

University of Cyprus
Biomedical Imaging & Applied Optics

Κεφάλαιο 10

Κατάτμηση Εικόνας (Image Segmentation)

Κατάτμηση Εικόνας (Image Segmentation)

- Διαχωρισμός της εικόνας σε περιοχές
 - Πολύ δύσκολο πρόβλημα
 - Έλεγχος του περιβάλλοντος ή των αισθητήρων
- Κατάτμηση με βάση
 - Ασυνέχεια (discontinuity)
 - Ομοιότητες (similarities)

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory

Εντοπισμός Ασυνέχειας (Detection of Discontinuities)

- Εντοπισμός σημείων (Point detection)
 - Μάσκα (παρόμοια με Laplacian)

$$R = \sum_{i=1}^9 w_i z_i$$

$$|R| \geq T$$

$$\begin{bmatrix} w_1 & w_2 & w_3 \\ w_4 & w_5 & w_6 \\ w_7 & w_8 & w_9 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- Τι γίνεται όταν εφαρμοσθεί σε ομοιόμορφη εικόνα;

T=90%

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory

Εντοπισμός Ασυνέχειας (Detection of Discontinuities)

- Εντοπισμός Γραμμής
 - Μάσκα
 - Ανάλογη του πάχους και της κατεύθυνσης της γραμμής
 - Ένα στοιχείο ανήκει σε γραμμή όταν

$$R = \sum_{i=1}^9 w_i z_i$$

$$|R_i| > |R_j| \text{ for all } i \neq j$$

- Μπορούμε να βρούμε όλα τα σημεία που ανήκουν σε μια γραμμή με κατωφλίωση

Horizontal +45° Vertical -45°

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory

Εντοπισμός Ασυνέχειας (Detection of Discontinuities)

- Εντοπισμός Ακμής (Edge detection)
 - Ακμή → αλλαγή στην τιμή του γκρίζου
 - Αντιστροφή ανάλογη στο βαθμό αμβλυνσης
- Παράγωγοι
 - Πρώτη
 - Εικονοστοιχείο σε κλίση
 - Δεύτερη
 - Κοιλότητα πάνω ή κάτω
 - Δύο σημείο για κάθε ακμή (πρόβλημα)
 - Το σημείο όπου η γραμμή μεταξύ τους τέμνει το 0 είναι το κέντρο μια ακμής

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory

Εντοπισμός Ασυνέχειας (Detection of Discontinuities)

- Παράγωγοι
 - Πολύ ευαίσθητες στο θόρυβο
 - Σημαντικός ο SNR και φίλτρα μείωσης θορύβου

μ=0, σ=0, 0.1, 1.0, 10.0

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory

Εντοπισμός Ασυνέχειας (Detection of Discontinuities)

- Τελεστές κλήσης (Gradient operators)**
 - Κλίση
$$\nabla f = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix}$$
 - Μέτρο (Magnitude)
$$|\nabla f| = \text{mag}(\nabla f) = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} = \left[\frac{\partial f^2}{\partial x} + \frac{\partial f^2}{\partial y} \right]^{1/2} = |G_x| + |G_y|$$
 - Κατεύθυνση (Direction)
$$\alpha(x, y) = \tan^{-1} \left(\frac{G_y}{G_x} \right)$$
- Τελεστές Roberts cross-gradient
 - Δύσκολοι στην εφαρμογή (2x2)
 - $\nabla f = |f_x - f_x| + |f_y - f_y|$
- Τελεστές Prewitt
 - Απλούστεροι στην εφαρμογή από Sobel
 - $\nabla f = |f_x + 2f_x + f_x| - |f_x - 2f_x - f_x| + |f_y + 2f_y + f_y| - |f_y - 2f_y - f_y|$
- Τελεστές Sobel
 - Καλύτερη καταστολή θορύβου
 - $\nabla f = |f_x + 2f_x + f_x| - |f_x - 2f_x - f_x| + |f_y + 2f_y + f_y| - |f_y - 2f_y - f_y|$

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory

Εντοπισμός Ασυνέχειας (Detection of Discontinuities)

- Παράδειγμα**
 - Αρχική εικόνα
 - Εικόνα μετά από άμβλυση με φίλτρο 5x5 μέσου όρου
 - Διαγώνιες κλήσεις

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory

Εντοπισμός Ασυνέχειας (Detection of Discontinuities)

- Δεύτερη παράγωγος – Laplacian**

$$\nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}$$

$$\nabla^2 f = 4f_0 - (f_1 + f_3 + f_5 + f_7)$$

$$\nabla^2 f = 8f_0 - (f_1 + f_3 + f_5 + f_7 + f_9 + f_{11} + f_{13} + f_{15})$$
- Προβλήματα
 - Δημιουργεί όπτικές γραμμές
 - Πολύ ευαίσθητο στο θόρυβο
- Χρήσεις
 - Σημείο όπου η γραμμή μεταξύ τους τέμνει το 0 → κέντρο μια ακμής
 - Εκκονοστοιχείο στην ανοιχτόχρωμη ή σκιάρα πλευρά της κλήσης
- Laplacian of Gaussian (LoG)**
 - Φίλτρο για το θόρυβο και Laplacian για τις ακμές
 - $h(r) = -e^{-\frac{r^2}{2\sigma^2}}$
 - $\nabla^2 h(r) = -\left[\frac{r^2 - \sigma^2}{\sigma^4} \right] e^{-\frac{r^2}{2\sigma^2}}$
 - Συνήθως ξεχωριστά (ταχύτητα και ευελιξία)
 - Τομή 0 → δύσκολο πρόβλημα
 - Λεπτή γραμμή αλλά βρόγχοι ("φαινόμενο σπαγγέτι")

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory

Εντοπισμός Ασυνέχειας (Detection of Discontinuities)

- Παράδειγμα**
 - Laplacian of Gaussian (LoG)**
 - Συνήθως ξεχωριστά (ταχύτητα και ευελιξία)
 - Τομή 0 → δύσκολο πρόβλημα
 - Λεπτή γραμμή αλλά βρόγχοι ("φαινόμενο σπαγγέτι")

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory

Κατωφλίωση (Thresholding)

- Κατωφλίωση**

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x, y) > T \\ 0 & \text{if } f(x, y) \leq T \end{cases}$$

$$T = T[f(x, y), p(x, y), x, y]$$
- T βασίζεται σε
 - τιμές γκριζού → καθολική (global) κατωφλίωση
 - τιμές γκριζού και περιοχή γύρω από το εικονοστοιχείο → τοπική (local) κατωφλίωση
 - τιμές γκριζού, περιοχή γύρω από το εικονοστοιχείο και συντεταγμένες εικονοστοιχείου → δυναμική (dynamic) ή αναπροσαρμοστική (adaptive) κατωφλίωση
- Φωτισμός
 - Σημαντικός ρόλος
 - Ανομοιομορφίες = πρόβλημα
 - Κανονικοποίηση (normalization)
 - Διάρθρωση με εικόνα από γνωστό ομοιόμορφο αντικείμενο

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory

Κατωφλίωση (Thresholding)

- Καθολική (global) κατωφλίωση**
 - Αρχική τιμή T
 - Δύο σύνολα εικονοστοιχείων (G_1 και G_2 για τιμές $>T$ και $\leq T$)
 - Μέσος όρος για κάθε σύνολο (μ_1 και μ_2)
 - Καινούργιο κατώφλι
$$T = \frac{1}{2}(\mu_1 + \mu_2)$$
 - Συνεχίζουμε επαναληπτικά μέχρι το T να αλλάξει λιγότερο από κάποιο όριο
- Αρχική τιμή
 - Μέσος όρος αν αντικείμενα και φόντο έχουν παρόμοιο εμβασμόν
 - Ευδιάμεση τιμή μεταξύ μέγιστου και ελάχιστου όταν τα αντικείμενα ή το φόντο είναι μικρά

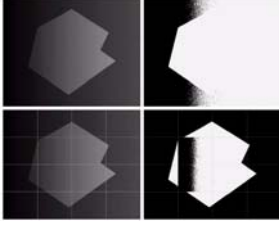
Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory

2



Κατωφλίωση (Thresholding)

- Αναπροσαρμοστική (adaptive) κατωφλίωση
 - Π.χ. ανομοιομορφος φωτισμός
 - Διαχωρισμός της εικόνας έτσι ώστε ο φωτισμός να είναι τοπικά ομοιόμορφος
 - Κατωφλίωση
 - Τμήματα με μεγάλη σ → επαναληπτική κατωφλίωση για κάθε τμήμα, με T_0 την ενδιάμεση τιμή
 - Τμήματα με μικρή σ → κατωφλίωση όλων μαζί σαν μια σύνθετη εικόνα με επαναληπτική κατωφλίωση
 - Μικρότερα κομμάτια → καλύτερα αποτελέσματα

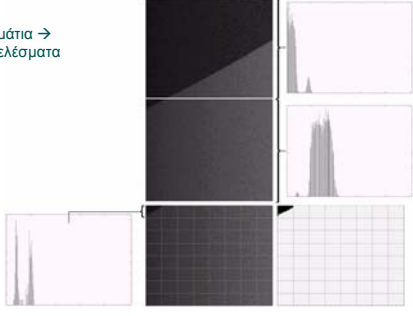


Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory



Κατωφλίωση (Thresholding)

- Αναπροσαρμοστική (adaptive) κατωφλίωση
 - Μικρότερα κομμάτια → καλύτερα αποτελέσματα



Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory



Κατωφλίωση (Thresholding)

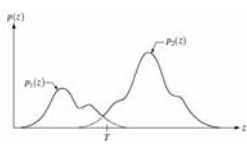
- Βέλτιστη καθολική (optimal global) και αναπροσαρμοστική (adaptive) κατωφλίωση
 - Συνάρτηση κατανομής πιθανότητας (probability density function) αντικειμένου $p_1(z)$ και φόντου $p_2(z)$

$$p(z) = P_1 p_1(z) + P_2 p_2(z)$$

$$P_1 + P_2 = 1$$
 - P_1 = πιθανότητα ένα εικονοστοιχείο ανήκει στο αντικείμενο
 - P_2 = πιθανότητα ένα εικονοστοιχείο ανήκει στο φόντο
 - Σφάλμα κατωφλίωσης
 - Πιθανότητα να κατηγοριοποιηθεί λάθος ένα εικονοστοιχείο
$$E_1(T) = \int_{-\infty}^T p_1(z) dz$$

$$E_2(T) = \int_T^{\infty} p_2(z) dz$$

$$E(T) = P_1 E_1(T) + P_2 E_2(T)$$
 - Σημειώστε την θέση των δεκτών 1 και 2
 - Βρίσκουμε το T με το ελάχιστο σφάλμα
 - Το T είναι στο σημείο τομής των καμπύλων μόνο όταν $P_1 = P_2$



Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory



Κατωφλίωση (Thresholding)

- Λύση
 - Γκαουσιανή κατανομή πιθανότητας
 - Μπορεί να έχει δύο λύσεις
 - Αν η σ είναι ίση μια λύση (πιο κάτω)
 - Ειδικές περιπτώσεις: $\sigma=0$, $P_1=P_2$

$$E(T) = P_1 E_1(T) + P_2 E_2(T) = 0$$

$$P_1 E_1(T) = P_2 E_2(T)$$

$$P_1(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_1} e^{-\frac{(z-\mu_1)^2}{2\sigma_1^2}}$$

$$P_2(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_2} e^{-\frac{(z-\mu_2)^2}{2\sigma_2^2}}$$

$$AT^2 + BT + C = 0$$

$$A = \sigma_1^2 - \sigma_2^2$$

$$B = 2(\mu_1\sigma_1^2 - \mu_2\sigma_1^2)$$

$$C = \sigma_1^2\mu_1^2 - \sigma_2^2\mu_2^2 + 2\sigma_1^2\sigma_2^2 \ln\left(\frac{\sigma_2 P_1}{\sigma_1 P_2}\right)$$

$$\sigma_1^2 = \sigma_2^2 = \sigma^2$$

$$T = \frac{\mu_1 + \mu_2}{2} + \frac{\sigma^2}{\mu_1 - \mu_2} \ln\left(\frac{P_1}{P_2}\right)$$

- Αν η κατανομή δεν είναι γνωστή μπορεί να υπολογιστεί από το ιστόγραμμα

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory



Κατωφλίωση (Thresholding)

Biomedical Imaging and Applied Optics Laboratory