



Απεικόνιση Doppler και Κόκκωσης (Speckle Imaging)

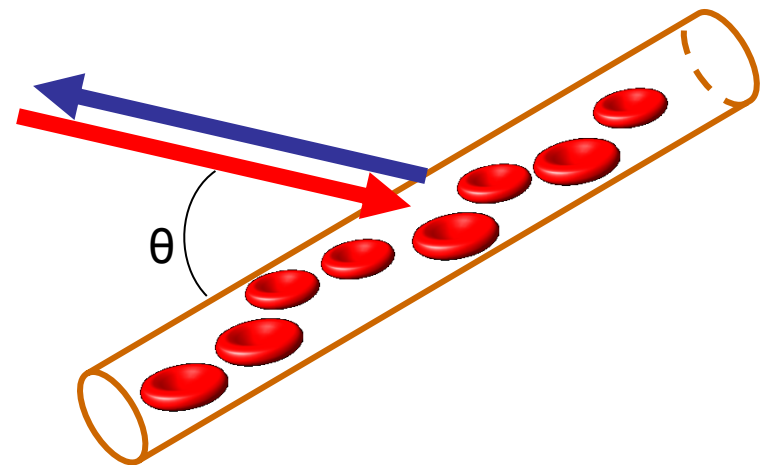
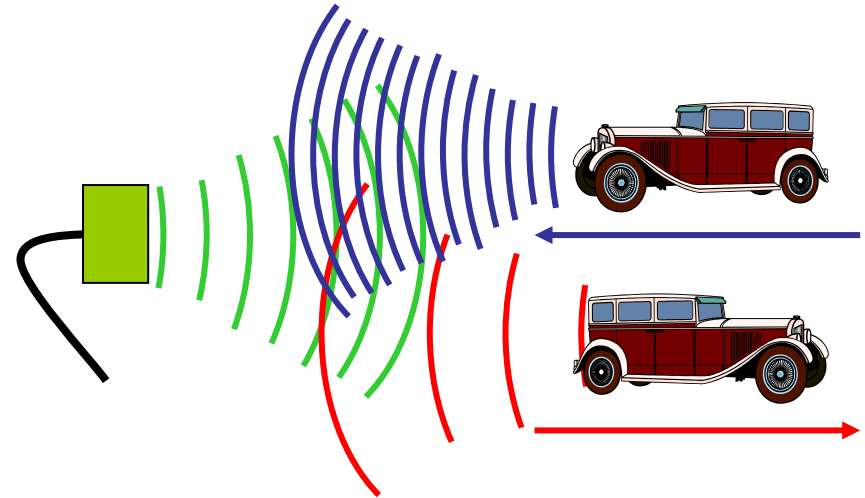
Φαινόμενο Doppler



- **Christian Johann Doppler**,
Αυστρία, 1803-1853
- **Φαινόμενο Doppler**
 - Η κίνηση των σκεδαστών μεταβάλλει τη συχνότητα του σήματος του λέιζερ
 - Δύο μεταβολές Doppler (μια για κάθε κατεύθυνση)

$$f_d = f_s \left(1 \pm 2 \frac{v_{sc}}{\lambda_0} \cos \theta \right)$$

- f_d = frequency measured at detector
- f_s = frequency of source
- v_{sc} = velocity of scatterer



Φαινόμενο Doppler



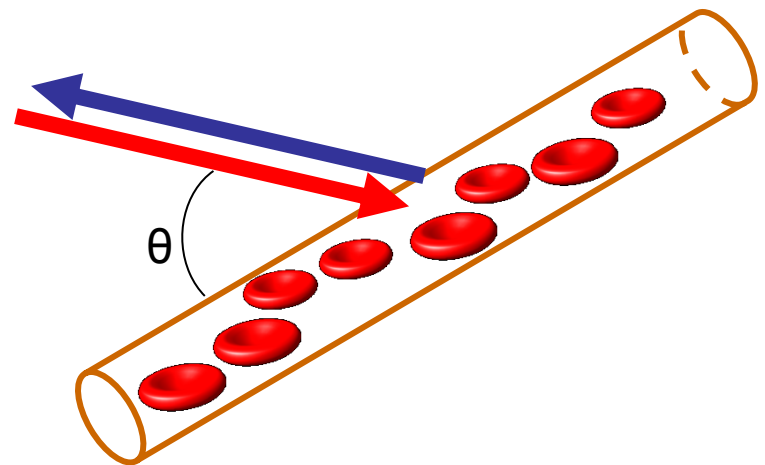
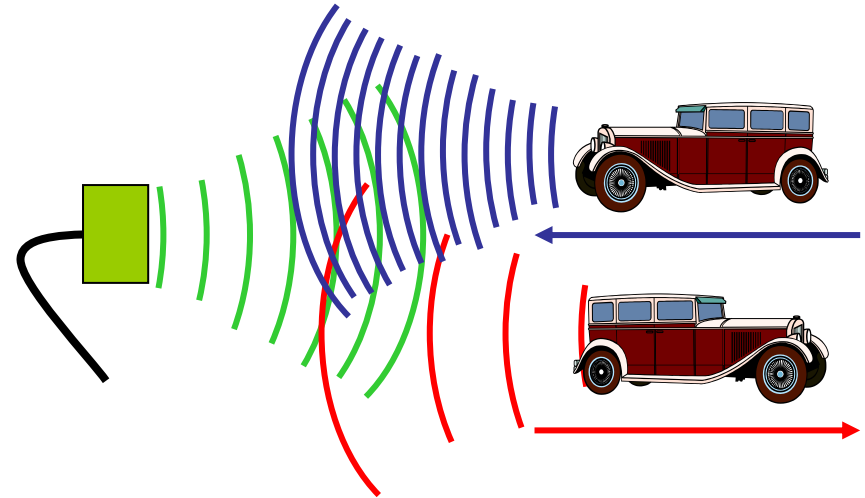
- Φαινόμενο Doppler

$$f_d = f_s \left(1 \pm 2 \frac{v_{sc}}{\lambda_0} \cos \theta \right)$$

$$\Delta f = f_d - f_s$$

$$v_{sc} = \Delta f \frac{\lambda}{2 \cos \theta}$$

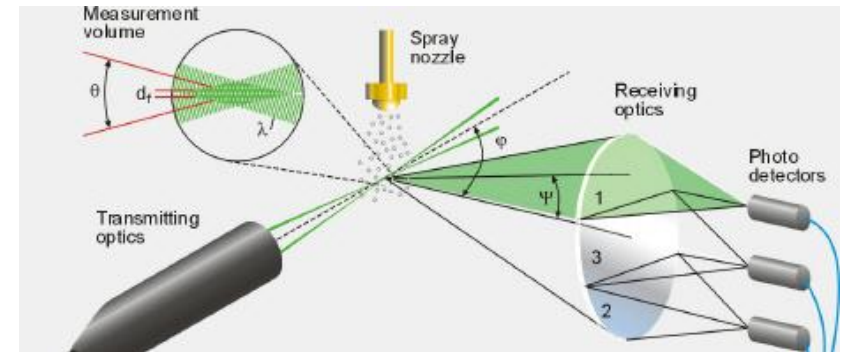
- Η Δf συνήθως μετράται με ετερόδυνη ανίχνευση (heterodyne detection)
 - Ένα μέρος του φωτός από την πηγή συνδυάζεται με το φως που έχει σκεδαστεί και μετράται η συχνότητα διακροτήματος (beat frequency)



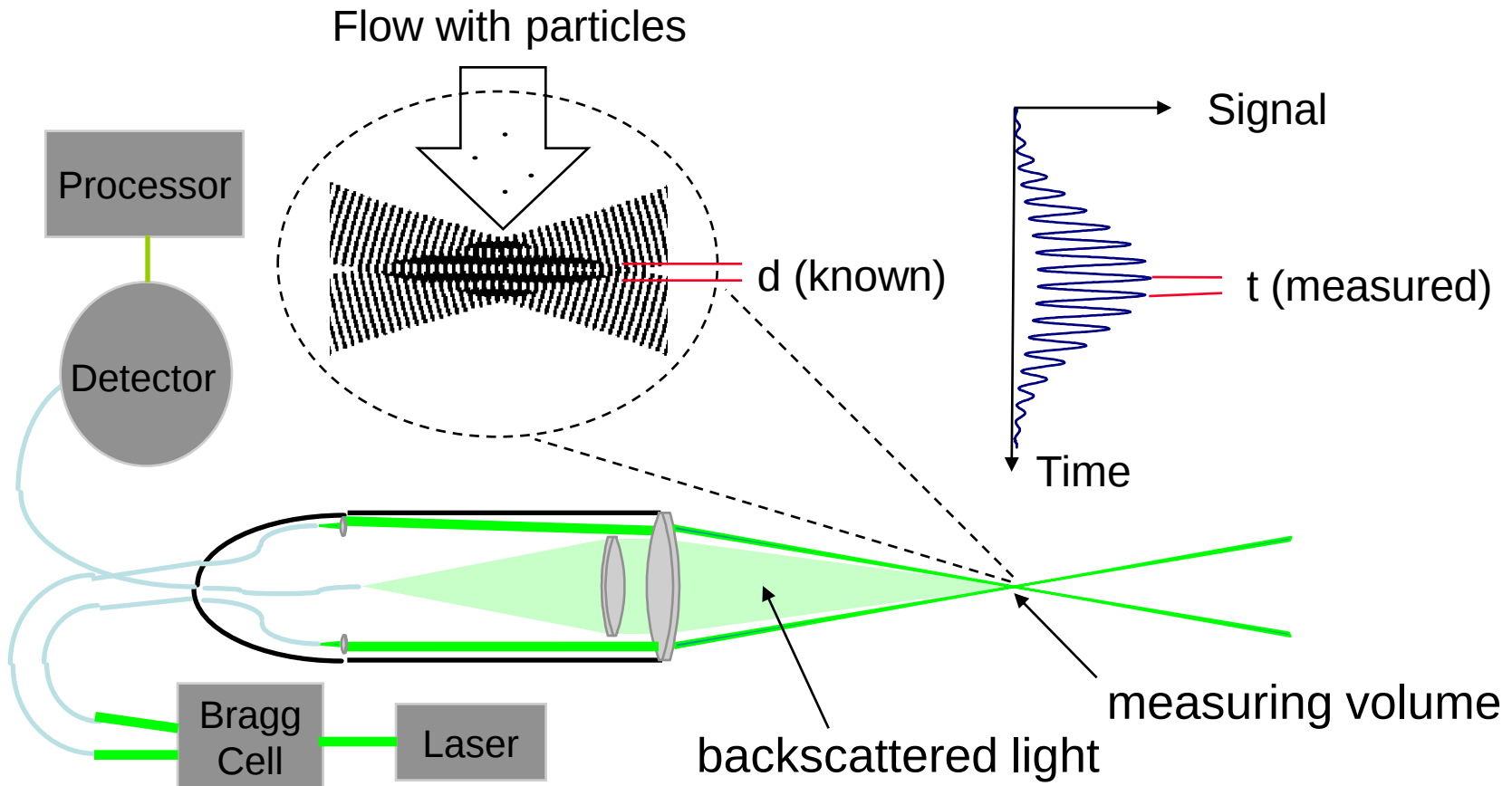
Ταχυμετρία Λέιζερ Doppler (Laser Doppler velocimetry - LDV)



- Ανακαλύφθηκε από τους Yeh και Cummins το 1964
- Μέτρηση ταχυτήτων σε δυναμική ρευστών (αέρια, υγρά)
 - Μέχρι και 3 συνιστώσες της ταχύτητας
- Προτερήματα
 - Μη-επεμβατική μέτρηση (οπτική μέθοδος)
 - Απόλυτη μέτρηση, δεν χρειάζεται βαθμονόμηση (calibration)
 - Πολύ ψηλή ακρίβεια
 - Πολύ ψηλή χωρική ευκρίνεια λόγω του μικρού όγκου μέτρησης
- Περιορισμοί
 - Απαιτούνται τροχοδεικτικά (tracer) σωματίδια

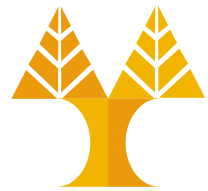


Ταχυμετρία Λείζερ Doppler (Laser Doppler velocimetry - LDV)



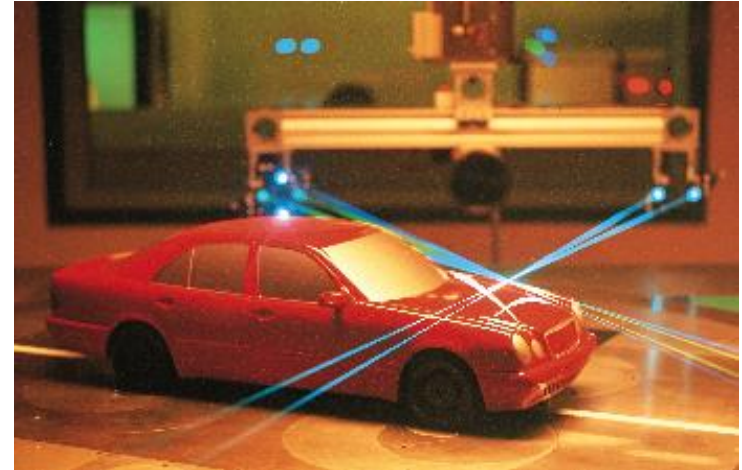
$$\text{Velocity} = \text{distance}/\text{time}$$

Ταχυμετρία Λείζερ Doppler (Laser Doppler velocimetry - LDV)

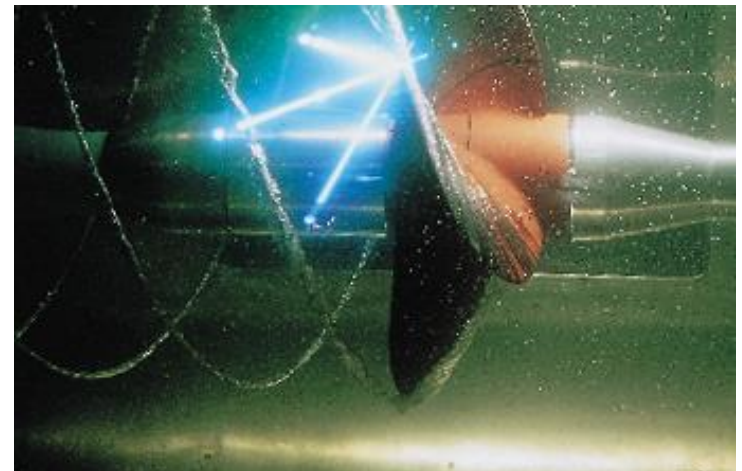


• Εφαρμογές της LDV

- Στρωτές (laminar) και τυρβώδεις (turbulent) ροές
- Έρευνες στην αεροδυναμική
- Υπερηχητικές ροές
- Τουρμπίνες, αυτοκίνητα κλπ.
- Υγρές ροές
- Επιφανειακές ταχύτητες και μετρήσεις δόνησης
- Θερμά περιβάλλοντα (φλόγες, πλάσματα κ.λπ.)
- Ταχύτητας σωματιδίων
- ... κλπ., κλπ., κλπ.

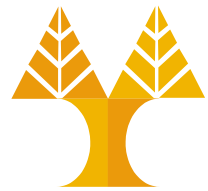


Measurement of flow field around a 1:5 scale car model in a wind tunnel (Photo courtesy of Mercedes-Benz, Germany)

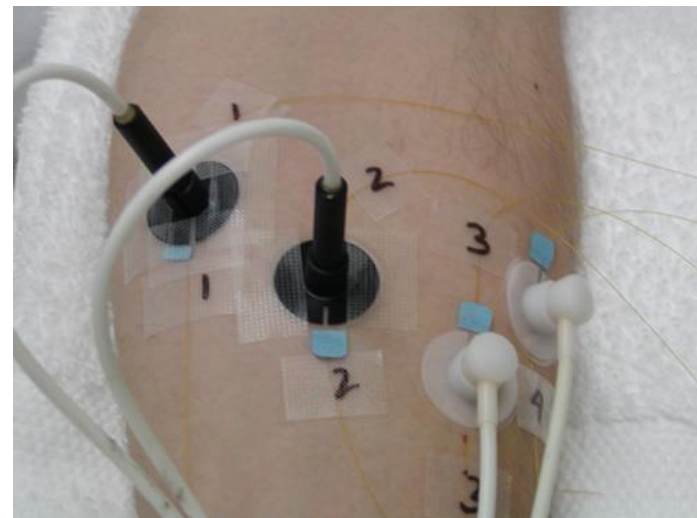


Measurement of flow around a ship propeller in a cavitation tank

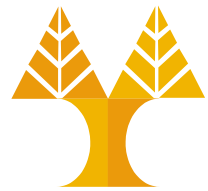
Ροομετρία Λέιζερ Doppler (Laser Doppler flowmetry - LDF)



- Σε ιατρικές εφαρμογές, το φαινόμενο Doppler χρησιμοποιείται κυρίως για μέτρηση της ταχύτητας της ροής του αίματος → ροομετρία
 - Μικροαγγειακή ροή αίματος και αιμάτωση (perfusion)
- **Προτερήματα της LDF**
 - Οι μετρήσεις μπορούν να γίνουν μέσω του δέρματος ή σε μια αρτηρία με ένα καθετήρα οπτικών ινών
 - Πολύ ψηλή ευαισθησία
 - Ευαίσθητη στη τοπική αιμάτωση
 - Ευέλικτο και εύκολο στη χρήση για τη συνεχή παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο
 - Μη-επεμβατική και χωρίς επαφή (σε αντίθεση με τους υπερήχους)
 - Δεν διαταράσσει την φυσιολογική κατάσταση της μικροκυκλοφορίας
 - Οι μικρές διαστάσεις των ανιχνευτών επιτρέπουν τη χρήση σε πειραματικά και κλινικά περιβάλλοντα που δεν είναι εύκολα προσβάσιμα με άλλες τεχνικές



Ροομετρία Λέιζερ Doppler (Laser Doppler flowmetry - LDF)

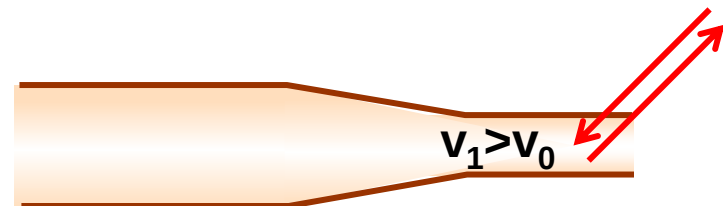
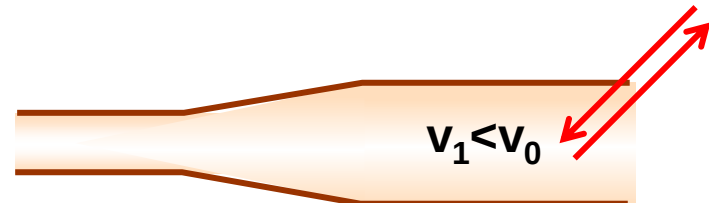


- **Περιορισμοί**

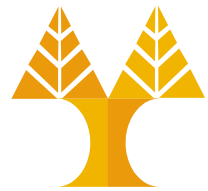
- Η LDF δεν μπορεί να δώσει απόλυτη μέτρηση της αιμάτωσης

- **Αλλαγές στην ταχύτητα**

- Μειωμένη ροή του αίματος μπορεί να σημαίνει ότι υπάρχει ένας περιορισμός πίσω από το σημείο μέτρησης.
- Ταχύτερη ροή του αίματος μπορεί να σημαίνει ότι μια αρτηρία είναι στενή στο σημείο της μέτρησης.

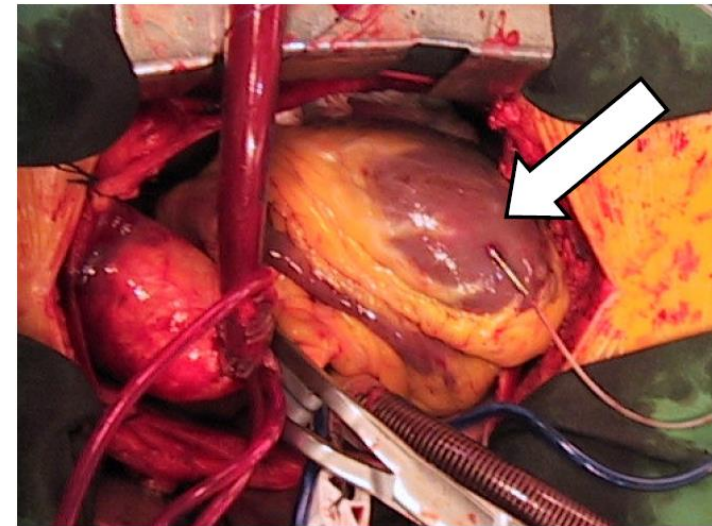


Ροομετρία Λείζερ Doppler (Laser Doppler flowmetry - LDF)



- **Εφαρμογές της LDF**

- Προεγχειριστική και Μετεγχειρητική παρακολούθηση ιστών
 - Παρακολούθηση και γρήγορη αναγνώριση της διακοπής της αιμάτωσης σε πτερύγιο μειώνει την αποτυχία
 - Εκτίμηση βάθους εγκαύματος
- Αλλεργίες, τεστ αλλεργιών, έρευνα σε δερματικές παθήσεις
- Γαστρεντερολογία
 - Εκτίμηση της ροής του αίματος και διαταραχών στο γαστρικό βλεννογόνο ή μέτρηση την επίδραση μιας παρέμβασης ή θεραπείας
- Εγκεφαλική αιματική ροή
 - Εκτίμηση της εγκεφαλικής αιμάτωσης σε ασθενείς με τραύμα στο κεφάλι
- Φαρμακολογικές Έρευνες
 - Αξιολόγηση των επιπτώσεων της τοπικής ή συστηματικής αγγειοδραστικών φαρμάκων στη ροή του αίματος των ιστών
- Έλεγχος ζωτικότητας των δοντιών
 - Εκτίμηση της διακύμανσης της ροή του αίματος στα τριχοειδή του πολτού
- Εργαστηριακές μελέτες σε ζώα
 - Οφθαλμική, εγκεφαλική, δερματική, ωτική, σπλαχνική, και η νεφρική ροή του αίματος

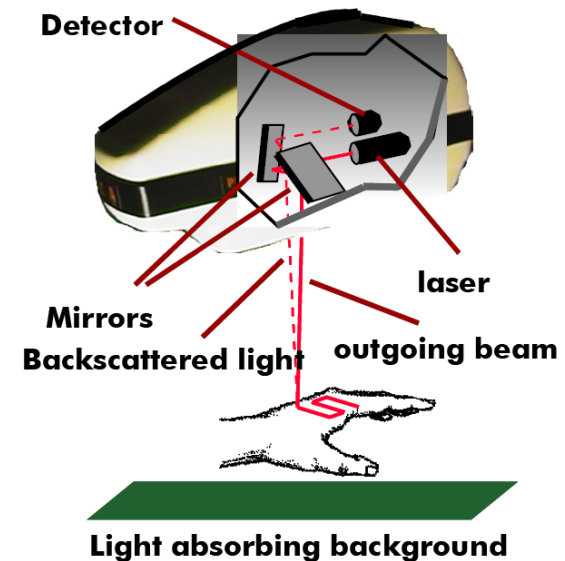
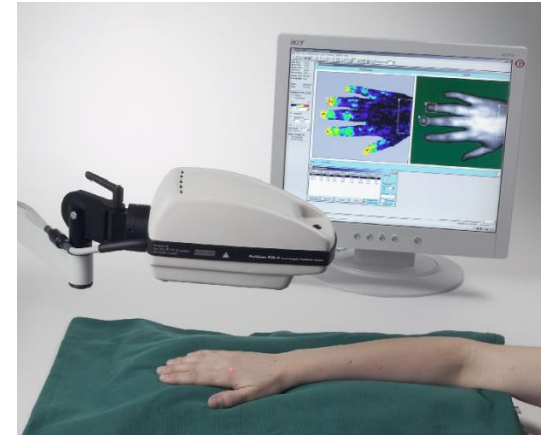


LDF measurements on the heart muscle during surgery

Απεικόνιση Λείζερ Doppler (Laser Doppler imaging - LDI)



- Απεικόνιση της ροής του αίματος με Doppler → Μη-επεμβατική χαρτογράφηση της ροής του αίματος στο δέρμα
 - Δέσμη λέιζερ χαμηλής έντασης σαρώνεται πάνω στο δέρμα
 - Μέσα στον ιστό, το φως σκεδάζεται και αλλάζει το μήκος κύματος του όταν χτυπήσει σε αίμα το οποίο κινείται (Doppler)
 - Ένα μέρος του φωτός οπισθοσκεδάζεται και φτάνει στον ανιχνευτή ο οποίος καταγράφει τα δεδομένα για επεξεργασία
- **Εικόνα Αιμάτωσης (perfusion image)**
 - [συγκέντρωση κινούμενων ερυθρών αιμοσφαιρίων] x [μέση ταχύτητα αυτών των αιμοσφαιρίων]
 - Η συγκέντρωση αντικατοπτρίζεται στην ένταση του σήματος Doppler
 - Η ταχύτητα αντικατοπτρίζεται στη μεταβολή της συχνότητας



Απεικόνιση Λείζερ Doppler (Laser Doppler imaging - LDI)



- **Προτερήματα**

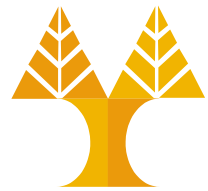
- Δυσδιάστατη πληροφορία ροής Doppler
- Δεν χρειάζεται άμεση επαφή με το δέρμα (πληγή/έγκαυμα)
- Μπορεί να χρησιμοποιηθεί επιπρόσθετα της κλινικής εξέτασης για να καθοριστεί κατά πόσο θα γίνει χειρουργική επέμβαση

- **Περιορισμοί**

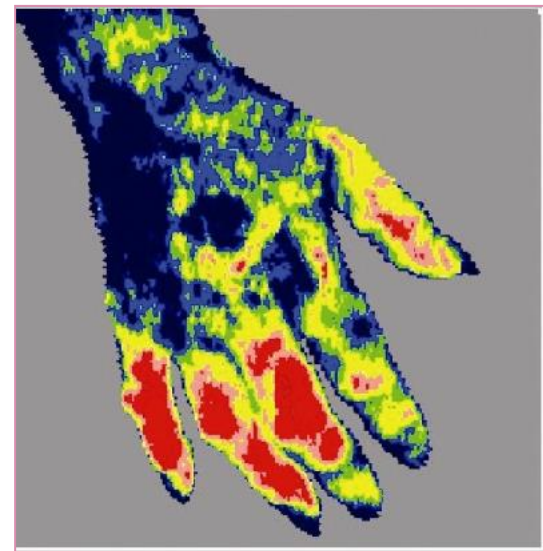
- Το λέιζερ σαρώνεται πάνω από την επιφάνεια του δέρματος
- Απαιτεί μηχανισμό σάρωσης (περιορίζει το μέγεθος και την ταχύτητα)



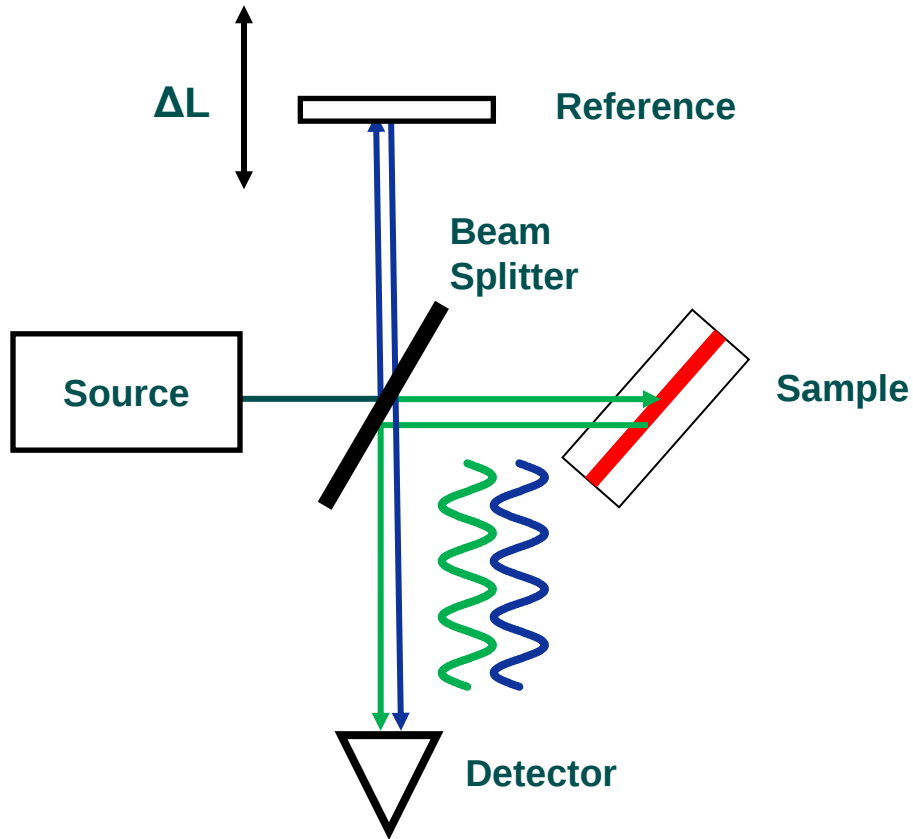
Απεικόνιση Λείζερ Doppler (Laser Doppler imaging - LDI)



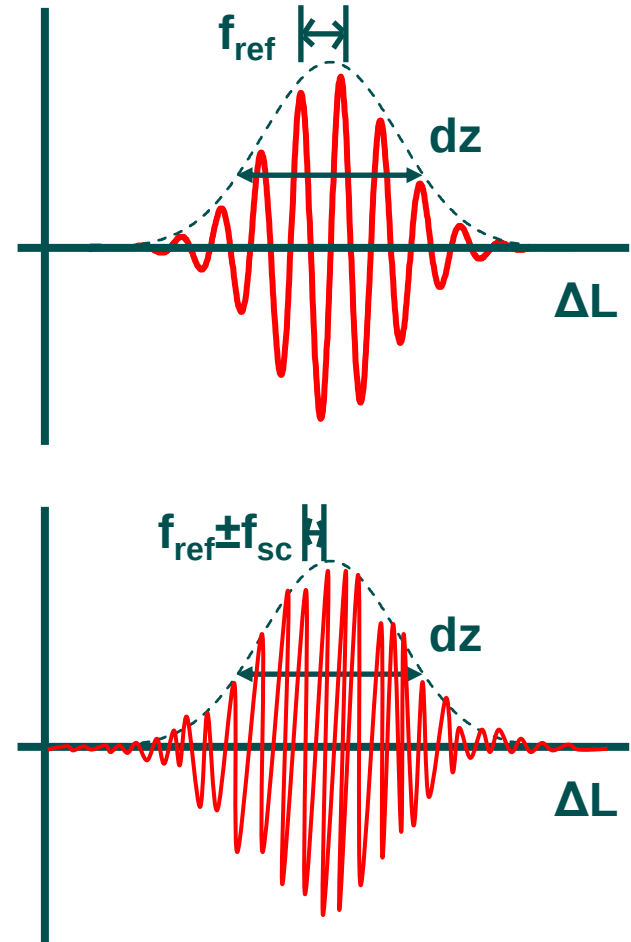
- **Αξιολόγηση του βάθους και της δυνατότητας επούλωσης των εγκαυμάτων και πληγών**
 - Βασική διαχείριση εγκαυμάτων και πληγών
 - Τα βαθιά δερματικά τραύματα και εγκαύματα συνήθως αντιμετωπίζονται με χειρουργική επέμβαση, η οποία συνήθως περιλαμβάνει την αφαίρεση του κατεστραμμένου δέρματος και ακολουθείται από μεταμόσχευση δέρματος
 - Δυσκολίες στην αξιολόγηση εγκαυμάτων
 - Δύσκολο να διακρίνει επιφανειακές δερματικές πληγές από τα βαθιά εγκαύματα του δέρματος
 - Δύσκολο να εκτιμηθεί το βάθος του εγκαύματος σε
 - Παιδιά
 - Άτομα με σκούρο δέρμα (συμπεριλαμβανομένων και εκείνων με εκ γενετής δερματικές βλάβες, μαύρισμα ή τατουάζ)
 - όταν η ζημία περιπλέκεται από οίδημα, υποξία των ιστών ή άλλες επιπλοκές
 - Κλινική αξιολόγηση
 - Οπτική και απτική εκτίμηση είναι η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος αξιολόγησης
 - Η ακρίβεια εξαρτάται από την εμπειρία του γιατρού
 - Καθορίζει τις αποφάσεις σχετικά με τη χειρουργική επέμβαση
 - Να γίνει νωρίτερα, και για μερικούς
 - Πρέπει να αποφεύγεται για άλλους



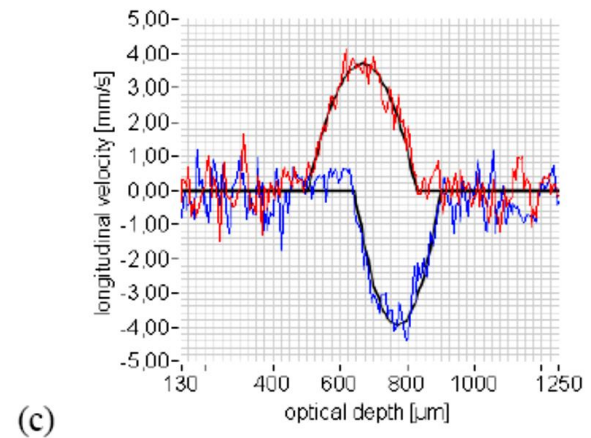
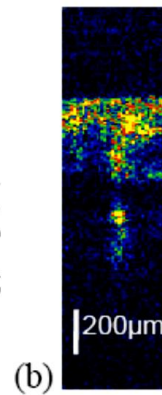
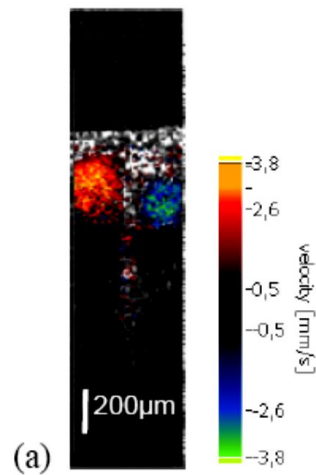
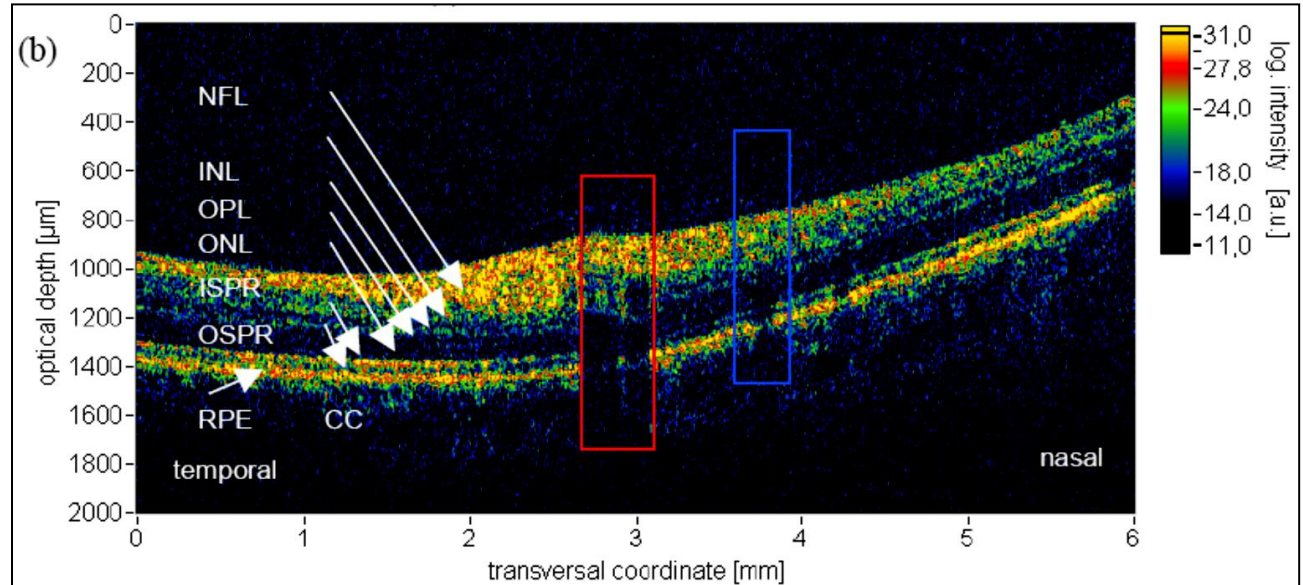
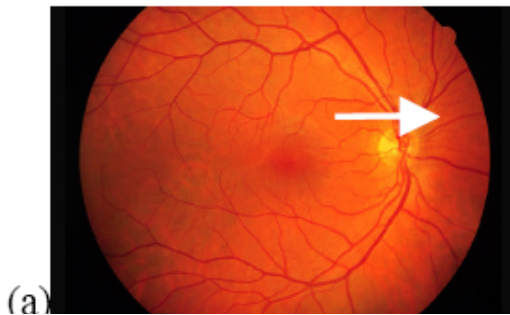
Doppler OCT



$$f_d = \frac{2v_{ref}}{\lambda_0} \pm \frac{2v_{sc}}{\lambda_0}$$



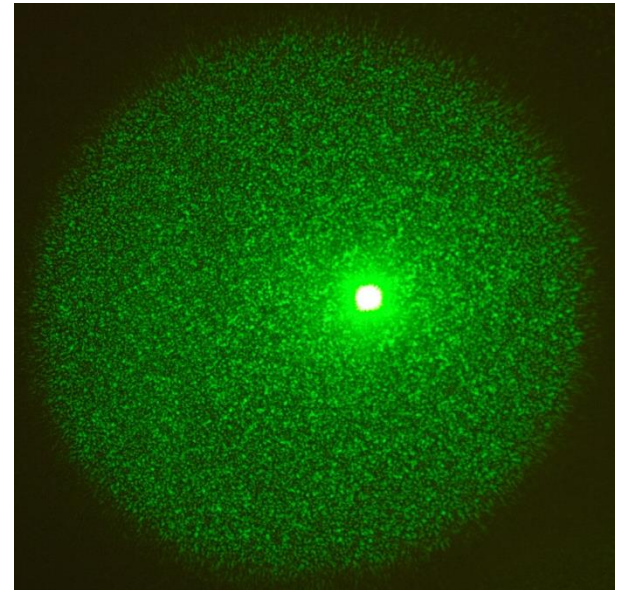
Doppler OCT



Laser Speckle



- **Speckle was discovered as an unexpected phenomenon when the first lasers were in operation (~ 1960)**
- **Optical interference effect**
 - Objects are illuminated with coherent (laser) or partially coherent light
 - Constructive and destructive interference from multiple sub-resolution objects
 - Grainy in appearance, with light and dark "speckles"
- **Laser speckle offers the possibility of developing a full-field technique for velocity map imaging**
 - Produces an instantaneous map of velocities in real time
 - No need for scanning
 - Blood flow measurement in assessing conditions such as
 - Inflammation, healing process, burn assessment, intra-operative measurement, dermatology (psoriasis, skin flap failure, skin irritation), physiology



Laser Speckle

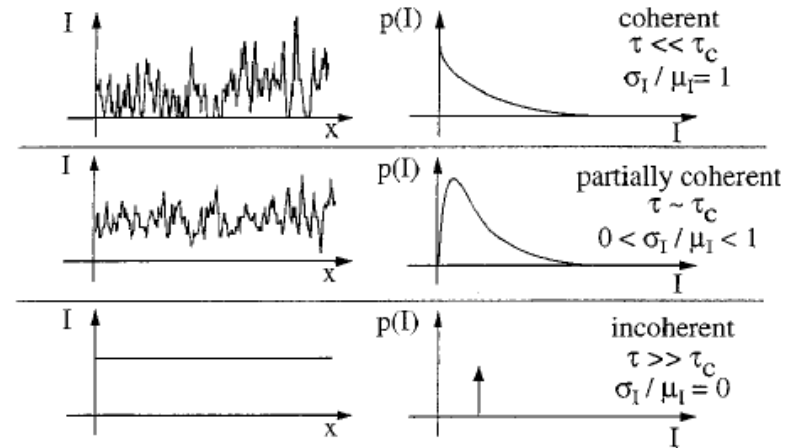


- **Properties of speckle**

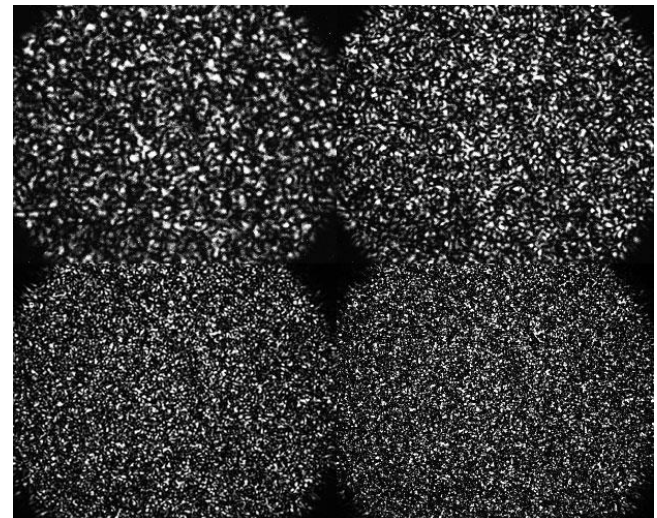
- A random phenomenon which can only be described statistically
- The size of the individual speckles has in general nothing to do with the structure of the surface
 - Determined entirely by the aperture of the optical system used to observe the speckle pattern (eye, camera aperture, etc.)
- Speckle contrast

$$C_{\text{speckle}} = \frac{\sigma}{\langle I \rangle} \leq 1$$

- σ : standard deviation
- $\langle I \rangle$ mean intensity
- Ideal case = 1
- Completely blurred = 0



Thompson, APPLIED OPTICS, 36 (16) 3726, 1997



Laser Speckle



- **Time-varying speckle**

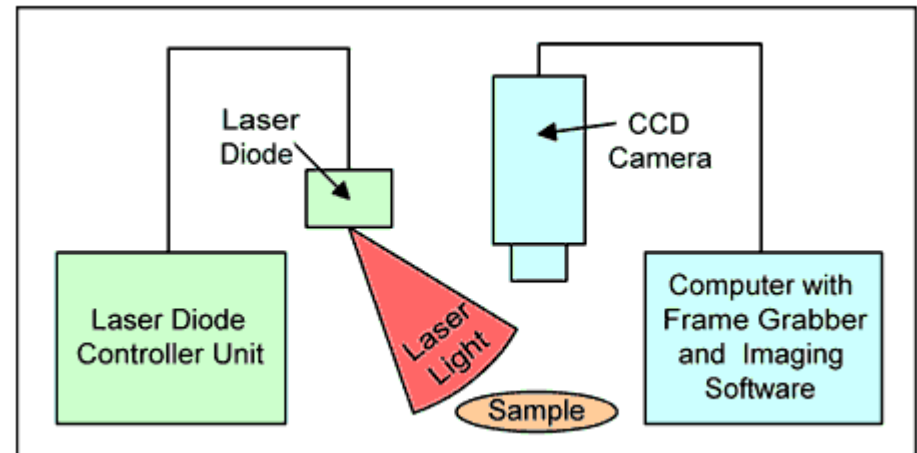
- Speckle pattern changes with motion
- Small movements of a solid object → speckles move with the object (i.e., they remain correlated)
- Larger motions → speckles “decorrelate” and the speckle pattern changes completely.
- Decorrelation also occurs when the light is scattered from a large number of individual moving scatterers, such as particles in a fluid.



Laser Speckle Imaging (LSI)



- **Acquire successive images of sample speckle**
 - Each image will display a slightly different speckle pattern, caused by the change of position of moving scatterers in the area of interest.
 - If the time lapse between images is known
 - Examine the intensity variation of individual speckles at the same position in each image
 - Calculate the velocity of the scatterers responsible for the variation.



Laser Speckle Imaging System

Laser Speckle Imaging (LSI)



- **Velocity (in arbitrary unit)**
 - Computed from the inverse of the correlation time
- **Relative velocities**
 - Relative spatial and temporal velocities can be easily obtained from the ratios of the correlation times
- **Absolute velocity**
 - Theoretically, it is possible
 - Relate the correlation time to the absolute velocities of the red blood cell
 - However, it is difficult to do in practice
 - The number of moving particles that the light interact with and their orientation are unknown.
- **The relative blood flow is computed by taking the ratio of the correlation time image at any point and a baseline image**

$$\frac{\sigma_s}{\langle I \rangle} = \left\{ \frac{\tau_c}{2T} \left(1 - e^{-\frac{2T}{\tau_c}} \right) \right\}^{\frac{1}{2}}$$

$$v \propto \frac{1}{\tau_c}$$

T: exposure time of the CCD

τ_c : correlation time

σ_s : standard deviation of the speckle pattern intensity

$\langle I \rangle$: mean intensity of the speckle pattern

v: relative velocity

Laser Speckle Imaging (LSI)



- **Important considerations**

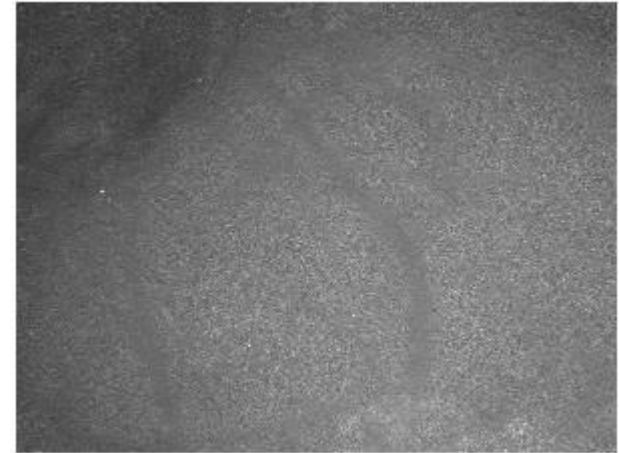
- Laser wavelength
 - Suitable to achieve some tissue penetration for blood flow mapping.
- Pixel Size
 - To ensure proper sampling of the speckle pattern, the size of a single speckle should be approximately equal to the size of a single pixel in the image
- ROI for statistical estimates
 - The size of the region over which the speckle contrast is computed must be large enough to contain a sufficient number of pixels to ensure accurate determination of standard deviation & mean intensity
 - But not so large that significant spatial resolution is lost
 - In practice: 5x5 or 7x7

Laser Speckle Imaging (LSI)

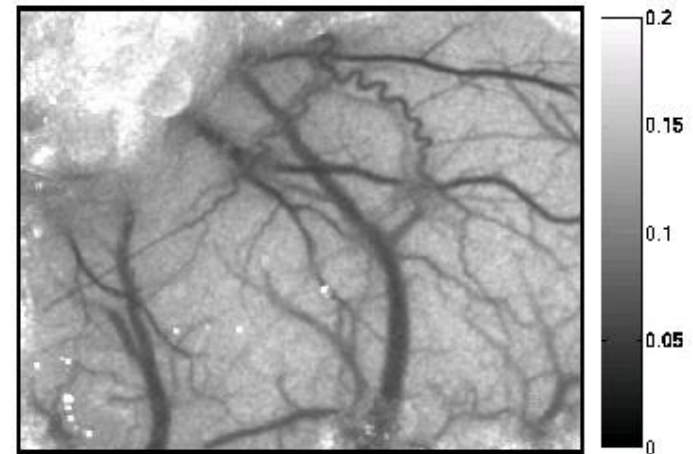


- **Raw Vs. Speckle Contrast Image**

- 785 nm laser diode expanded to illuminate a 6x4mm area of rat cortex (skull removed, dura intact)
- The area was imaged onto an 8-bit CCD camera
- Speckle contrast range: 0 ~ 1
 - 1: no blurring of the speckle pattern
 - 0: the scatters are moving fast enough to average out all of the speckles
- Darker color → higher blood flow



raw speckle image



speckle contrast image

Laser Speckle Imaging (LSI)

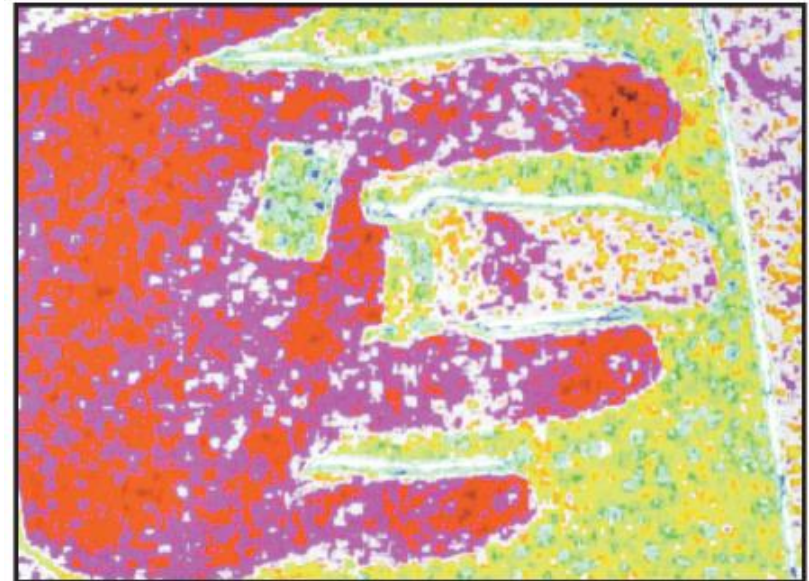
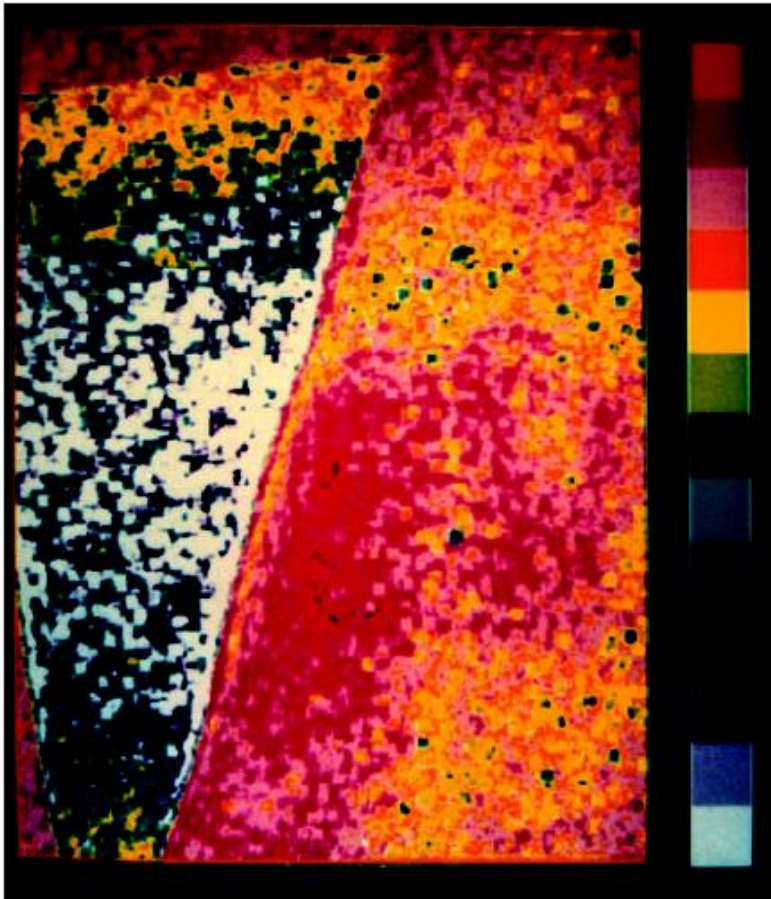


Image of a hand, showing the reduction in perfusion caused by a rubber band around the base of a finger. (The rectangle is a control patch to ensure there was no gross movement of the hand.)

Figure 13. Laser speckle contrast image of part of a forearm, showing increased perfusion around a superficial burn (scalded by steam).

Laser Speckle Imaging (LSI)

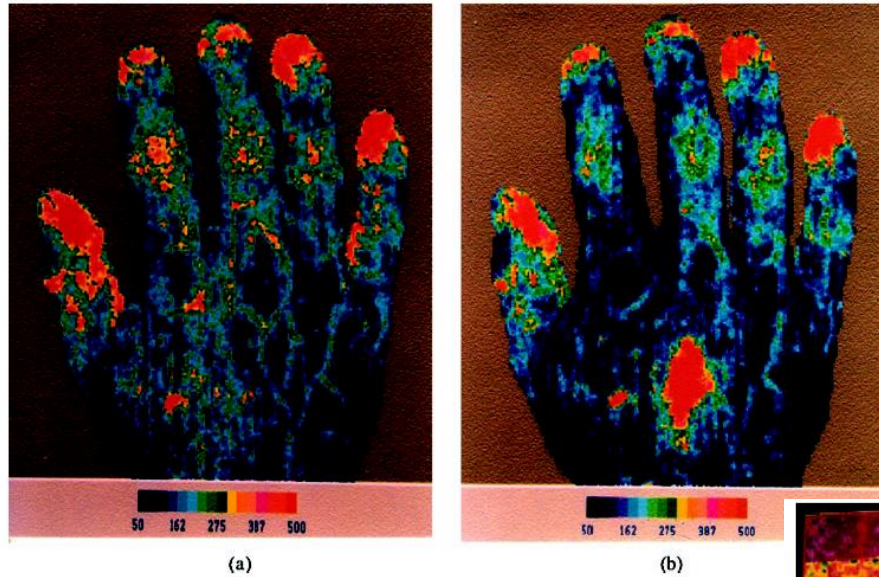


Figure 11. Laser Doppler images, showing perfusion (a) before and (b) after gently scratching a small area on the back of a hand.

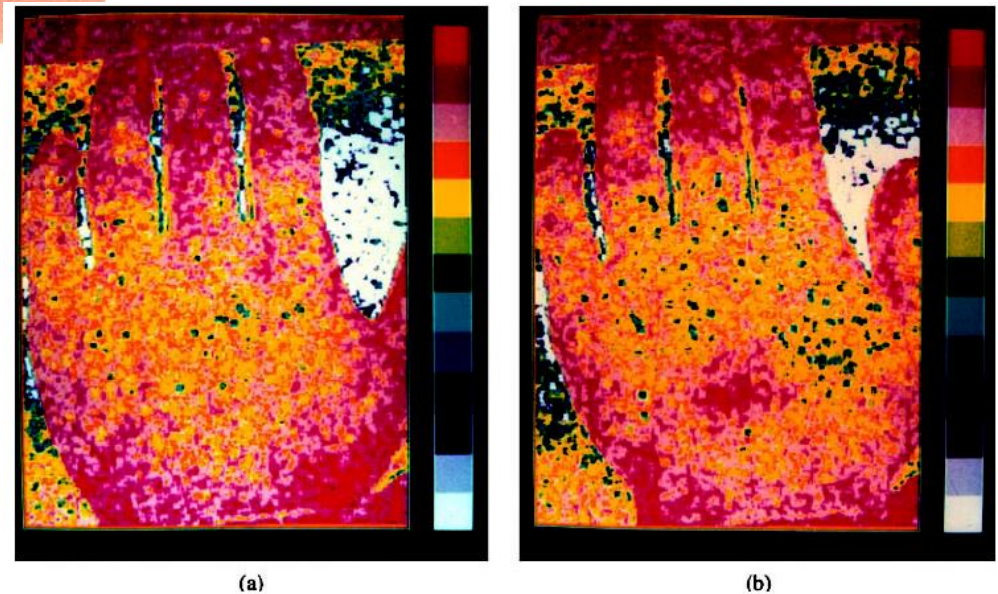


Figure 12. Laser speckle contrast images, showing perfusion (a) before and (b) after gently scratching a small area on the back of a hand.

Laser Speckle Imaging (LSI)



• Comparison Four Blood Perfusion Imager

	Laser Doppler imagers		Laser speckle contrast imagers	
	Moor Instruments (moorLDI)	Lisca AB (PIM II)	Kingston (LASCA)	Harvard
Wavelength	633, 685, 780 and 830 nm	670 nm	633 nm	780 nm
Depth probed	0.1–2 mm	0.1–1 mm	0.1–1 mm	0.1–1 mm
Laser power	2 mW	1 mW	30 mW ^a	30 mW ^a
Maximum scan area	500 × 500 mm	300 × 300 mm	150 × 150 mm ^a	20 × 20 mm ^a
Pixels displayed	256 × 256	256 × 256	640 × 480	640 × 480
True resolution	256 × 256 ^b	64 × 64 ^c	128 × 96 ^d	128 × 96 ^d
Time for image capture or scan	5 min ^e	4 ½ min ^f	1/50 s	1/60 s
Time for capture plus processing	5 min ^e	4 ½ min ^f	1 s	1 s

^a As the whole area is illuminated in the laser speckle technique, the laser power required will always be higher than that of the scanning laser Doppler imagers. However, the power required can be reduced by having a more sensitive CCD camera or by imaging a smaller area. Likewise, the area that can be imaged depends on the laser power and the camera sensitivity. The areas quoted here are those actually used by the groups concerned.

^b The moorLDI processes each pixel in the array, at the expense of a relatively slow scan rate.

^c The Lisca PIM II processes an array of 64 × 64 pixels and interpolates this to obtain the 256 × 256 display.

^d The quoted resolution for the laser speckle contrast imagers assumes that a 5 × 5 pixel block has been selected for computing the local contrast. If a 7 × 7 block is used, in order to improve the statistics, the true resolution is reduced to 90 × 70 pixels.

^e By reducing the number of scanned points to 64 × 64, the scan time can be reduced to 40 seconds.

^f This can be reduced to just over 1 ½ minutes at the expense of image quality.

Figure 1 consists of four panels (a, b, c, d) showing fluorescence images of brain sections. Panels a and b show low perfusion, with blue and green fluorescence. Panels c and d show high perfusion, with red and yellow fluorescence. A color scale at the bottom indicates perfusion levels from low (blue) to high (red).

Figure 3 compares perfusion maps of rabbit MCL generated using the remote LSI and the endoscopic LSI. The images are color coded, with low flow areas represented by blue, moderate flow areas represented by green and yellow, and high flow areas represented by pink, red and white. Figure 3a,b show the decreased blood flow to the joint capsule produced by femoral artery occlusion measured using the remote LSI system. Figure 3c,d show similar images generated with the endoscopic LSI system. The field of view is similar to the remote instrument and the same blood vessels can be seen in each image. The dark blue object in the bottom left corner of each image is a corner from the square target used for motion detection.

