

Suivi dynamique 3D des organes pelviens - résultats préliminaires

Augustin C. OGIER¹, Stanislas RAPACCHI², Arnaud LE TROTIER², Marc-Emmanuel BELLEMARE¹

¹Aix Marseille Univ, Université de Toulon, CNRS, LIS, Marseille, France

²Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, France

augustin.ogier@univ-amu.fr, stanislas.rapacchi@univ-amu.fr
arnaud.le-trotier@univ-amu.fr, marc-emmanuel.bellemare@lis-lab.fr

Résumé – Dans le contexte de l'étude des troubles de la statique pelvienne, nous proposons un processus d'observation temporelle de la vessie en 3D. Grâce à des acquisitions IRM multiplanaires associées à une stratégie de reconstruction adaptée, les déformations subies par la vessie ont pu être suivies lors d'exercices de charges en analysant plusieurs volumes par seconde. A notre connaissance, c'est la première fois qu'une telle observation est effectuée. De plus, nous proposons des indices d'estimation de déformation susceptibles d'être utiles à la caractérisation des pathologies et au diagnostic clinique.

Abstract – In the context of pelvic floor diseases understanding we advocate a process to observe the bladder over time in 3D. Thanks to multiplanar MRI acquisitions and adequate volume constructions, several volumes per seconds can show a bladder undergoing deformations under strain conditions. To our knowledge it is the first time such observation is performed. In addition we propose some deformation estimation clues that may be useful to pathology characterization and clinical diagnosis.

1 INTRODUCTION

Les troubles du plancher pelvien touchent environ 50% des femmes de plus de 50 ans [1]. Ils sont principalement dûs à l'affaiblissement des muscles et ligaments du plancher pelvien entraînant un dysfonctionnement mécanique des structures de soutien des organes pelviens. Les symptômes vont de l'incontinence urinaire et intestinale, du dysfonctionnement sexuel au prolapsus des organes pelviens [1]. L'IRM est devenue une méthode d'observation essentielle pour l'imagerie pelvienne grâce à sa nature non invasive, sa résolution spatiale élevée, son contraste élevé entre les tissus mous et l'absence de rayonnement ionisant [2]. Dans la pratique clinique actuelle, l'étude du rapport anatomique des organes pelviens est réalisée par IRM dynamique dans le plan sagittal médian en général. Au delà de l'inspection visuelle par le radiologue, elle permet des mesures menant à l'estimation quantitative des pathologies [3].

En raison de la vitesse d'acquisition de l'IRM, l'imagerie 3D n'a pu être jusqu'à présent utilisée que pour des acquisitions statiques autorisant ainsi uniquement l'observation de l'anatomie au repos pendant des exercices d'apnée.

Les progrès récents dans le domaine de l'IRM et des techniques de reconstruction autorisent désormais des acquisitions plus rapides permettant l'acquisition d'IRM dynamique 3D. La mise en œuvre de ces nouvelles acquisitions dans le domaine des applications pelviennes devrait autoriser une meilleure classification des pathologies en étudiant les organes pelviens dans leur intégralité et leur complexité 3D avec un contraste et une résolution élevés.

Nous avons proposé une première évaluation quantitative des

déformations 3D d'un organe pelvien lors d'un exercice de « poussée ». Le processus se présente en quatre étapes : l'acquisition dynamique, la reconstruction temporelle, la segmentation des organes et les quantification et visualisation des déformations. À notre connaissance, cette étude est la première à proposer une observation et une représentation 3D dynamique de la région pelvienne et de ses organes. De plus, nous avons proposé une estimation des déformations subies par les organes. Le calcul des cartes de déterminants jacobiens issus de modèles de transformations non linéaires a permis une meilleure interprétation des différentes phases de charge des organes pelviens. La projection de ces cartes sur les surfaces des organes a permis une représentation de haut niveau des points de déformation d'intérêt.

2 MÉTHODE

2.1 Acquisition des données

L'IRM tridimensionnelle peut être acquise à partir d'une excitation volumétrique ou d'une imagerie multi-planaire. En raison de l'imperfection des excitations volumétriques, un sur-échantillonnage du volume est nécessaire et pénalise la vitesse d'acquisition. Aussi, l'acquisition rapide de coupes 2D multiples a été privilégiée pour suivre le mouvement des organes pelviens. Dans cette étude, nous avons cherché à exploiter le potentiel des réseaux d'antennes à canaux multiples pour accélérer l'IRM par des techniques d'imagerie parallèle. Les techniques de reconstructions non-linéaires, telles que l'échantillonnage compressif [4] n'ont pas été prises en compte dans ce

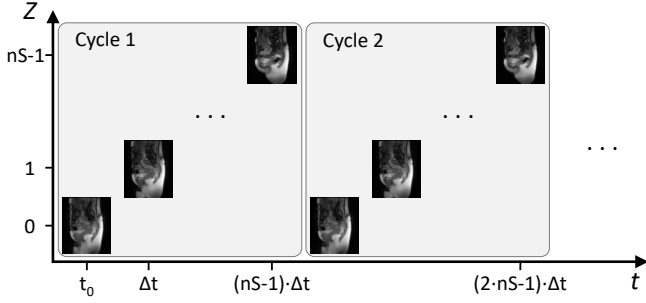


FIGURE 1 – Configuration spatio-temporelle des plans d'acquisitions de la séquence IRM dynamique.

travail préliminaire pour maintenir la fidélité des images. La couverture complète de la région pelvienne a été garantie par l'acquisition de multiples coupes fines (4 mm) par seconde, et permet une fréquence d'imagerie supérieure à la vitesse de la dynamique pelvienne. L'avantage de cette configuration multi planaire est l'augmentation du contraste entre tissus et liquides et du rapport signal à bruit par la récupération longitudinale T_1 du signal pendant la seconde nécessaire au balayage spatial.

Le nombre, le placement, l'orientation et l'épaisseur des plans d'imagerie déterminent les résolutions spatiale et temporelle des données acquises. En tenant compte du rapport signal à bruit et de la résolution spatiale disponibles en clinique, la durée de l'acquisition d'un plan sagittal est d'approximativement 100 ms. Il en résulte un compromis nécessaire entre les couvertures spatiale et temporelle. À résolution égale, l'augmentation du nombre de coupes induit l'augmentation de la couverture spatiale mais aussi du décalage temporel entre le premier et le dernier plan d'un cycle 3D. Inversement, moins de coupes acquises par répétition implique une augmentation de la résolution temporelle au détriment de la couverture spatiale.

Dans cette étude, les cycles dynamiques 3D ont été configurés comme des coupes sagittales jointives couvrant l'ensemble vessie-utérus-rectum depuis la droite vers la gauche (Fig. 1). Le nombre de coupes, nS , a été défini en fonction de la corpulence de chaque sujet pour couvrir autant que possible la zone pelvienne. Chaque plan spatial successif est séparé temporellement par le temps d'acquisition Δt d'une coupe (i.e. le temps de répétition spécifique à la séquence [TR]). La durée d'un cycle 3D est ainsi égale à TR multiplié par nS .

Soit (S_{acq}) l'ensemble des coupes acquises et N son cardinal. Chaque coupe IRM 2D dynamique S_i^t a été acquise au temps $t = t_0 + k \cdot \Delta t$ au niveau du plan sagittal i tel que $i = k \bmod nS$. Par conséquent, le nombre de coupes acquises était de $N = nS \cdot nC$, avec nC le nombre de cycles.

Les acquisitions IRM ont été acquises avec une séquence pondérée T_1/T_2 d'écho de gradient en état d'équilibre (bSSFP). En comparaison avec la séquence pondérée T_2 habituellement employée en IRM pelvienne, la séquence bSSFP permet une vitesse d'acquisition élevée tout en offrant un fort contraste entre les liquides organiques et les différents tissus des organes pelviens : utérus en gris foncé, vessie en blanc (hyper-signal), rectum et viscères (tissus en gris foncé et contenus en gris clair).

2.2 Reconstruction temporelle

En raison du protocole d'acquisition, chaque plan d'un cycle est séparé temporellement par le pas de temps Δt . Des coupes supplémentaires sont donc nécessaires pour obtenir l'information volumique complète. Ainsi, pour récupérer des ensembles de données volumiques réalistes, les plans manquants de chaque cycle ont été reconstruits. Une interpolation linéaire entre les coupes acquises (S_{acq}) a permis de générer l'ensemble des coupes (S_{int}) avec un échantillonnage temporel plus régulier (1). Un tel schéma d'interpolation a été motivé par l'hypothèse que le mouvement des organes pelviens est supposé suffisamment lent et linéaire durant le temps d'acquisition d'un cycle.

$$(S_{int})_i^t = \frac{t'' - t}{nS \cdot \Delta t} \cdot (S_{acq})^{t'} + \frac{t - t'}{nS \cdot \Delta t} \cdot (S_{acq})^{t''}$$

avec

$$t' = t_0 + k' \Delta t \quad ; \quad k' = (k \bmod nS) \cdot nS + i$$

$$t'' = t_0 + k'' \Delta t \quad ; \quad k'' = (k \bmod nS + 1) \cdot nS + i$$

L'obtention de plans dynamiques S a ainsi été généralisée comme l'union des coupes effectivement acquises et des coupes interpolées linéairement (2).

$$S = \{S_{acq}\} \cup \{S_{int}\} \quad (2)$$

2.3 Segmentation des données

La segmentation automatique des principaux organes pelviens est une opération difficile. Seule la vessie est naturellement contrastée. Les contours du rectum, de l'utérus et du vagin peuvent être difficiles à définir en raison de leurs propriétés tissulaires similaires à celles des tissus mous environnants en IRM. Pour augmenter le contraste, un liquide extragène peut être inséré dans les cavités pelviennes mais l'examen devient invasif. Par conséquent, le processus de segmentation des organes pelviens a été principalement réalisé manuellement dans le cadre d'études axées sur la dynamique pelvienne [5] bien que des méthodes de segmentation automatique aient déjà été proposées pour la segmentation des organes pelviens pour des images IRM 2D dynamiques T_2W [6].

La segmentation de données d'IRM 3D dynamique représente un défi en raison des déformations non rigides combinées à des contrastes naturellement appauvris. Dans cette étude, une méthode semi-automatique a donc été utilisée pour la segmentation des organes pelviens afin de trouver un compromis entre la précision de la segmentation et le temps alloué à la segmentation manuelle par un opérateur. L'initiation du processus est composée de la segmentation manuelle d'uniquement quelques coupes à intervalles réguliers. Ces segmentations ont ensuite été automatiquement propagées à toutes les coupes restantes selon une méthode décrite précédemment [7]. Les plans segmentés manuellement sont notés $S_i^{k,p}$, avec $k \in \mathbb{N}$, et p le pas de temps séparant les segmentations manuelles initiales. La segmentation manuelle des coupes $S_i^{k,p}$ et $S_i^{(k+1),p}$ a permis la segmentation automatique des $p-1$ coupes de l'intervalle. La fenêtre temporelle d'un cycle étant courte, les déformations vo-

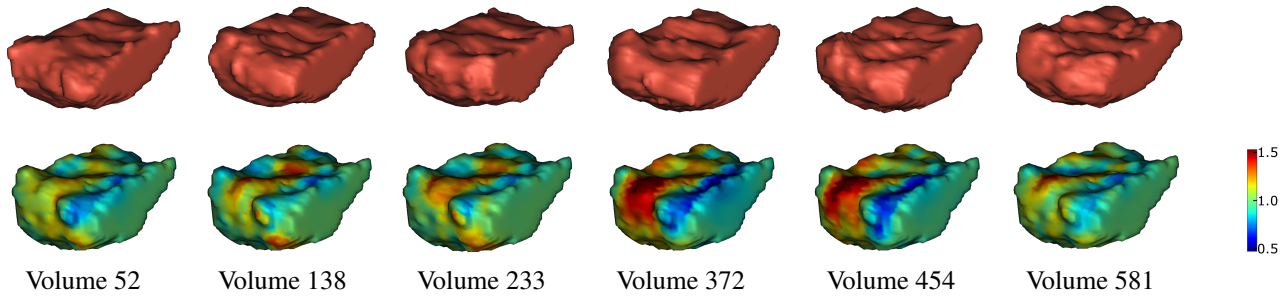


FIGURE 2 – Vue antérieure de vessies à différentes phases de charge lors d’un exercice de respiration forcée (première ligne). Projection des valeurs du déterminant jacobien en chaque point de la surface obtenu par les déformations subies par les volumes par rapport à un volume de référence (deuxième ligne). Les volumes 52, 372 et 454 représentent des phases de dilatation tandis que les volumes 138, 233 et 581 illustrent des phases de contraction.

lumiques des organes pelviens sont limitées entre deux acquisitions successives d’un même plan spatial donné. Notre processus de segmentation par propagation combinant différentes approches de recalage non linéaire a permis un suivi précis de ces légères déformations.

A partir de ces segmentations, le volume V^t d’un organe pelvien a été reconstruit comme l’union de la segmentation de l’organe sur les différentes coupes sagittales nS (3). Le processus de construction d’un volume a commencé lorsque toutes les coupes S_i^t sont présentes, c’est-à-dire lorsque $t \geq nS \cdot \Delta t$.

$$V^t = \bigcup_{i=1}^{nS} S_i^t \quad \forall t(nS \cdot \Delta t \leq t \leq (nC - 1) \cdot nS \cdot \Delta t) \quad (3)$$

2.4 Analyse des données

Bien que la visualisation des volumes 3D générés au fil du temps à une vitesse élevée soit particulièrement intéressante pour les cliniciens, une information quantitative supplémentaire en faciliterait l’interprétation. Ainsi les déformations locales des volumes V^t ont été analysées en chaque sommet des volumes discrétisés.

Des recalages non linéaires diffeomorphiques ont été effectués entre chaque volume V^t et le premier volume reconstruit, fixé comme référence. Les cartes des déterminants de la matrice jacobienne des champs de déformation résultants ont été par la suite calculées. Ces cartes, toutes projetées sur le volume de référence, ont permis d’estimer la quantité de déformations subies par les organes sur toute la surface tissulaire.

Les organes pelviens étant incompressibles, toute transformation sur un volume est supposé induire une transformation opposée. L’analyse des cartes jacobiniennes s’est ainsi concentrée sur la distribution des valeurs via leur écart-type et la valeur des percentiles extrêmes. Les déformations de chaque volume V^t ont donc été résumées avec des valeurs quantitatives qui devraient être corrélées avec les différentes phases de déformation des organes pendant les exercices de poussée.

Une analyse de la dynamique temporelle des organes par voxel a également été réalisée. Pour ce faire, une carte jacobienne 3D a été créée pour laquelle chaque voxel est égal à l’écart-type des déterminants jacobiniens estimés en ce point sur l’ensemble des volumes reconstruits dans le temps. Cette carte,

projetée sur le volume de référence, a fourni une représentation de haut niveau de la localisation des zones tissulaires les plus déformées pendant les exercices de charge.

3 EXPÉRIMENTATIONS

3.1 Acquisitions in vivo

Quatre volontaires sains (2 femmes) ont participé à une IRM de la région pelvienne dans une IRM 1,5 Tesla (Avanto, Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne) à l’aide d’une combinaison d’antennes de réception « moelle » et « abdominale ». Une série d’images pondérées T_1/T_2W bSSFP a été acquise pendant un exercice de respiration forcée de 1 min 20 s avec les paramètres suivants : TR = 109 ms, temps d’écho = 1.25 ms, angle de bascule = 52° , champ de vue = $299 \times 350 \text{ mm}^2$, taille des pixels = $1.8 \times 1.8 \text{ mm}^2$, épaisseur de coupe = 4 mm, 10 - 12 coupes par volume selon la corpulence du sujet. Au cours de cet exercice, les sujets ont alternativement inspiré et expiré à pleine capacité. Les sujets ont également reçu l’instruction d’augmenter la pression pelvienne au maximum de l’inspiration et inversement d’augmenter la contraction du plan-

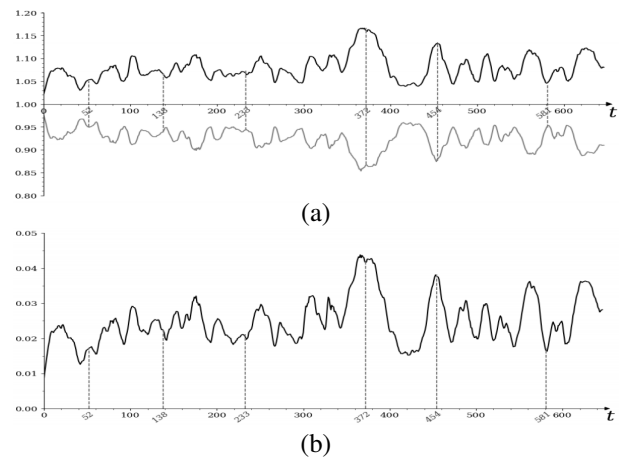


FIGURE 3 – Valeurs du 1er percentile (gris), du 99e percentile (noir) (a) et de l’écart-type (b) des déterminants jacobiniens calculées pour chaque volume d’un sujet. Les abscisses spécifiques réfèrent aux volumes de la Fig.2.

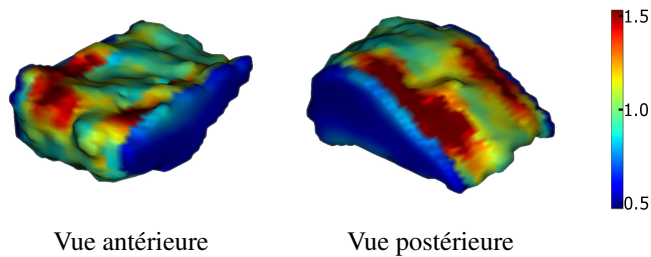


FIGURE 4 – Projection sur un volume de référence de l'écart-type des jacobiens estimés en chaque point sur l'ensemble des volumes reconstruits dans le temps.

cher pelvien pendant l'expiration. Ces actions ont augmenté la pression intra-abdominale, provoquant des déformations des organes pelviens. L'étude a été approuvée par le comité local de recherche sur l'être humain et a été menée conformément à la Déclaration d'Helsinki.

Aucun liquide extragène n'étant été injecté dans les cavités pelviennes dans le cadre de cette étude, seule la segmentation de la vessie a été réalisée et l'analyse s'est portée exclusivement sur cet organe. Pour chaque sujet, 650 volumes de vessie ont été générés à raison d'environ 9 volumes par seconde.

3.2 Résultats

Les représentations en maillage des différentes phases de compression et de dilatation d'une vessie sont illustrées dans la Fig.2. Bien que les mouvements pendant l'exercice de respiration forcée aient été intenses, il est difficile d'identifier visuellement ces phases avec des sujets sains car l'amplitude des déformations reste limitée. Les projections sur le volume de référence des cartes jacobiniennes de chaque volume ont permis quant à elles une meilleure quantification et localisation des déformations subies par l'organe.

Au regard de ces projections, l'analyse temporelle de l'écart-type des jacobiens sur chaque volume a permis d'identifier rapidement les phases de déformation des organes ainsi que leurs amplitudes (Fig. 3). L'incompressibilité de la vessie garantissant que toute déformation subie induit une déformation opposée sur le tissu, la symétrie entre les percentiles extrêmes de la distribution des jacobiens a confirmé que toutes les déformations subies par l'organe ont été acquises. Ces résultats valident également le schéma d'acquisition de l'IRM 3D dynamique qui a permis une couverture spatiale suffisante des organes pelviens.

Enfin, la représentation illustrant l'écart-type des jacobiens estimés en chaque point au fil du temps a fourni une représentation de haut niveau de l'information quantitative, avec l'emplacement des zones tissulaires présentant les quantités de déformations les plus élevées (Fig. 4).

4 CONCLUSION

Nous avons réalisé une acquisition dynamique permettant la reconstruction d'une séquence dynamique 3D et l'observa-

tion des organes pelviens à une résolution temporelle élevée de 110 ms par volume. Par ailleurs la cohérence des mesures faites sur les déformations observées justifie a posteriori les choix effectués pour la reconstruction des volumes. Cette première procédure combinant acquisition et reconstruction a été proposée pour le suivi de la vessie, qui présente l'avantage d'être un organe naturellement contrasté. En plus de la simple visualisation, nous avons montré qu'il est possible d'extraire des informations quantitatives sur les déformations subies. Les déformations ont été estimées localement et projetées sur une surface de référence pour localiser spatialement les régions tissulaires susceptibles de se déformer de façon significative. Ce processus pourrait mener à une caractérisation systémique de la déformation des organes pelviens qui serait de la plus haute importance pour guider un système de diagnostic assisté par ordinateur. Des travaux futurs devront être réalisés pour estimer l'impact du modèle de recalage sur la quantification des déformations ainsi que l'impact de l'interpolation linéaire de l'étape de reconstruction qui suppose un mouvement linéaire des organes pelviens sur des plages temporels d'une seconde. Ces résultats encourageants ouvrent la perspective de l'observation des autres organes pelviens principaux.

Références

- [1] Y. M. Law and J. R. Fielding, "Mri of pelvic floor dysfunction," *American Journal of Roentgenology*, vol. 191, no. 6_supplement, pp. S45–S53, 2008.
- [2] C. A. Woodfield, S. Krishnamoorthy, B. S. Hampton, and J. M. Brody, "Imaging pelvic floor disorders : trend toward comprehensive mri," *American Journal of Roentgenology*, vol. 194, no. 6, pp. 1640–1649, 2010.
- [3] M. C. Colaiacomo, G. Masselli, E. Poletti, S. Lanciotti, E. Casciani, L. Bertini, and G. Gualdi, "Dynamic mr imaging of the pelvic floor : a pictorial review," *Radiographics*, vol. 29, no. 3, pp. e35, 2009.
- [4] M. Lustig, D. Donoho, and J. M. Pauly, "Sparse mri : The application of compressed sensing for rapid mr imaging," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 58, no. 6, pp. 1182–1195, 2007.
- [5] M. Rahim, M.-E. Bellemare, R. Bulot, and N. Pirró, "A diffeomorphic mapping based characterization of temporal sequences : application to the pelvic organ dynamics assessment," *Journal of mathematical imaging and vision*, vol. 47, no. 1-2, pp. 151–164, 2013.
- [6] R. Namías, M.-E. Bellemare, M. Rahim, and N. Pirró, "Uterus segmentation in dynamic mri using lbp texture descriptors," in *Medical Imaging : Image Processing*, 2014, vol. 9034, p. 90343W.
- [7] A. Ogier, M. Sdika, A. Foure, A. Le Troter, and D. Bendahan, "Individual muscle segmentation in mr images : A 3d propagation through 2d non-linear registration approaches," in *EMBC, 39th Annual International Conference of the IEEE*, 2017, pp. 317–320.