

*Ιατρική εικόνα στο
υπέρυθρο
Θερμογραφία*

Γεωργία Κούκιου

Τμήμα Φυσικής, Εργαστήριο Ηλεκτρονικής, Πανεπιστημίου Πατρών

Email: gkoukiou@upatras.gr

Εξελίξεις στην Ιατρική Υπέρυθρη Εικόνα

Τις τελευταίες δεκαετίες έχει γίνει μεγάλη πρόοδος στην τεχνολογία της υπέρυθρης εικόνας και την εφαρμογή της στην ιατρική. Οι κυριότεροι λόγοι είναι είναι:

- Τυποποίηση και ποσοτικοποίηση των κλινικών δεδομένων
- Καλύτερη κατανόηση της φυσιολογίας των θερμικών υπογραφών
- Ευρύτερη παρουσίαση θεμάτων επεξεργασίας υπέρυθρης ιατρικής εικόνας σε συνέδρια και περιοδικά
- Χαρακτηρισμός των θερμικών υπογραφών με τη βοήθεια διαδραστικών βάσεων δεδομένων στο διαδίκτυο
- Εκπαίδευση σε απόκτηση και εξήγησή της

Εφαρμογές της υπέρυθρης στην Ιατρική

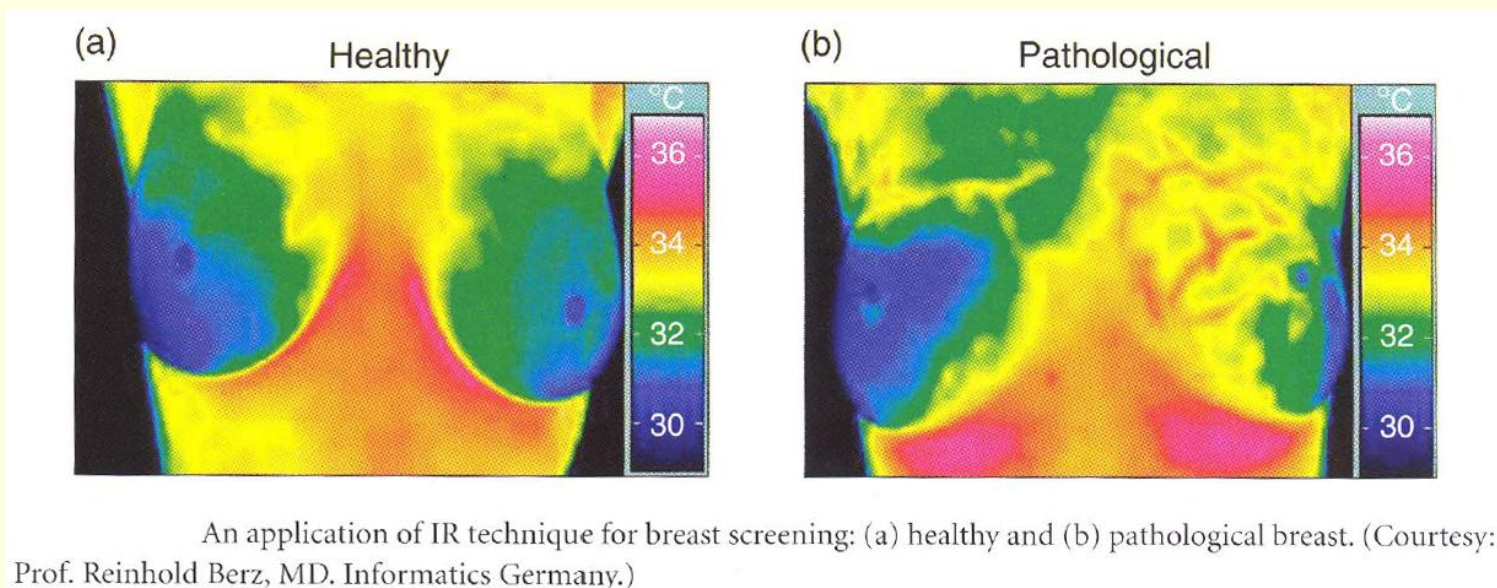
- Ογκολογία (Στήθος, δέρμα)
- Πόνος
- Αθρίτις
- Νευρολογία
- Βιωσιμότητα ιστών (καύσιμο)
- Παρακολούθηση δράσης φαρμάκων
- Θυροειδής
- Φλέβες
- Αθλήματα

Οι πρώιμες κάμερες υπέρυθρου είχαν πολύ λίγα pixels και απαιτούσαν ψύξη του συστήματος (είχαν πολύ θερμικό θόρυβο), οι κάμερες ήταν βαριές με πολύ κατανάλωση και πολύ ακριβές.

Σήμερα μία θερμική κάμερα με 1000x1000 pixels κοστίζει λιγότερο από 10.000 δολάρια.

Μέθοδοι απόκτηση Ιατρικής εικόνας

- Στατική
- Δυναμική (Video)
- Active
- Τηλεθερμογραφία



Η χρήση της θερμικής εικόνας στην Ιατρική Διεθνώς

- ΗΠΑ και Καναδάς. Σημαντικά κέντρα έρευνας, το εθνικό ινστιτούτο για την Υγεία, το John Hopkins University, University of Houston, University of Texas. Στο John Hopkins γίνεται έρευνα με Θερμική παρακολούθηση της αγγειογένεσης από τα καρκινικά κύτταρα. Στο Houston γίνεται έρευνα με τη θερμική καταγραφή του προσώπου, για τον έλεγχο ψεύδους, αγωνίας και φόβου.
- Ιαπωνία. Περισσότερα από 1500 Νοσοκομεία και Κλινικές κάνουν χρήση της υπέρυθρης εικόνας. Σε περιοχές όπως, ο καρκίνος του στήθους, η δερματολογία, νευρολογία κλπ.
- Κορέα. Χρησιμοποιεί την υπέρυθρη από το 1990 στα Νοσοκομεία. Έχουν εγκατασταθεί περισσότερα από 450 συστήματα υπέρυθρης ανίχνευσης σε εφαρμογές όπως, η νευρολογία, ο πόνος και η χειρουργική.
- Μεγάλη Βρετανία. Υπάρχουν ειδικά κέντρα υπέρυθρης απεικόνισης σε όλα τα πεδία. Έχουν εστιάσει στη θερμική φυσιολογία και την εφαρμογή της στα αθλήματα.
- Γερμανία. Εφαρμόζουν την υπέρυθρη απεικόνιση σε όλα τα πεδία της Ιατρικής. Στην Λειψία χρησιμοποιείται η υπέρυθρη απεικόνιση σε εγχειρίσεις ανοιχτής καρδιάς.

Υπέρυθρη απεικόνιση του καρκίνου του στήθους

- Κάθε χρόνο στις ΗΠΑ νοσούν 200.000 γυναίκες και 45.000 από αυτές πεθαίνουν. Το συνολικό κόστος περίθαλψης είναι 18 δις δολάρια. Το κόστος έγκαιρης πρόγνωσης είναι 30 φορές μικρότερο από την καθυστερημένη ανίχνευση.
- Η θερμική απεικόνιση καλύπτει τις απαιτήσεις που έχουν τεθεί για έγκαιρη πρόγνωση όταν ο καρκίνος είναι ακόμα από 1.000 έως 10.000 κύτταρα.
- Τα χαρακτηριστικά της θερμικής απεικόνισης για έγκαιρη πρόγνωση καρκίνου του στήθους είναι:
 - ανιχνεύει πολύ μικρούς καρκίνους,
 - είναι διαθέσιμο σε όλο τον πληθυσμό,
 - έχει υψηλή ευαισθησία,
 - είναι φθηνό,
 - δεν είναι επεμβατικό,
 - είναι εύκολα εκπαιδεύσιμοι οι ιατροί και οι νοσοκόμοι στην τεχνολογία αυτή.

Η τεχνολογία των αισθητήρων IR στην Ιατρική

- Η επιτροπή για τον προσδιορισμό της καταλληλότητας των συστημάτων IR καθόρισε ότι αυτά είναι κατάλληλα εφόσον ανιχνεύουν την αγγειογένεση που είναι δείκτης καρκίνου. Τα σύγχρονα IR συστήματα το κάνουν.
- Επίσης, η επιτροπή θεώρησε ότι τα νέα συστήματα του στρατού για νυχτερινή όραση, τα οποία δεν έχουν ψυκτικό μηχανισμό, είναι φθηνά και κατάλληλα για την ιατρική. Ζήτησε να δοθούν από το στρατό και οι αλγόριθμοι επεξεργασίας που χρησιμοποιούνται εκεί. Πολύ χρήσιμοι ήταν οι αλγόριθμοι Automatic Target Recognition και Frame-to-Frame Change Detection.
- Τα συστήματα υπερύθρου για ιατρική χρήση χρησιμοποιούνται πλέον και σε άλλες περιοχές όπως τα Πανεπιστήμια, τη Βιομηχανία και την Αστυνομία.

Οδηγός συστημάτων IR για την Ιατρική

- Οι τιμές των συστημάτων είναι κάτω από 10.000 δολάρια.
- Περιλαμβάνουν τα Imaging Electronics, Ψηφιοποίηση, Λογισμικό Διαχείρισης της εικόνας και Λογισμικό Ανίχνευσης.
- Κυρίως για τον καρκίνο του στήθους χρησιμοποιούνται δύο format αποθήκευσης, uncalibrated still pictures και uncalibrated video (raw data).
- Το κάθε ένα κέντρο που έχει συστηματικές βάσεις IR ιατρικών εικόνων, μπορεί να φτιάξει το δικό του format και να τις διαθέσει. Παρότι τα περισσότερα κέντρα έχουν το ίδιο format.
- Δεν είναι προφανής η ανάγκη για IR video για έρευνα στον καρκίνο του στήθους. Παρότι το IR video δοκιμάζεται σε πολλές ιατρικές εφαρμογές για την μελέτη δυναμικών φαινομένων.

Δυναμική περιοχή-Ανάλυση και ευαισθησία

- Η δυναμική περιοχή της κάμερας καθορίζει τη δυνατότητά της να διακρίνει μικρές διαφορές θερμοκρασίας, όταν στη σκηνή είναι παρούσες μεγάλες διαφορές θερμοκρασίας.
- Για την Ιατρική σήμερα επιλέξτε 12 bits/pixel ή και περισσότερα.
- Ταυτόχρονα φροντίστε στην περιοχή που βρίσκεται το αντικείμενο που σας ενδιαφέρει, να μην υπάρχουν πολύ θερμότερα ή πολύ ψυχρότερα αντικείμενα, ώστε η κάμερα να αξιοποιεί τη δυναμική της περιοχή στις θερμοκρασίες του αντικειμένου.
- Μεγάλες θερμοκρασιακές διαφορές «πιέζουν» τα κυκλώματα σχηματισμού της εικόνας, με αποτέλεσμα τη δημιουργία artifacts.
- Μέτρια ευαισθησία είναι το δέκατο του βαθμού Celsius. Καλή ευαισθησία για θερμική ιατρική εικόνα είναι 4 φορές μικρότερη 0.025°C (Θα καταγράψει την αγγειογέννεση).
- Το resolution είναι καλό να είναι ίσο ή μεγαλύτερο από το 640×480 . Στην ανάλυση αυτή μπορούμε να δούμε χωρικά χαρακτηριστικά, μικρά όσο το $1/32$ της inch (περίπου 0.8 mm).

Χρησιμοποιούμενες Φασματικές Περιοχές

- MWIR 3-5 μm . Πετυχαίνουν μεγαλύτερο resolution. Μερικές φορές θέλει ψύξη το ηλεκτρονικό τους σύστημα. Φως από γειτονικές πηγές μπορεί να δημιουργήσει πρόβλημα.
- LWIR 8-12 μm . Καταγράφουν την εκπομπή του ανθρώπινου σώματος ως μέλαν σώμα.
- Γίνεται προσπάθεια να καταγράφονται και οι δύο περιοχές ταυτόχρονα από ξεχωριστές κάμερες. Η τεχνολογία αυτή χρησιμοποιείται κυρίως στο στρατό.

Ιστορική αναδρομή

- ❖ Η κλίμακα του Celsius εισήχθη το 17^ο αιώνα αλλά ήταν ο Δανός Βιολόγος Linnaeus το 1750 που πρότεινε το μηδέν στο λιώσιμο του πάγου και το 100 στην εξάτμιση του νερού.
- ❖ Το πρώτο θερμόμετρο για κλινικές μετρήσεις, όπως το γνωρίζουμε σήμερα, έγινε το 1868 από τον Carl Wunderlich (καλύπτει θερμοκρασίες από 35-40° C).
- ❖ Το σημαντικό με την ανθρώπινη θερμοκρασία είναι ότι οι άνθρωποι είναι ομόθερμοι. Διατηρούν δηλαδή την ίδια θερμοκρασία σε διαφορετικά περιβάλλοντα. Μικρές αλλαγές θερμοκρασίας δείχνει ότι υπάρχει δυσλειτουργία και μπορεί να προκαλέσουν αλλαγή των χημικών διαδικασιών στο σώμα.
- ❖ ΟΜΩΣ η υπέρυθη ακτινοβολία ανακαλύφθηκε το 1800 από τον William Herschel.
- ❖ Το 1940 δημιουργήθηκαν οι πρώτοι ηλεκτρονικοί αισθητήρες για υπέρυθη ακτινοβολία κατά την διάρκεια του Β' Παγκοσμίου πολέμου για να το χρησιμοποιούν οι ελεύθεροι σκοπευτές (snipers). Τέτοιες συσκευές δόθηκαν στους στρατιώτες στον Ειρηνικό το 1945.
- ❖ Η στρατιωτική τεχνολογία στο IR δόθηκε για χρήση στην Ιατρική σταδιακά από το 1945 ως το 1970 (τέλος του πολέμου στο Βιετνάμ).

Λόγοι για την χρήση *IR Instruments*

- ❖ Η θερμοκρασία λειτουργίας είναι το κλειδί για την σωστή συμπεριφορά μιας συσκευής σε βιομηχανικό περιβάλλον, και η παράμετρος που χρησιμοποιείται περισσότερο για επιτήρηση και έλεγχο των διαδικασιών και των υλικών.
- ❖ Η ροή θερμότητας μέσω των δομών των υλικών είναι ο πιο αξιόπιστος δείκτης της ακεραιότητας τους ή της μόνωσης που προσφέρουν.
- ❖ Τα όργανα καταγραφής της θερμικής συμπεριφοράς **χωρίς επαφή**, παρά το κόστος τους, έχουν πολλά πλεονεκτήματα, είναι αξιόπιστα, και χρησιμοποιούνται σε computer-aided predictive maintenance.

Πλεονεκτήματα της θερμικής καταμέτρησης χωρίς επαφή

- ❖ Δεν επηρεάζει αφού δεν εφάπτεται ή ακόμα περισσότερο δεν εισέρχεται στη μετρούμενη επιφάνεια.
- ❖ Είναι πιο γρήγορη από τις συμβατικές μεθόδους.
- ❖ Μετράει τη θερμοκρασία της επιφάνειας του αντικειμένου που μας ενδιαφέρει (target) (όχι του περιβάλλοντα αέρα).
- ❖ Καταγράφει ταυτόχρονα πολλά σημεία σε σημαντικά μικρό χρόνο και αποδίδει χάρτη θερμοτήτων (thermogram ή surface temperature distribution).

Πότε είναι απαραίτητοι οι Noncontact IR sensors

- ❖ Target in motion
- ❖ Target electrically “hot”
- ❖ Target fragile
- ❖ Target very small
- ❖ Target remote
- ❖ Target temperature changing
- ❖ Target destructive to thermocouples
- ❖ Multiple measurements required

Μέθοδοι μεταφοράς θερμότητας

- Υπάρχουν τρεις μέθοδοι μεταφοράς θερμότητας: Conduction (Αγωγιμότητα), Convection (Μεταφορά), Radiation (Ακτινοβολία)
- Μεταφορά θερμότητας μπορεί να συμβαίνει με μία ή με περισσότερες από αυτές τις μεθόδους.
- Η υπέρυθη θερμογραφία βασίζεται στην μέτρηση της ροής της ακτινοβολούμενης θερμότητας (Radiative), (Black-body Radiation).

Conduction (Αγωγιμότητα)

- Ο μόνος τρόπος ροής θερμότητας στα στερεά (μετάδοση από μόριο σε μόριο μέσω ταλαντώσεων).
- Μπορεί να υφίσταται και σε υγρά και αέρια (particle collisions).
- Η θερμική αγωγιμότητα είναι ανάλογη της ηλεκτρικής.

Convection (Μεταφορά)

- Μεταφορά ενέργειας συμβαίνει όταν έχουμε κινούμενο μέσο.
- Συνδέεται με τη μεταφορά ενέργειας μεταξύ ενός στερεού και ενός μετακινούμενου ρευστού (αέρας).

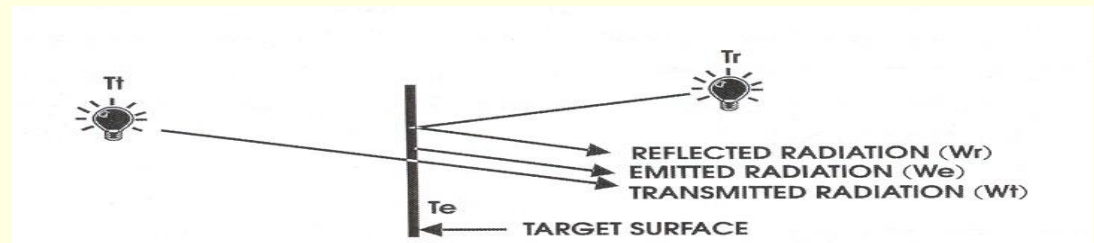
Radiation (Ακτινοβολία)

Δεν μοιάζει με τους άλλους δύο τρόπους μετάδοσης διότι:

- Μπορεί να λάβει χώρα στο κενό.
- Συμβαίνει με ηλεκτρομαγνητική εκπομπή και απορρόφηση.
- Συμβαίνει με την ταχύτητα του φωτός.
- Η μεταφερόμενη ενέργεια είναι ανάλογη της 4ης δύναμης της διαφοράς θερμοκρασίας μεταξύ των αντικειμένων.
- Γενικά πραγματοποιείται στο IR φάσμα (0.75 μm - 100 μm).

Ανταλλαγή ακτινοβολίας στην επιφάνεια του στόχου

- Η μέτρηση της υπέρυθρης θερμικής ακτινοβολίας είναι η βάση για τη θερμογραφία και την μέτρηση της θερμοκρασίας χωρίς επαφή
- Η υπέρυθρη θερμική ακτινοβολία που φεύγει από την επιφάνεια (W) ονομάζεται exitance ή radiosity και αποτελείται από την εκπεμπόμενη, την ανακλώμενη και την διαδιδόμενη. **Μόνο η εκπεμπόμενη σχετίζεται με την θερμοκρασία της επιφάνειας.**



- ❖ Ο νόμος του Kirchhoff αναφέρει ότι το άθροισμα των τριών ενεργειών είναι πάντα ίσο με την λαμβανόμενη ακτινοβολία:

$$\alpha \text{ (absorptivity)} + \rho \text{ (reflectivity)} + \tau \text{ (transmissivity)} = 1$$

Μεταβατική Ανταλλαγή Θερμότητας

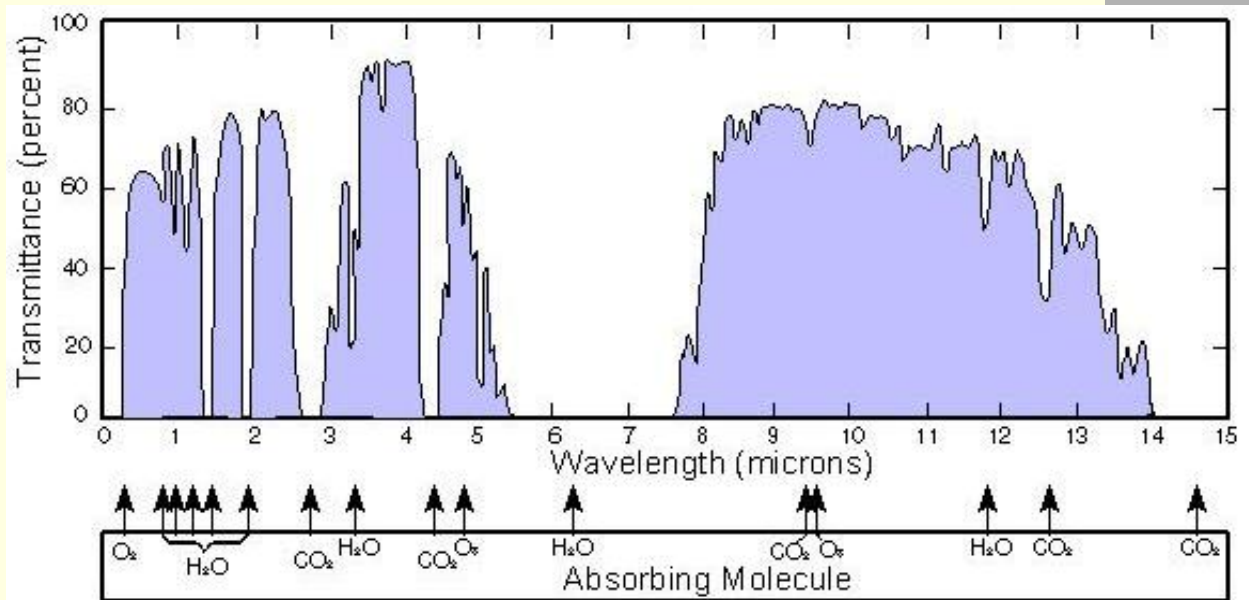
Η προσέγγιση της μεταβατικής ανταλλαγής θερμότητας απαιτεί:

- Την παραγωγή μιας ελεγχόμενης ροής της θερμικής ενέργειας μέσω της κατασκευής του υλικού που εξετάζεται.
- Θερμογραφία της μιας επιφάνειας του δείγματος (ή κάποιες φορές και των δύο επιφανειών)
- Η αναζήτηση των ανωμαλιών στα θερμικά πρότυπα

Παθητικοί αισθητήρες υπέρυθρου (*Passive Infrared Sensors*)

- Οι Παθητικοί Υπέρυθροι Αισθητήρες χρησιμοποιούνται για να ανιχνεύσουν την ενέργεια που εκπέμπεται από τα σώματα, το υπόβαθρο (background), και την ατμόσφαιρα. Η ενέργεια αυτή εκπέμπεται λόγω της θερμοκρασίας των σωμάτων με βάση το νόμο του Wien. Για τα σώματα βρισκόμενα στη θερμοκρασία του περιβάλλοντος το μέγιστο της κατανομής του Wien είναι στα 10μm δηλαδή στη περιοχή του θερμικού υπέρυθρου.
- Υπάρχουν τρεις τύποι υπέρυθρων αισθητήρων: 1) Forward-looking infrared (FLIR), 2) Infrared search and track (IRST) και 3) Infrared radiometer.
- Ο αισθητήρας FLIR παρέχει υψηλής ευκρίνειας πραγματικού χρόνου εικόνες μιας σκηνής (συνήθεις κάμερες υπέρυθρων).
- Ο αισθητήρας IRST εντοπίζει και ακολουθεί τα αντικείμενα με τη σύλληψη της ενέργειας που εκπέμπεται στο οπτικό πεδίο του. Οι αισθητήρες IRST σχεδιάζονται για να λειτουργήσουν σε μια μικρή noise-equivalent temperature difference ώστε να ανιχνεύονται οι μικρές target-to-background contrast temperatures.
- Οι υπερφασματικοί δορυφορικοί radiometer αισθητήρες διαιρούν το ορατό και το υπέρυθρο φάσμα σε εκατοντάδες στενές φασματικές ζώνες των 10nm έως 20nm.

Ατμοσφαιρικές ζώνες διέλευσης της υπέρυθρης ακτινοβολίας



Οι υπέρυθρες ζώνες που έχουν σχετικά μικρή ατμοσφαιρική απορρόφηση και έχουν μεγάλο ενδιαφέρον στην επιτήρηση. Περιλαμβάνουν υπέρυθρες μικρού μήκους κύματος (short-wavelength infrared, SWIR) τυπικά εκτεινόμενες από 0.87 έως 1.5 μ m, υπέρυθρες μέσου μήκους κύματος (mid-wavelength infrared, MWIR) από 3 έως 5 μ m και υπέρυθρες μεγάλου μήκους κύματος ή θερμικές υπέρυθρες (long-wavelength infrared, LWIR), από 8 έως και >12 μ m. Για να επιτύχουμε έναν ικανοποιητικό signal-to-noise ratio, ψύχουμε σε χαμηλή θερμοκρασία το εστιακό πλάνο ανίχνευσης.

Signal-to-clutter ratio (S/C)

Καθορίζεται για θετικούς στόχους αντίθεσης ως εξής:

$$S/C = \frac{\text{Μέγιστη ακτινοβολία στόχου} - \text{Μέση τιμή ακτινοβολίας υποβάθρου}}{\text{rms ακτινοβολία θορύβου}}$$

και για αρνητικούς στόχους αντίθεσης:

$$S/C = \frac{|\text{Μέγιστη ακτινοβολία στόχου} - \text{Μέση τιμή ακτινοβολίας υπόβαθρου}|}{\text{rms ακτινοβολία θορύβου}}$$

όπου

$$\text{rms clutter radiance} = \left(\sum_{i=1}^N \frac{\sigma_i^2}{N} \right)^{1/2}$$

Ενεργειακή εκπομπή από μέλαν σώμα

Νόμος του Planck

$$M(\lambda, T) = \frac{2\pi h c^2}{\lambda^5 \left(e^{\frac{hc}{\lambda k_B T}} - 1 \right)} \frac{W}{cm^2 \mu m}$$

Κατανομή ανά μήκος κύματος και βαθμό θερμοκρασίας.

Η μέγιστη εκπεμπόμενη ισχύς βρίσκεται με την διαφορίση της M και εξίσωση με το μηδέν.

$$\frac{hc}{k_B \lambda_m T} = 4.965$$

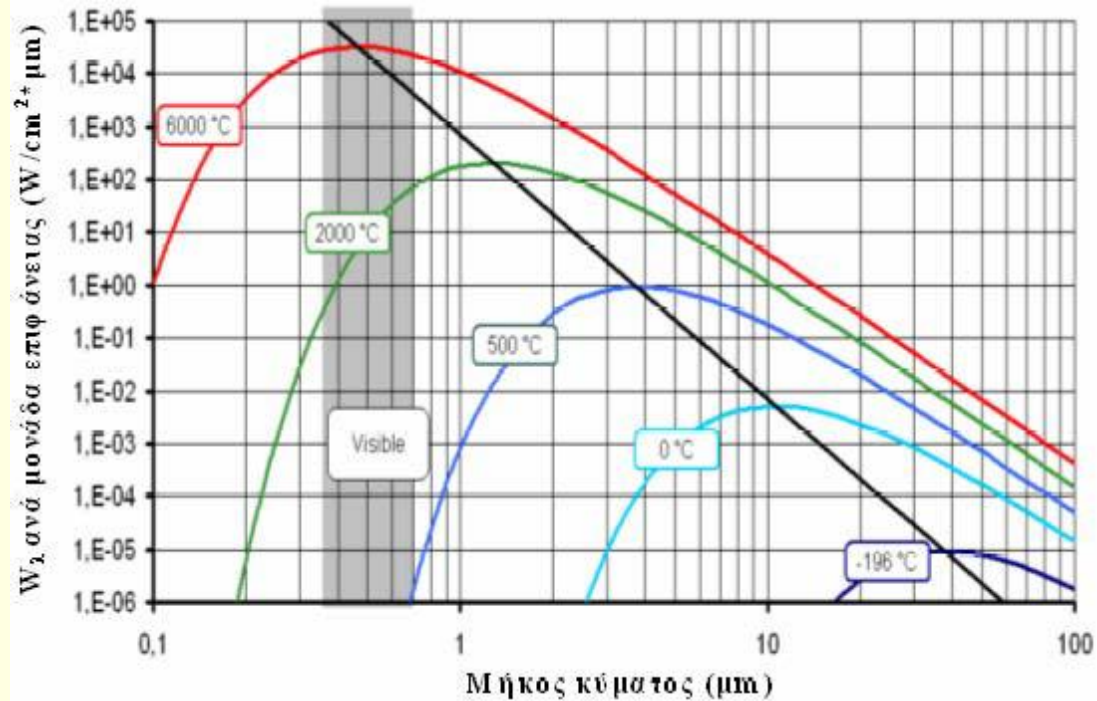
Δηλαδή μέγιστη ισχύς σε μήκος κύματος λ_m

$$\lambda_m T = 2897.8 \mu m K$$

Και σε θερμοκρασία περιβάλλοντος

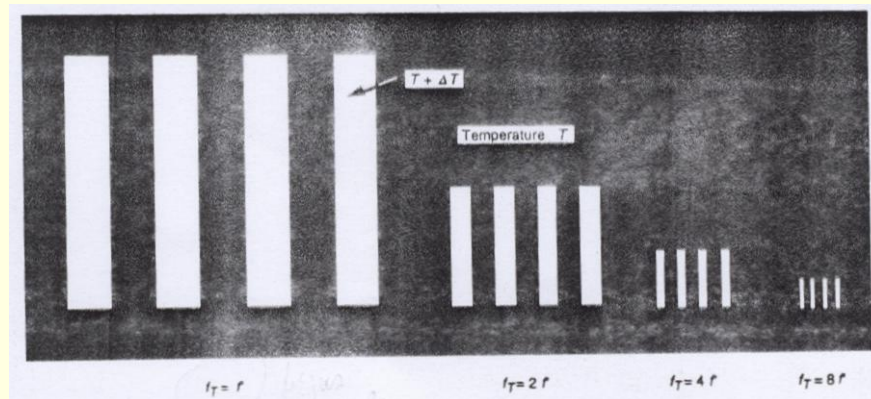
$$T = 300 K \text{ ή } 27^\circ C$$

$$\lambda_m \cong 10 \mu m$$



Minimum Resolvable Temperature Difference

Είναι μέτρο της απόδοσης για έναν αισθητήρα που εντοπίζει και ακολουθεί αντικείμενα που έχουν υψηλή θερμική εκπομπή. Η minimum resolvable temperature difference (MRTD) στην κατεύθυνση ανίχνευσης ορίζεται ως η ελάχιστη διαφορά θερμοκρασίας στη σκηνή που απαιτείται από έναν παρατηρητή για να αναλύσει ένα τυποποιημένο σχέδιο τεσσάρων φραγμών που αντιπροσωπεύει τη θεμελιώδη χωρική συχνότητα του αισθητήρα.



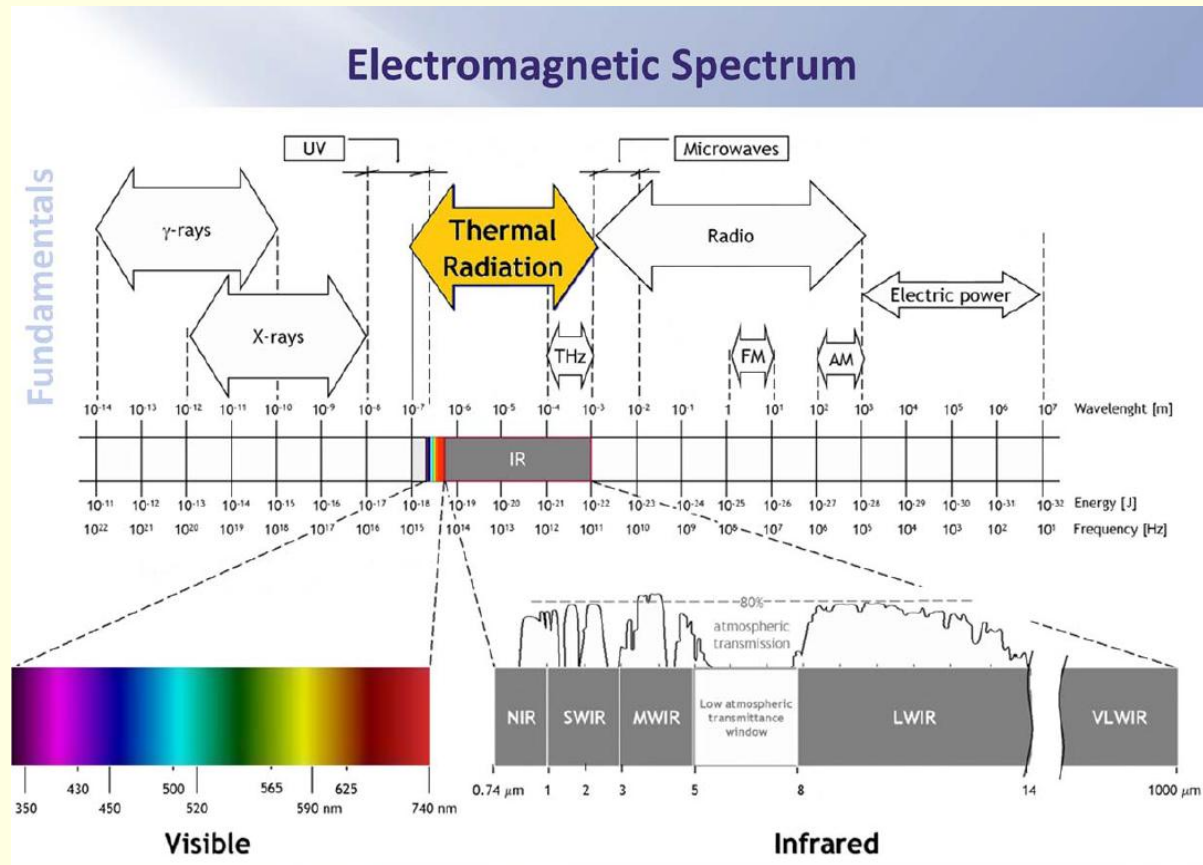
Modulation Transfer Function

Η Modulation Transfer Function αντιπροσωπεύει την χωρική διασπορά που παράγεται από την διάθλαση και τις παρεκκλίσεις στα οπτικά συστήματα. Λόγω της διασποράς η φωτεινή πηγή σημείου δεν είναι ένα σημείο αλλά είναι εξαπλωμένη σε μια περιοχή της οποίας το μέγεθος εξαρτάται από τα αποτελέσματα της διάθλασης και της παρέκκλισης μέσω λειτουργίας σημείου.

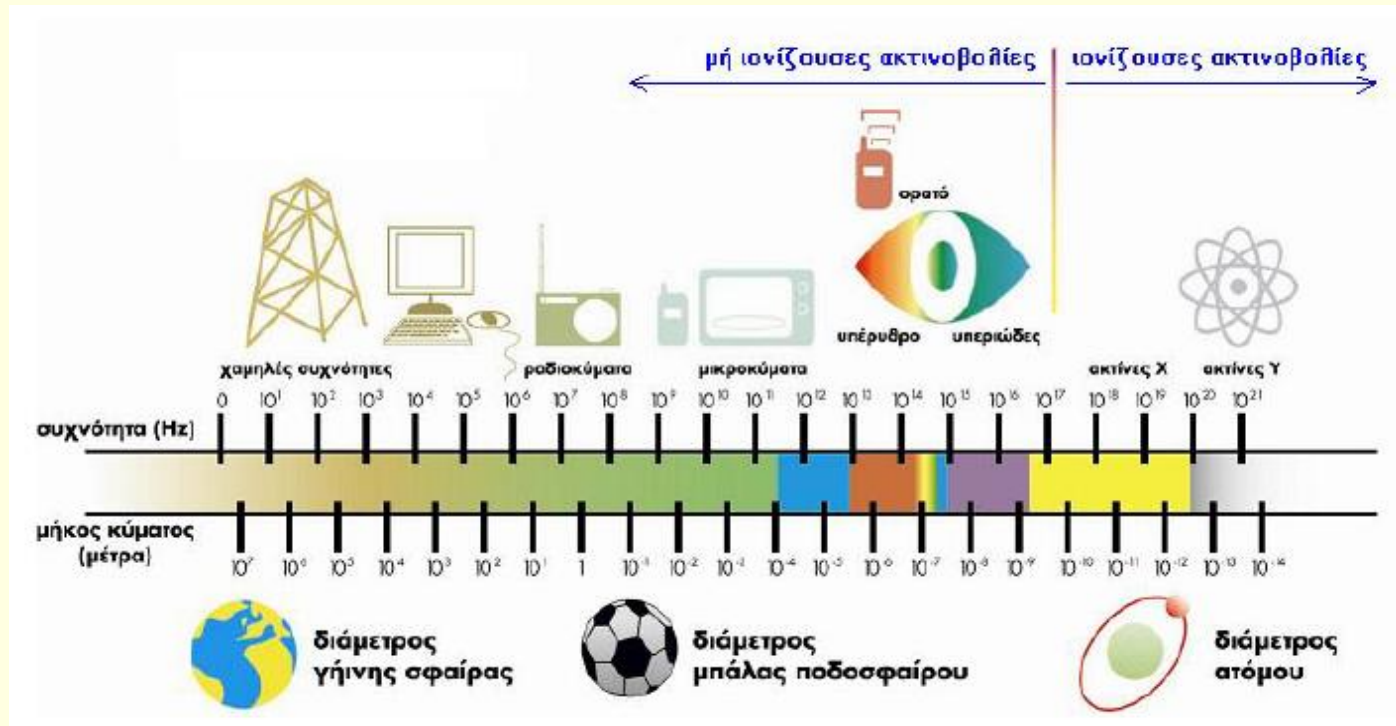
Υπάρχουν δύο τύποι MTF, ο γεωμετρικός και αυτός της διάθλασης.

Η μαθηματικής της έκφραση έχει τη μορφή βαθυπερατού φίλτρου.

Ηλεκτρομαγνητικό Φάσμα και Θερμική ακτινοβολία

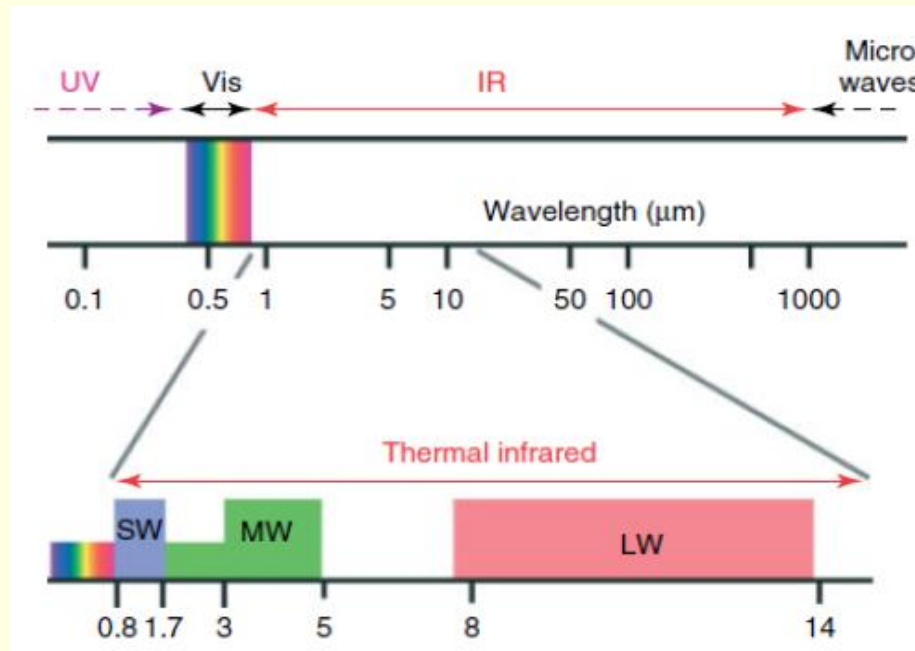


Ηλεκτρομαγνητικό Φάσμα και Θερμική ακτινοβολία



Υπέρυθρη ακτινοβολία (Infrared Radiation)

Εφαρμογές της **κοντινής υπέρυθρης** ακτινοβολίας, που δεν γίνεται αισθητή από το δέρμα μας ούτε ορατή από τα μάτια μας βρίσκουμε σε συσκευές όπως τα τηλεκοντρόλ των τηλεοράσεων, οι Η/Υ, μέσω ειδικών θυρών υπέρυθρων στέλνουν σήματα σε διάφορες περιφερειακές συσκευές, τα συστήματα συναγερμού κ.λπ.



Κοντινή (SW)

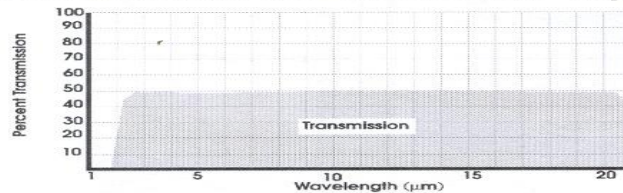
Μέση (MW)

Μακρινή (LW)

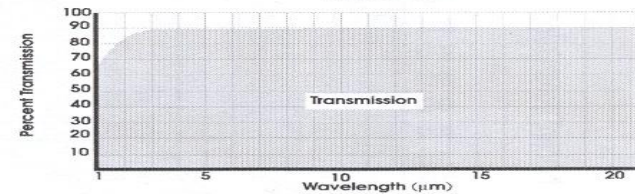
Διάδοση Υπέρυθρης από διάφορα υλικά

- ❖ Φασματικά χαρακτηριστικά διάδοσης διάφορων υλικών για μήκη κύματος 10 μm .

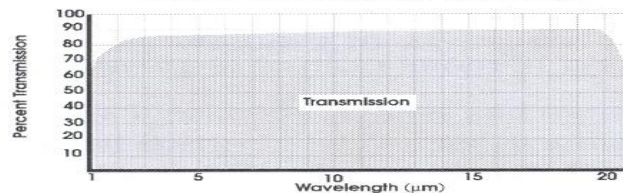
Germanium (ar-coated at 10 μm)



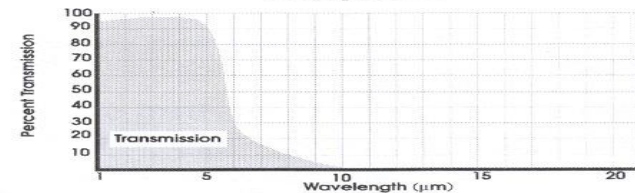
KRS-5



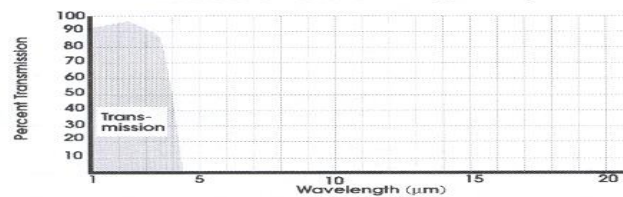
Zinc Selenide (ZnSe)



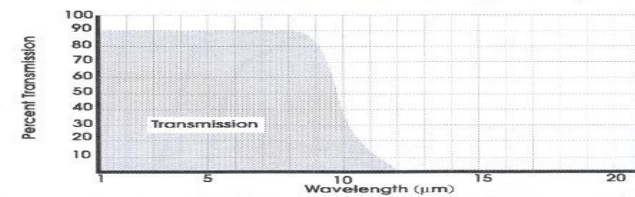
Sapphire



Fused Quartz (SiO₂)

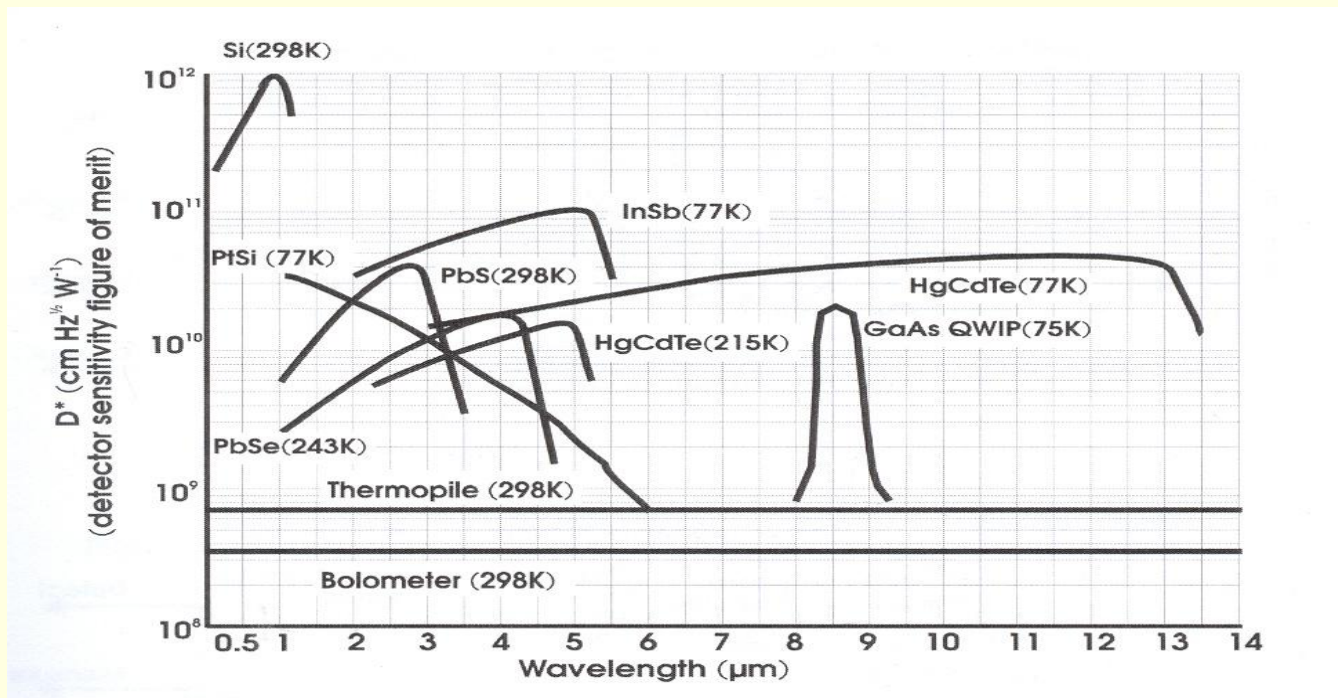


Barium Fluoride (BaF₂)



Υλικά για Υπέρυθρους Ανιχνευτές

- ❖ Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζονται οι αποκρίσεις διάφορων ανιχνευτών υπερύθρου. Ο HgCdTe είναι ανιχνευτής που ψύχεται στους 77K για να λειτουργεί στα 8-14 μm και στους 195K για λειτουργεί στα 3-5 μm .

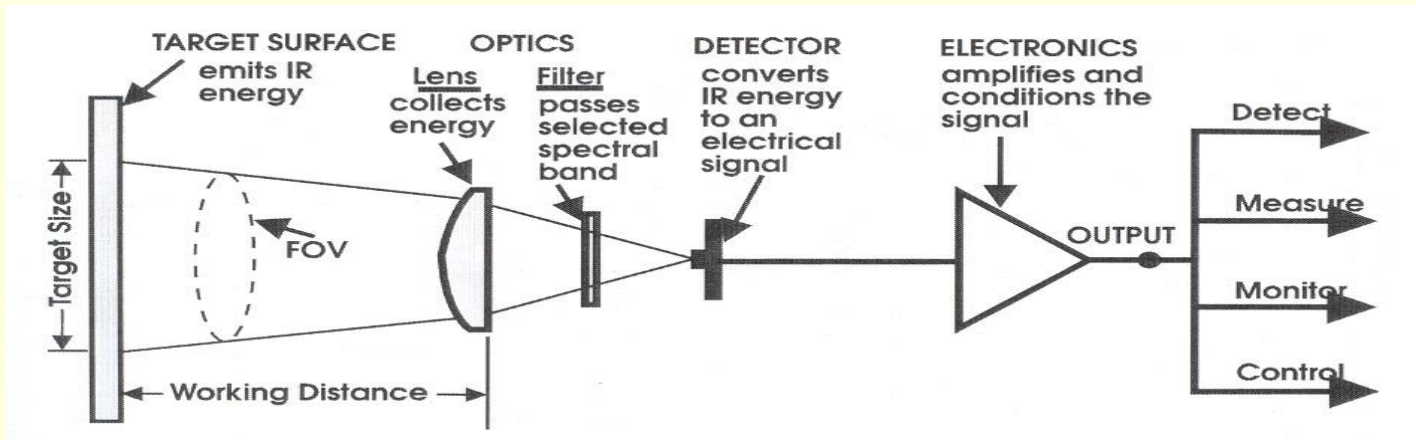


Υλικά για υπέρυθρους αισθητήρες

- Τα υλικά αυτά χρησιμοποιούνται ως φακοί και οπτικά στοιχεία στους υπέρυθρους αισθητήρες χαμηλής θερμοκρασίας
- Καθώς ο στόχος θερμαίνεται και η εκπεμπόμενη ενέργεια γυρνά σε μικρότερα μήκη κύματος, το γυαλί και ο χαλαζίας χρησιμοποιούνται ως στοιχεία και φακοί των αισθητήρων.
- Τα χαρακτηριστικά των υλικών που χρησιμοποιούνται ως παράθυρα επηρεάζουν την μέτρηση θερμοκρασίας, αλλά μπορεί η εξασθένηση να διορθωθεί με προβαθμολόγηση του οργάνου με ένα παράθυρο δειγμάτων μεταξύ του οργάνου και του στόχου.

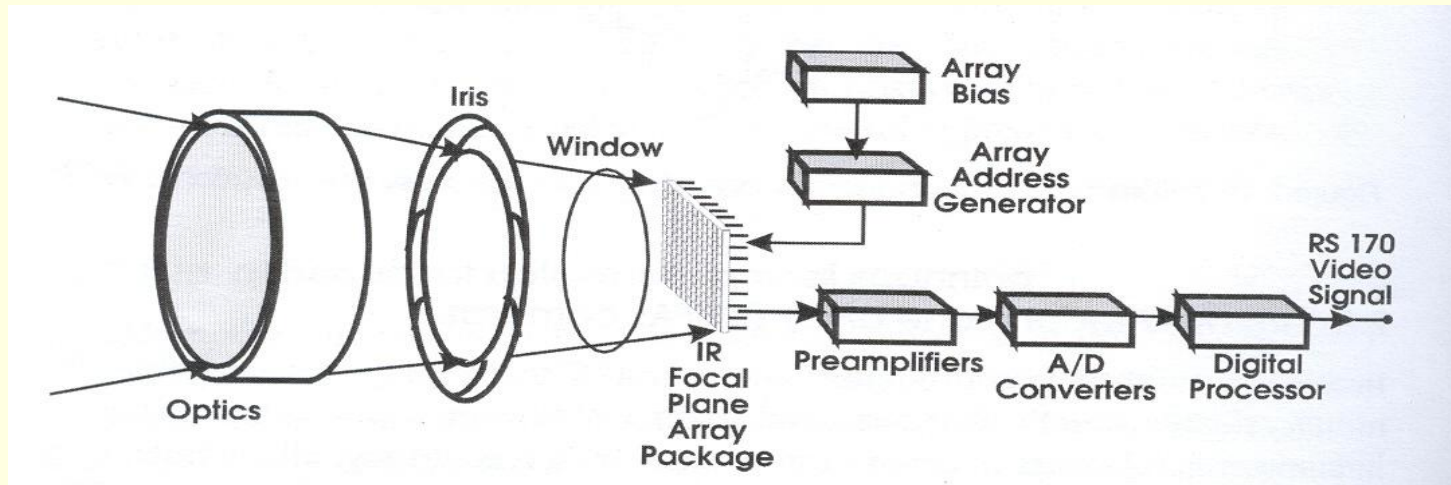
Οι υπέρυθροι αισθητήρες δουλεύουν σωστά, όταν όλες οι φασματικές περιοχές συμπίπτουν ή επικαλύπτονται δηλαδή: α. Η φασματική περιοχή στην οποία το αντικείμενο εκπέμπει με β. τη φασματική περιοχή στην οποία το μέσο διαδίδει, και γ. τη φασματική περιοχή στην οποία ο αισθητήρας λειτουργεί.

Όργανο καταμέτρησης



- Ο οπτικός συλλέκτης είναι απαραίτητος για τη συγκέντρωση της ενέργειας. Υπάρχουν δύο είδη: Refractive optics (φακοί, χρησιμοποιούνται να βλέπουν σώματα υψηλών θερμοκρασιών) και Reflective optics (καθρέπτες, για σώματα χαμηλών θερμοκρασιών).
- Το φίλτρο τοποθετείται για να οριοθετεί τη φασματική περιοχή ή ζώνη της ενέργειας που φτάνει στον ανιχνευτή.

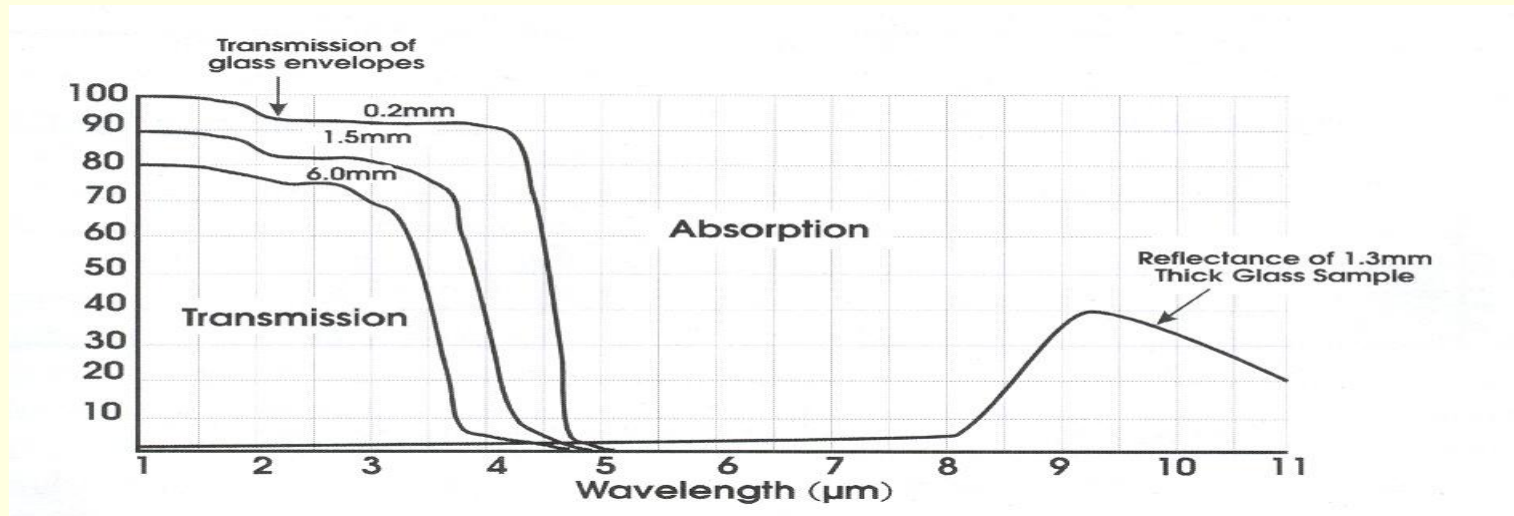
Infrared focal plane array (IRFPA) cameras and detectors



- Όλες οι εμπορικές υπέρυθρες κάμερες περιέχουν μήτρα ανιχνευτών.
- Τα IRFPA ραδιόμετρα έχουν σχεδιαστεί για να μετρούν την θερμοκρασία της επιφάνειας του στόχου και για να φτιάχνουν ποιοτικούς θερμογράφους.

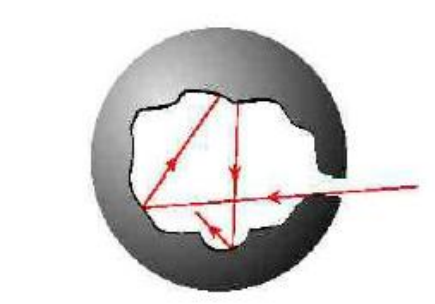
Μέσο διάδοσης ακτινοβολίας

Στα 10 μm όπου το περίβλημα της επιφάνειας της γης ακτινοβολεί την μέγιστη ενέργεια το γυαλί είναι αδιαφανές.



Χρειαζόμαστε το διάγραμμα μεταφοράς για διάφορα δείγματα γυαλιού, χαλαζία και άλλων υλικών.

Μέλαν σώμα (1/3)

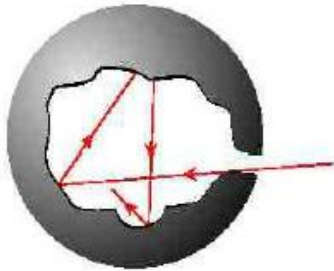


Μέλαν σώμα

Όλα τα σώματα πάνω από το απόλυτο μηδέν (0°K ή -273°C) εκπέμπουν θερμική ακτινοβολία. Κάθε σώμα δέχεται ακτινοβολία από όλα τα γύρω σώματα που έχουν θερμοκρασία πάνω από το απόλυτο μηδέν.

Τα σώματα διακρίνονται σε ημιδιαπερατά και αδιαφανή ως προς τη μετάδοση της ακτινοβολίας. Ημιδιαπερατά είναι τα σώματα, που η εκπεμπόμενη θερμική ακτινοβολία προέρχεται από όλη τη μάζα τους (το εσωτερικό τους και την επιφάνειά τους). Τέτοια σώματα είναι το γυαλί σε υψηλές θερμοκρασίες, τα αέρια, οι ατμοί κ.λπ. Αδιαφανή είναι τα σώματα, που η εκπεμπόμενη θερμική ακτινοβολία προέρχεται μόνο από την επιφάνειά τους (από πάχος περίπου $1\mu\text{m}$).

Μέλαν σώμα (2/3)



Μέλαν σώμα

Ως μέλαν σώμα θεωρείται αυτό, που σε θερμοκρασία T απορροφά όλη την προσπίπτουσα σ' αυτό ακτινοβολία σε όλα τα μήκη κύματος, χωρίς ανάκλαση, μεταφορά ή διάχυση. Για δεδομένη θερμοκρασία και μήκος κύματος, κανένα άλλο σώμα δεν μπορεί να εκπέμψει περισσότερη θερμική ακτινοβολία από το μέλαν σώμα. Στην πράξη δεν υπάρχουν ιδεατά μέλανα σώματα, αλλά χρησιμοποιούνται στους υπολογισμούς και τη σύγκριση της εκπεμπόμενης θερμικής ενέργειας από τα πραγματικά σώματα.

Ο νόμος των Stefan-Boltzmann (1880) περιγράφει την συνολικά εκπεμπόμενη ισχύ από ένα μέλαν σώμα:

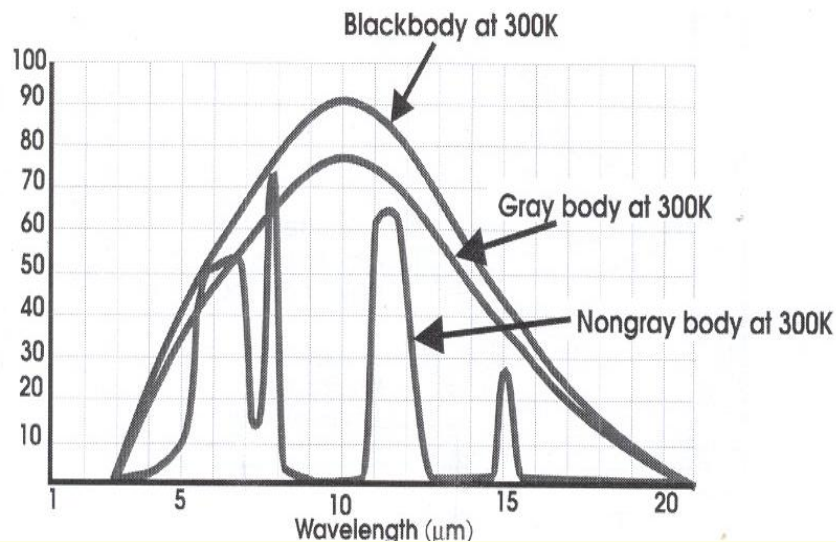
$$P = \sigma AT^4$$

Για σώματα που δεν μπορούν να θεωρηθούν απόλυτα μέλανα θα πρέπει να πολλαπλασιάσουμε το δεύτερο μέλος της Εξίσωσης με μια σταθερά ϵ που ονομάζεται συντελεστής εκπομπής (total emissivity), όπου $0 < \epsilon < 1$ όποτε η προηγούμενη εξίσωση γράφεται:

$$P = \epsilon \sigma AT^4$$

Μέλαν σώμα (3/3)

- Οι επιφάνειες στόχων μπορούν να ταξινομηθούν σε τρεις κατηγορίες: blackbodies, graybodies και non-gray bodies
- Blackbody: Μια επιφάνεια που έχει αρμονική εκπομπή σε όλα τα μήκη κύματος και απορροφούν όλη την ωφέλιμη ενέργεια του (ιδανικός στόχος)



- Graybody: Η ικανότητα εκπομπής είναι υψηλή και αρκετά σταθερή με το μήκος κύματος (οι επιφάνειες σχεδόν όλων των στερεών). Οι αισθητήρες μετρούν την εκπεμπόμενη αλλά και την ανακλώμενη.
- Non-gray body: Δύσκολα μπορούμε να πούμε τι μετράμε. Ειδικά αν τα σώματα είναι διαφανή τότε οι αισθητήρες μετρούν και την μεταφερόμενη διά του σώματος ενέργεια (transmitted).

Η διαφορά του gray-body από Black-body μετριέται με το emissivity ϵ του κάθε σώματος.

$\text{Gray-body} = \epsilon \cdot \text{black-body}$

Για το ανθρώπινο δέρμα $\epsilon \sim 0.97$

Almost black-body

Η ακτινοβολία του ανθρώπινου σώματος

Η θερμοκρασία της ανθρώπινης επιδερμίδας είναι περίπου 32°C, ο συντελεστής εκπομπής της είναι κοντά στη μονάδα, $\epsilon=0.98$ (σχεδόν μέλαν σώμα), το συνολικό εμβαδόν σώματος για έναν ενήλικα κυμαίνεται από 1.5-2m² και εάν θεωρηθεί ότι η θερμοκρασία περιβάλλοντος είναι στους 20°C, τότε μπορεί να υπολογιστεί με τη βοήθεια της Εξίσωσης Stefan-Boltzmann ότι η ισχύς της εκπεμπόμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας του ανθρώπινου σώματος για 1.5m², είναι ίση με 100 Watts.

(100 Watts * 3600 sec *24 ώρες /4.16 = 2100 Χιλιοθερμίδες)

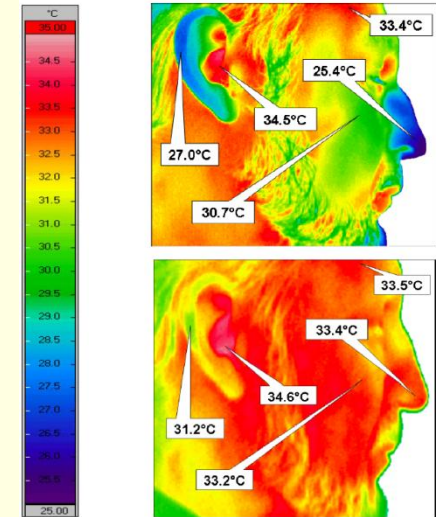
Εφαρμόζοντας τον νόμο μετατόπισης του Wien στα πιο πάνω δεδομένα, βρίσκουμε ότι το μήκος κύματος για το οποίο η εκπομπή γίνεται μέγιστη είναι:

$$\lambda_{max} = \frac{2.898 \times 10^6 K \cdot nm}{305 K} = 9500nm$$

Γι' αυτό, οι συσκευές θερμικής απεικόνισης όπως οι θερμικές υπέρυθρες κάμερες που είναι σχεδιασμένες για εντοπισμό ανθρώπων, λειτουργούν στην περιοχή φάσματος από 7 ως 14μm.

Υπέρυθρη θερμογραφία (Infrared Thermography)

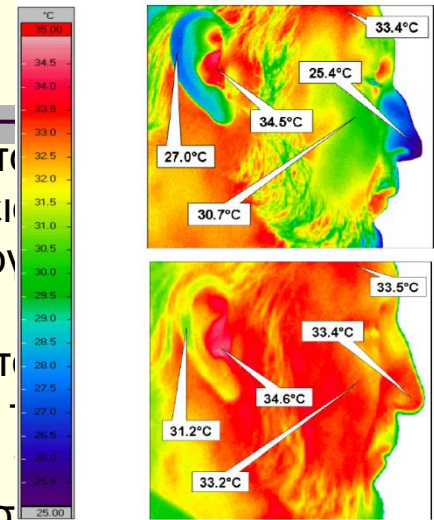
- Μια υπέρυθρη εικόνα είναι οπτικός χάρτης της επιφανειακής θερμοκρασίας του δέρματος που μπορεί να παρέχει ακριβή θερμοκρασιακή μέτρηση
- Με σκοπό να εξηγήσουμε τις θερμογραφικές εικόνες είναι απαραίτητο να έχουμε καλή κατανόηση του **φυσιολογικού μηχανισμού της ροής του αίματος στο δέρμα** και τους παράγοντες που επηρεάζουν τη μεταφορά θερμότητας σε αυτό. Η σύγχρονη τεχνολογία παρέχει ακριβέστατη θερμοκρασιακή μέτρηση με ακρίβεια καλύτερη του 0.05 °C χωρίς να εισερχόμαστε ή να ακουμπάμε το δέρμα. Στα μήκη κύματος (8 - 14μm) η ικανότητα του δέρματος να εκπέμπει θερμική ακτινοβολία πλησιάζει αυτού του μέλανος σώματος ($\epsilon=0.98$). Κατά τη διάρκεια της έκθεσης σε θερμότητα ή της εντατικής άσκησης, η ροή του αίματος στο δέρμα μπορεί να αυξηθεί με σκοπό να αυξήσει τη δυνατότητα κατανάλωσης.



Υπέρυθρη θερμογραφία (Infrared Thermography)

Thermo-regulation of the skin

- Όταν ο άνθρωπος εκτίθεται σε ψυχρό περιβάλλον η επιφάνεια του δέρματος περιορίζει τη ροή του αίματος και γίνεται έτσι ένας τέλει μονωτής. Σε αυτές τις υποθερμικές συνθήκες το δέρμα μας λειτουργεί έτσι ώστε να διατηρείται η βασική θερμοκρασία του σώματος. Η δυνατότητα του δέρματος να αυξάνει ή να μειώνει τη ροή του αίματος για να ρυθμίζει τη θερμοκρασία του σώματος είναι πέρα από τις απαιτήσεις του δερματικού ιστού σε μεταβολικές ανάγκες. Όλα αυτά παραπάνω έχουν ως συνέπεια ένας γυμνός άνθρωπος σε κλειστό δωμάτιο χωρίς ροή αέρα με θερμοκρασία 27 ή 28 °C να μπορεί να διατηρηθεί σε θερμική ισορροπία χωρίς να είναι ντυμένος.
- Ελαφριά ντυμένος άνθρωπος νιώθει ουδέτερα σε θερμοκρασία από 20 - 25 °C. Αυτή η θερμοκρασιακή ισορροπία μας δίνει τη βάση για να τεθούν τα πρότυπα των κλινικών ελέγχων σε θερμογραφία σε δωμάτια με θερμοκρασία 18 - 25 °C. Κατά τη διάρκεια έκθεσης σε κρύο, η εκπομπή θερμότητας από τα άκρα ελαχιστοποιείται με τη μείωση της ροής του αίματος σε αυτά. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την ανομοιογενή κατανομή της θερμοκρασίας στην επιφάνεια του δέρματος.



Στην εικόνα ο άνθρωπος βρίσκεται σε κρύο περιβάλλον 15 °C (άνω) και σε 25 °C (κάτω). Είναι προφανές ότι στο πιο κρύο περιβάλλον η θερμοκρασία στα άκρα (μύτη, αυτί) μειώνεται σημαντικά.

Δυναμική θερμογραφία

Μια άλλη διαδικασία ελέγχου της ροής του αίματος στο δέρμα είναι η δυναμική θερμογραφία η οποία περιλαμβάνει τοπική ψύξη ή θέρμανση του δέρματος. Η δυνατότητα του αίματος να μεταφέρει θερμότητα μεταξύ των διάφορων επιπέδων των ιστών στο δέρμα μπορεί να προβλεφθεί με μοντέλα. Τα μοντέλα αυτά στηρίζονται στην αγωγιμότητα, πυκνότητα, ειδική θερμότητα και τη θερμοκρασία των ιστών αλλά και τις μεταβολικές τους ανάγκες όπως και την ταχύτητα του αίματος.

Μειονέκτημα της υπέρυθρης θερμογραφίας είναι ότι δεν μπορεί να αποδείξει με άμεσο τρόπο ότι η αύξηση της θερμοκρασίας οφείλεται στην αύξηση της ροής του αίματος. Ένας τρόπος να το αποδείξουμε αυτό είναι να συνδυάσουμε την υπέρυθρη θερμογραφία με άλλες άμεσες τεχνικές ελέγχου της ροής του αίματος όπως το Laser Doppler. Αυτές όμως οι μέθοδοι περιορίζονται σε πολύ μικρές περιοχές.

Βασικές διαδικασίες επεξεργασίας ιατρικών θερμικών εικόνων

Η θερμικές εικόνες του ανθρωπίνου σώματος έχουν συνήθως χαμηλό contrast και αδιευκρίνιστα όρια και χαρακτηριστικά ενδιαφέροντος.

Μεταξύ των τεχνικών που χρησιμοποιούνται για να βελτιωθεί η εμφάνισή τους και να εξαχθούν τα απαραίτητα χαρακτηριστικά είναι:

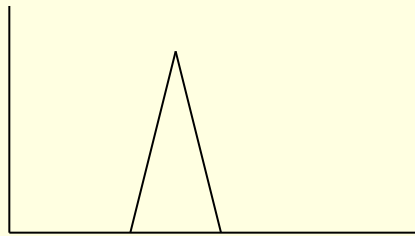
1. Contrast stretching
2. Histogram equalization
3. Anisotropic diffusion
4. Morphological operations (top-hat etc)

Επεξεργασία του ιστογράμματος

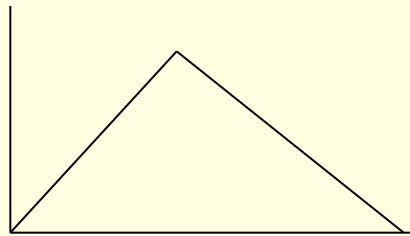
Το ιστόγραμμα αποτελεί στατιστική περιγραφή των τιμών των pixels πρώτου βαθμού. Δευτέρου βαθμού στατιστική περιγραφή αποτελούν οι co-occurrence matrices.

Το ιστόγραμμα δίνει αίσθηση της πληροφορία που περιέχεται στην εικόνα αφού συνδέεται άμεσα με την εντροπία της ($\sum - p_i \ln(p_i)$)

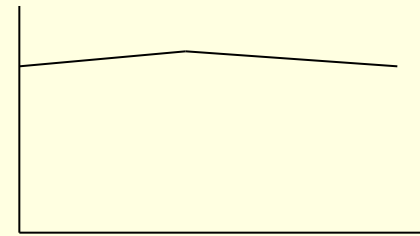
Για να είναι περισσότερο αντιληπτή η πληροφορία από το μάτι θα πρέπει η εντροπία να είναι όσο το δυνατό μεγαλύτερη. Άρα θα πρέπει τα p_i να καταλαμβάνουν όλες τις διαθέσιμες τιμές του ιστογράμματος (0-255).



Histogram



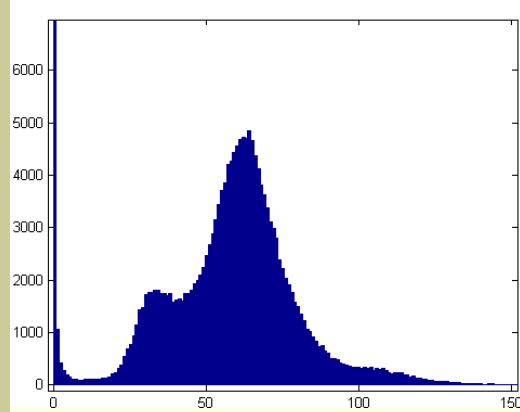
Stretching



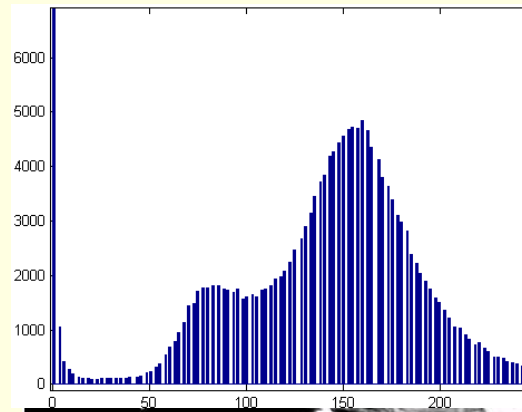
Equalization

Ισοστάθμιση Ιστογράμματος

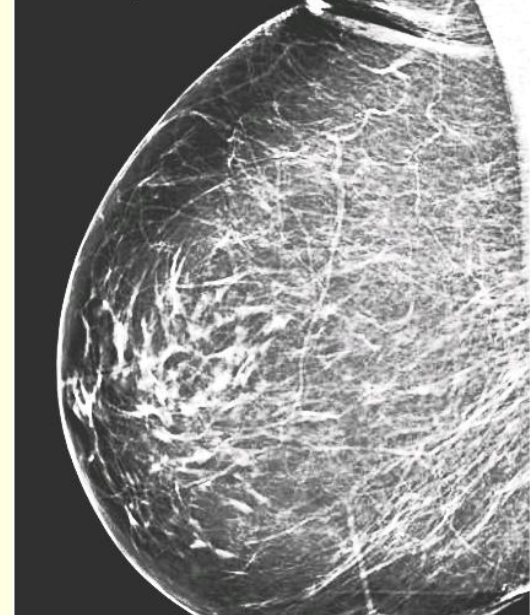
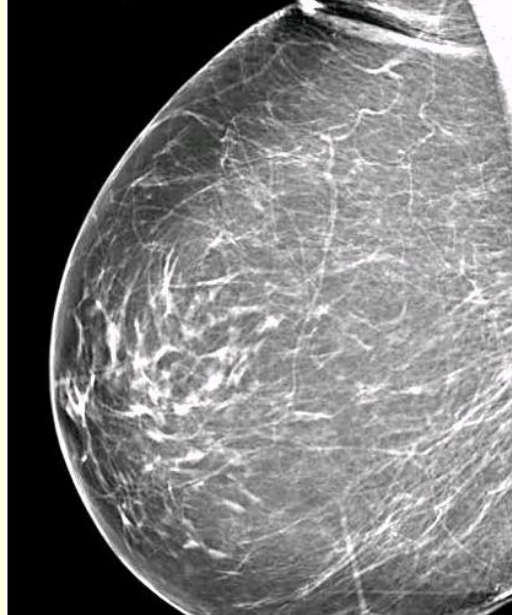
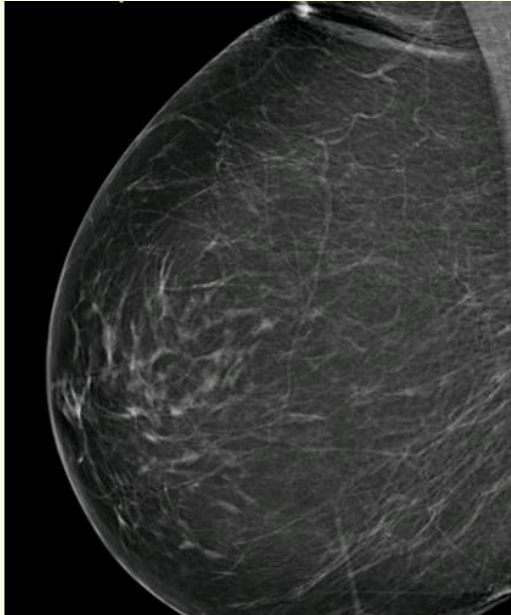
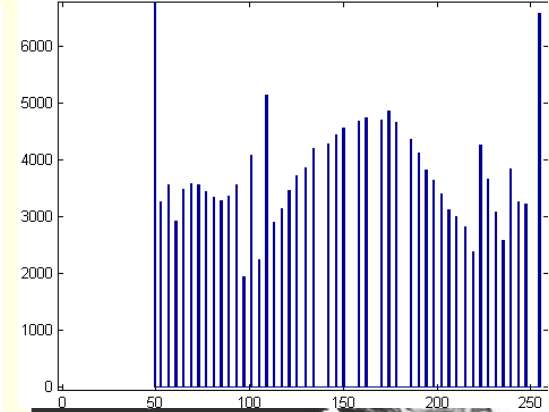
Original Histogram



Histogram Stretching



Histogram equalization



Ανισοτροπική διάχυση

- Εφαρμόζεται μετά την βελτίωση του ιστογράμματος.
- Οι θερμικές υπέρυθρες εικόνες περιέχουν θόρυβο, που πολλές φορές καταστρέφει σημαντικές πληροφορίες και λεπτομέρειες που είναι σημαντικές για την ερμηνεία της εικόνας. Η ανισοτροπική διάχυση είναι μια τεχνική φιλτραρίσματος με στόχο τη μείωση του θορύβου χωρίς την αφαίρεση σημαντικών τμημάτων του περιεχομένου της εικόνας, όπως ακμές, γραμμές ή άλλες λεπτομέρειες που είναι πολύ σημαντικές για την ερμηνεία των πληροφοριών.
- Η ανισοτροπική διάχυση στηρίζεται στην εξομάλυνση των τιμών των pixels u , κατά την διεύθυνση που δεν έχω απότομες μεταβολές του u . Επομένως, διατηρώ τις ακμές.
- Πειραματικά πετυχαίνεται αυτό με τον τύπο των Perona-Malik. Όπου η νέα τιμή του pixel επηρεάζεται από τη συντελεστή βάρμωσης σε εκείνη την περιοχή, που υπολογίζεται σε κάθε μία διεύθυνση ξεχωριστά.

Ανισοτροπική Διάχυση

- Οι Perona & Malik παρουσίασαν μία εκδοχή της συνάρτησης ροής της θερμότητας, η οποία θα δρα μόνο σε ομογενείς περιοχές της εικόνας και όχι στα άκρα του εκάστοτε αντικείμενου του ενδιαφέροντος.

$$\frac{\partial I}{\partial t} = c(x, y, t)\Delta I + \nabla c \cdot \nabla I$$

- Οι δύο προτεινόμενες συναρτήσεις ροής:

Exponential

$$c(\|\nabla I\|) = e^{-(\|\nabla I\|/K)^2}$$

Quadratic

$$c(\|\nabla I\|) = \frac{1}{1 + \left(\frac{\|\nabla I\|}{K}\right)^2}$$

Ανισοτροπική Διάχυση

- Παρακάτω παρουσιάζεται η μορφή της στον διακριτό χρόνο.

$$I_{i,j}^{t+1} = I_{i,j}^t + \lambda [c_N \cdot \nabla_N I + c_S \cdot \nabla_S I + c_E \cdot \nabla_E I + c_W \cdot \nabla_W I]_{i,j}^t$$

$$\nabla_N I_{i,j} \equiv I_{i-1,j} - I_{i,j} \qquad c_{N_{i,j}}^t = g(|\nabla_N I_{i,j}^t|)$$

$$\nabla_S I_{i,j} \equiv I_{i+1,j} - I_{i,j} \qquad c_{S_{i,j}}^t = g(|\nabla_S I_{i,j}^t|)$$

$$\nabla_E I_{i,j} \equiv I_{i,j+1} - I_{i,j} \qquad c_{E_{i,j}}^t = g(|\nabla_E I_{i,j}^t|)$$

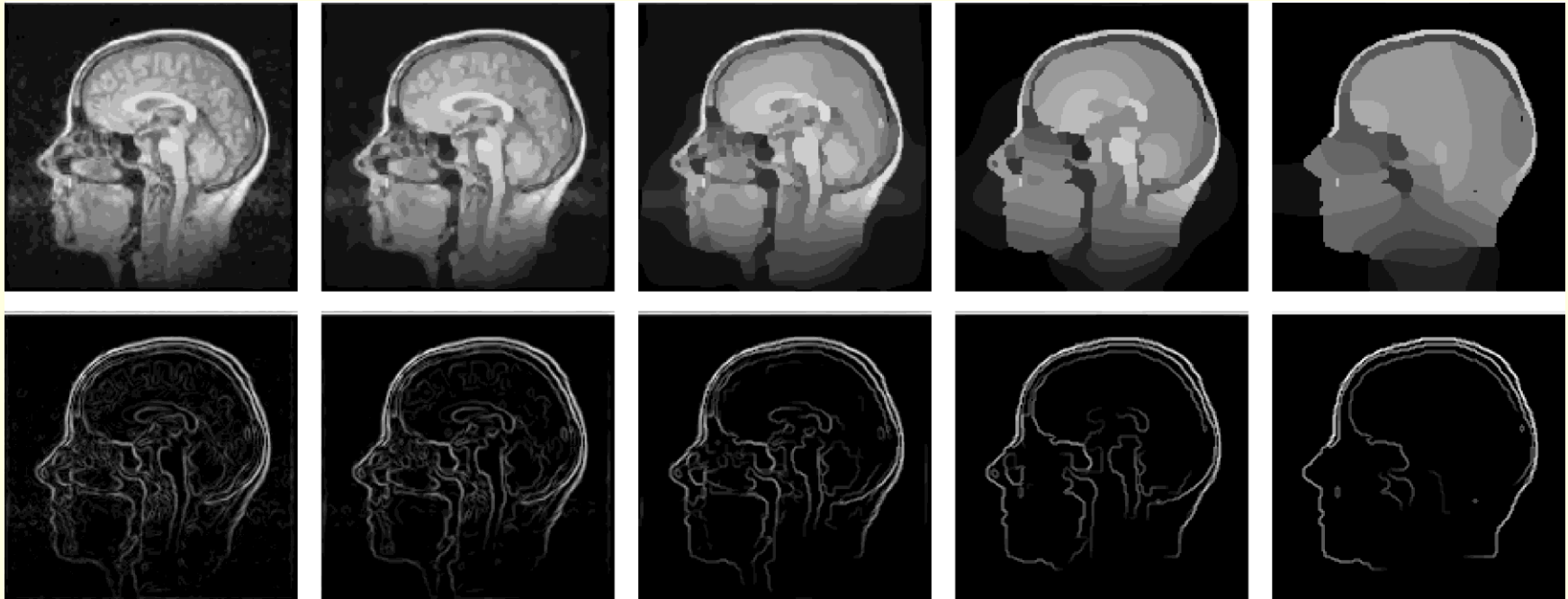
$$\nabla_W I_{i,j} \equiv I_{i,j-1} - I_{i,j} \qquad c_{W_{i,j}}^t = g(|\nabla_W I_{i,j}^t|)$$

Ανισοτροπική Διάχυση

Η επίδραση του συντελεστή K

Εφαρμογή ανισοτροπικής διάχυσης και ανίχνευσης ακμών

$K \sim 10^{-2}$

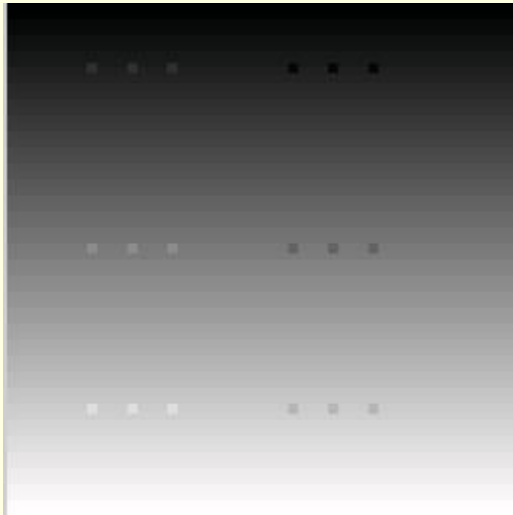


Ανισοτροπική διάχυση



Η εικόνα λήφθηκε μετά την εφαρμογή της ανισοτροπικής διάχυσης στην εικόνα ενός μεθυσμένου ατόμου. Δεξιά φαίνονται τα αντίστοιχα αιμοφόρα αγγεία που εξάγονται χρησιμοποιώντας τον top-hat μετασχηματισμό.

Μετασχηματισμός Top-Hat



Ο μετασχηματισμός top-hat είναι χρήσιμος όταν το back ground μεταβάλλεται και τα μαύρα ή άσπρα spots δεν μπορούν να ληφθούν με ένα απλό κατώφλι. Οι προεξοχές του σήματος μπορούν να ληφθούν με την αφαίρεση του ανοιγμένου σήματος από το αρχικό (top-hat μετασχηματισμός). Δομικό στοιχείο επίπεδος δίσκος ακτίνας 5

$$Top - hat_{hot} = A - A_s$$

$$A_s = (A \ominus S) \oplus S$$

εξάγονται λευκά (θερμά) spots

$$Top - hat_{cold} = A^s - A$$

$$A^s = (A \oplus S) \ominus S$$

εξάγονται μαύρα (ψυχρά) spots