

Validation d'un logiciel de segmentation automatique des anévrismes de l'aorte abdominale

OLIVIER YING ZHAN¹, SIMON LESSARD, FLORIAN BERNARD, MARIE FRANCE GIROUX, LOUIS BOUCHARD, PIERRE PERREAULT, ERIC THERASSE, GILLES SOULEZ

¹UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL, FACULTÉ DE MÉDECINE

Déclaration de conflits d'intérêt

Je n'ai pas établi de relation avec une organisation à but lucratif ou sans but lucratif

Introduction

Les anévrismes de l'aorte abdominale (AAA) sont des dilatations permanentes localisées excédant 1.5 fois sa taille normale ou dont le diamètre $> 3\text{cm}$

Avec une mortalité sur rupture de 80% même parmi ceux qui se rendent à l'hôpital, des programmes de dépistage et surveillance sont mis en place pour identifier et réparer les anévrismes à risque de rupturer

Les indications de procédures préventives sont basées sur le diamètre maximal et la recherche courante vise à identifier des prédicteurs morphologiques de rupture

L'avancement des méthodes de traitement d'image comme la segmentation 3D des AAA est promettant pour individualiser la prédiction de risque et pour guider le traitement

La tomodensitométrie est l'outil de choix pour diagnostiquer la rupture et dans l'évaluation pré et post-op comparée à l'échographie étant donné une précision et reproductibilité supérieure sans mentionner être intrinsèquement appropriée pour la reconstruction 3D

L'automatisation de la segmentation sur CT est sujet à des obstacles tels la variabilité morphologique des vaisseaux et la similarité de l'intensité dans le tissu environnant et celui de l'aorte

La segmentation des AAAs est fréquemment fait manuellement coupe par coupe ou assistée par des logiciels semiautomatiques avec un temps d'opération allant jusqu'à 40 min par patient

La segmentation assistée est souvent possible que sur des examens contrastés (C+) puisqu'une méthode populaire repose sur la différence en intensité entre la lumière aortique et les tissus mous avoisinant

Puisque des CT non-contrastés (C-) sont réalisés de routine pour diverses indications (allergie à l'iode, dysfonction rénale,...), un nombre d'AAA sont diagnostiqués de façon incidente sur ces examens

Une segmentation entièrement automatique doit donc accommoder des images C+ et C- pour être pertinent cliniquement

Méthode

Il s'agit d'une étude rétrospective avec des CT datant de 2004 à 2021 déjà recueillis d'un centre hospitalier de Montréal pour des projets passés ou en cours

56 patients en total: 40 C+, 16 C-

Tous les patients présentent un AAA entre les artères rénales et la bifurcation iliaque avec un diamètre maximal (d_{max}) ≥ 35 mm

Toutes les images sont fournies en format DICOM avec une épaisseur de coupe ≤ 2 mm

Tous les scans patients sont segmentés par un logiciel semiautomatique déjà validé par rapport à la segmentation manuelle par un expert et par un nouveaux logiciel entièrement automatique sur base d'intelligence artificielle

Segmentation semiautomatique:

- A3Dmax développé par Object Research System (ORS) (Montréal, Canada)
- Segmentation de l'enveloppe anévrysmal guidé par la définition manuelle de l'entrée et sorti lumineuse ainsi que de l'enveloppe sur 4-8 réformations multiplanaires
- Mesure automatique du Dmax et du volume anévrysmal validée antérieurement sur des CT avec et sans contraste avec la segmentation manuelle par radiologue avec +20 ans d'expérience

Segmentation entièrement automatique:

- PRAEVAorta développé par Nurea (Bordeaux, France)
- Segmentation basée sur des techniques de thresholding par apprentissage machine nécessitant seulement la téléversion des images de la part de l'utilisateur
- Logiciel ayant été validé en comparaison avec une segmentation semiautomatique par Caradu et al. sur des CT contrastés seulement

Métriques utilisées pour fins de validation

- Dmax: le plus grand diamètre orthogonal à la ligne centrale du vaisseau
- Volume anévrismale: volume de l'anévrisme entre la coupe sous la dernière artère rénale et la coupe au dessus de la bifurcation iliaque
- Coefficients de chevauchement
 - DICE
 - Jaccard
- Métrique volumique
 - Similarité volumétrique
- Métrique surfacelle
 - Distance Hausdorff
- Temps d'opération

Résultats

Parmi les patients, 14% sont des femmes et 86% des hommes avec un âge moyen de 74 ans. Une majorité fume ou a déjà fumé du tabac. Des comorbidités fréquentes sont l'hypertension, dyslipidémie, diabète, maladie coronarienne athérosclérosante, maladie pulmonaire obstructive chronique.

Dans les C+, le Dmax s'étend d'un minimum de 43.9 mm à un maximum de 120.9 mm. Dans les C-, le Dmax s'étend de 42.0 mm à 97.8 mm.

Le coefficient de corrélation entre les Dmax de ORS et de Nurea est de 0.979 pour les C+ et 0.984 pour les C-. Une analyse Bland-Altman démontre un biais systématique de 2.38 mm pour les C+ et de 2.46 pour les C- où Nurea sous-estime systématiquement les Dmax en comparaison avec ORS.

En moyenne, la segmentation semiautomatique prend 12.0 min par patient tandis que la segmentation automatique prend 2.55 min

Tableau 1. Résultats des Dmax (moyenne \pm écart standard) par la segmentation semi et entièrement automatique avec les temps d'opération moyen

	Dmax ORS (mm)	Dmax Nurea (mm)	Δ ORS – Nurea ¹ (mm)	IC95%	P-value ²
C+	72.6 \pm 16.5	70.2 \pm 16.0	2.38 \pm 3.38	[1.30 ; 3.46]	≤ 0.001
C-	64.7 \pm 18.0	62.2 \pm 17.6	2.46 \pm 3.24	[0.73 ; 4.19]	≤ 0.005
Temps d'opération (min)	12.0 \pm 6.7	2.55 \pm 1.47	N/A	N/A	N/A

1- La moyenne des différences appariées entre les Dmax ORS et Nurea pour chaque série patient

2- La valeur p pour la différence observée entre les Dmax ORS et Nurea

* Les volumes, coefficients de chevauchement, similarité volumétrique et Hausdorff sont à venir

Tableau 2. Données démographiques et comorbidités

Paramètre	
%Femme	14%
%Homme	86%
Âge (moy ± dév. std)	74 ± 7.3
IMC (moy ± dév. std)	28.3 ± 5.1
Tabac	65.4%
MPOC	23%
HTA	69.2%
DB	25%
DLP	38.5%
MCAS	25%
MVAS	19%
IRC	21.2%
AVC	9.6%

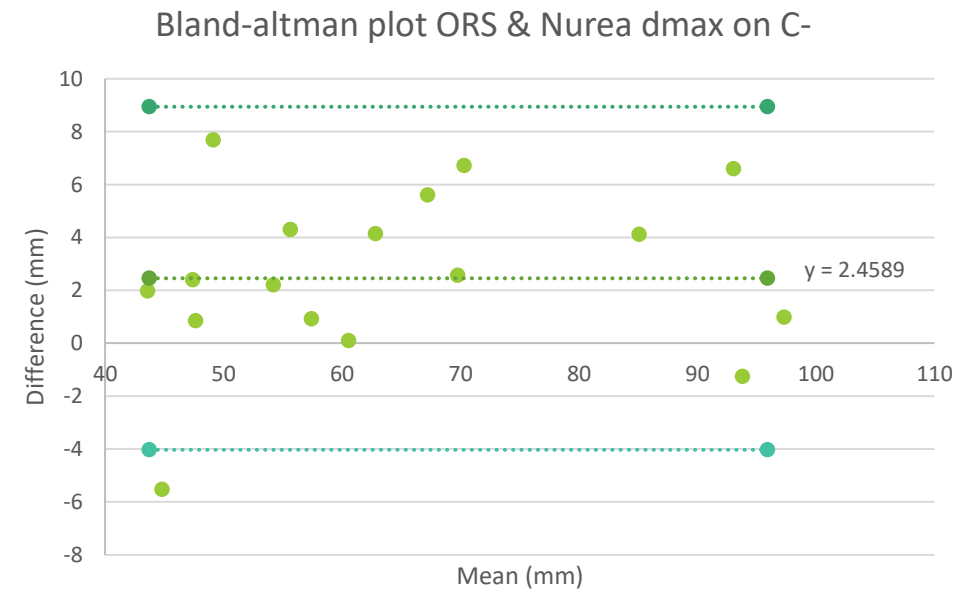
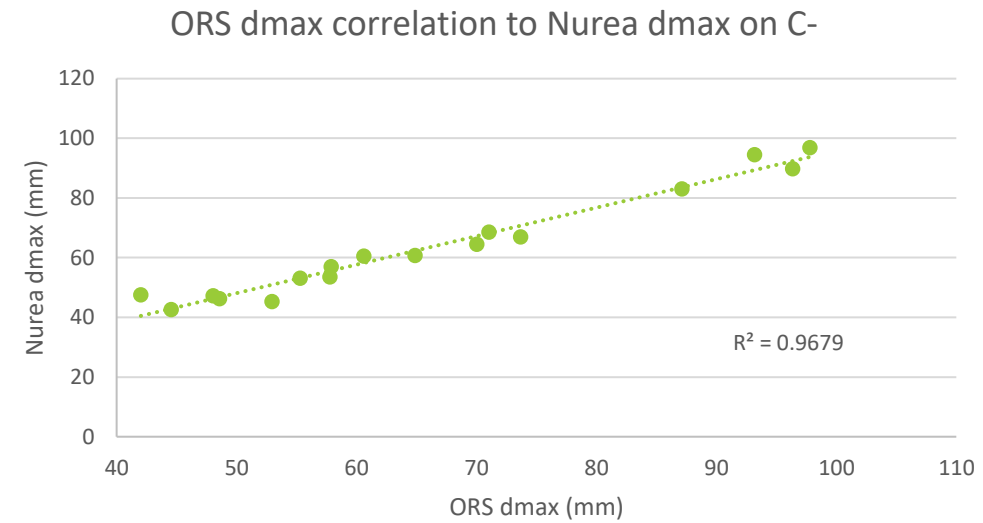
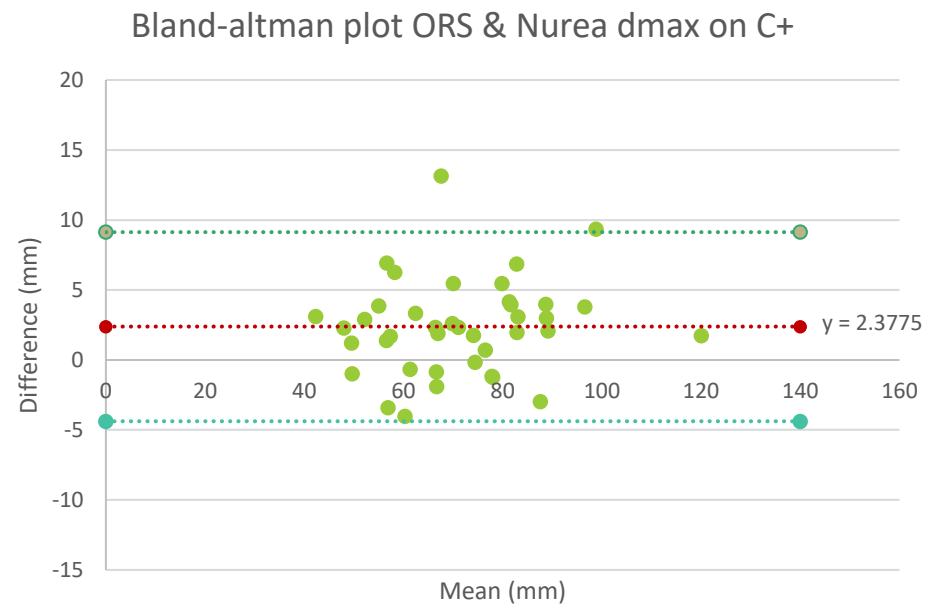
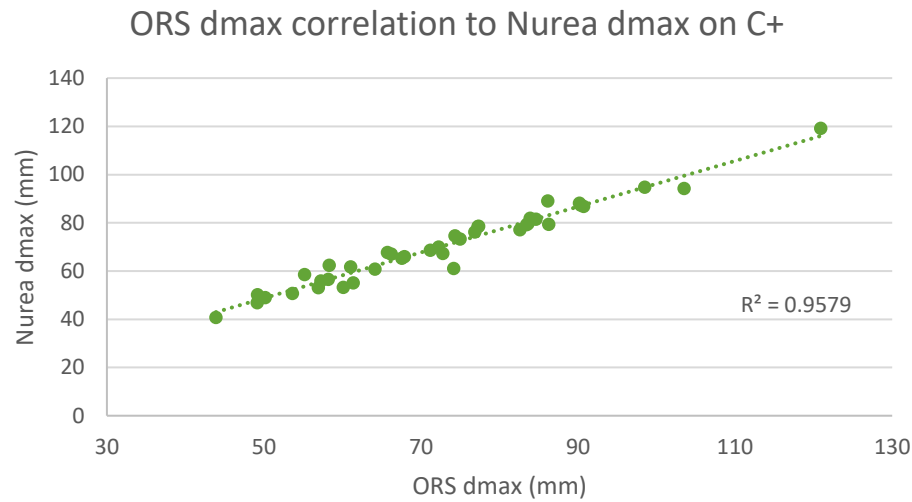


Figure 1. Corrélation entre Dmax ORS et Nurea pour les CT avec et sans contraste et Bland-Altman avec la moyenne des différences et les limites supérieur et inférieur à ± 2 écarts types

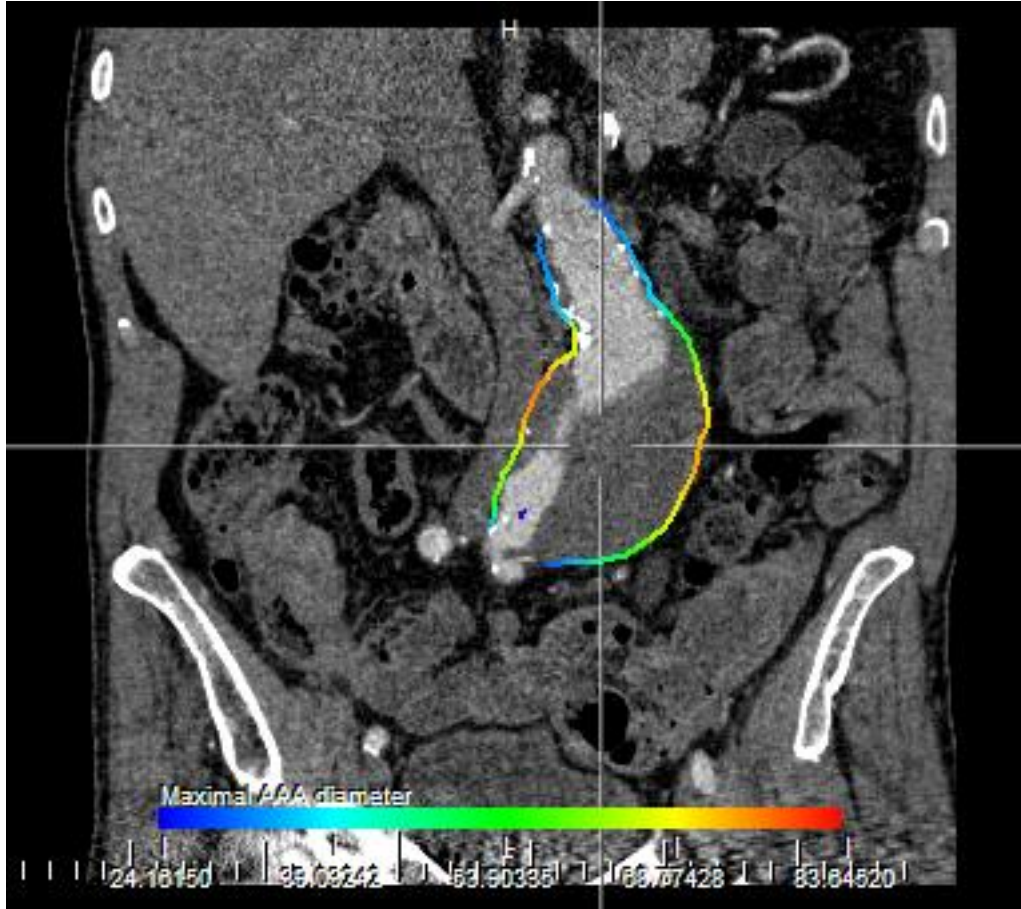


Figure 2. Exemple de segmentation semi-automatique par ORS

Max Diameters Coronal View

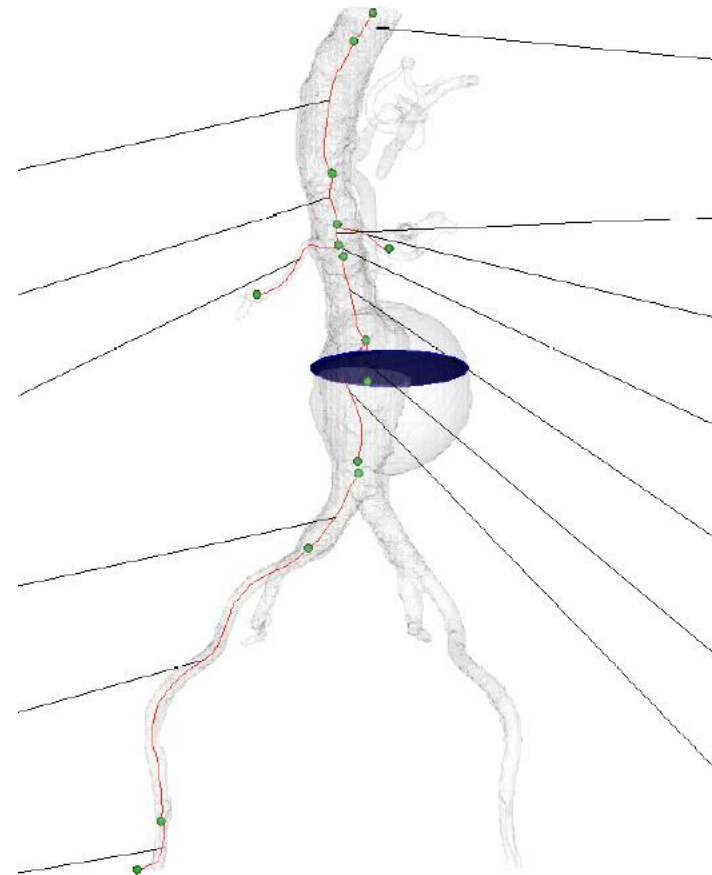


Figure 3. Exemple de segmentation automatique par Nurea

Discussion

Le logiciel A3Dmax est utilisé comme base de comparaison pour le logiciel automatique puisque sa performance a déjà été validée avec la segmentation manuelle par des radiologues experts sur CT avec ou sans contraste (voir Kauffman et al. 2010, 2011, 2012 et Morin-Roy et al. 2014)

- Différence absolue de Dmax 1.1 ± 0.9 mm n'excédant pas 5 mm
- Différence interobservateur sur volume anévrysmale < 6 mL
- Interclass correlation coefficient intra et interobservateur dans tous les cas ≥ 0.99

Le temps d'opération pour la méthode semiautomatique est significativement plus longue et dépend du degré d'expertise de l'utilisateur

Il semble avoir un biais ~ 2.4 mm sur le Dmax entre les 2 segmentations où les diamètres d'ORS sont supérieurs à ceux de Nurea peut importe la présence du contraste

Ce résultat est comparable avec l'étude de Caradu et al. avec une différence de 2.3 mm en moyenne (dév. std 2.1 mm) entre les Dmax de Nurea et la segmentation semiautomatique par un expert chirurgical vasculaire où les diamètres de Nurea sont supérieurs

Ces différences peuvent être reliées à la méthode de calcul du diamètre maximal

- Bien qu'ORS et Nurea calculent un Dmax orthogonal à la ligne centrale, celle d'ORS est définie manuellement par l'utilisateur au début de la segmentation tandis que celle de Nurea est extraite suivant la réalisation de la segmentation

Conclusion

Une méthode entièrement automatique de segmentation des AAAs est comparée à la performance d'un logiciel semiautomatique

Il y a un biais de 2.4 mm sur les mesures de Dmax où la méthode automatique sous-estime le diamètre maximal comparé à la méthode de validation semiautomatique tant sur des CT avec contraste que sans

Les métriques de chevauchement, volumiques et surfacielles sont à venir

La nouvelle méthode entièrement automatique est capable de produire une segmentation précise et reproductible des AAA rapidement peu importe la présence de contraste sur des CTs

Références

Nordon, I.M., et al., *Pathophysiology and epidemiology of abdominal aortic aneurysms*. Nature Reviews Cardiology, 2011. **8**(92-102): p. 1759-5010 (Electronic).

Chaikof, E.L., et al., *The care of patients with an abdominal aortic aneurysm: The Society for Vascular Surgery practice guidelines*. Journal of Vascular Surgery, 2009. **50**(4, Supplement): p. S2-S49.

Tang, A., et al., *Morphologic evaluation of ruptured and symptomatic abdominal aortic aneurysm by three-dimensional modeling*. Journal of Vascular Surgery, 2014. **59**(4): p. 894-902.

Joly, F., et al., *A Cohort Longitudinal Study Identifies Morphology and Hemodynamics Predictors of Abdominal Aortic Aneurysm Growth*. (1573-9686 (Electronic)).

Bley, T. and J. Roos, *Pre- and Post-aortic Endovascular Interventions: What a Radiologist Needs to Know. BTI - Diseases of the Chest, Breast, Heart and Vessels 2019-2022: Diagnostic and Interventional Imaging*.

Lederle, F.A., et al., *Variability in measurement of abdominal aortic aneurysms*. Journal of Vascular Surgery, 1995. **21**(6): p. 945-952.

López-Linares, K., et al., *Fully automatic detection and segmentation of abdominal aortic thrombus in post-operative CTA images using Deep Convolutional Neural Networks*. Medical Image Analysis, 2018. **46**: p. 202-214.

Joldes, G.R., et al., *BioPARR: A software system for estimating the rupture potential index for abdominal aortic aneurysms*. Scientific reports, 2017. **7**(1): p. 4641-4641.

Ullery, B.W., R.L. Hallett, and D. Fleischmann, *Epidemiology and contemporary management of abdominal aortic aneurysms*. Abdominal Radiology, 2018. **43**(5): p. 1032-1043.

Esterson, Y.B., et al., *Clues to vascular disorders at non-contrast CT of the chest, abdomen, and pelvis*. Abdominal Radiology, 2017. **42**(8): p. 2175-2187.

Caradu, C., et al., *Fully automatic volume segmentation of infra-renal abdominal aortic aneurysm CT images with deep learning approaches versus physician controlled manual segmentation*. Journal of Vascular Surgery, 2020.

Kauffmann, C., et al., *An hybrid CPU-GPU framework for quantitative follow-up of abdominal aortic aneurysm volume by CT angiography*. SPIE Medical Imaging. Vol. 7624. 2010: SPIE.

Kauffmann, C., et al., *Clinical validation of a software for quantitative follow-up of abdominal aortic aneurysm maximal diameter and growth by CT angiography*. European Journal of Radiology, 2011. **77**(3): p. 502-508.

Kauffmann, C., et al., *Measurements and detection of abdominal aortic aneurysm growth: Accuracy and reproducibility of a segmentation software*. European Journal of Radiology, 2012. **81**(8): p. 1688-1694.

Morin-Roy, F., et al., *Impact of contrast injection and stent-graft implantation on reproducibility of volume measurements in semiautomated segmentation of abdominal aortic aneurysm on computed tomography*. European Radiology, 2014. **24**(7): p. 1594-1601.

Chaikof, E.L., et al., *Reporting standards for endovascular aortic aneurysm repair*. Journal of Vascular Surgery, 2002. **35**(5): p. 1048-1060.

England, A., A. Niker, and C. Redmond, *Variability of vascular CT measurement techniques used in the assessment abdominal aortic aneurysms*. Radiography, 2010. **16**(3): p. 173-181.

Riahi, A., et al., *Clinical Validation of a Semi-Automated Software for Maximal Diameter Measurements for Endovascular Repair Follow-up*. Journal of Vascular and Interventional Radiology, 2019. **30**(4): p. 523-530