

Επεξεργασία ιατρικών εικόνων θυρεοειδούς και εντοπισμός όζων

Μιχάλης Σαβελώνας, Δημήτρης Μαρούλης, Δημήτρης Ιακωβίδης
Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, Τμήμα Πληροφορικής και
Τηλεπικοινωνιών

Περίληψη – Προτείνεται ένα πρωτότυπο μοντέλο ενεργού περιγράμματος, το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος Μεταβλητού Φόντου, με στόχο τον εντοπισμό θυρεοειδικών όζων σε υπερηχογραφικές ιατρικές εικόνες. Το προτεινόμενο μοντέλο βασίζεται στο μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές και είναι κατάλληλα τροποποιημένο ώστε να παρουσιάζει βελτιωμένη ακρίβεια εντοπισμού. Ειδικότερα, η ακρίβεια στην εκτίμηση του μέγεθους και του σχήματος των θυρεοειδικών όζων είναι σημαντική για τον μετέπειτα αξιόπιστο χαρακτηρισμό τους. Αξιολογήσαμε το μοντέλο μας με ποσοτικούς δείκτες και επιβεβαιώσαμε την βελτίωση στην ακρίβεια εντοπισμού σε σύγκριση με το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές.

1. Εισαγωγή

Οι θυρεοειδικοί όζοι είναι όγκοι που μεγαλώνουν εντός του θυρεοειδούς αδένου και μπορεί να αντιστοιχούν σε ποικίλλες διαφορετικές καταστάσεις συμπεριλαμβανομένου και του καρκίνου. Ο κίνδυνος να αναπτύξει κανείς ανιχνεύσιμο με την αφή θυρεοειδικό όζο κατά τη διάρκεια της ζωής του κυμαίνεται από 5 έως 10%. Με ευαίσθητες απεικονιστικές μελέτες έχει βρεθεί ότι περισσότερο από το ένα τρίτο των γυναικών έχουν τουλάχιστον έναν θυρεοειδικό όζο. Η συχνότητα εμφάνιση καρκίνου του θυρεοειδούς μεταξύ αυτών των περιπτώσεων είναι σχετικά μικρή αλλά όχι αμελητέα. Για παράδειγμα, γίνεται διάγνωση 12.000 περιπτώσεων καρκίνου του θυρεοειδούς ετησίως στις Ηνωμένες Πολιτείες (0,0004% του πληθυσμού). Μια χαμηλού κόστους μη παρεμβατική τεχνική απεικόνισης με ευρεία χρήση στην αποτίμηση του μεγέθους και του αριθμού των θυρεοειδικών όζων είναι η υπερηχογραφία. Η υπερηχογραφία δίνει τη δυνατότητα εντοπισμού και ενός πρώτου χαρακτηρισμού των θυρεοειδικών όζων. Αυτός ο χαρακτηρισμός καθοδηγεί τον ιατρό στο αν θα πρέπει να ακολουθήσει βιοψία βελόνης. Εναλλακτικά ο ιατρός μπορεί να αποφασίσει την επανάληψη της εξέτασης με στόχο την παρακολούθηση της αλλαγής

του μεγέθους των όζων. Αν το μέγεθος αυξάνεται με τον χρόνο είναι πιθανό να χρειαστεί τελικά επέμβαση [1].

Οι υπερηχογραφικές εικόνες που παράγονται από αυτήν την τεχνική περιέχουν διαταραχές στην ηχώ και θόρυβο κηλίδας ο οποίος ακολουθεί κατανομή Rayleigh και δεν μπορεί να μοντελοποιηθεί [2]. Η ανίχνευση θυρεοειδικών όζων σε τέτοιες εικόνες επιβάλλει να λάβουμε υπ' όψη μας τα χαρακτηριστικά θορύβου τους.

Οι πρώτες προσεγγίσεις μοντέλων ενεργού περιγράμματος χρησιμοποιούν τοπικό φιλτράρισμα με τελεστές ανίχνευσης ακμών. Αυτές οι προσεγγίσεις θεωρούνται ακατάλληλες για τις υπερηχογραφικές εικόνες αφού ο τελεστής που πρέπει να χρησιμοποιηθεί για την απάλειψη του θορύβου ενδέχεται να απαλείψει τις ακμές που αντιστοιχούν στα πραγματικά όρια του υπό αναζήτηση αντικειμένου. Αρκετές προσεγγίσεις αναπτύχθηκαν προς την κατεύθυνση της ενσωμάτωσης πληροφορίας από το σύνολο του εσωτερικού του περιγράμματος, αντί της τοπικής πληροφορίας στα όρια του αντικειμένου ([3], [4]). Ένα μοντέλο που ενσωματώνει όλες τις σχετικές εξελίξεις είναι το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές που προτάθηκε από τους Chan και Vesse [5]. Το μοντέλο παρουσίασε πολλά πλεονεκτήματα όπως το γεγονός ότι δεν απαιτεί προεπεξεργασία για την απάλειψη του θορύβου, τη δυνατότητά του να προσαρμόζεται σε τοπολογικές αλλαγές όπως η ένωση ή η διάσπαση περιγραμμάτων και κυρίως τη δυνατότητά του να εντοπίζει αντικείμενα που οριοθετούνται από ομαλά όρια. Ένας περιορισμός του είναι ότι προσεγγίζει μαθηματικά την εικόνα ως ένωση μονόχρωμων περιοχών. Μια τροποποίηση του μοντέλου που θα λάμβανε υπ' όψη την ανομοιογένεια της εικόνας θα μπορούσε να οδηγήσει σε πιο ακριβή εντοπισμό.

Σε αυτήν την εργασία προτείνουμε ένα πρωτότυπο μοντέλο ενεργού περιγράμματος που διαφοροποιεί το θεωρούμενο φόντο ώστε να μειωθεί η επίδραση της ανομοιογένειας. Το μοντέλο αποσκοπεί στη βελτίωση της ακρίβειας εντοπισμού. Εφαρμόζουμε το προτεινόμενο μοντέλο στον εντοπισμό θυρεοειδικών όζων σε υπερηχογραφικές εικόνες δεδομένου ότι δε συναντάται σχετική εφαρμογή στη βιβλιογραφία.

Στις επόμενες παραγράφους γίνεται μια σύντομη περιγραφή του μοντέλου Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές και του προτεινόμενου μοντέλου Ενεργού Περιγράμματος Μεταβλητού Φόντου. Παρατείνονται επίσης πειραματικά αποτελέσματα από την εφαρμογή των δύο μοντέλων σε πραγματικές υπερηχογραφικές εικόνες θυρεοειδούς και ακολουθούν κάποια συμπεράσματα με βάση αυτά τα αποτελέσματα.

2. Μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές

Το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές [5] περιγράφεται από ένα κριτήριο ελαχιστοποίησης:

$$\begin{aligned}
 F(c^+, c^-, C) = & \mu \cdot \text{Length}(C) \\
 & + \lambda^+ \int_{\text{inside}(C)} |u_0(x, y) - c^+|^2 \\
 & + \lambda^- \int_{\text{outside}(C)} |u_0(x, y) - c^-|^2
 \end{aligned} \tag{1}$$

όπου $u_0 : \Omega \rightarrow R$ η δοθείσα εικόνα, $C(s) : [0,1] \rightarrow R^2$ μια παραμετροποιημένη καμπύλη, c^+ και c^- οι άγνωστες σταθερές που αναπαριστούν τη μέση τιμή του u_0 εντός και εκτός της καμπύλης και οι παράμετροι $\mu > 0$ και $\lambda^+, \lambda^- > 0$ είναι συντελεστές βαρύτητας. Η ύπαρξη ελαχίστου για το παραπάνω πρόβλημα έχει αποδειχθεί στην [6]. Περισσότερες λεπτομέρειες για το μοντέλο περιέχονται στην [5].

3. Μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος Μεταβλητού Φόντου

Αν θεωρήσουμε τον όρο:

$$\Delta(x, y) = H(\phi(x, y) - a) - H(\phi(x, y)), \quad a > 0$$

όπου ϕ τέτοια ώστε [7]:

$$\begin{aligned}
 C &= \{(x, y) \in \Omega : \phi(x, y) = 0\}, \\
 \text{inside}(C) &= \{(x, y) \in \Omega : \phi(x, y) > 0\}, \\
 \text{outside}(C) &= \{(x, y) \in \Omega : \phi(x, y) < 0\}
 \end{aligned}$$

μπορεί να δειχθεί [8] ότι αντικαθιστώντας την εξίσωση (1) με:

$$\begin{aligned}
 F(c^+, c^-, \phi) = & \mu \int_{\Omega} \delta(\phi(x, y)) |\nabla \phi(x, y)| dx dy \\
 & + \lambda^+ \int_{\Omega} |u_0(x, y) - c^+|^2 H(\phi(x, y)) H(\phi_0(x, y)) dx dy \\
 & + \lambda^- \int_{\Omega} |u_0(x, y) - c^-|^2 (1 - H(\phi(x, y))) H(\phi_0(x, y)) \Delta(x, y) dx dy
 \end{aligned}$$

το μοντέλο θα αποκλείσει από τον όρο που αντιστοιχεί στο φόντο περιοχές με έντονη ανομοιογένεια. Η παραπάνω εξίσωση περιγράφει το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος Μεταβλητού Φόντου.

4. Αποτελέσματα

Πραγματοποιήσαμε υπερηχογραφικές εξετάσεις θυρεοειδούς σε 24 ασθενείς χρησιμοποιώντας ένα ψηφιακό υπερηχογραφικό σύστημα HDI 3000 ATL με γραμμική κεφαλή 5-12 MHz. Η ανακτηθείσες ψηφιακές εικόνες έχουν ανάλυση 256×256 pixels με 256 αποχρώσεις του γκριζου.

Εφαρμόσαμε το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος χωρίς ακμές και το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος Μεταβλητού Φόντου για τον εντοπισμό θυρεοειδικών όζων στις ανακτηθείσες υπερηχογραφικές εικόνες. Τα μοντέλα υλοποιήθηκαν σε περιβάλλον Microsoft Visual C++.

Ειδικευμένος ακτινολόγος διαγράμμισε τους θυρεοειδικούς όζους ώστε οι διαγραμμίσεις να συγκριθούν με τα μοντέλα ενεργού περιγράμματος. Σαν κριτήριο ομοιότητας ανάμεσα στις διαγραμμίσεις χρησιμοποιούμε την τιμή επικάλυψης:

$$i = \frac{A \cap B}{A \cup B}$$

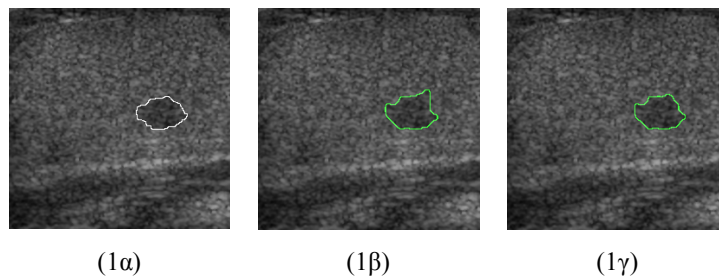
με A την περιοχή εντός της διαγράμμισης του μοντέλου και B την περιοχή εντός της διαγράμμισης του ειδικού. Για τέλεια επικάλυψη αναμένεται το i να είναι ίσο με 1.

Στον πίνακα 1 απεικονίζεται η μέση τιμή επικάλυψης που επιτεύχθηκε από τα δύο μοντέλα. Το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές πέτυχε $i=0,86\pm 0,04$ ενώ το προτεινόμενο μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος Μεταβλητού Φόντου πέτυχε $i=0,94\pm 0,01$.

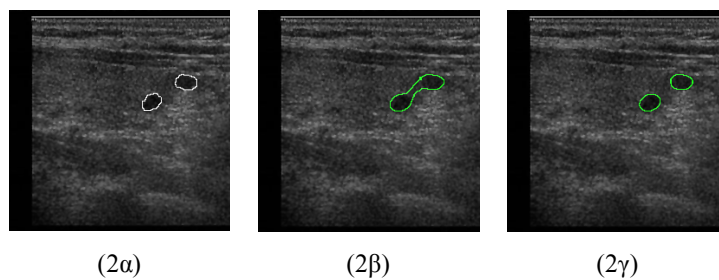
	Ενεργό Περίγραμμα Χωρίς Ακμές	Ενεργό Περίγραμμα Μεταβλητού Φόντου
Μέση Τιμή i	0,86	0,94
Τυπική Απόκλιση i	0,04	0,01

Πίνακας 1

Ενδεικτικά αποτελέσματα για δύο θυρεοειδικές υπερηχογραφικές εικόνες απεικονίζονται στις εικόνες 1 και 2 για περιπτώσεις ενός και δύο όζων αντίστοιχα. Παρατηρούμε ότι και τα δύο μοντέλα έχουν ανιχνεύσει τους όζους. Οι διαγραμμίσεις όμως που πέτυχε το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος Μεταβλητού Φόντου (1γ, 2γ) είναι πιο κοντά στις διαγραμμίσεις του ιατρού (1α,2α) από τις αντίστοιχες διαγραμμίσεις του μοντέλου Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές (1β,2β). Επιπλέον, στην περίπτωση των δύο όζων, το προτεινόμενο μοντέλο κατάφερε να παράγει χωριστά περιγράμματα (1γ) ενώ το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές απέτυχε (2β).



Εικόνα 1. Παράδειγμα διαγράμμισης ενός όζου: α) Διαγράμμιση του ιατρού, β) Διαγράμμιση του μοντέλου Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές, γ) Διαγράμμιση του μοντέλου Ενεργού Περιγράμματος Μεταβλητού Φόντου



Εικόνα 2. Παράδειγμα διαγράμμισης δύο όζων: α) Διαγράμμιση του ιατρού, β) Διαγράμμιση του μοντέλου Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές, γ) Διαγράμμιση του μοντέλου Ενεργού Περιγράμματος Μεταβλητού Φόντου

5. Συμπεράσματα

Προτείνουμε το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος Μεταβλητού φόντου και το εφαρμόσαμε για τον εντοπισμό θυρεοειδικών όζων σε υπερηχογραφικές εικόνες. Σε αυτό το μοντέλο ο όρος που αντιστοιχεί στο φόντο μεταβάλλεται με τρόπο που μειώνει την επίδραση της ανομοιογένειας. Τα αποτελέσματα της πειραματικής μελέτης οδηγούν στα ακόλουθα συμπεράσματα:

- 1) Το προτεινόμενο μοντέλο μπορεί να εφαρμοσθεί χωρίς προεπεξεργασία στην εικόνα γιατί είναι ανεξάρτητο από ακμές.
- 2) Είναι ικανό να ανιχνεύσει δύο οι περισσότερους όζους χάρη στη δυνατότητά του για τοπολογικές αλλαγές όπως πχ η διάσπαση του περιγράμματος.
- 3) Παρέχει βελτιωμένη ακρίβεια συγκρινόμενο με το μοντέλο Ενεργού Περιγράμματος χωρίς Ακμές. Ειδικότερα η βελτίωση στην ακρίβεια του περιγράμματος είναι σημαντική εξαιτίας του γεγονότος ότι το μέγεθος και το σχήμα των όζων είναι παράγοντες που αξιολογούνται από τον ιατρό κατά τον χαρακτηρισμό των όζων [9].

6. Ευχαριστίες

Η εργασία πραγματοποιήθηκε στο πλαίσιο του προγράμματος «Πυθαγόρας», συγχρηματοδοτούμενο από την Ευρωπαϊκή Ένωση και το Υπουργείο Εθνικής Παιδείας και Θρησκευμάτων. Χρηματοδοτήθηκε μερικώς από τον Ειδικό Λογαριασμό Κονδυλίων Έρευνας (ΕΛΚΕ) του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών.

7. Αναφορές

- [1]. S. Feld et al, "AACE Clinical Practice Guidelines for the Diagnosis and Management of Thyroid Nodules, *Endocrine Practice*, vol. 2, pp. 78-84, January/February 1996.
- [2]. S.V.B. Jardim, M.A.T. Figueiredo, "Automatic Contour Estimation In Fetal Ultrasound Images", *Proc. ICIP'03*, pp. -, 2003.
- [3]. S.C. Zhu, A.L. Yuille, "Region competition: Unifying Snakes, Region Growing, and Bayes/MDL for Multi-Band Image Segmentation", *IEEE Trans. On Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 18, no.9, pp. 884-900, September 1996.

- [4]. N. Paragios, R. Deriche, “Geodesic Active Contours for Supervised Texture Segmentation”, *proc. Computer Vision and Pattern Recognition 1999*, pp. 2422-2427, 1999.
- [5]. T.F. Chan, L.A. Vese, “Active Contours Without Edges”, *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 7, pp. 266-277, February 2001.
- [6]. D. Mumford, J. Shah, “Optimal Approximation by Piecewise Smooth Functions and Associated Variational Problems”, *Commun. Pure Appl. Math.*, vol. 42, pp. 577-685, 1989.
- [7]. S. Osher, J. Sethian, “Fronts Propagating with Curvature- Dependent Speed: Algorithms Based on the Hamilton-Jacobi Formulations”, *Journal Of Computational Physics*, vol. 79, pp. 12-49, 1988.
- [8]. M.Savelonas, D. Maroulis, D. Iakovidis, S. Karkanis, N. Dimitropoulos, “A Variable Background Active Contour Model for Automatic Detection of Thyroid Nodules in Ultrasound Images”, *Proc. ICIP'05*, (προς δημοσίευση)
- [9]. E. Papini et al, “Risk of Malignancy in Nonpalpable Thyroid Nodules: Predictive Value of Ultrasound and Color-Doppler Features”, *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, vol. 87(5), pp. 1941-1946, 2002.