

Caractérisation de la dynamique pelvienne par les descripteurs de formes

Mehdi Rahim¹, Marc-Emmanuel Bellemare¹, Nicolas Pirró² et Rémy Bulot¹

1 : LSIS UMR CNRS 6168. Domaine Universitaire de St Jérôme, 13397 Marseille - France.

2 : Service de Chirurgie Digestive. Hôpital la Timone. 264, rue Saint-Pierre 13385 Marseille - France.

Contact : mehdi.rahim@lsis.org

Résumé

Les troubles de la statique pelvienne regroupent un ensemble de pathologies fonctionnelles dont la physiopathologie est mal connue. L'acquisition IRM dynamique de la cavité pelvienne sur le plan sagittal permet d'observer les comportements des organes pelviens, ces derniers se caractérisent par des déplacements et des déformations. L'objectif de notre étude est de caractériser quantitativement ces comportements, en utilisant les descripteurs de formes pour l'estimation des déformations que subissent les principaux organes pelviens (vessie, utérus, rectum) lors d'un effort de poussée.

Abstract

Pelvic floor diseases cover pathologies of which physiopathology is not well understood. MRI sequences used in the clinical assessment allow to visualize the dynamic behavior of the main organs involved (bladder, uterus-vagina and rectum). A methodology using shape descriptors is proposed to intent a quantitative and objective characterization of the organs behavior under abdominal strain condition.

Mots-clés : IRM dynamique, analyse de forme, caractérisation.

Keywords: Dynamic MRI, shape analysis, characterization

1. Introduction

Les troubles de la statique pelvienne regroupent un ensemble de pathologies fonctionnelles dont la physiopathologie est mal connue [1, 5]. Ils touchent une part importante de la population féminine vieillissante. En effet, une femme sur trois et 60% des plus de 60 ans sont concernées par ces troubles. Le geste chirurgical reste une des modalités de traitement envisagé dans de nombreux cas, il permet de réduire considérablement ces troubles en restaurant une anatomie normale. Néanmoins, il est pour le moment impossible en période préopératoire d'estimer avec précision le résultat fonctionnel de la chirurgie.

L'acquisition IRM dynamique permet l'observation de la dynamique des organes pelviens (vessie, utérus, rectum), à travers les mouvements et les déformations propres à chaque organe lors d'un effort de poussée abdominale.

Notre approche repose sur le principe que la quantification des phénomènes observés pourrait contribuer à une meilleure compréhension de la physiopathologie des troubles liés à la cavité pelvienne. De ce fait, le but de notre étude est de mettre en place une méthodologie de caractérisation objective et reproductible de la dynamique des principaux organes pelviens. Les images 2D issues des séquences IRM ont été segmentées afin d'obtenir les contours de la vessie, de l'utérus-vagin et du rectum. A partir des contours, le calcul du centre de gravité de chaque organe sur chaque image permet d'obtenir les trajectoires des déplacements. Aussi, nous utiliserons les descripteurs de formes pour caractériser les déformations des organes sur une séquence en suivant l'évolution des écarts entre les valeurs des descripteurs.

Après une description des données d'expérimentations, nous présenterons dans ce document les définitions et principes des descripteurs de formes étudiés qui sont parmi les plus utilisés d'après la littérature [9]. Nous présenterons ensuite quelques résultats expérimentaux ainsi que l'analyse de la robustesse des descripteurs. Enfin, nous présenterons l'utilité de la quantification des déformations des organes pelviens par les descripteurs de formes pour la mise en évidence des cas pathologiques. En effet, s'il existe énormément de références traitant des descripteurs de formes, très peu d'entre eux étudient l'estimation des déformations, spécialement en imagerie médicale.

2. Matériel et données

Nous disposons d'acquisitions IRM dynamiques du plan sagittal médian de la cavité pelvienne de sujets féminins. Ces acquisitions de type *T-2* ont été obtenues par la biais du *PHILIPS Gyroscan* 1.5 T au format *DICOM* (en utilisant comme paramètres $tr = 3.6ms$, $te = 1.8ms$, épaisseur = 10mm, $FOV = 24cm$). L'acquisition IRM dynamique consiste en un ensemble d'images prises à des intervalles réguliers pendant un effort de poussée du sujet en position couchée après opacification rectale.

Un diagnostic clinique a été établi sur chaque acquisition par l'expert-clinicien. Outre le diagnostic normal, trois principales pathologies ont été recensées, à savoir, la cystocèle, la rectocèle, et le prolapsus utérin.

Dans un but d'homogénéité, nous avons échantillonné les séquences IRM dynamiques en un sous-ensemble de 12 images réellement représentatives du phénomène observé. Ainsi, la première image représente les organes à l'état de repos, tandis que les images suivantes résument le comportement des organes pelviens lors d'un effort de poussée, la dernière image représente l'état des organes lorsque la poussée est à son maximum. L'étape de la segmentation des organes

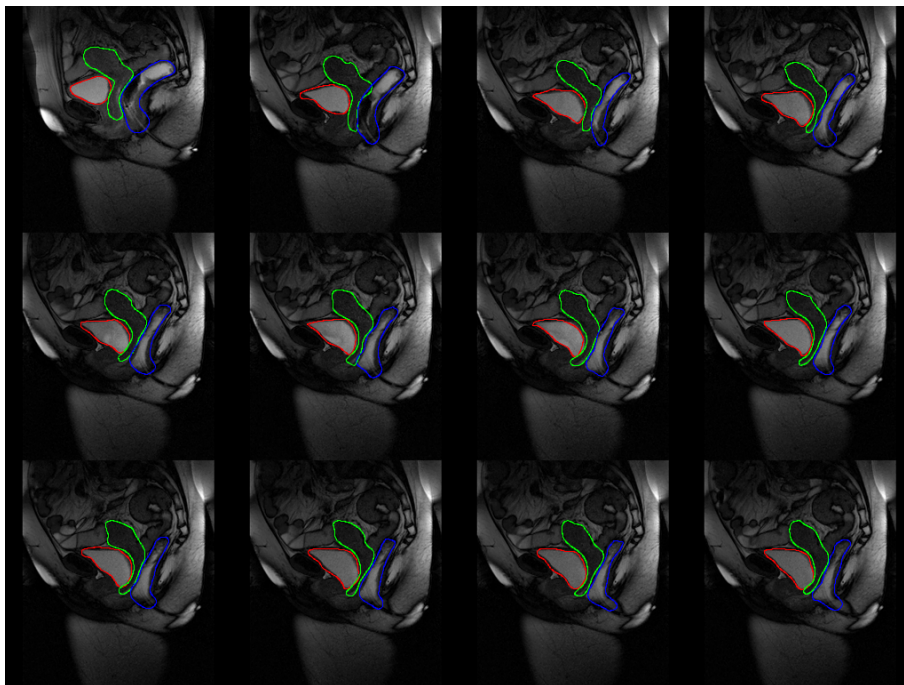


FIGURE 1 – Exemple d'une séquence segmentée.

pelviens ne constitue pas l'objet de notre étude, de ce fait, les séquences IRM dynamiques ont été segmentées manuellement par un expert-clinicien. Nous obtenons d'une série de contours fermés des trois organes d'intérêt (figure 1). L'évaluation de la dynamique pelvienne consistera alors à utiliser les descripteurs de formes sur ces contours.

3. Evaluation de la dynamique pelvienne

3.1. Les descripteurs de formes

Les descripteurs de formes ont été largement étudiés dans la littérature [7,9], nous pouvons classer les descripteurs de formes selon deux approches : l'approche contours où les descripteurs opèrent sur un échantillon de points du contour, et l'approche région où l'ensemble des pixels de la forme est pris en compte. Il en résultera un ensemble de coefficients du descripteur décrivant une forme. Nous en avons choisi quelques uns représentatifs de ces deux approches, à savoir la *signature de forme* et la *turning-angle* (approche contour), ainsi que les *moments de zernike* et l'*angular radial transform* (approche région). Nous présentons dans cette section les définitions et principes de ces descripteurs.

3.1.1. La signature de forme

La signature est une façon simple et intuitive pour décrire une forme, elle consiste à représenter les points du contour en coordonnées polaires, en prenant le centre de gravité comme origine. Ainsi, le rayon entre le centre de gravité et chaque point du contour constitue le paramètre de description, comme illustré sur la figure (2-a).

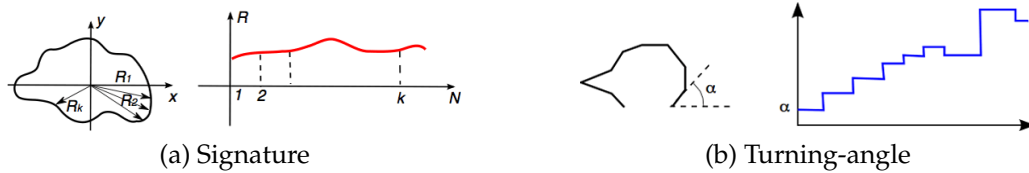


FIGURE 2 – Principes de la Signature de forme (a) et de la Turning-angle (b)

3.1.2. Turning-Angle

La Turning-Angle d'un contour fermé est calculée en déterminant le vecteur de variation de l'angle formé par la tangente en un point du contour et l'axe horizontale passant par ce point, suivant un sens de parcours prédéfini (figure 2-b).

3.1.3. Les moments de Zernike

Les moments de Zernike font partie de l'approche région, ils décrivent la distribution des pixels d'une forme autour de son centre de gravité, ils se basent sur les polynômes orthogonaux de Zernike, l'orthogonalité de ces polynômes assure une meilleure description de la forme [6]. Le calcul des moments de Zernike d'une forme consiste en une projection de cette forme dans la base orthogonale formée par les polynômes de Zernike. Pour une forme \$f(x, y)\$, le moment de Zernike \$Z_{m,n}\$ est défini comme suit (1) :

$$Z_{m,n} = \frac{m+1}{\pi} \int_{r=0}^1 \int_{\theta=0}^{2\pi} V_{m,n}(r, \theta) f(r, \theta) r dr d\theta \quad (1)$$

où \$V_{m,n}(r, \theta)\$ est le polynôme de Zernike. La description d'une forme selon les moments de Zernike revient à considérer un vecteur composé des moments de Zernike à différents ordres [4]. Les moments d'ordre inférieur décrivent l'aspect global d'une forme, tandis que les moments d'ordre supérieur décrivent les détails de la forme.

3.1.4. Angular Radial Transform

L'Angular Radial Transform (ART) décrit une forme à travers la distribution de ses pixels de façon invariante aux transformations affines. Utilisée comme le descripteur de forme à approche région dans le standard MPEG-7 [2]. Il s'agit d'un ensemble de moments complexes définis dans une base orthogonale sur un disque unitaire. Cette base est séparable en deux composantes : une composante angulaire \$A_n(\theta)\$, et une composante radiale \$R_m\$, comme suit (2) :

$$ART_{m,n} = \int_{r=0}^1 \int_{\theta=0}^{2\pi} R_m(r) A_n(\theta) f(r, \theta) r dr d\theta \quad (2)$$

3.1.5. Discussion

Les descripteurs opérant sur le contour présentent comme avantage la localisation des différentes parties mesurées de la forme, en plus du temps de calcul moins coûteux comparativement au calcul des moments. Afin d'obtenir des descripteurs à approche contour invariants en transformations affines, une étape de normalisation est nécessaire, ainsi, nous obtenons l'invariance en rotation lors de la comparaison de deux formes par une mise en correspondance de leurs vecteurs respectifs. Cela induit une étape supplémentaire de normalisation assez coûteuse ($O(n^2)$). Par ailleurs, le temps de calcul des moments est proportionnel à l'ordre du moment, à noter également que les descripteurs basés sur les moments sont moins sensibles au bruit contrairement à l'approche contour.

Dans nos expérimentations, nous avons considéré 100 points équidistants pour l'approche contour. Les premières expérimentations utilisant les moments de Zernike ont montré qu'en suivant les recommandations de la norme MPEG-7 (ordre 10, 36 coefficients) [3], la description de la forme n'est pas suffisamment précise (figure 3). De ce fait, nous avons opté pour un compromis entre la précision et le temps de calcul [8], en utilisant l'ordre 35 (342 coefficients) pour les moments de Zernike et 400 coefficients pour la angular radial transform.

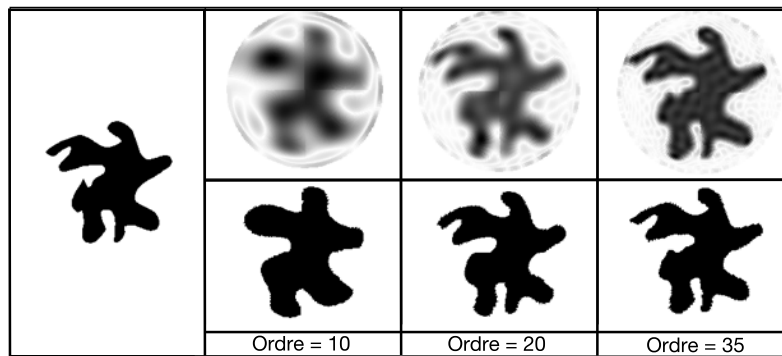


FIGURE 3 – Reconstruction d'une forme selon les moments de Zernike à différents ordres.

3.2. Caractérisation de la dynamique des organes pelviens

Les principaux organes concernés par les troubles de la statique pelvienne sont la vessie, l'utérus et le rectum. Lors d'un effort de poussée, ces organes se déplacent et se déforment de façon assez complexe. L'étude quantitative consiste en la mesure des déplacements ainsi que des déformations que subissent ces organes.

3.2.1. Etude des déplacements

Les cliniciens utilisent des repères anatomiques (figure 4) afin d'établir leur diagnostic, il s'agit notamment de trois points, le col vésical, le col utérin, et le sommet de l'angle anorectal, ainsi que la ligne sous-pubo-sacro-coccygienne (*LSPSC*). Lors d'une poussée abdominale *normale*, ces points restent au dessus de la ligne, et les organes ne subissent que de faibles déformations. La mise en évidence des points anatomiques présente une importante variabilité inter-opérateur, il est de ce fait impossible de déterminer ces points automatiquement, c'est pourquoi nous avons suivi les déplacements des organes en calculant les trajectoires de leurs centres de gravité respectifs, néanmoins, cette évaluation reste insuffisante dans le sens où il s'agit d'un mouvement d'ensemble de l'organe qui ne permet pas de caractériser avec précision la dynamique des organes. La section suivante présente notre approche pour l'estimation et le suivi des déformations.

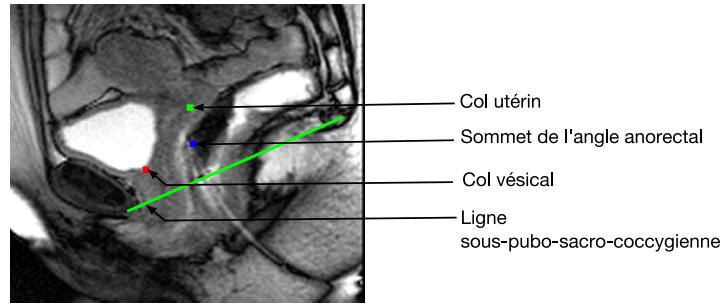


FIGURE 4 – Repères anatomiques.

3.2.2. Etude des déformations

L'observation des différents descripteurs de formes sur les premières images des organes sur des patients différents montre que la variabilité inter-patients est importante, en effet, il n'y a pas de forme typique des organes pelviens, c'est pourquoi nous nous intéressons aux déformations des organes, l'image initiale servira de référence pour la comparaison par rapport aux images suivantes. La quantification des déformations se base sur la comparaison entre formes, soient a et b deux formes et D_a, D_b leurs vecteurs descripteurs respectifs. La comparaison entre deux formes est obtenue en calculant la distance euclidienne $d(D_a, D_b)$ (3).

$$d(D_a, D_b) = \sqrt{\sum_i (\|D_a(i)\| - \|D_b(i)\|)^2} \quad (3)$$

Sur une acquisition IRM dynamique, la première image montre les organes à l'état de repos, elle sera utilisée comme référence, nous calculons le premier descripteur S^0 de chaque organe sur cette image, à chaque image i le vecteur S^i est calculé, la distance $d(S_a^0, S_a^i)$ représente l'amplitude des déformations de l'organe a sur l'image i , comme indiqué sur l'algorithme 1. Nous avons utilisé

Algorithme 1 : Approche proposée

Entrées : Séquence S (n images), Organe O , Descripteur SD

Sorties : Vecteur des écarts V

```

1 début
2   Extraire contour/région de  $O$  sur  $S_0$  selon  $SD$ 
3   Calculer  $D(S_0)$  selon  $SD$ 
4   pour  $i \leftarrow 1$  à  $n - 1$  faire
5     Extraire contour/région de  $O$  sur  $S_i$  selon  $D$ 
6     Calculer  $D(S_i)$  selon  $SD$ 
7      $V(i) \leftarrow d(D(S_0), D(S_i))$ 
8 fin
```

cette méthode pour caractériser 18 patients dont certains présentent des pathologies. Nous constatons d'après les résultats obtenus que les courbes de variation ont une allure se caractérisant par un saut d'amplitude variable selon le cas étudié. La figure 5 montre un résultat d'un sujet présentant des pathologies au niveau de l'utérus et du rectum. Chaque courbe représente l'amplitude des déformations d'un organe (axe vertical) durant les 12 images de la séquence (axe horizontal), nous observons un important taux de déformation de l'utérus et du rectum contre une amplitude moins importante de la vessie, ce qui corrobore le diagnostic établi par l'expert-clinicien.

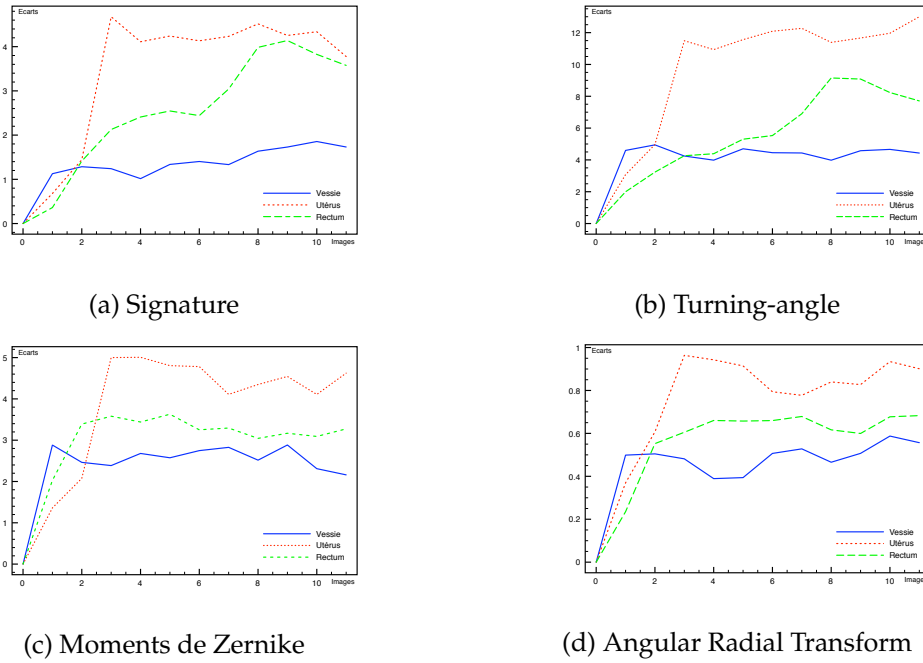


FIGURE 5 – Suivi des déformations d'un cas pathologique.

4. Résultats et discussion

4.1. Stabilité des descripteurs

Dans le but d'automatiser le processus de caractérisation, et de sélectionner le descripteur adéquat, nous avons estimé la stabilité des descripteurs de formes. En effet, la variabilité inter-opérateur entre deux segmentations d'un même organe devrait avoir une influence *limitée* sur la réponse relative des descripteurs. Nous avons comparé deux segmentations expertes sur quelques données, l'erreur est calculée selon la formule (4), quelques résultats sont présentés sur la figure 6. Pour une acquisition S (n images), deux segmentations S_1, S_2 ayant deux vecteurs D_{S_1}, D_{S_2} pour un descripteur SD :

$$\epsilon = \frac{100}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|D_{S_1}(i) - D_{S_2}(i)|}{\max(D_{S_1}(i), D_{S_2}(i))} \quad (4)$$

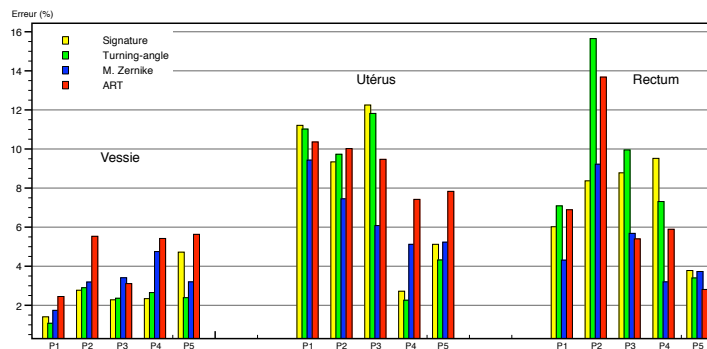


FIGURE 6 – Erreur relative entre deux segmentations selon les différents descripteurs sur cinq patientes différentes (P1,P2,P3,P4,P5).

Nous constatons d'après les résultats de la figure 6 que l'erreur moyenne est aux alentours de 10% pour la plupart des descripteurs, cela nous amène à dire que la variabilité des segmentations d'une même séquence a une influence limitée sur les réponses des descripteurs de formes. Aussi, la comparaison inter-organes montre que l'erreur moyenne mesurée sur la vessie ne dépasse pas 6%, cela s'explique par le fait que la vessie est un organe bien contrasté dont les contours sont bien visibles. Par contre, les erreurs calculées sur les autres organes (utérus, rectum) sont plus importantes, ceci reflète de la difficulté de la segmentation de l'utérus-vagin ainsi que du rectum, dont les contours sont difficiles à délimiter.

Par ailleurs, nous remarquons que les erreurs moyennes des descripteurs basés sur les contours (*signature, turning-angle*) sont quantitativement plus grandes que celles des descripteurs basés sur les moments (*moments de zernike, ART*). En d'autres termes, l'approche région présente une meilleure stabilité que l'approche contour vis-à-vis de la variabilité inter-opérateur lors de la segmentation.

4.2. Mise en évidence des cas pathologiques

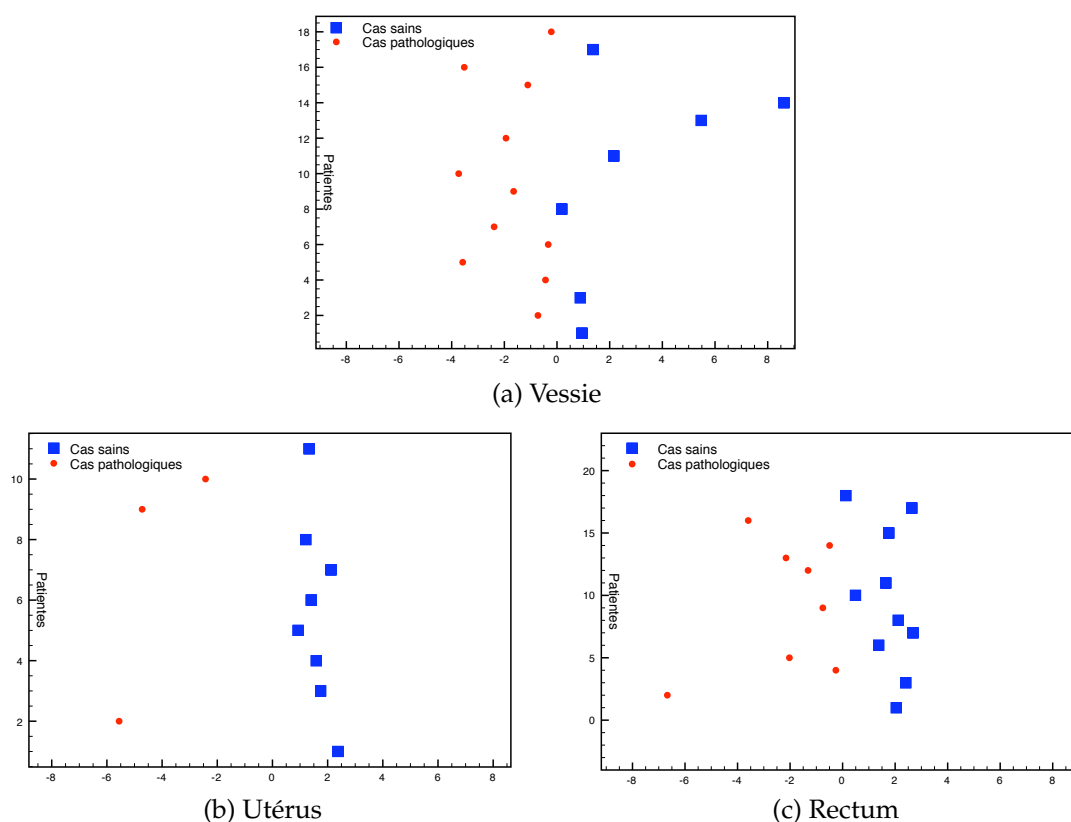


FIGURE 7 – Séparation entre les cas sains et pathologiques par la projection des données sur le 1^{er} axe principal. L'étude de patientes ayant subies une hystérectomie a fait que le nombre d'utérus-vagin analysés (b) est inférieur aux nombres de vessie (a) et du rectum (c).

Nous avons appliqué notre méthodologie sur un ensemble de 18 patients, cela nous a permis d'obtenir une quantité *significative* d'information. En effet, nous avons 18x11 valeurs pour chaque descripteur, 11 étant le nombre de distances entre les descripteurs d'un patient. Nous avons représenté ces données en appliquant l'analyse en composantes principales (ACP). L'ACP est une méthode d'analyse et d'exploration de données, elle réduit l'espace de représentation grâce à des combinaisons linéaires, la matrice de données sera représentée selon les meilleurs axes en termes d'inertie (quantité d'information). Nous avons représenté notre matrice de données selon le premier axe principal (figure 7), en annotant les patients sains et pathologiques selon le diagnostic

établi par l'expert-clinicien, nous constatons une *séparation* entre les cas pathologiques et les cas normaux pour les trois organes étudiés. En effet, l'amplitude des déformations d'un organe pelvien présentant une pathologie est plus importante que celle d'un organe sain.

5. Conclusion

Nous avons mis en œuvre une méthodologie pour la caractérisation de la dynamique pelvienne basée sur le suivi des déplacements et des déformations des principaux organes pelviens en utilisant les descripteurs de formes.

La cohérence des résultats du suivi des déformations des organes obtenus suivant les différents descripteurs mis en œuvre, en tenant en compte l'hétérogénéité des approches au niveau des données et des attributs calculés, nous pouvons affirmer qu'il est possible d'utiliser les descripteurs de formes comme un élément quantitatif significatif pour la caractérisation de la dynamique pelvienne, ainsi que pour la comparaison entre séquences IRM.

De plus, l'étude de l'impact de la variabilité inter-opérateur lors de la segmentation manuelle sur le comportement des descripteurs de formes confirme la stabilité de ces derniers, justifiant de ce fait leur validité. Nous pouvons ainsi envisager d'automatiser la segmentation en appliquant un suivi du contour, afin d'obtenir un système de caractérisation totalement automatisé. Enfin, la représentation des données issues de la caractérisation a montré une séparation entre les organes pathologiques qui se caractérisent par une forte amplitude de déformation, et les autres organes sains. Ces résultats valident notre approche visant à évaluer quantitativement le comportement des organes pelviens lors d'un effort de poussée.

D'autres approches pourraient être envisagées pour l'estimation des déformations, comme l'utilisation des flots optiques. Nous avons voulu mettre en avant dans ce document l'utilité des descripteurs de formes qui ne sont pas très utilisés pour l'estimation des déformations et qui présentent de bonnes performances en termes de complexité et de stabilité.

Bibliographie

1. M.-E. Bellemare, N. Pirró, L. Marsac, et O. Durieux. Toward the simulation of the strain of female pelvic organs. In *EMBC07, 29th IEEE EMBS Annual International Conference*, pages 2756–2759. IEEE, August 23–26 2007.
2. S. Jeannin et A. Divakaran. Mpeg-7 visual motion descriptors. *Circuits and Systems for Video Technology, IEEE Transactions on*, 11 :720–724, 2001.
3. H.-K. Kim et J.-D. Kim. Region-based shape descriptor invariant to rotation, scale and translation. *Signal Processing : Image Communication*, 16(1-2) :87 – 93, 2000.
4. W.-Y. Kim et Y.-S. Kim. A region-based shape descriptor using zernike moments. *Signal Processing : Image Communication*, 16 :95 – 102, 2000.
5. C. Maher, K. Baessler, C.M. Glazener, E.J. Adams, et S. Hagen. Surgical management of pelvic organ prolapse in women. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 18(4), 2004.
6. R. J. Prokop et A. P. Reeves. A survey of moment-based techniques for unoccluded object representation and recognition. *CVGIP : Graph. Models Image Process.*, 54(5) :438–460, 1992.
7. R. C. Veltkamp. Shape matching : similarity measures and algorithms. *Shape Modeling and Applications, SMI 2001 International Conference on.*, pages 188–197, 2001.
8. C.-Y. Wee et R. Paramesran. On the computational aspects of zernike moments. *Image and Vision Computing*, 25(6) :967 – 980, 2007.
9. D. Zhang et G. Lu. Review of shape representation and description techniques. *Pattern Recognition*, 37 :1–19, January 2004.