte de modéliser l'objet 3D seulement en utilisant leur surface.

L'une de ces représentations est le maillage de points.

Maillage de points

L'objet ou modèle 3D est ici représenté en utilisant plusieurs polygones irréguliers Le fichier devra donc comprendre les sommets de chaque polygone et les connexions entre sommets. La figure 2.2 montre un exemple de maillage.

Les fichiers qui prennent en considération les maillages sont :

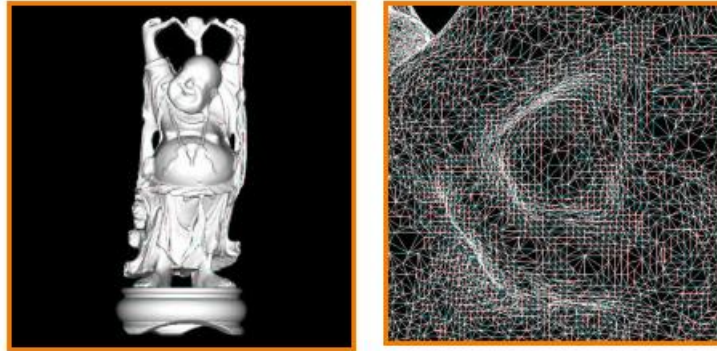


FIGURE 2.2 – Exemple de maillage 3D [11]

.obj où le fichier stocke des informations concernant les sommets et les indices de chaque face de triangle. Le maillage ici doit obligatoirement être triangulaire.

Les .vtk et .mesh sont plus généraux et plus complexes et permettent d'utiliser au choix des tétraèdres et des hexaèdres.

Les fichiers utilisés dans le cadre de ce projet ont un maillage Tétraédrique construit avec le logiciel TetGen [8].

Il existe bien sûr plusieurs autres formats de représentation 3D, le choix d'un format dépend de l'application désirée.

Représentation solide :

Contrairement à la représentation surfacique, l'objet est ici représenté par tout son volume. Le format de fichiers choisi devra donc contenir toute l'information volumique de l'objet.

La représentation la plus utilisée est les Voxels.

Voxels :

Cette représentation est une extension de la représentation d'images où les pixels sont utilisés.

Ici chaque voxel est un cube élémentaire qui constitue l'objet c.à.d qu'une discrétisation devra être faite pour obtenir un objet voxelisé.

Cette représentation bien que donne un ensemble de données ordonnées et plus faciles à traiter, présente un problème majeur, qui est l'erreur de discrétisation.

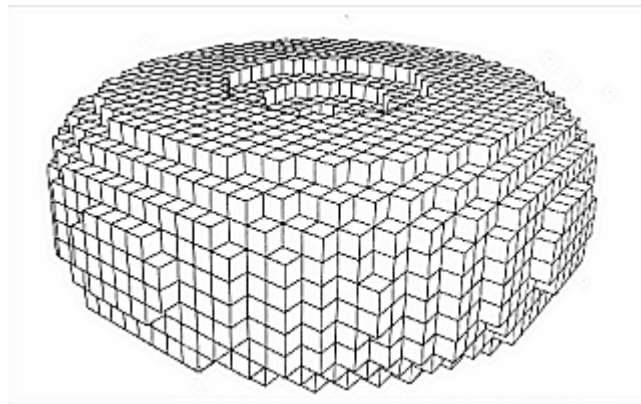


FIGURE 2.3 – Exemple d'une représentation à base de voxels

Représentation de haut niveau :

Les structures de haut niveau sont celles qui peuvent regrouper plusieurs structures simples et où il y a des informations concernant la localisation, la relation entre les objets 3D...etc.

Ces données peuvent être stockées dans un fichier *.scn* ou *.xml*. Une scène comme celle de la simulation des organes pelviens en est un exemple. La figure 2.4 montre cet exemple où figure l'utérus-vagin, le rectum et la vessie.

2.4 Types de descripteurs de formes :

Les descripteurs de formes sont classés suivant plusieurs types de critères :

- Descripteur Global/ Local.
- Descripteur Quantitatif/ Structurel
- Descripteur Spatial/Fréquentiel/ à base de moments.

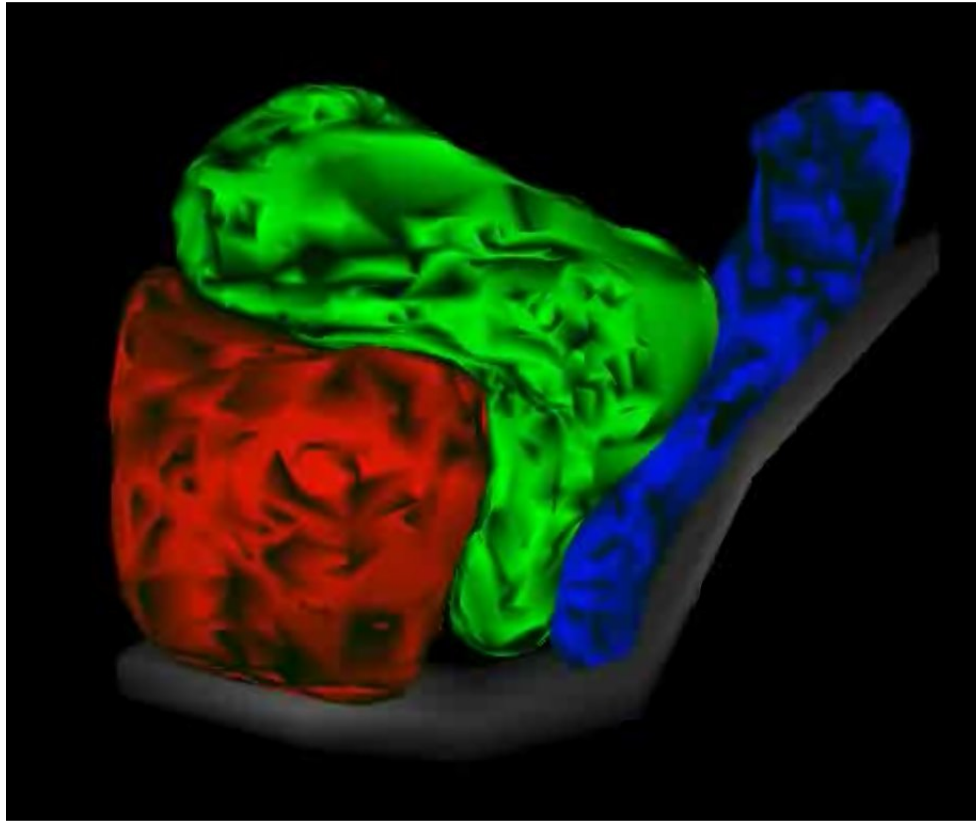


FIGURE 2.4 – Modélisation des organes pelviens avec une structure de haut niveau

En outre, selon la classification apportée par C. Veltkamp et al [12], les descripteurs de formes 3D peuvent être classifiés suivant 3 modes :

- Descripteurs à base de caractéristiques.
- Descripteurs à base de graphes.
- Descripteurs à base de géométrie.

À noter qu'un descripteur donné peut appartenir à deux classes, par exemple, il peut être global et à base d'attributs géométriques en même temps.

Dans cette section on parlera brièvement des types de descripteur.

Descripteurs globaux :

Une caractérisation globale est faite et des attributs concernant la déformation globale du modèle 3D sont extraits.

Quelques méthodes basées sur les caractéristiques globales sont :

Bounding boxes, cords-based method, à base de moments, à base d'ondelettes, de volume, d'aire, moments statistiques, coefficients de la transformée de Fourier, Shape histograms et shape distribution.

À noter qu'il y a aussi des descripteurs où est comparée la distribution des caractéristiques globales au lieu des caractéristiques globales eux mêmes.

Descripteurs à caractéristiques locales :

Il y a un descripteur utilisé sur chaque surface ou partie, il apportera donc une information locale.

3D shape contexts :

C'est un descripteur semi-local qui caractérise la forme de l'objet et centré sur des points de surface. Il est une extension naturelle des Shape contextes 2D. Il se divise en deux étapes, une locale et l'autre globale. Lors de l'étape locale, les points les plus similaires sont trouvés et une relation est faite entre les points. Dans l'étape globale, une correspondance est faite en ces points.

Ce descripteur est prouvé moins efficace par rapport à d'autres comme les moments de Zernike ou ART car il est plus vulnérable aux bruits.

Descripteurs spatiaux :

Ce sont des descripteurs qui capturent la localisation spatiale de l'objet. En entrée on a les positions physiques ou sections de l'objet. Ces histogrammes ne sont pas invariants en rotation. comme exemple on prendra les histogrammes de forme(shape histogram)et le descripteur à base de rayons.

Shape histogram :

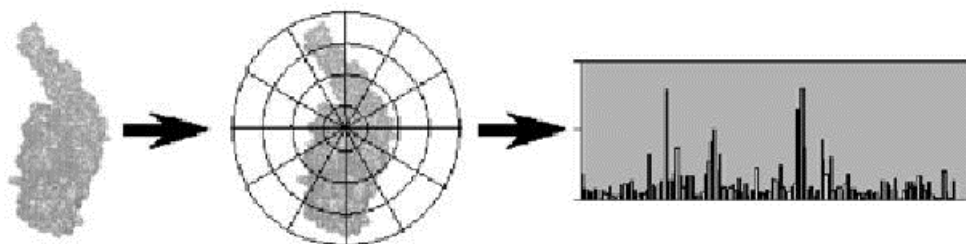


FIGURE 2.5 – Histogramme de forme

Comme on peut le voir dans la figure 2.5, l'histogramme est construit à partir des points de surface.

Ces histogrammes sont définis autour de cercles concentriques comme il est illustré dans la figure 2.5. Après cette étape, les histogrammes sont comparés en utilisant une des différentes

métriques.

Descripteurs à base de rayons :

Ils décrivent une surface en associant chaque rayon qui part de l'origine au dernier point d'intersection avec le modèle.

Descripteurs structuraux :

Ces méthodes utilisent un graphe qui montre la relation géométrique. Ils sont plus complexes et sont différents des autres descripteurs que ça soit par rapport à leurs structures ou à leurs objectifs.

Leur principale qualité est qu'ils ont la possibilité d'extraire les propriétés géométriques et topologiques d'une meilleure manière que beaucoup d'autres descripteurs.

Ils décrivent une surface en associant chaque rayon qui part de l'origine au dernier point d'intersection avec le modèle..

L'inconvénient c'est que ces méthodes requièrent des représentations et des mesures spécifiques. Donc, elles ne sont pas très adaptées pour les besoins généraux. Il y a trois parties majeures de descripteurs structuraux, qui sont :

- Descripteurs à base de modèles.
- Reeb Graphes
- Squelettes

Descripteurs géométriques :

Ils sont basés sur la géométrie de l'objet.

Les types de méthodes les plus employés sont les view based method qui sont illustrés dans

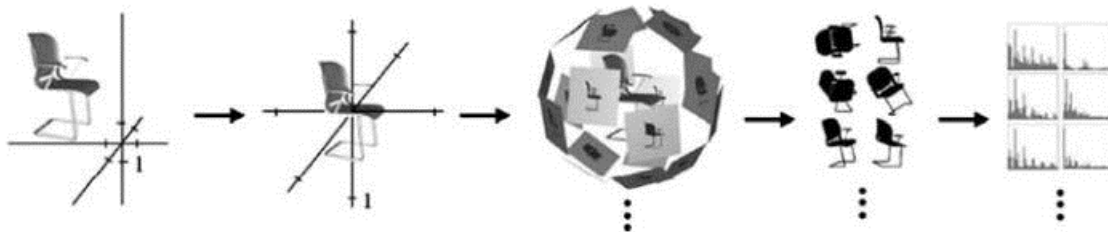


FIGURE 2.6 – Histogramme de forme

la figure 2.6.

Ces méthodes partent du concept que deux objets sont similaires s'ils le sont de plusieurs côté différents. Cette approche est inspirée de la méthode qu'utilise l'être humain pour com-

parer deux objets.

Lors de l'expérience apportée par Chen et al [13], il a été démontré qu'avec leur base de données, les *view method* apportent de meilleurs résultats que bien d'autres méthodes. L'inconvénient de ces méthodes est qu'elles demandent un grand temps de calcul.

Descripteurs fréquentiels :

Ce type de descripteurs utilise une transformation dans le domaine fréquentiel pour ensuite faire la reconnaissance ou la description de l'objet en utilisant (en général) les coefficients de la transformation.

Un exemple de ces descripteurs est la transformée de Fourier pour les modèles 3D.

Descripteurs à base de moments :

Ce type de descripteurs utilise des moments calculés sur l'objet 3D pour caractériser l'objet. Ce type de descripteur est réputé robuste face aux bruits.

Pour chaque application, il faut déterminer le nombre de moments qu'il faut extraire. Un exemple en est les moments de Zernike 3D et les moments à base d'ondelettes. Les moments de Zernike seront abordés en détail dans le prochain chapitre.

Le tableau 2.1 présente un résumé de chaque type de descripteur. Pour chaque type, des exemples et les références associés sont donnés.

Types de Descripteurs	Exemples	Références
Descripteurs globaux	Shape histograms, shape distribution, Extended Gaussian Image(EGI)	[14], [15], [16]
Descripteurs locaux	Shape contexts	[17]
Descripteurs spatiaux	shape histograms	[14]
Descripteurs structuraux	Reeb graphs, squelettes	[18],[19]
Descripteurs géométriques	View method	[20], [13], [21]
Descripteur fréquentiels	Descripteur de Fourier	[22]
Descripteurs à base de moments	Moments de Zernike, à base d'ondelettes	[17], [23]

Tableau 2.1 – Type de descripteurs 3D

2.5 Propriétés désirées des descripteurs de forme :

Suivant son utilisation, le descripteur de formes doit répondre à des critères donnés, chaque auteur propose ses propres critères mais en général des caractéristiques importantes

reviennent à chaque fois.

afin de mesurer la déformation des organes pelviens avec précision, les propriétés suivantes doivent être satisfaites par les descripteurs de formes.

Robustesse :

Le bruit est un des problèmes majeurs dans l'analyse d'images, son degré d'influence sur les algorithmes d'analyse et traitement d'images est l'un des critères essentiels du bon fonctionnement de ces méthodes.

Les valeurs extraites par les descripteurs de formes doivent donc être très proches face au bruit, ce qui veut dire que lors de la comparaison de deux modèles 3D similaires même avec des SNR différents, ces deux vecteurs doivent donner des résultats proches.

Sensibilité aux déformations :

La caractéristique essentielle que le descripteur doit comporter est la sensibilité aux déformations.

Un descripteur qui a une grande sensibilité aux déformations apportera une grande précision lors de l'évaluation des pathologies pelviennes.

Invariance aux transformations :

Si on applique à la fonction f d'un objet 3D une transformation notée g , les caractéristiques géométriques de l'objet verront un changement dans leur positions, leur tailles, leurs orientations, les connections entre leur éléments...etc.

Un descripteur est dit invariant aux transformations usuelles s'il est invariant en rotation, translation et homothétie.

Le vecteur extrait n'apportera donc pas d'erreurs supplémentaires suite aux différentes normalisations qu'il aurait subies s'il n'était invariant.

On augmentera donc la précision de calcul de la déformation.

Temps de calcul et espace mémoire occupé :

Dans le cas des organes pelviens, le temps de calcul et l'espace mémoire occupé ont une importance relativement moindre par rapport aux autres propriétés telle que la robustesse et la sensibilité aux déformations. Néanmoins, il serait préférable d'avoir un descripteur qui ne met pas beaucoup de temps à l'exécution ou qu'il n'occupe pas beaucoup d'espace mémoire. Ceci rentre dans le cadre de l'objectif optimal qui est l'automatisation et la conception d'un programme autonome géré par le clinicien.

2.6 Synthèse bibliographique :

Un compromis devra être trouvé entre ces différentes propriétés. Le descripteur devra être sensible aux déformations majeures et en même temps peu sensible aux petites déformations dues aux bruits.

De plus, le descripteur sera de préférence invariant aux transformations telles que la translation, rotation, changement d'échelle.

Dans Veltkamp et al [12], une évaluation des descripteurs à été faite et est présentée dans le tableau 2.2 :

	Représentations	Temps de calcul	Sensibilité aux déformations	Robustesse	Besoin de normalisation
Descripteurs globaux	Toutes les représentations	Rapide	Moyenne	Élevée	Dans quelque cas seulement
Descripteurs spatiaux	Toutes les représentations	Rapide	Elevée	Elevée	Oui
Descripteurs locaux	Maillage	Moyen	Moyenne	Moyenne	Non
Graph model	Solide	Moyen	Moyenne	Moyenne	Non
Squelette	Solide	Moyen	Moyenne	Moyenne	Non
Reeb Graph	Solide	Moyen	Moyenne	Moyenne	Non
View method	Maillage	Moyen	Elevée	Elevée	Non

Tableau 2.2 – Comparaison des descripteurs 3D

En outre, dans Z.Lian et al [24] une autre comparaison a été faite entre les descripteurs de formes dédiés aux formes non rigides. Les résultats obtenus selon plusieurs mesures sont représentés dans le tableau 2.3 :

D'autre part, dans l'article de A. Ben Hamza et al [25], une autre étude entre différents descripteurs dont HKS, SIHKS, HMS, WKS, Shape DNA a été faite et au final ils ont trouvé que SIHKS donne les résultats les plus pertinents.

D'après l'étude bibliographique précédente et en comparant avec les critères auxquels doivent répondre les descripteurs des organes pelviens, on a retenu quelques descripteurs qui seront exposés dans la section suivante.

Auteurs	Méthodes	NN (%)	FT(%)	ST (%)	E(%)	DCG(%)
Kawamura	FOG	96	81	90	66	94
Lavoue	BOW-LSD	95	67	80	58	89
Lian	MDS-CM-BOF	99	91	96	71	98
Nguyen	BOGH	99	81	88	64	95
Ohkita	LSF	99	79	86	63	94
Reuter	ShapeDNA	99	91	95	70	97
Sipiran	HKS	83	40	49	35	73
Smeets	MeshSIFT	99	88	96	70	98
Smeets	SD-GDM	100	96	98	73	99
Tabia	PatchBOF	74	64	83	58	83

Tableau 2.3 – Mesures de performance de 11 méthodes de reconnaissance de forme non rigides en utilisant 5 mesures standard.

2.7 Descripteurs Retenus :

En faisant une étude détaillé de chaque descripteur majeur de ces deux derniers tableaux et ceux évalués [25],[12] pour les différents critères cités dans la section précédente, On en retiendra quelques descripteurs jugés prometteurs.

Quelques uns d'entre eux seront retenus pour être tester dans le cadre du PFE et du Master.

Les autres seront soit rejetés car il ne satisfèront pas les exigences du projet, soit ils seront sujet d'expérimentations futures et constitueront nos perspectives de développement.

Shape DNA :

C'est un descripteur qui dépend des valeurs propres de l'opérateur Laplace-Beltrami. Ce descripteur constitue une base essentielle de développement d'autres descripteurs. Il a été premièrement introduit par [Reuter et al] dans [26], [27] et [28].

L'algorithme, l'implémentation et les résultats pratiques de cet algorithme seront abordés dans le document relatif au Master.

On verra aussi dans le document du Master que ce descripteur constitue une base essentielle pour l'élaboration d'autres descripteurs comme les domaines nodaux, HKS, SIHKS et GPS (Global Point Signature) ...etc

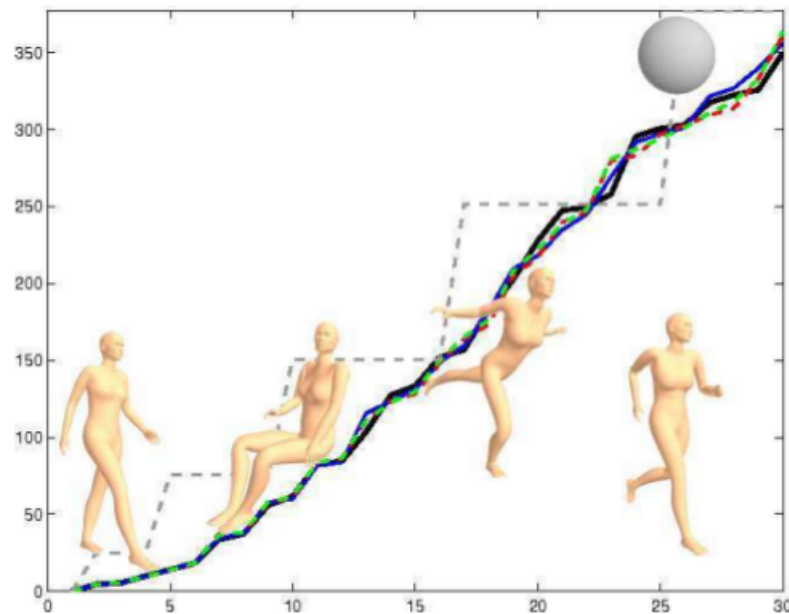


FIGURE 2.7 – Les 30 premières valeurs propres d'une fille affichées sous 4 postures

HKS et SIHKS :

Le SIHKS et HKS sont deux descripteurs de forme 3D basés sur l'opérateur Laplace Beltrami. Ils ont été définis dans [29] et [30]. Ils utilisent ses valeurs propres et fonctions propres afin de calculer le déplacement de points caractéristiques.

Comme pour Shape DNA, ce descripteur est invariant en isométrie c.à.d que les longueurs de courbes ne changent pas (cas d'un animal dans plusieurs positions différentes).

HKS :

On utilise les solutions de l'équation de chaleur à un point donné. Soit une valeur $P_t(x, y)$, décrivant la quantité de chaleur transférée du point x vers le point y .

De ce fait, $P_t(x, x)$ décrit la variation de chaleur du point x lui-même entre 2 temps.

La formule de P_t dépend des valeurs propres et fonctions propres de la surface de l'objet étudié.

SIHKS :

C'est un descripteur local à base spectrale basé sur l'opérateur Laplace-Beltrami.

Les descripteurs spectraux dépendent des valeurs propres, fonctions propres de l'opérateur Laplace Beltrami, les fonctions propres sont très adaptées pour décrire la géométrie et la

topologie d'un objet 3D.

Il permet de capturer des informations locales de chaque point et son voisinage en enregistrant la dissipation de chaleur ce qui donne une notion très détaillée de la déformation dans chaque région.

Puisque le système propre de l'opérateur LB(Laplace-Beltrami) est invariant isométrique, il est très adapté pour décrire les corps non rigides.

Le noyau utilisé dans HKS (P_t) est remplacé par une autre formule en utilisant un facteur α .

Après plusieurs autres opérations sur le noyau de chaleur (heat kernel) on obtient finalement un vecteur de description invariant en échelle.

Multi Dimensional Scaling - Clock Matching - Bag of Features (MDS CM BOF) :

Ce descripteur est un descripteur local. Il récupère plusieurs vecteurs de description à partir de plusieurs images obtenues du modèle 3D.

La description de cette méthode [31], [32] est donnée dans la figure 2.8.

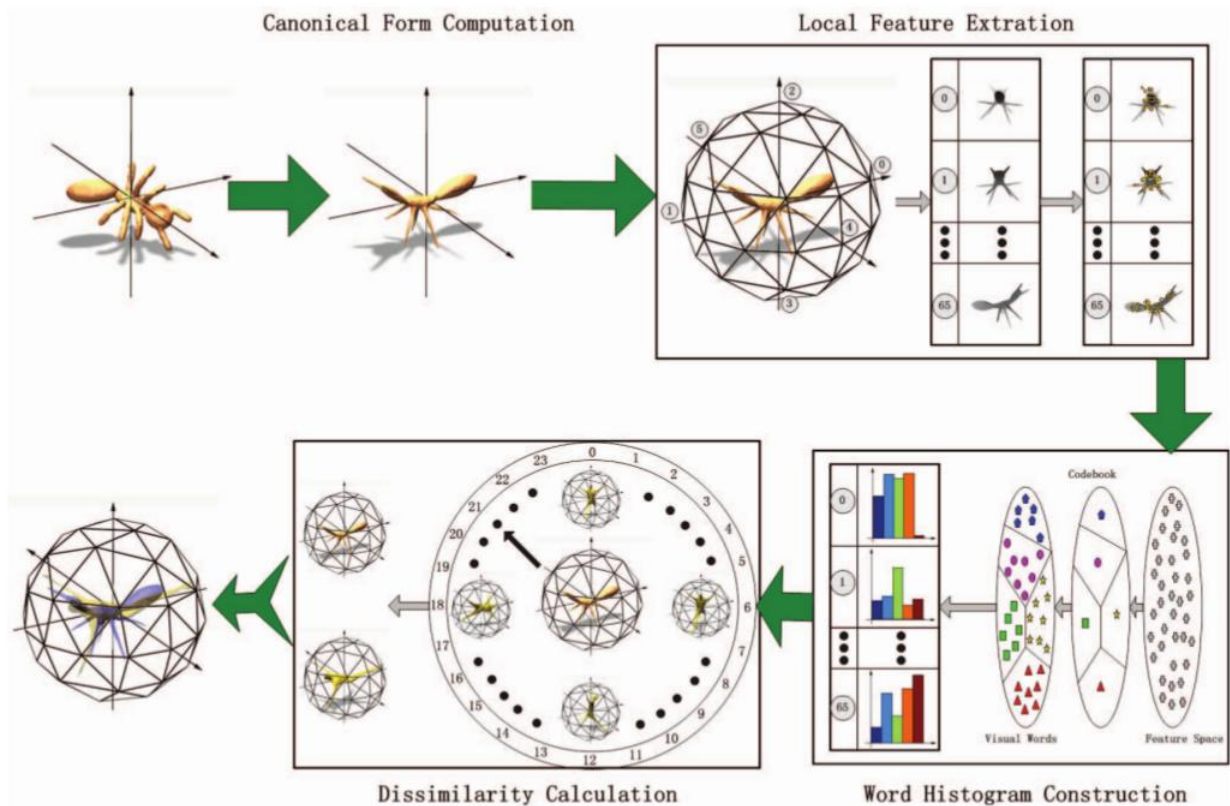


FIGURE 2.8 – Schéma bloc des étapes de réalisation de la méthode MDS CM BOF

Étapes :

On décrit ici brièvement les étapes de conception de cet algorithme qui est jugé dans les différents articles [12], un des meilleurs descripteurs.

1. **Extraction de la forme canonique**(normalisation) : Il faut d'abord calculer la forme canonique du modèle 3D.

Comme on peut voir dans la figure ci-dessus, On a utilisé les méthodes MDS et PCA pour faire la normalisation et pour trouver les axes principaux. Dans l'article de H.Zhang une technique basée sur les moindres carrés est utilisée avec l'algorithme SAMCOF pour implémenter MDS.

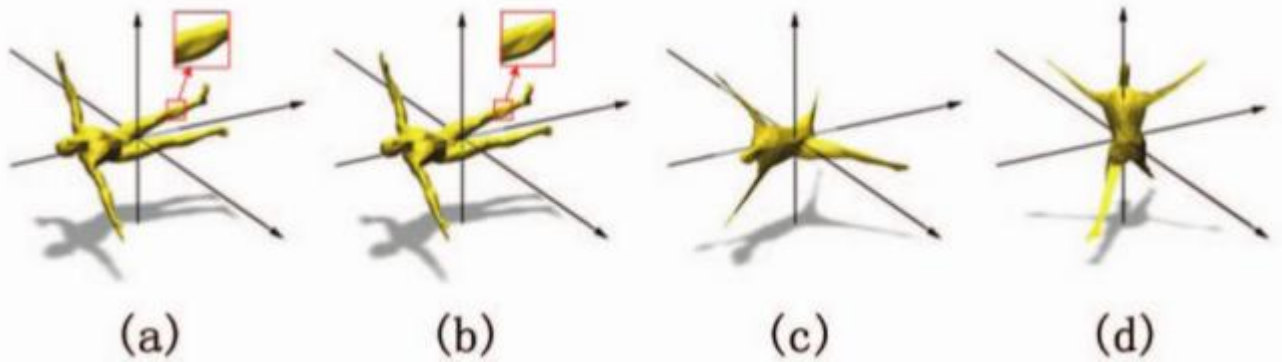


FIGURE 2.9 – Normalisation en utilisant la méthode PCA. a) état initial b) simplification c) application du MDS d) application du PCA

A noter que dans cet article, le nombre de sommets a été réduit à 1000 afin d'améliorer le temps d'exécution.

En appliquant MDS, on obtient une représentation invariante. Le MDS aide à mapper la structure géométrique en une surface sur l'espace Euclidien dans lequel la distance géodésique est remplacée par une distance Euclidienne.

Donc cette étape consiste en :

Une simplification du maillage, l'utilisation de MDS et PCA (Principal Component Analysis) pour aligner et mettre le modèle à l'échelle.

2. **Extraction d'attributs locaux** : Capture de 66 images de différentes vues depuis la forme canonique d'une sphère géodésique donnée.

Le descripteur SIFT est alors employé pour extraire un vecteur caractérisant chaque vue.

3. **Construction d'histogrammes** : Pour cela il faut faire une quantification de chaque vecteur de caractéristiques locales obtenues à partir du SIFT en utilisant un dictionnaire spécifié auparavant, la forme pourra être représentée par des histogrammes. Spécifiquement, une structure de données particulière donnant des résultats satisfaisants est utilisée pour obtenir des histogrammes. Une structure de données particulière est utilisée dans l'article, elle permet la bonne utilisation des histogrammes.

4. **Calcul de similarité** : Une mesure de similarité (Clock Matching) est effectuée pour évaluer la différence entre deux modèles 3D.

La distance minimale entre les 24 paires en correspondances est alors mesurée.

Bien que ce descripteur soit très performant pour la reconnaissance de forme, le fait d'utiliser une projection sur plusieurs cotés ne permet pas de caractériser les déformations des organes

pelviens de la meilleure manière possible.

C'est pour cela que même s'il est choisi parmi les meilleurs descripteurs dans la synthèse bibliographique, il ne sera pas utilisé pour caractériser les déformations des organes pelviens.

Moments de Zernike 3D :

D'après les résultats des tableaux précédents, on a constaté que les descripteurs globaux été très adaptés pour l'usage général. L'un des descripteurs qui présente toutes les propriétés requises pour caractériser une déformation est celui à base des Moments de Zernike 3D.

Ces moments ainsi que les moments géométriques seront sujet d'expérimentation sur la déformation des organes pelviens.

2.8 Conclusion :

Ce chapitre nous a permis de faire une étude sur les descripteurs de forme et d'analyser les principales propriétés de chacun.

Grâce aux différents articles et au cahier des charges contenant des propriétés spécifiques aux déformations des organes pelviens.

On a pu choisir des descripteurs pouvant caractériser la déformation d'une séquence temporelle d'objets 3D.

Les descripteurs abordés dans ce document seront les moments géométriques 3D et les moments de Zernike 3D.

Chapitre 3

Moments de Zernike

3.1 Définition des moments :

Dans l'analyse de formes, les moments sont définis comme des projections de la fonction objet f sur un ensemble de fonctions $\Psi = \{\psi_i\}, i \in \mathbb{N}$ sur un domaine Ω . la projection est calculée en utilisant le produit scalaire suivant :

$$\mu_i = \langle f, \psi_i \rangle \quad (3.1)$$

La propriété de chaque type de moment est donc déterminée par rapport à l'ensemble des fonctions Ψ .

Dans l'analyse d'images, les propriétés désirées de ces moments sont :

l'invariance : Si une transformation g est appliquée sur un objet $3D$, défini par f et si on a un descripteur basé sur les moments tel que :

$$F(gf) = F(f) \quad (3.2)$$

On dit alors que ce descripteur est invariant avec la transformation g . Usuellement, g est une rotation, translation ou changement d'échelle.

Orthogonalité : elle est définie comme suit :

$$\langle \psi_i, \psi_j \rangle = \delta_{ij} \quad (3.3)$$

Avec δ_{ij} le symbole de Kronecker.

$$\begin{cases} \delta_{ij} = 1 & \text{si } i = j \\ \delta_{ij} = 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

Complétude : pour que les fonctions Ψ représentent f totalement, il faut qu'elles satisfassent la condition suivante :

$$\lim_{n \rightarrow \infty} \left\| f - \sum_{i=0}^n \langle f, \psi_i \rangle \psi_i \right\|^2 = 0 \quad (3.4)$$

Avec $\|\cdot\|$ la norme L_2 .

3.2 Moments géométriques :

Les moments géométriques sont très utilisés en analyse d'image. Ils fournissent des informations relatives à certaines caractéristiques basiques de l'image, l'ordre de chaque moment correspond à un attribut géométrique comme l'aire, le centre de gravité... etc

Ils sont définis comme étant l'intégrale (ou la somme dans le cas discret) de la fonction objet f avec les monômes d'ordre correspondant au moment voulu.

$$G_{r,s,t} = \int_V f(x) x^r y^s z^t dV \quad (3.5)$$

Avec r, s et t les indices qui représentent l'ordre de chaque moment, $dV = dx dy dz$ représente l'unité volumique d'intégration.

En pratique les r, s et t ne peuvent pas dépasser une certaine valeur N choisie.

Ces moments bien que facile à programmer, divergent rapidement en de très grandes valeurs et ont de plus, un pouvoir discriminatoire faible, ce qui sera prouvé dans la partie expérimentale. Néanmoins, ils sont utilisés par plusieurs chercheurs comme base de calcul d'autres moments.

Plus loin dans ce chapitre, on abordera l'intégration de ces moments pour le calcul des Moments de Zernike.

3.3 Polynômes et moments de Zernike :

Les polynômes de Zernike sont une série de polynômes qui sont orthogonaux sur le disque unité. Ils portent le nom de Frits Zernike ; ils jouent un rôle important en imagerie et en optique géométrique. Ces polynômes sont utilisés en imagerie pour décrire les formes d'objets 2D ou 3D.

$$Z_{n,l,m}(R) = R_{n,l}(r) Y_{l,m}(\theta, \phi) \quad (3.6)$$

Avec r, θ et ϕ composantes des coordonnées sphériques.

Où $l \in [0, N]$ et $m \in [-l, l]$ et la valeur $(n - l)$ doit être un entier pair non négatif.

On choisit en général un nombre limité de points n pour avoir un compromis entre le temps de calcul et l'efficacité de la projection. $R_{n,l}(r)$ et $Y_{l,m}(\theta, \phi)$ sont respectivement la partie radiale et la partie angulaire (harmonique sphérique) du polynôme de Zernike. $Y_{l,m}$ est donné par la relation :

$$Y_l^m(\theta, \phi) = N_l^m P_l^m(\cos(\theta)) \exp^{im\phi} \quad (3.7)$$

Avec

$$N_l^m = \sqrt{\frac{2l + 1(l - m)!}{4\pi (l + m)!}} \quad (3.8)$$

et P_l^m est la fonction de Legendre associée.

On utilise une projection de la fonction qui définit notre objet sur ces polynômes qui forment une base orthonormée.

Les coefficients obtenus avec cette projection sont appelés les moments de Zernike.

La fonction f qui définit notre objet sera donc une combinaison linéaire des polynômes de Zernike.

$$f(R) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{l=0}^n \sum_{m=-l}^{m=l} \Omega_{n,l,m} Z_{n,l,m}(R) \quad (3.9)$$

C'est en quelque sorte une transformation de domaine, de L'euclidien vers celui des moments. On obtient donc les moments de Zernike 3D en utilisant la formule :

$$\int_0^1 \int_0^{2\pi} \int_0^\pi \overline{Z_{n,l,m}} f(R) r^2 \sin(\theta) dr d\theta d\phi \quad (3.10)$$

Comme on peut le voir, ces coefficients ont d'abord été définis en utilisant les coordonnées sphériques.

A cause de problèmes liés au temps de calcul et à la complexité d'implémentation, *Canterakis* [33] a formulé ces coefficients en utilisant les coordonnées cartésiennes.

$$Z_{n,l,m}(X) = \sum_{v=0}^k Q_{k,l,v} |X|^{2v} e_{l,m}(X) \quad (3.11)$$

Où $k = \frac{n-l}{2}$ et $0 \leq v \leq k$.

les coefficients $Q_{k,l,v}$ sont définis comme suit :

$$Q_{k,l,v} = \frac{(-1)^k}{2^{2k}} \sqrt{\frac{2l+4k+3}{3}} \binom{2k}{k} (-1)^v \frac{\binom{k}{v} \binom{2(k+l+v)+1}{2k}}{\binom{k+l+v}{k}} \quad (3.12)$$

Avec $\binom{a}{b} = \frac{a!}{b!(a-b)!}$ coefficient binomial.

Les polynômes harmoniques $e_{l,m}(X)$ sont définis comme étant :

$$e_{l,m}(X) = C_{l,m} r^l \left(\frac{ix-y}{2}\right)^m z^{l-m} \sum_{\mu=0}^{\lfloor \frac{l-m}{2} \rfloor} \binom{l}{\mu} \binom{l-\mu}{m+\mu} \left(-\frac{x^2+y^2}{4z^2}\right)^\mu \quad (3.13)$$

$$C_{l,m} = \frac{\sqrt{(2l+1)(l+m)!(l-m)!}}{l!} \quad (3.14)$$

Avec $i = \sqrt{-1}$ et $z = x + iy$ est une variable complexe. La relation entre les polynômes harmoniques et les harmonique sphériques est donnée par la formule :

$$e_{l,m}(X) = r^l Y_l^m(\theta, \phi) \quad (3.15)$$

La relation d'orthogonalité est définie comme suit :

$$\frac{3}{\pi} \int_{|X| \leq 1} Z_{n,l,m}(X) \overline{Z_{n',l',m'}(X)} dX = \delta_{n,n'} \delta_{l,l'} \delta_{m,m'} \quad (3.16)$$

En faisant la conversion, les moments de Zernike 3D s'écrivent :

$$\Omega_{n,l,m} = \frac{3}{4\pi} \int_{|X| \leq 1} f(X) \overline{Z_{n,l,m}(X)} dX \quad (3.17)$$

$$f(X) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{l=0}^n \sum_{m=-l}^{m=l} \Omega_{n,l,m} Z_{n,l,m}(X) \quad (3.18)$$

Ce changement de coordonnées a permis de rendre le calcul des moments plus facile et plus adapté pour la programmation dans le but, de l'appliquer dans des applications en temps réel comme un moteur de recherche 3D.

3.4 Propriétés des moments de Zernike 3D :

Les moments de Zernike permettent de bien définir l'objet 3D dans un espace où il n'y a pas de redondance d'informations et donc il n'y a pas de chevauchement. Ceci est dû au fait que les polynômes de Zernike sont orthogonaux et forment donc une base orthonormée.

De plus, les Descripteurs de Zernike sont invariants en rotation. Cette invariance est simplement obtenue en calculant la norme de chaque moment.

Dans ce qui suit, on développera les deux algorithmes testés au cours du PFE. Pour chaque algorithme, on abordera l'aspect théorique et ensuite l'aspect implémentation.

3.5 Algorithme 1

Le premier algorithme se rapporte à l'article [17]

Relations théoriques

Comme vu précédemment, les polynômes de Zernike sont définis par :

$$Z_{n,l,m}(R) = R_{n,l}(r) Y_{l,m}(\theta, \phi)$$

Avec comme condition $l, n \geq 0$ $l \leq n$ et $(n - l)$ pair.

L'équation s'écrit en coordonnées cartésiennes avec la formule (3.11). $2k = n - l$ et les coefficients $Q_{k,l,v}$ sont déterminés de façon à garantir l'orthogonalité des fonctions de la nouvelle base au sein de la sphère unité.

La relation entre le polynôme radial R et $Q_{k,l,v}$ est donnée par :

$$R_{n,l}(r) = r^l \sum_{v=0}^k Q_{k,l,v} r^{2v} \quad (3.19)$$

Si on met les polynômes de Zernike dans un vecteur et qu'on les calcule après avoir effectué une rotation notée P on aura :

$$Z_{nl}(Px) = o_l(P) Z_{nl}(x) \quad (3.20)$$

Ce qui prouve qu'il existe une relation entre les polynômes avant et après la rotation.

En outre, les polynômes harmoniques ont une propriété de symétrie par rapport à m .

$$e_l^{-m}(x) = (-1)^m \overline{e_l^m(x)} \quad (3.21)$$

Ce qui implique la relation entre les moments de Zernike :

$$\Omega_{n,l,m}(x) = (-1)^m \overline{\Omega_{n,l,m}(x)} \quad (3.22)$$

Concernant la rotation, les moments de Zernike ne sont pas d'origine invariants en rotation. Néanmoins, cette invariance peut être obtenue en calculant la norme de chaque moment de Zernike.

$$F_{nl} = \|\Omega_{n,l,m}\| \quad (3.23)$$

On obtiendra alors un descripteur invariant en rotation.

Reconstruction de l'objet Puisque les fonctions Z_{nl} forment un système orthonormal complet, il est donc possible d'approximer la fonction originale f en utilisant un nombre fini de moments de Zernike 3D.

$$\hat{f}(X) = \sum_n \sum_l \sum_m \Omega_{n,l,m} Z_{n,l,m}(X) \quad (3.24)$$

La somme ici se fait pour $n \in [0, N]$, $l \in [0, n]$ tel que $(n - l)$ pair et $m \in [-1, 1]$.

la reconstruction est utilisée pour mesurer la contenance en information d'un certain nombre de moments en précisant l'ordre $n = N$.

Implémentation :

En utilisant l'équation (3.11) et (3.13), on obtient :

$$\begin{aligned}
 Z_{n,l,m}^{rst} = & C_{l,m} 2^{-m} \sum_{v=0}^k Q_{k,l,v} \sum_{\alpha=0}^v \binom{\alpha}{v} \sum_{\beta}^{v-\alpha} \binom{v-\alpha}{\beta} \sum_{u=0}^m (-1)^{m-u} \binom{m}{u} (i)^u \sum_{\mu=0}^{\frac{l-m}{2}} (-1)^{\mu} 2^{-2\mu} \binom{l}{\mu} \binom{l-\mu}{m+\mu} \\
 & \sum_{\eta=0}^{\mu} \binom{\mu}{\eta} x^{2(v+\alpha)+u} y^{2(\mu-v+\beta)+m-u} z^{2(v-\alpha-\beta-\mu)+l-m}.
 \end{aligned} \tag{3.25}$$

Avec $\binom{a}{b}$ le coefficient binomial :

$$\binom{a}{b} = \frac{p!}{a!(p-a)!}$$

les coefficients α et β sont obtenus en développant les parties radiales et sphériques en sommation.

En substituant par $r = 2(\eta + \alpha) + u$, $s = 2(\mu - \eta + \beta) + m - u$, $t = 2(v - \alpha - \beta - \mu) + l - m$

et en mettant

$$\begin{aligned}
 X_{n,l,m}^{rst} = & C_{l,m} 2^{-m} \sum_{v=0}^k Q_{k,l,v} \sum_{\alpha=0}^v \binom{\alpha}{v} \sum_{\beta}^{v-\alpha} \binom{v-\alpha}{\beta} \sum_{u=0}^m (-1)^{m-u} \binom{m}{u} (i)^u \sum_{\mu=0}^{\frac{l-m}{2}} (-1)^{\mu} 2^{-2\mu} \binom{l}{\mu} \binom{l-\mu}{m+\mu} \\
 & \sum_{\eta=0}^{\mu} \binom{\mu}{\eta}
 \end{aligned} \tag{3.26}$$

$Z_{n,l,m}$ pourra être écrite sous une forme plus compacte qui est une combinaison linéaire de monômes d'ordre allant jusqu'à N .

$$Z_{n,l,m}(x) = \sum_{r+s+t \leq n} X_{n,l,m}^{rst} G_{r,s,t} \tag{3.27}$$

et donc

$$\Omega_{n,l,m}(x) = \frac{3}{4\pi} \sum_{r+s+t \leq n} \overline{X_{n,l,m}^{rst}} G_{r,s,t} \tag{3.28}$$

Cette reformulation a permis aux chercheurs de mettre en oeuvre d'autres algorithmes basés sur les moments géométriques ; ce qui a permis de réduire le temps de calcul.

L'aspect important de cet algorithme c'est qu'il permet le calcul des moments de Zernike en utilisant seulement les moments géométriques.

Ceci rend le calcul plus facile par rapport à l'expression d'origine, où il fallait passer par

l'évaluation des exponentielles complexes et des fonctions de Legendre associées aux harmoniques sphériques.

En se basant sur cette dernière formule, on peut écrire les étapes nécessaires pour la programmation de cet algorithme.

À noter qu'afin de réduire le temps de calcul, les valeurs de $X_{n,l,m}$ et celles des moments géométriques doivent être calculées avant le début de la procédure. Les $X_{n,l,m}$ ne dépendent pas de l'objet 3D choisi et peuvent donc être calculées et enregistrées auparavant.

1. *Normalisation :*

Dans ce cas précis, normaliser l'objet, revient à lui appliquer certaines transformations afin qu'il soit inclus dans la sphère unité.

Pour normaliser l'objet en translation, il faut calculer le centre de gravité de l'objet. Il est calculé en utilisant la relation :

$$X_g = \frac{\sum P_i}{N_{obj}} \quad (3.29)$$

Avec P_i le point d'indice i et N_{obj} le nombre de points de l'objet.

Après avoir calculé le centre de gravité, il faudra appliquer une translation de tous les points de l'objet en utilisant les coordonnées calculées.

Ensuite, il faut faire un changement d'échelle, il a été réalisé en calculant la distance entre chaque point de l'objet et le centre de gravité, les coordonnées de l'objet seront donc divisés par cette distance.

A la fin de ces deux manipulations, on aura un objet 3D inclus dans la sphère unité.

2. *Moments géométriques :*

Calculer tout les moments géométriques pour chaque combinaison d'indice $r, s, t \geq 0$ et $r + s + t \leq N$.

Le calcul des moments géométriques peut se faire avant la normalisation. Cependant, d'après les résultats obtenus par [17], le calcul de ces moments après normalisation donne de meilleurs résultats.

3. *Calcul des Moments de Zernike :* Calculer tous les moments de Zernike en utilisant l'équation (3.28).

Puisque ces moments disposent d'une propriété de symétrie, le calcul des moments pour $m < 0$ ne sera pas nécessaire.

4. *Calcul du descripteur 3D :* Calculer toutes les valeurs du descripteur en utilisant l'équation 3.23.

Les résultats obtenus concernant la caractérisation de la déformation des organes pelviens seront présentés dans le prochain chapitre.

Algorithme 2 :

Relations théoriques :

Cet algorithme se base sur l'article [34]. Dans cet article une nouvelle approche a été utilisée pour calculer les moments géométriques et les moments de Zernike d'une manière plus rapide et plus efficace que d'autres algorithmes [17],[35], [36].

Les chercheurs ont utilisé la formule des moments de Zernike ci-dessous qui est similaire à celle présentée précédemment :

$$Z_{n,l,m}(x) = \sum_{v=0}^k Q_{klv} \sum_{j=0}^{(l-m)/2} Y_{lj}^m r^{2(v+j)} z^{l-m-2j} (x + iy)^m \quad (3.30)$$

Et

$$Y_{lj}^m = (-1)^j \frac{\sqrt{2l+1}}{2^l} \frac{(m|j|l-m-2j) \binom{2(l-j)}{l-j}}{\sqrt{(m|m|l-m)}} \quad (3.31)$$

Avec $(a|b|c)$ le coefficient trinomial définis comme suit :

$$(a|b|c) = \frac{(a+b+c)!}{a!b!c!}$$

Les auteurs de cet article ont suggéré de découper la boucle centrale et de calculer les moments de Zernike en passant par le calcul des 4 moments auxiliaires un à un.

Les polynômes de Zernike auxiliaires sont définis comme suit :

$$V_{abc} = x^a z^b (x + iy)^{a+c}$$

$$W_{abc} = (x^2 + y^2)^a z^b (x + iy)^c$$

$$X_{abc} = r^{2a} z^b (x + iy)^c$$

$$\hat{Y}_{lv}^m = r^{2v+l} Y_l^m = \sum_{j=0}^{(l-m)/2} Y_{lj}^m r^{2(v+j)} z^{l-m-2j} (x + iy)^m.$$

De ces polynomes, découle les moments auxiliaires, pour chaque polynôme et son moment

associé.

Il est donnée par :

$$V'_{abc} = \sum_{\alpha=0}^{a+c} i^{\alpha} \binom{a+c}{\alpha} G_{2a+c-\alpha,\alpha,b} \quad (3.32)$$

$$W'_{abc} = \sum_{\alpha=0}^a (-1)^{\alpha} 2^{a\alpha} \binom{a}{\alpha} V'_{a-\alpha,b,c+2\alpha} \quad (3.33)$$

$$X'_{abc} = \sum_{\alpha=0}^a \binom{a}{\alpha} W'_{a-\alpha,b+2\alpha,c} \quad (3.34)$$

$$\widehat{Y}'_{lv}{}^m = \sum_{j=0}^{(l-m)/2} Y_{lj}^m X'_{v+j,l-m-2j,m} \quad (3.35)$$

$$\Omega_{nl}^m = \frac{3}{4\pi} \sum_{v=0}^{(n-l)/2} Q_{klv} \widehat{Y}'_{lv}{}^m \quad (3.36)$$

Comme on peut le voir, cet algorithme est théoriquement plus rapide que l'algorithme 1 car, ici il faut calculer un à un 5 boucles de profondeur 4 alors que dans l'algorithme proposé dans [17] et [35] une seule boucle de profondeur 6 est appliquée ce qui rend le calcul très long.

Dans ce qui suit nous développerons les conditions relatives à la bonne implémentation de l'algorithme, et dans le chapitre qui suit, les résultats pratiques nous permettront d'évaluer l'exactitude et l'efficacité de l'algorithme.

Implémentation :

Afin de programmer cet algorithme de manière efficace, les étapes suivantes devront être suivies :

1. *Normalisation :*

Comme dans la méthode précédente, la normalisation devra être faite pour que l'objet soit inclu dans la sphère unité.

2. *Calcul des moments géométriques :*

Ici, les moments géométriques sont aussi calculés auparavant et sont mis dans une matrice 3×3 pour qu'après le calcul soit plus rapide.

3. *Calcul des moments auxiliaires :*

les polynômes auxiliaires sont calculés un à un, jusqu'à l'ordre fixé $n = N$.

V_{abc} , W_{abc} et X_{abc} devront être calculés pour $a, b, c \geq 0$ et $2a + b + c \leq N$. Quant à $\widehat{Y}'_{lv}{}^m$ il devra être calculé pour $0 \leq m \leq l \leq N$ et $0 \leq v \leq (N - l)/2$. Enfin pour les moments de Zernike, on fait le calcul pour $0 \leq m \leq l \leq n \leq N$ avec $n - l$ pair.

4. *Calcul du descripteur :*

Le descripteur est calculé comme dans la méthode précédente en utilisant la norme de ces moments pour les rendre invariants en rotation.

3.6 Autres méthodes

Depuis la formulation des moments de Zernike 3D par [33] et [37] et sa formulation en fonction des moments géométriques par [17] et [35]. Plusieurs autres méthodes ont été développées afin d'améliorer l'efficacité et le temps de calcul, de rendre sa programmation plus simple...etc.

Dans [38], le même algorithme que celui de [17] a été utilisé pour la correspondance de terrain 3D. La seule différence importante est qu'il a utilisé la distance de Canberra pour calculer la différence entre deux images 3D. Cette distance a été utilisée afin de réduire l'effet de l'écart important entre les moments d'un même objet 3D.

En outre, dans [39] on propose d'améliorer la rapidité du programme en utilisant le langage CUDA afin de paralléliser le processus de calcul des moments de Zernike. Son utilisation devient plus intéressante et plus adaptée pour les applications temps réel tel que les moteurs de recherche 3D.

Bien que tous ces travaux se concentraient sur la rapidité vue son importance, d'autres articles se sont concentrés sur la précision de calcul des moments de Zernike 3D, comme dans [40] où une méthode a été développée pour remédier aux erreurs de discrétisation telles que les erreurs géométriques et l'intégration numérique.

Les deux méthodes que nous avons choisies nous ont permis de comparer les performances de la formule la plus efficace par rapport à celle qui a servi de base pour la majorité des travaux sur les descripteurs de Zernike 3D. Les résultats pratiques seront abordés dans le chapitre suivant.

Chapitre 4

Résultats et interprétations :

4.1 Introduction :

Dans ce chapitre on présentera les résultats expérimentaux obtenus en utilisant les descripteurs de formes 3D abordés dans le chapitre précédent ; à savoir les moments géométriques et les deux méthodes de calcul des descripteurs de Zernike 3D.

Ces descripteurs seront testés sur l'efficacité pour évaluer la déformation des organes pelviens dans le but futur d'utiliser cette méthode d'évaluation pour caractériser la déformation des organes pelviens en 3D et pour automatiser le paramétrage de la simulation construite dans [41].

En premier lieu, on citera le type de données utilisés. Ensuite, on parlera de la mesure qui servira comme référence et de l'outil de similitude employé entre les différentes courbes.

Finalement, on interprétera les résultats obtenus avec les descripteurs à base de moments géométriques et les 2 algorithmes des moments de Zernike.

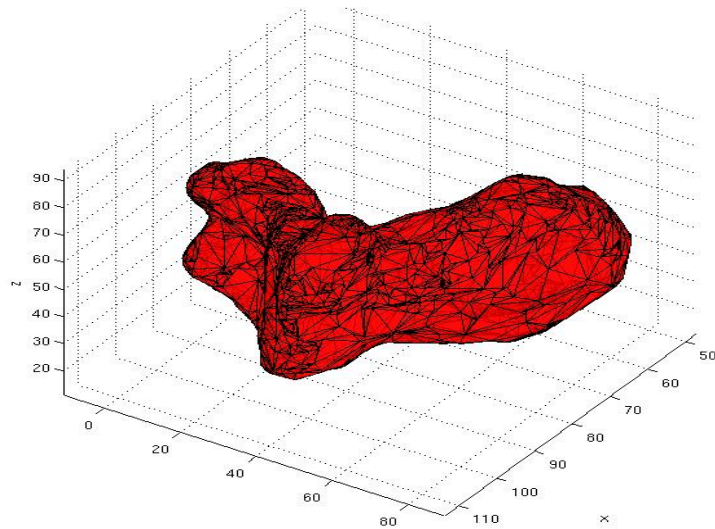
Dans le Master, le descripteur à base de l'opérateur Laplace-Beltrami sera abordé et envisagé pour décrire la déformation des organes pelviens, une comparaison entre ces méthodes et celles du Master y sera faite.

4.2 Données :

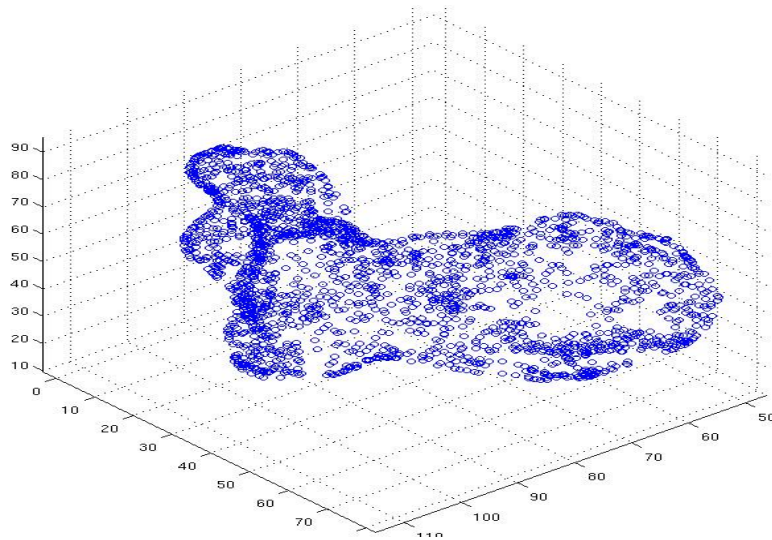
Comme illustré dans la figure 4.1, les données utilisées sont, pour chaque organe une séquence d'objets 3D.

Chaque situation de l'organe (chaque instant) est enregistrée sous forme de deux fichiers :

- Un fichier *organe.node* où sont enregistrées les coordonnées des points.
- Un fichier *organe.ele* où sont mis les tétraèdres qui constituent le maillage. Dans chaque tétraèdre figurent 4 indices de 4 sommets présents dans le fichier *organe.node*.



(a) Maillage



(b) Nuage de points

FIGURE 4.1 – Type de données utilisées

L'intervalle de temps entre chaque deux instants est $dt = 0.005s$, le simulateur utilisé est *ODM*. Pour plus de détails sur la simulation voir [7].

Les mesures ont été effectuées sur un patient spécifique.

Le nombre de points qui définissent chaque organe sont :

Vessie : 2059 points, Utérus : 2221 points, Rectum : 2200 points.

4.3 Référence de mesure :

Les données récupérées depuis cette simulation donne pour 600 instants la forme de l'objet en utilisant un maillage triangulaire.

Les séquences sont prises avec un intervalle de temps $dt= 0.005$ s.

Puisque l'indexation des points représentant les objets restent la même, donc en mesurant le déplacement de chaque point de l'objet entre une séquence donnée et la séquence d'origine, on peut alors aisément calculer la déformation de l'objet au cours du temps par rapport à un instant de référence qui est l'instant initial.

La distance employée est la distance euclidienne entre les points.

En sommant la différence absolue entre chaque séquence et celle initiale, on obtiendra alors une courbe de déformation qui est représentées dans la figure 4.2.

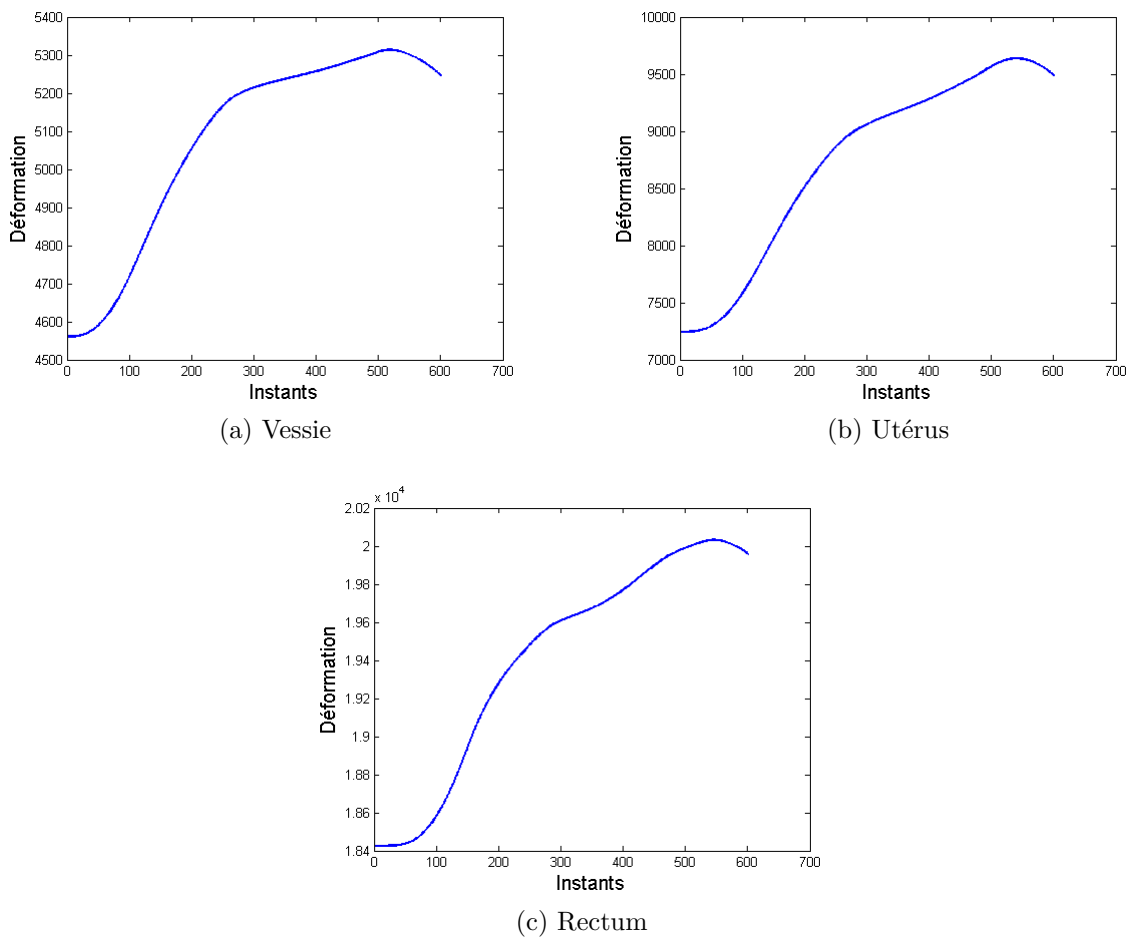


FIGURE 4.2 – Référence de mesure

Ces figures seront comparées pour chaque organe avec les courbes de déformation obtenues avec les autres descripteurs.

4.4 Mesure de similarité :

Pour mesurer la similarité entre deux courbes on utilise Matlab pour calculer la corrélation entre les graphes , elle prend en argument deux vecteurs représentant deux courbes. Et donne en résultat le coefficient de corrélation entre ces deux courbes.

Le résultat de la fonction `corrcoef` est une matrice $R = \text{corrcoef}(X)$ telle que R est reliée avec la covariance d'après la relation qui suit :

$$R(i, j) = \frac{C(i, j)}{\sqrt{C(i, i)C(j, j)}} \quad (4.1)$$

Avec $C(i, j)$ la covariance donnée par :

$$\text{cov}(i, j) = E[(i - E[j])(j - E[i])] \quad (4.2)$$

Donc si les deux courbes sont exactement les mêmes, on aura une valeur de 1 comme résultat. Par contre, si les deux courbes sont totalement décorrélées, on aura 0 comme résultat.

On a utilisé cette mesure car les courbes obtenues n'ont pas la même échelle vue la différence entre les méthodes de calculs et la signification de chacun. C'est pour cela qu'on a préféré utiliser le coefficient de corrélation et l'allure des courbes comme méthode de comparaison.

A noter que lors de l'acquisition par le laboratoire des données IRM 3D+t, une comparaison base réelle sera faite et le descripteur sera jugé suivant son degré de classification entre les organes sains et malades.

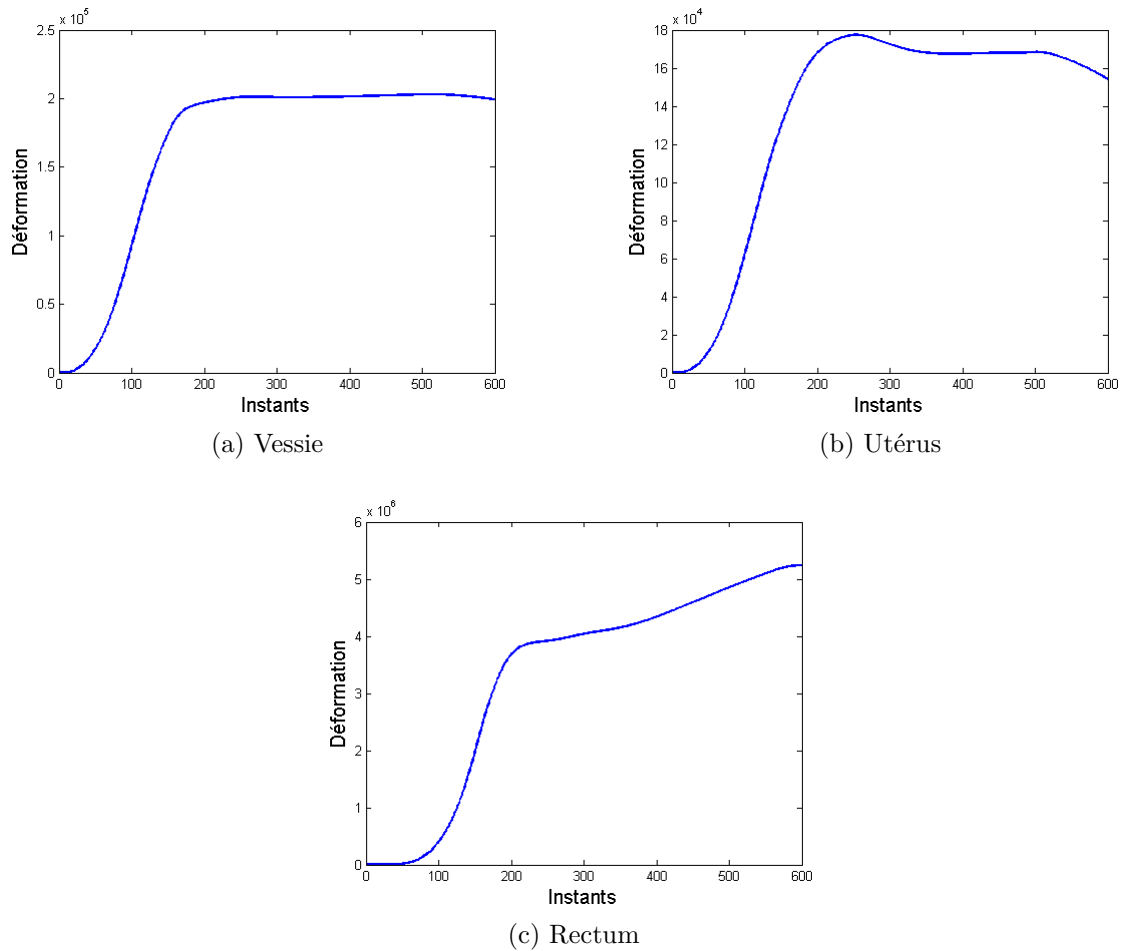
4.5 Résultats :

Moments géométriques :

Les moments géométriques sont bien connus dans le traitement d'images. Comme déjà vu, ils constituent la base des moments. On va exposer et évaluer dans cette section les moments géométriques. Ils constitueront une base d'évaluation des moments de Zernike que ça soit avec le premier algorithme ou le deuxième. On utilisera donc les moments géométriques comme base de comparaison des moments.

La figure 4.4 nous donne les moments géométriques pour deux ordres ; $N = 5$ et $N = 10$: Comme on l'a énoncé dans la partie chapitre théorique sur les moments, les moments géométriques sont définis avec 3 indices r, s, t , ces valeurs sont normalisé par rapport a la première valeur.

$N = 5$:

FIGURE 4.3 – Mesure de déformation en utilisant les moments géométriques avec $N=5$.

$N = 10$:

Le tableau 4.1 résume les moments de corrélation obtenus pour $N = 5$ et $N = 10$ ainsi que le temps de calcul.

Organe	taille du descripteur	Coefficient de corrélation	Temps de calcul
N=5			
Vessie	216	0.90	1 min 56s
Uterus	216	0.87	2 min 14s
Rectum	216	0.94	3 min 6s
N=10			
Vessie	1331	0.87	11 min 36s
Uterus	1331	0.81	15 min
Rectum	1331	0.96	24 min 9 s

Tableau 4.1 – Mesure de performances des moments géométriques.

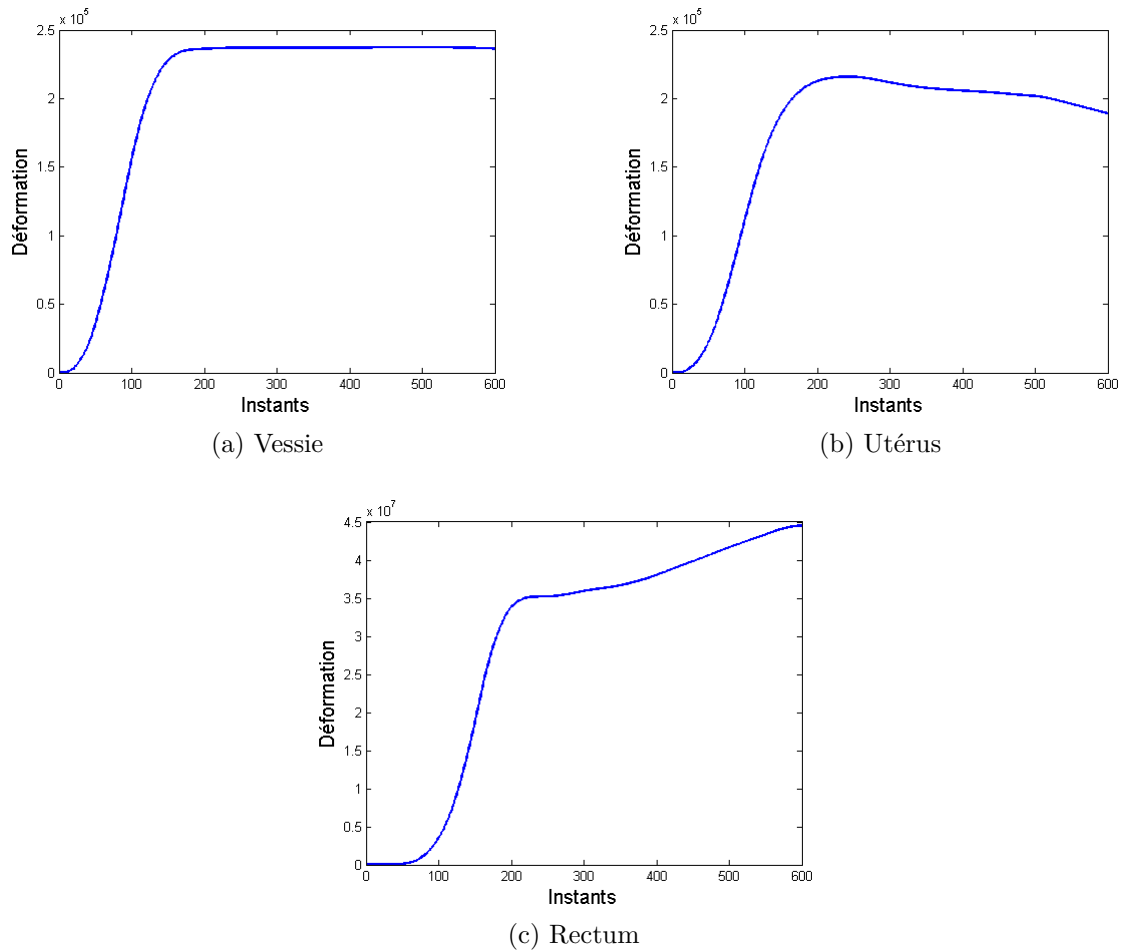


FIGURE 4.4 – Mesure de déformations en utilisant les moments géométriques avec $N=10$.

On remarque qu'on obtient en général des valeurs assez bonnes de corrélation entre les graphes des moments géométriques et les graphes de références. Le meilleur résultat a été obtenu avec le rectum ; 94% et 96% de corrélation obtenus respectivement pour $N = 5$ et $N = 10$.

Cependant, quand on compare qualitativement les courbes, on voit bien que seul le rectum a une allure qui s'approche de la réalité avec une augmentation puis une phase où la déformation diminue, mais au final il y a une phase de stabilisation et une phase d'augmentation qui ne correspond pas à la réalité. La bonne corrélation de ces moments face au rectum est supposé dû au fait que le rectum est l'organe qui se déforme le moins.

Quant aux autres organes, une faible corrélation est observée et les courbes atteignent un état stable après 200 instants. Ce qui prouve la déformation n'est pas bien caractérisée.

On remarque aussi que quand on augmente la valeur de l'ordre N on a de mauvaises corrélations. Ce résultat est expliqué par le fait que quand on augmente N , les moments géométriques divergent et n'ont plus de sens géométrique précis.

Moments de Zernike :

Comme présenté dans la partie théorique, deux algorithmes relatifs aux descripteurs de formes on été expérimentés.

Dans ce qui suit, on exposera les graphes des deux méthodes pour plusieurs valeurs de N.

Algorithme 1 :

Concernant le premier algorithme de [17], Pour caractériser la déformation , on a d’abord calculé le descripteur à chaque instant, ensuite, en utilisant chaque descripteur on affiche le graphe de déformation total .

Les figures 4.5 et 4.8 affichent les graphes obtenus pour N=5, 10, 15 et 20.

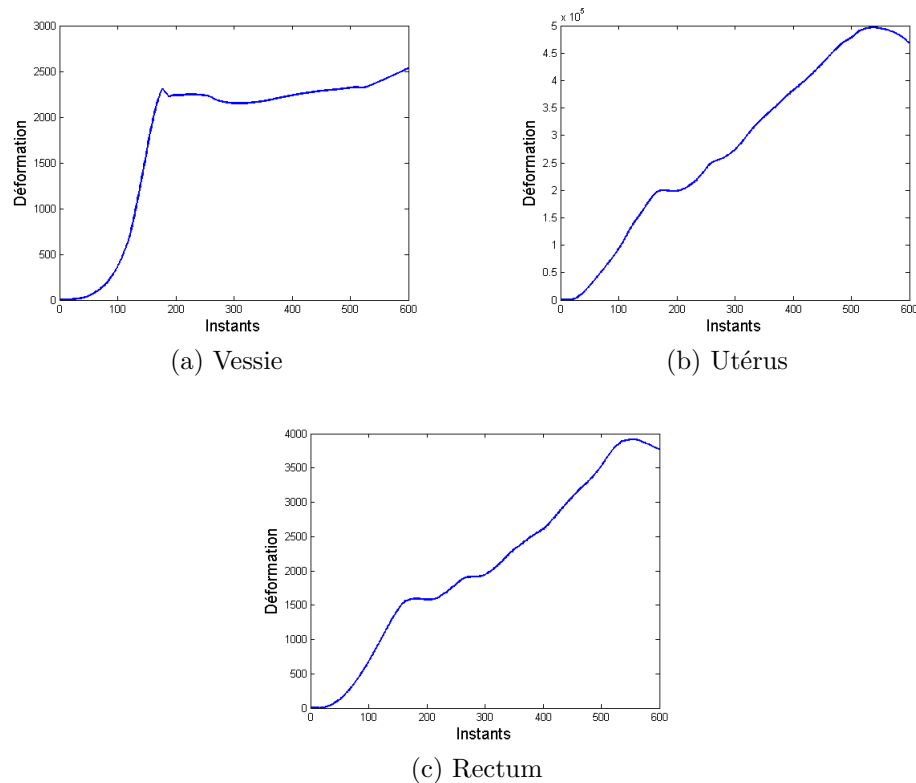


FIGURE 4.5 – Déformation des organes pelviens en utilisant l’algorithme 1 avec N=5(taille =35 valeurs).

En observant les figures on remarque que pour l’utérus et le rectum, la déformation est très bien caractérisée et la courbure suit la déformation réelle des organes.

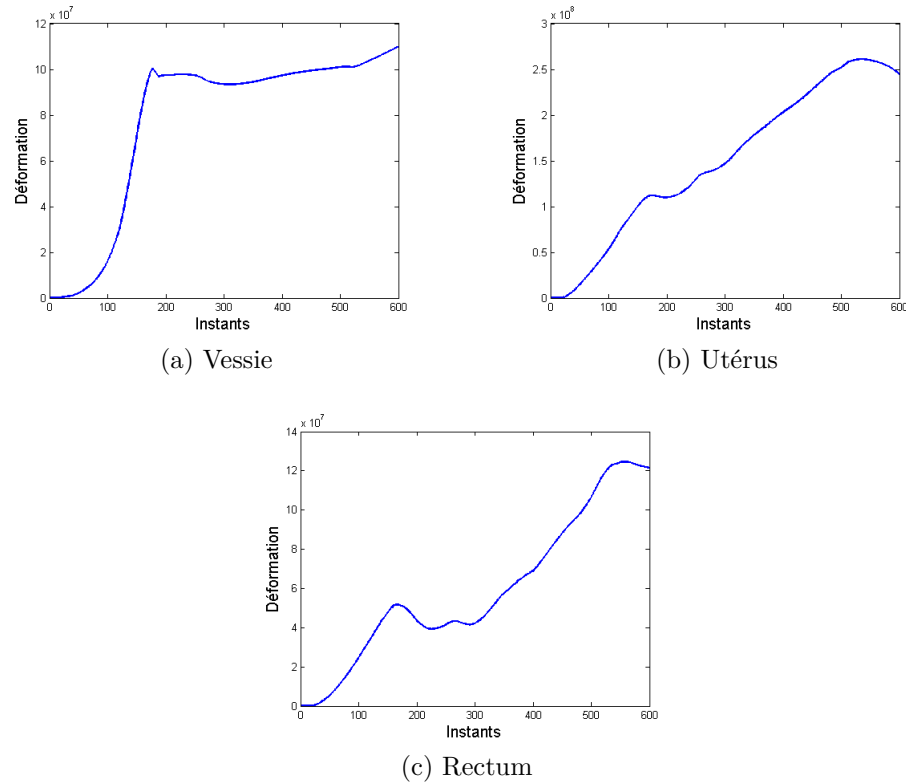


FIGURE 4.6 – Déformation des organes pelviens en utilisant l’algorithme 1 avec $N=10$ (taille = 162 valeurs).

Quant à la vessie, la courbure correspond à celle de la référence jusqu’à l’instant 300, après cet instant, l’allure de la courbe ne correspond pas au profil de déformation.

En comparant les figures avec $N=5$ et celles avec $N=20$, on voit qu’il y a une certaine similitude à part pour le rectum, où le premier pic dans $N=20$ est plus grand que celui de $N=5$ ce qui veut dire que pour $N=20$, l’algorithme est plus sensible aux déformations.

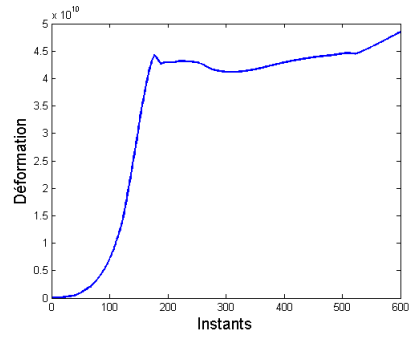
En outre, dans le tableau 4.2 qui suit, les résultats relatifs aux coefficients de corrélation γ sont présentés.

Comme on peut voir sur le tableau 4.2, les coefficients de corrélation donnent les mêmes indications que sur l’observation des courbes.

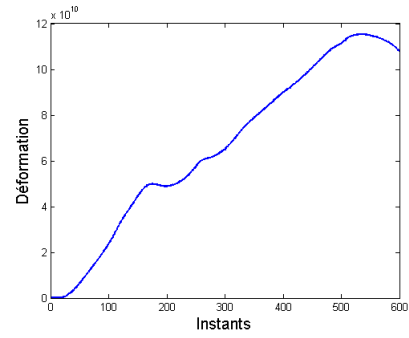
Néanmoins, on remarque que le temps de calcul augmente considérablement avec l’ordre. Ce qui nous amène à dire que l’utilisation d’un ordre grand ajoute la précision jusqu’à un certain seuil.

Algorithme 2 :

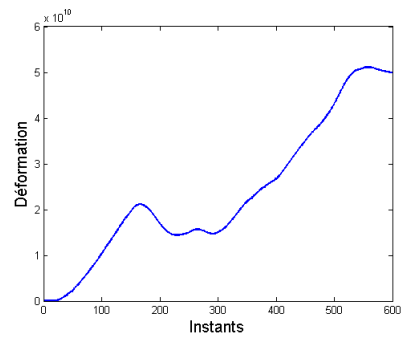
Concernant le deuxième algorithme de [34], une évaluation similaire est faite avant de comparer tous les algorithmes utilisés entre eux. Les figures 4.9, 4.10, 4.11 et 4.12 montrent



(a) Vessie



(b) Utérus



(c) Rectum

FIGURE 4.7 – Déformation des organes pelviens en utilisant l’algorithme 1 avec $N=15$ (taille =445 valeurs).

la déformation obtenue pour $N = 5, 10, 15$ et 20 .

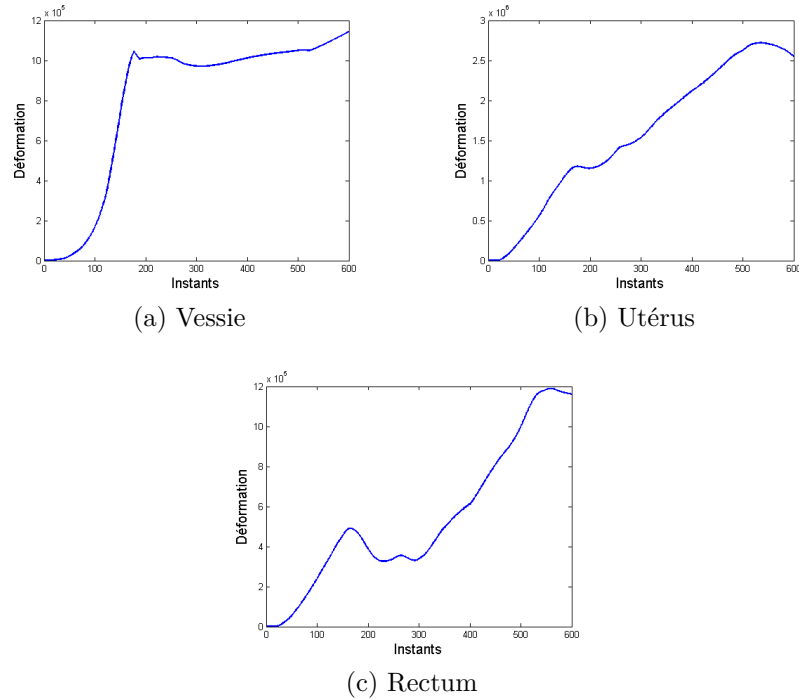


FIGURE 4.8 – Déformation des organes pelviens en utilisant l’algorithme 1 avec $N=20$ (taille = 947 valeurs).

Organe	taille du descripteur	Coefficient de corrélation	Temps de calcul
N=5			
Vessie	35	0.95	10 min 5s
Uterus	35	0.97	6 min 29s
Rectum	35	0.96	5 min 49s
N=10			
Vessie	162	0.96	11 min
Uterus	162	0.97	13 min 5s
Rectum	162	0.88	18 min 17s
N=15			
Vessie	445	0.96	24 min 24 s
Uterus	445	0.97	26 min 3 s
Rectum	445	0.85	32 min 43 s
N=20			
Vessie	947	0.95	57 min
Uterus	947	0.97	58 min 25s
Rectum	947	0.8441	1 h 10 min

Tableau 4.2 – Mesure de performances de l’algorithme 1 de Zernike.

On remarque que pour $N=20$, la déformation générale des organes ressemble plus à celle de la déformation réelle que pour $N=5$.

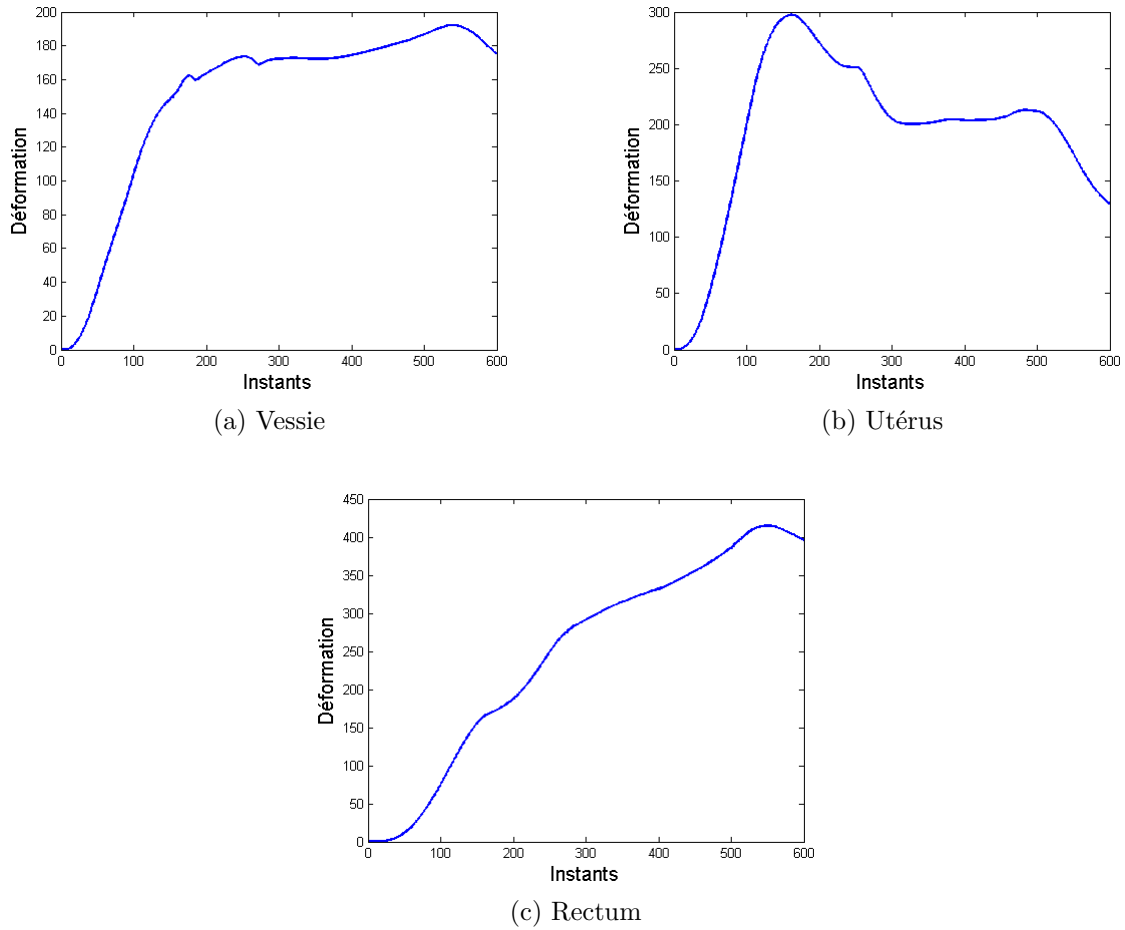


FIGURE 4.9 – Déformation des organes pelviens en utilisant l’algorithme 2 avec $N=5$ (taille = 35 valeurs).

Cependant, l’algorithme ne semble pas bien détecter la deuxième phase du processus de poussée.

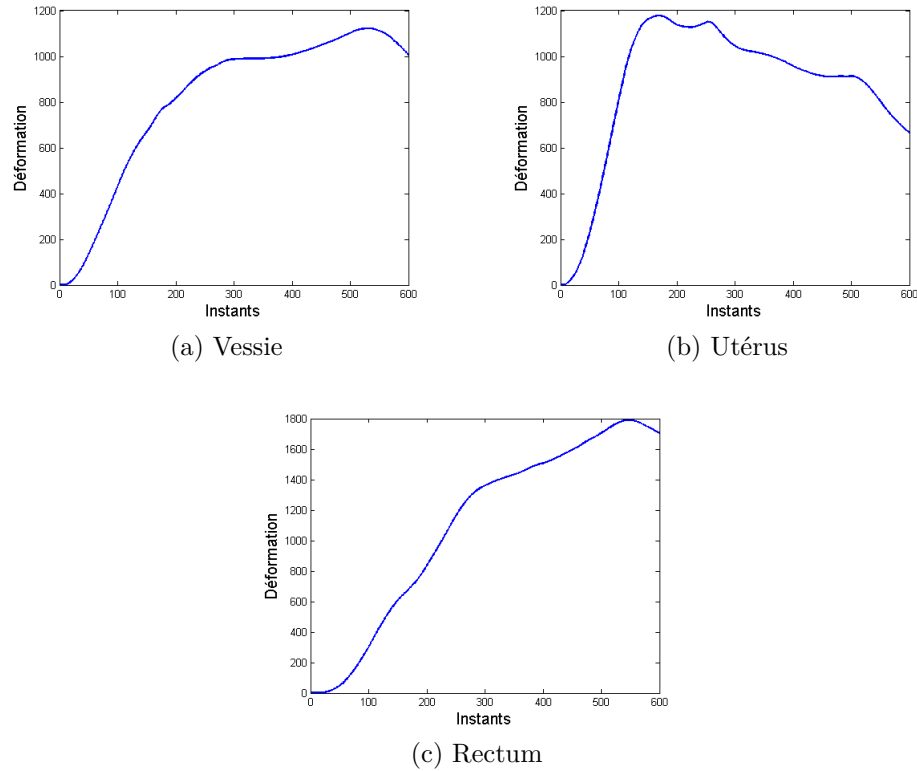


FIGURE 4.10 – Déformation des organes pelviens en utilisant l’algorithme 2 avec $N=10$ (taille =162 valeurs).

Concernant les coefficients de corrélation qui sont mis dans le Tableau 4.3, on voit bien que plus N augmente plus le coefficient de corrélation augmente.

En outre, le temps de calcul augmente d’une manière plus grande et dépasse les 2h dans le cas du Rectum.

Ce qui est très grand et n’aidera pas à l’automatisation du processus de paramétrage du simulateur.

C’est pour cela qu’une valeur de $N=10$ est préférée pour avoir un compromis entre le temps de calcul et la précision du descripteur.

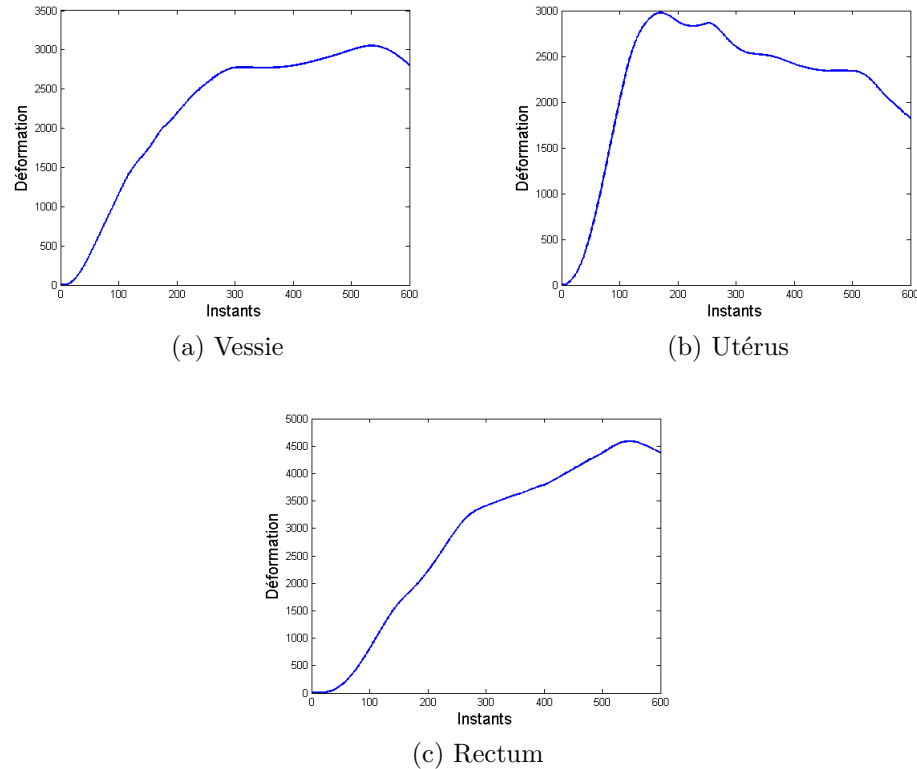


FIGURE 4.11 – Déformation des organes pelviens en utilisant l’algorithme 2 avec $N=15$ (taille = 445 valeurs).

Comparaison entre les différents algorithmes :

Lors des sections précédente nous avons évalué chaque algorithme séparément. Dans cette section on va comparé entre les différents algorithmes.

En général, les algorithmes relatifs aux moments de Zernike surpasse les moments géométriques sur la précision et l’allure de déformation. C’est pour cette raison qu’il sont très utilisé dans la reconnaissance d’objets 3D et parmi les algorithmes utilisés dans la construction de moteurs de recherche 3D.

Concernant la comparaison entre les deux algorithmes de [17] et [34]. les valeurs obtenues montrent que l’algorithme 2 est supérieur a l’algorithme 1 en terme de mesure de déformation. Dans l’algorithme 1 , la mesure de déformation diverge et prend des allures dans certaines phase du mouvement qui ne concordent pas avec la réalité.

En terme de rapidité, le 2ème algorithme qui est spécialement fait par [34] pour accélérer le calcul des moments est nettement plus rapide que l’algorithme 1 jusqu’à l’ordre 20 où le premier algorithme est plus rapide.

Ceci est certainement dû au faite que lors de notre implémentation, la structure du premier algorithme nous a permis d’organiser les moments géométrique de façon à utiliser la

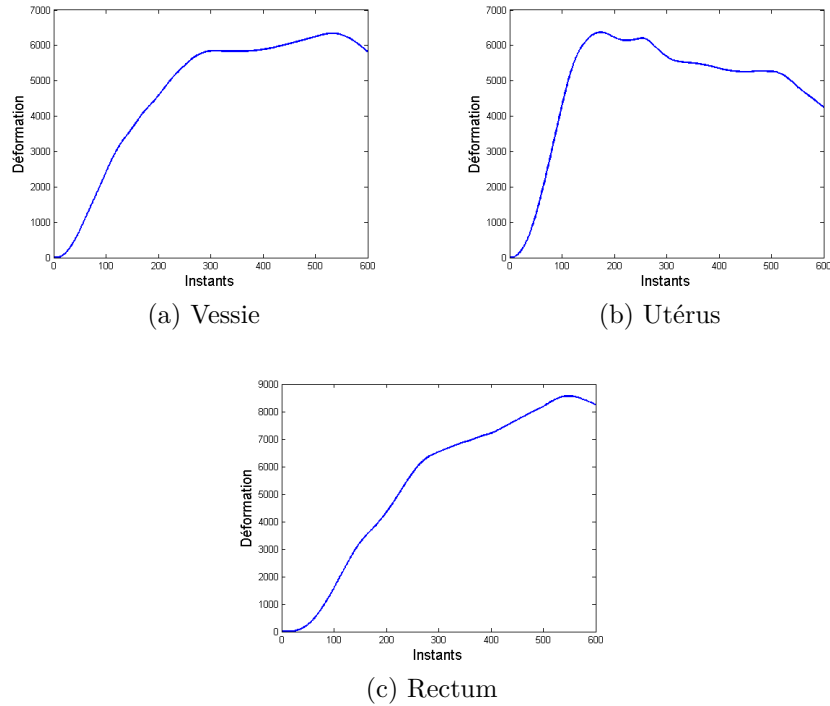


FIGURE 4.12 – Déformation des organes pelviens en utilisant l’algorithme 2 avec $N=20$ (taille =947 valeurs).

Organe	taille du descripteur	Coefficient de corrélation	Temps de calcul
N=5			
Vessie	35	0.93	57 s
Uterus	35	0.36	59 s
Rectum	35	0.99	1 min s
N=10			
Vessie	162	0.98	7 min 36 s
Uterus	162	0.51	8 min 10 s
Rectum	162	0.99	10 min 3 s
N=15			
Vessie	445	0.99	23 min
Uterus	445	0.54	25 min 22 s
Rectum	445	0.99	30 min 20 s
N=20			
Vessie	947	0.99	1 h 8 min
Uterus	947	0.61	1h 23 min
Rectum	947	0.98	2 h

Tableau 4.3 – Mesure de performances de l’algorithme 2 de Zernike.

fonction MATLAB *sum* au lieu d’une boucle *for*. Ce qui n’est pas le cas du 2ème algorithme,

les moments géométriques y sont calculé à chaque itération.

4.6 Conclusion :

D'après cette évaluation, on en conclut que les moments de Zernike avec l'algorithme 2 sont plus précis et préconisé pour le calcul des déformations. L'interprétation des résultats montre que cette méthode peut être appliquée pour caractériser la déformation d'objet 3D lors d'une séquence temporelle sans utiliser des vecteurs de description de grande taille et qui prennent un temps de calcul important.

Conclusion et perspectives :

Dans ce projet nous avons essayé de trouver le meilleur outil mathématique capable de caractériser la déformation d'objets 3D, se qui ne ce fait pas d'habitude. Dans notre cas, ces objets sont les organes pelviens.

La caractérisation de la déformation de ces organes servira d'outil pour la classification des pathologies et la construction d'une simulation patient-spécifique.

D'après les tests et la recherche que nous avons faits, il en résulte que les moments de Zernike 3D donnent des résultats satisfaisants vis à vis de la mesure de déformation d'objets non-rigides.

Deux algorithmes ont été testés afin d'implémenter ce descripteur. Le deuxième algorithme [34] donne des résultats plus prometteurs que ça soit en terme de temps de calcul ou en terme de précision.

Cependant, d'autres mesures d'évaluation devront être faites afin de confirmer l'exactitude des résultats obtenus; une mesure avec une base réelle 3D+t sera faite pour tester la puissance de caractérisation du descripteur 3D.

Ensuite, une amélioration du temps de calcul pourra être réaliser si on utilise l'implémentation de Hosny et al [39] avec CUDA pour accélérer le temps de calcul. L'objectif optimal serait de réaliser son implémentation au sein d'une boucle d'ajustage de paramètres de simulation des organes pelviens. Pour cela il faudra aussi établir une correspondance entre la déformation et ces paramètres.

Enfin, en perspectives et dans le cadre de l'amélioration de la caractérisation, nous estimons qu'il est vivement recommandé de tester le descripteur à base de l'opérateur Laplace-Beltrami pour vérifier la qualité des résultats obtenus. Les tests sur ce descripteur feront l'objet du Master.

Bibliographie

- [1] R. Mehdi, *Caractérisation de la dynamique des déformations de contours. Application imagerie pelvienne*. PhD thesis, 2012.
- [2] L. Mondot, S. Novellas, F. Dausse, T. Piche, P. Chevallier, and J. Bruneton, “Agf6 evaluation des prolapsus en irm dynamique pelvienne : comparaison des lignes pubo-coccygienne et pubo-hyméneale,” *Journal de Radiologie*, vol. 87, no. 10, p. 1438, 2006.
- [3] R. Lousquy, P. Costa, V. Delmas, and F. Haab, “État des lieux de l’épidémiologie des prolapsus génitaux,” *Progrès en urologie*, vol. 19, no. 13, pp. 907–915, 2009.
- [4] J.-F. Lapray, P. Costa, V. Delmas, and F. Haab, “Rôle de l’imagerie dans l’exploration des troubles de la statique pelvienne,” *Progrès en urologie*, vol. 19, no. 13, pp. 953–969, 2009.
- [5] A. Maubon, M. Martel-Boncoeur, V. Juhan, C. Courtieu, R. Meny, P. Marès, and J. Rouanet, “Imagerie par résonance magnétique statique et dynamique du plancher pelvien,” 2008.
- [6] T. Bay, J.-C. Chambelland, R. Raffin, M. Daniel, and M.-E. Bellemare, “Geometric modeling of pelvic organs,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 4329–4332, IEEE, 2011.
- [7] M.-E. Bellemare, N. Pirro, L. Marsac, and O. Durieux, “Toward the simulation of the strain of female pelvic organs,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 2752–2755, IEEE, 2007.
- [8] “Tetgen www.tetgen.berlios.de.”
- [9] M. Rahim, M.-E. Bellemare, N. Pirró, and R. Bulot, “Caractérisation de la dynamique pelvienne par les descripteurs de formes,”
- [10] “Itk snap www.itksnap.org.”
- [11] T. Funkhouser, “Overview of 3d object representations,” *Princeton University, COS*, vol. 502.
- [12] J. W. Tangelder and R. C. Veltkamp, “A survey of content based 3d shape retrieval methods,” in *Shape Modeling Applications, 2004. Proceedings*, pp. 145–156, IEEE, 2004.
- [13] D.-Y. Chen, X.-P. Tian, Y.-T. Shen, and M. Ouhyoung, “On visual similarity based 3d model retrieval,” in *Computer graphics forum*, vol. 22, pp. 223–232, Wiley Online Library, 2003.

- [14] M. Ankerst, G. Kastenmüller, H.-P. Kriegel, and T. Seidl, "3d shape histograms for similarity search and classification in spatial databases," in *Advances in Spatial Databases*, pp. 207–226, Springer, 1999.
- [15] R. Osada, T. Funkhouser, B. Chazelle, and D. Dobkin, "Shape distributions," *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, vol. 21, no. 4, pp. 807–832, 2002.
- [16] B. K. P. Horn, "Extended gaussian images," *Proceedings of the IEEE*, vol. 72, no. 12, pp. 1671–1686, 1984.
- [17] M. Novotni and R. Klein, "Shape retrieval using 3d zernike descriptors," *ACM*, 2004.
- [18] T. Tung and F. Schmitt, "Augmented reeb graphs for content-based retrieval of 3d mesh models," in *Shape Modeling Applications, 2004. Proceedings*, pp. 157–166, IEEE, 2004.
- [19] H. Sundar, D. Silver, N. Gagvani, and S. Dickinson, "Skeleton based shape matching and retrieval," in *Shape Modeling International, 2003*, pp. 130–139, IEEE, 2003.
- [20] T. F. Ansary, M. Daoudi, and J.-P. Vandeborre, "3d model retrieval based on adaptive views clustering," in *Pattern Recognition and Image Analysis*, pp. 473–483, Springer, 2005.
- [21] C. M. Cyr and B. B. Kimia, "3d object recognition using shape similarity-based aspect graph," in *Computer Vision, 2001. ICCV 2001. Proceedings. Eighth IEEE International Conference on*, vol. 1, pp. 254–261, IEEE, 2001.
- [22] D. V. Vranić and D. Saupe, "3d shape descriptor based on 3d fourier transform," in *Proceedings of the EURASIP conference on digital signal processing for multimedia communications and services (ECMCS 2001), Budapest, Hungary*, 2001.
- [23] H. Laga, H. Takahashi, and M. Nakajima, "Spherical wavelet descriptors for content-based 3d model retrieval," in *Shape Modeling and Applications, 2006. SMI 2006. IEEE International Conference on*, pp. 15–15, IEEE, 2006.
- [24] Z. Lian, A. Godil, B. Bustos, M. Daoudi, J. Hermans, S. Kawamura, Y. Kurita, G. Lavoué, H. Van Nguyen, R. Ohbuchi, *et al.*, "A comparison of methods for non-rigid 3d shape retrieval," *Pattern Recognition*, 2012.
- [25] C. Li and A. B. Hamza, "Spatially aggregating spectral descriptors for nonrigid 3d shape retrieval : a comparative survey," *Multimedia Systems*, pp. 1–29.
- [26] M. Reuter, S. Biasotti, D. Giorgi, G. Patanè, and M. Spagnuolo, "Discrete laplace-beltrami operators for shape analysis and segmentation," *Computers & Graphics*, vol. 33, no. 3, pp. 381–390, 2009.
- [27] M. Reuter, F.-E. Wolter, and N. Peinecke, "Laplace-beltrami spectra as "shape-dna" of surfaces and solids," *Computer-Aided Design*, vol. 38, no. 4, pp. 342–366, 2006.
- [28] M. Reuter, F.-E. Wolter, and N. Peinecke, "Laplace-spectra as fingerprints for shape matching," in *Proceedings of the 2005 ACM symposium on Solid and physical modeling*, pp. 101–106, ACM, 2005.
- [29] J. Sun, M. Ovsjanikov, and L. Guibas, "A concise and provably informative multi-scale signature based on heat diffusion," in *Computer Graphics Forum*, vol. 28, pp. 1383–1392, Wiley Online Library, 2009.

- [30] I. Kokkinos, M. Bronstein, A. Yuille, *et al.*, “Dense scale invariant descriptors for images and surfaces,” 2012.
- [31] Z. Lian, A. Godil, X. Sun, and H. Zhang, “Non-rigid 3d shape retrieval using multi-dimensional scaling and bag-of-features,” in *Image Processing (ICIP), 2010 17th IEEE International Conference on*, pp. 3181–3184, IEEE, 2010.
- [32] Z. Lian, A. Godil, X. Sun, and J. Xiao, “Cm-bof : visual similarity-based 3d shape retrieval using clock matching and bag-of-features,” *Machine Vision and Applications*, pp. 1–20, 2013.
- [33] N. Canterakis, “Fast 3d zernike moments and invariants,” december 1997.
- [34] J. M. POSO, M. VILLA URIOL, and A. FRANGI, “Efficient 3d geometric and zernike moments computation from unstructured surface meshes,” *IEEE Trans on Pattern Anal*, vol. 33, no. 3, pp. 471–484, 2011.
- [35] M. Novotni and R. Klein, “3d zernike descriptors for content based shape retrieval,” in *Proceedings of the eighth ACM symposium on Solid modeling and applications*, pp. 216–225, ACM, 2003.
- [36] N. VRETOS, N. NIKOLAIDIS, and I. PITAS, “3d facial expression recognition using zernike moments on depth images,” *18th IEEE International Conference on Pattern Anal*, pp. 773–776, 2011.
- [37] N. Canterakis, “3d zernike moments and zernike affine invariants for 3d image analysis and recognition. research article,” in *Proceedings of the 11th Scandinavian Conference on Image Analysis*, pp. 85–93, 1999.
- [38] B. YE and H.-f. CHEN, “3d terrain matching algorithm based on 3d zernike moments,” *IEEE*, pp. 1–4, Photonic and Optoelectronics (SOPO) 2012 Symposium.
- [39] D. Berjón, S. Arnaldo, and F. Morán, “A parallel implementation of 3d zernike moment analysis,” in *IS&T/SPIE Electronic Imaging*, pp. 787209–787209, International Society for Optics and Photonics, 2011.
- [40] C. SINGH, E. WALIA, and R. UPNEJA, “Accurate calculation of zernike moments,” *Information Sciences ELSEVIER*, 2013.
- [41] B. Ratni, “Simulation de la dynamique des organes pelviens,” 2013.

Chapitre 5

Métrique et distances :

Lors du calcul de la déformation, on a besoin d'utiliser une distance donnée entre les descripteurs. Il y a des distances qui sont adaptées pour certains descripteurs mais pas pour d'autres.

Le choix du type de distance est crucial. c'est pour cela qu'on va définir les métriques et distances et on abordera quelques distances.

5.1 Définition :

On dit que d est une *métrique*, si elle satisfait aux conditions suivantes :

1. **La positivité** : $d(a, b) \geq 0$.
2. **Symétrie** : $d(a, b) = d(b, a)$.
3. **marque d'identification** : $d(a, a) = 0$.
4. **définitude** : $d(a, b) = 0 \Leftrightarrow a = b$.
5. **Inégalité triangulaire** : $d(a, b) + d(b, c) \geq d(a, c)$.

Une distance est alors celle qui satisfait aux propriétés de *positivité*, de *symétrie* et à *l'inégalité triangulaire*.

Nous présentons dans ce qui suit les distances les plus connues.

5.2 Types de distances :

Distance Euclidienne :

La distance Euclidienne est défini dans le cas 2 dimension par :

$$D_{Euclid} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \quad (5.1)$$

La distance Euclidienne est l'une des distance les plus utilisés et c'est celle qu'on utilisera dans ce Projet de fin d'étude.

Distance de Manhattan(City block distance) :

Elle est définie par :

$$D_{City} = |x_2 - x_1| + |y_2 - y_1|. \quad (5.2)$$

Corrélation de Pearson :

$$r = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma_x} \right) \left(\frac{y_i - \bar{y}}{\sigma_y} \right). \quad (5.3)$$

Avec \bar{x} et \bar{y} les moyennes et σ_x et σ_y l'écart type de x, y Cette mesure est semblable à celle du coefficient de corrélation.

Elle identifie si une ligne peut être tracée entre x et y .

La distance est toujours comprise entre 0 et 2.

Distance de Chi-deux(χ^2) :

La distance de Khi-deux, notée D_2 , mesure l'écart relatif entre deux vecteurs a, b par rapport à la population totale $(a + b)$.

$$D_{\chi^2}(a, b) = \frac{1}{2N} \sum_{t=1}^N \frac{(a_t - b_t)^2}{(a_t + b_t)} \quad (5.4)$$

Distance de Canberra :

$$D_{Can} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|x_i - y_i|}{x_i + y_i} \quad (5.5)$$

Le résultat obtenu est toujours entre 0 et 1.