



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΘΕΡΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ
THERMOGRAPHY OF THE LOWER LIMBS

Γεωργίου Βασίλειος

Αριθμός μητρώου:48014015

Επιβλέπουσα Καθηγήτρια:

Αικατερίνη Σκουρολιάκου, Καθηγήτρια

Αθήνα 11/10/2023

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Η Επιβλέπουσα Καθηγήτρια

Αικατερίνη Σκουρολιάκου

Καθηγήτρια

Ευστράτιος Δαβίδ

Επίκουρος Καθηγητής

Νεκτάριος Καλύβας

Αναπληρωτής Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ] [ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ] [ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Γεωργίου Βασίλειος του Ηλία, με αριθμό μητρώου 48014015 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου/διπλώματός μου».

Ημερομηνία

11.10.2023

Ο Δηλών

Γεωργίου Βασίλειος



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός αυτής της εργασίας είναι η θερμογραφική μελέτη των κάτω άκρων με τη τεχνική της υπέρυθρης απεικόνισης και η ποσοτική εκτίμηση της φυσιολογικής κατανομής θερμοκρασίας στα κάτω άκρα. Το κυκλοφορικό σύστημα περιλαμβάνει την καρδιά, που συνιστά το βασικό όργανο και επίσης το πολύπλοκο δίκτυο αρτηριών, φλεβών και τριχοειδών αγγείων. Το κυκλοφορικό σύστημα επιφορτίζεται με την κίνηση των δύο υγρών του σώματος, του αίματος και της λέμφου. Το κυκλοφορικό σύστημα των κάτω άκρων είναι ζωτικής σημασίας για τον εντοπισμό και τη θεραπεία τραυματισμών, τη βελτιστοποίηση της αθλητικής απόδοσης, τη διατήρηση της συνολικής υγείας και κινητικότητας ενώ ολοένα και περισσότερες έρευνες υποστηρίζουν ότι η μελέτη των αρτηριών του ποδιού ενδέχεται να μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διάγνωση σοβαρών καρδιαγγειακών νόσων. Η επιφανειακή κατανομή θερμοκρασίας που μπορεί να μελετηθεί θερμογραφικά εξαρτάται από την κυκλοφορία του αίματος και ως εκ τούτου μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως δείκτης για τη μελέτη της. Η θερμική απεικόνιση πραγματοποιείται με μη ιονίζουσα ακτινοβολία και χωρίς επαφή, επομένως δεν βλάπτονται οι ιστοί ενώ οι μετρήσεις λαμβάνονται με ευκολία και ακρίβεια. Η εκτίμηση του θερμογραφικού χάρτη που λαμβάνεται μέσω της υπέρυθρης απεικόνισης μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση της εξέλιξης δυσλειτουργιών του κυκλοφορικού συστήματος στα κάτω άκρα.

Λέξεις-Κλειδιά: Θερμογραφία, Υπέρυθρη ακτινοβολία, Θερμική απεικόνιση, Θερμοκρασία, Κυκλοφορικό σύστημα κάτω άκρων

ABSTRACT

The aim of this thesis is the thermographic study of the lower limbs using infrared thermography imaging and the quantitative assessment of the physiological temperature distribution in the lower limbs. The circulatory system includes the heart, which is the main organ and also the complex network of arteries, veins and capillaries. The circulatory system is charged with the movement of the body's two fluids, blood and lymph. The circulatory system of the lower limbs is vital for the detection and treatment of injuries, optimizing athletic performance, maintaining overall health and mobility while more and more research supports that the study of the arteries of the leg may indicate serious cardiovascular diseases. The surface temperature distribution that can be studied thermographically is dependent on blood circulation and therefore can be used as an indicator for its study. Thermal imaging is performed with non-ionizing radiation and without contact, therefore no tissue damage occurs and measurements are obtained with ease and accuracy. The assessment of the thermographic map obtained by infrared imaging can be used to monitor the progression of circulatory system dysfunctions in the lower limbs.

Keywords: Thermography, Infraredradiation, Thermalimaging, Temperature, Circulatory system of the lower limbs

Ευχαριστίες:

Με την ολοκλήρωση της διπλωματικής εργασίας, θα ήθελα να ευχαριστήσω πολύ την επιβλέπουσα καθηγήτρια μου, κυρία Αικατερίνη Σκουρολιάκου για την υποστήριξη, την βοήθεια και τις γνώσεις που μου παρήχε καθόλη τη διάρκεια της συγγραφής της διπλωματικής εργασίας, την εμπιστοσύνη που μου έδειξε για την επιτυχή ολοκλήρωση της διπλωματικής εργασίας καθώς και να την ευχαριστήσω για το ενδιαφέρον θέμα που μου δώθηκε.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φοιτητές και τους ανθρώπους που δέχτηκαν και με βοήθησαν στο πειραματικό μέρος της εργασίας καθώς και την Καλούδη Αγάθη που με στήριξε για την ολοκλήρωση της διπλωματικής εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου και τον αδερφό μου που με στήριξαν και την συμπαράσταση που μου έδειξαν σε όλη τη διάρκεια των σπουδών μου καθώς και τους φίλους μου που με στήριξαν μέχρι την ολοκλήρωση της διπλωματικής εργασίας.

Περιεχόμενα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	4
ABSTRACT	5
Εισαγωγή	9
Κεφάλαιο 1: Αίμα και κυκλοφορικό σύστημα	12
1.1 Το ανθρώπινο κυκλοφορικό σύστημα	12
1.2 Η λειτουργία της Καρδιάς	14
1.3 Θερμογραφία και καρδιαγγειακό σύστημα	16
Εικόνα 1:.....	21
Κεφάλαιο 2: Ηλεκτρομαγνητική Ακτινοβολία.....	21
2.1 Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα	21
2.2 Σκέδαση Φωτός	26
2.3 Διάθλαση Φωτός	28
Εικόνα 2:.....	28
2.4 Οι χρήσεις της Ηλεκτρομαγνητικής Ακτινοβολίας	31
2.4.1 Ιονίζουσα Ακτινοβολία	Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.
2.4.2 Μη Ιονίζουσα Ακτινοβολία	Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.
Εικόνα 3: Ο νόμος τους Planck	36
Εικόνα 4: Νόμος του Wein	37
Κεφάλαιο 3: Θερμογραφία Κάτω Άκρων.....	41
3.1 Η Ανατομία των Κάτω Άκρων	41
3.2 Θερμογραφία Κάτω Άκρων	44
Εικόνα 5:.....	51
Εικόνα 6:.....	51
Κεφάλαιο 4: Πειραματικό μέρος.....	53
4.1 Κάμερα υπέρυθρων	53
4.2 Πρωτόκολλο	54
4.3 Επεξεργασία	54
Εικόνα 8: Φωτογραφία και θερμογράφημα γυναίκας στην επιφάνεια της ράχης του ποδιού με χρωματική παλέτα «arctic»	56
Εικόνα 9: Φωτογραφία και θερμογράφημα γυναίκας στην επιφάνεια του πέλματος του ποδιού με χρωματική παλέτα «arctic».....	56
Εικόνα 10: Φωτογραφία και θερμογράφημα άνδρα στην επιφάνεια του πέλματος του ποδιού με χρωματική παλέτα «arctic».....	56
Εικόνα 11:.....	57
Εικόνα 12:.....	57
Εικόνα 13:.....	58

Εικόνα 14:.....	58
4.4 Μετρήσεις	59
Πίνακας 1 :Πίνακας μετρήσεων στη περιοχή του ανθρώπινου ποδιού στη ράχη	61
Πίνακας 2 :	61
Συμπεράσματα.....	61
Βιβλιογραφία.....	65

Εισαγωγή

Στην παρούσα εργασία μελετάται η θερμογραφία των κάτω άκρων. Για τη μελέτη του συγκεκριμένου θέματος πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική ανασκόπηση, η οποία περιλαμβάνει τη μελέτη της συναφούς βιβλιογραφίας και την κριτική σύνθεση αυτής. Η εργασία περιλαμβάνει πέντε κεφάλαια. Στο πρώτο κεφάλαιο παρουσιάζεται το κυκλοφορικό σύστημα. Το κυκλοφορικό σύστημα περιλαμβάνει την καρδιά, που συνιστά το βασικό όργανο και επίσης το πολύπλοκο δίκτυο αρτηριών, φλεβών και τριχοειδών αγγείων. Το κυκλοφορικό σύστημα επιφορτίζεται με την κίνηση των δύο υγρών του σώματος, του αίματος και της λέμφου. Το αίμα μεταφέρει οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά σε ολόκληρο τον οργανισμό, τα όργανα και τους ιστούς, διαμέσου των αρτηριών και συλλέγει το διοξείδιο του άνθρακα και τα υπολείμματα του μεταβολισμού. Μέσω του δικτύου των φλεβών, το αίμα επανέρχεται στην καρδιά όπου εισέρχεται στον πνεύμονα, καθαρίζεται και ανταλλάσσει το διοξείδιο του άνθρακα με οξυγόνο, οπότε ένας νέος κύκλος συστηματικής κυκλοφορίας εκκινεί. Οι συσπάσεις του καρδιακού μυ συνδέονται με τον καρδιακό παλμό, ενώ ο αριθμός των παλμών είναι αντιστρόφως ανάλογος του μεγέθους των έμβιων οργανισμών. Έτσι, για έναν υγιή ενήλικα, ο φυσιολογικός αριθμός παλμών είναι περίπου 70.

Μια από τις πιο σοβαρές και συχνές παθήσεις του καρδιαγγειακού συστήματος είναι η στεφανιαία νόσος, η οποία συνιστά και την πιο συχνή αιτία θανάτου των ενηλίκων ανδρών και γυναικών στις σύγχρονες κοινωνίες. Το ενδεχόμενο δημιουργίας αθηρωματικής πλάκας στις αρτηρίες αυξάνεται φυσιολογικά με το πέρασμα των ετών και καθώς ο άνθρωπος εισέρχεται στην τρίτη ηλικία, ωστόσο, ο τρόπος ζωής επιταγχύνει την εμφάνιση της πάθησης με δυσάρεστες συνέπειες. Η στεφανιαία νόσος προκαλείται όταν στο μυοκάρδιο εισέρχεται μικρότερη από το φυσιολογικό ποσότητα αίματος, η οποία οφείλεται είτε σε συστολή, είτε σε στένωση των στεφανιαίων αρτηριών, η οποία προκαλείται από την εναπόθεση αθηρωματικής πλάκας σε αυτές. Καθώς η στεφανιαία νόσος εντάσσεται στις καρδιαγγειακές νόσους, οι οποίες ανήκουν στις μη μεταδιδόμενες ασθένειες, αποτελεί μια πρόκληση σε εθνικό και προσωπικό επίπεδο η πρόβλεψη και μείωση του αριθμού των ασθενών, μέσα από την ορθή ενημέρωση και την εκπαίδευση, καθώς βασικός παράγοντας εναπόθεσης αθηρωματικής πλάκας στις στεφανιαίες αρτηρίες είναι η κακή διατροφή και ο καθιστικός τρόπος ζωής, που χαρακτηρίζουν τους ανθρώπους που κατοικούν στις σύγχρονες δυτικές κοινωνίες.

Η θερμική απεικόνιση αποβλέπει στην έγκαιρη διάγνωση και την επισήμανση των σημείων της βλάβης και πραγματοποιείται με μη ιονίζουσα ακτινοβολία. Η χρήση της στηρίζεται στην διαπίστωση σχετικά με την αλλαγή στη θερμοκρασία του δέρματος στις περιοχές εναπόθεσης αθηρωματικής πλάκας. Άλλες μέθοδοι διάγνωσης, όπως η υπερηχογραφία Doppler, φέρουν ένα σύνολο μειονεκτημάτων, όπως η επιρροή στη λήψη μετρήσεων από τον επαγγελματία που πραγματοποιεί το υπερηχογράφημα ενώ καθοριστικό ρόλο φαίνεται να διαδραματίζει και η θέση στην οποία τοποθετείται ο μορφοτροπέας, ο οποίος πρέπει να τοποθετείται κάθετα στο αιμοφόρο αγγείο προκειμένου οι μετρήσεις να είναι βέλτιστες. Από την άλλη πλευρά, η θερμική απεικόνιση πραγματοποιείται χωρίς επαφή, επομένως δεν βλάπτονται οι ιστοί ενώ οι μετρήσεις λαμβάνονται με ευκολία και ακρίβεια. Ταυτόχρονα, ολοένα και μεγαλύτερος αριθμός ερευνών καταλήγει στο συμπέρασμα ότι η εναπόθεση αθηρωματικής πλάκας στις αρτηρίες οδηγεί σε διαφορά θερμοκρασίας, η οποία είναι δυνατόν να αποτυπωθεί με τη μέθοδο της θερμογραφίας, ενώ η μέθοδος καθίσταται αποτελεσματική όταν εφαρμόζεται στα άνω ή κάτω άκρα.

Στο δεύτερο κεφάλαιο, παρουσιάζεται η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, προκύπτει από τον συνδυασμό ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου και περιλαμβάνει το εύρος των συχνοτήτων του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Καθώς μεταβάλλεται η συχνότητα της εκάστοτε ακτινοβολίας μεταβάλλεται και η ενέργεια που αυτή η ακτινοβολία μεταφέρει. Έτσι, κάθε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία μεταφέρει διαφορετική ποσότητα ενέργειας καθώς η ενέργεια των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων εξαρτάται μόνο από τη συχνότητα. Με βάση τη συχνότητα ή το μήκος κύματος, το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα διαχωρίζεται σε διακριτές περιοχές, μια εκ των οποίων είναι και η περιοχή του ορατού φωτός που συμπίπτει με τα χρώματα του ουράνιου τόξου.

Κάθε περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος έχει μοναδικά χαρακτηριστικά και εφαρμογές. Επιστήμονες και μηχανικοί έχουν αναπτύξει πολλές μεθόδους και διάφορες τεχνικές προκειμένου να αξιοποιήσουν τους διάφορους τύπους ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας για ποικίλες εφαρμογές, όπως επικοινωνία, ψυχαγωγία, ιατρική διάγνωση και θεραπεία, επιστημονική έρευνα και βιομηχανικές εφαρμογές. Η περιοχή του υπέρυθρου χρησιμοποιείται σε θερμικές απεικονίσεις αλλά και σε συσκευές λήψης εικόνων σε συνθήκες απουσίας φωτός.

Στο τρίτο κεφάλαιο πραγματοποιείται μια παρουσίαση της ανατομίας των κάτω άκρων όπου, περιλαμβάνεται το ισχίο, ο μηρός, το γόνατο, το πόδι, ο αστράγαλος και η περιοχή του κάτω πόδα. Τα κάτω άκρα είναι απαραίτητα για τη βάρδια, καθώς και οποιαδήποτε δραστηριότητα σχετίζεται με την κίνηση. Η κατανόηση της ανατομίας του κάτω άκρου είναι ζωτικής σημασίας για τους επαγγελματίες υγείας, τους αθλητές και όσους ενδιαφέρονται για το σώμα τους, καθώς μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον εντοπισμό και τη θεραπεία τραυματισμών, τη βελτιστοποίηση της αθλητικής απόδοσης, τη διατήρηση της συνολικής υγείας και κινητικότητας ενώ ολόένα και περισσότερες έρευνες υποστηρίζουν ότι η μελέτη των αρτηριών του ποδιού, ενδέχεται να δηλώνουν σοβαρές καρδιαγγειακές νόσους.

Τέλος, παρουσιάζεται η θερμογραφία των κάτω άκρων με τη τεχνική της απεικόνισης με υπέρυθρη ακτινοβολία χρησιμότητα της θερμικής απεικόνισης για την επιφανειακή φλεβική ανεπάρκεια στα κάτω άκρα. Τα αποτελέσματα αποτελούν συνέχεια προηγούμενης έρευνας και καταδεικνύουν μια νέα μέθοδο ανάλυσης και μια ισχυρότερη συσχέτιση μεταξύ των συμβατικών μεθόδων παραμέτρων, όπως το υπερηχογράφημα διπλής όψης, και των παραμέτρων που προέρχονται από τη θερμική απεικόνιση. Ιδιαίτερα ελπιδοφόρα φαίνεται να είναι η χρήση της μέσης θερμοκρασίας των άκρων υγιών εθελοντών κατάλληλης ηλικίας με σκοπό τον προσδιορισμό μιας θερμοκρασίας κατωφλίου για την μέτρηση της ισοθερμικής περιοχής και η ισόθερμη ανάλυση θα πρέπει να γίνει σε ολόκληρο το κάτω άκρο, δηλαδή προκύπτει από το άθροισμα των θερμικών εικόνων από την πρόσθια και την οπίσθια προοπτική. Τα αποτελέσματα σχετικών ερευνών δείχνουν ότι οι διακυμάνσεις της θερμοκρασίας στα κάτω άκρα, όπως αυτή απεικονίζεται με τεχνικές θερμογραφίας ενδέχεται να σχετίζονται με μια υγιή ή παθογενή κατάσταση παροχής αίματος, η οποία μπορεί να σχετίζεται με θρόμβους αίματος, φλεγμονώδεις καταστάσεις και πρήξιμο των μαλακών ιστών. Από τη βιβλιογραφική μελέτη προκύπτει ότι μέσες και μεγαλύτερες συσχετίσεις μεταξύ των θερμικών και των υπερηχογραφικών παραμέτρων συνδέονται με ισχυρή θετική συσχέτιση μεταξύ του θερμικού εύρους στο συνολικό μήκος του άκρου και του εύρους της παλινδρόμησης. Η συσχέτιση μεταξύ των παραμέτρων θερμικής απεικόνισης και των παραμέτρων υπερήχων διπλής όψης μπορεί να υποδεικνύει ότι η θερμοόραση είναι μια πολλά υποσχόμενη μέθοδος που μπορεί να

χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο της διάγνωσης της επιφανειακής φλεβικής ανεπάρκειας.

Η εργασία ολοκληρώνεται με το κεφάλαιο των συμπερασμάτων όπου συνοψίζονται τα σημαντικά σημεία της βιβλιογραφίας και πραγματοποιείται μια συζήτηση ή διατυπώνονται προτάσεις για το μέλλον.

Κεφάλαιο 1: Αίμα και κυκλοφορικό σύστημα

1.1 Το ανθρώπινο κυκλοφορικό σύστημα

Το κυκλοφορικό σύστημα είναι το σύστημα που μεταφέρει θρεπτικά συστατικά, αναπνευστικά αέρια και μεταβολικά προϊόντα σε ολόκληρο τον οργανισμό, επιτρέποντας την ενσωμάτωση των ιστών. Η διαδικασία της κυκλοφορίας εκκινεί από την κατάποση μεταβολικών υλικών, ακολουθεί η μεταφορά των μεταβολικών υλικών σε όλο τον οργανισμό και η απελευθέρωση των τοξικών υποπροϊόντων στο περιβάλλον (Menche, 2016).

Τα περισσότερα ασπόνδυλα διαθέτουν το λεγόμενο ανοιχτό σύστημα, στο οποίο το αίμα ρέει περισσότερο ή λιγότερο εύκολα σε όλους τους ιστούς ή σε καθορισμένες περιοχές ιστών. Από την άλλη πλευρά το σύνολο των σπονδυλωτών διαθέτουν κλειστό κυκλοφορικό σύστημα, το οποίο περιλαμβάνει ένα σύνολο πολύπλοκων αγγείων μέσω των οποίων μεταδίδονται τα μεταβολικά υλικά στο σύνολο του οργανισμού. Το κυκλοφορικό σύστημα περιλαμβάνει δύο υγρά, το αίμα και τη λέμφο. Η λειτουργία του κυκλοφορικού συστήματος στηρίζεται σε δύο τρόπους κυκλοφορίας, οι οποίοι αλληλεπιδρούν μεταξύ τους, πρόκειται για την αλληλεπίδραση του λεμφικού και καρδιαγγειακού συστήματος (Schmidt et al., 2017). Τα υγρά συστατικά και τα αγγεία μέσω των οποίων τα υγρά ρέουν είναι πολύ ανεπτυγμένα και εξειδικευμένα στα συστήματα των θηλαστικών και ειδικότερα στο ανθρώπινο σώμα.

Το κυκλοφορικό σύστημα ή αλλιώς καρδιαγγειακό σύστημα τροφοδοτεί όλα τα κύτταρα του σώματος με θρεπτικά συστατικά και οξυγόνο. Τα όργανα από τα οποία απαρτίζεται το κυκλοφορικό σύστημα είναι η καρδιά και όλα τα αιμοφόρα αγγεία του σώματος. Οι αρτηρίες μεταφέρουν το αίμα, πλούσιο σε οξυγόνο, μακριά από την καρδιά, ενώ οι φλέβες το επιστρέφουν σε αυτήν. Στο πολύπλοκο σύστημα των αιμοφόρων αγγείων, βασική αρτηρία είναι η αορτή. Εάν το σύστημα των

αιμοφόρων αγγείων παρομοιαστεί με ένα δέντρο, ο κορμός είναι η αορτή, η οποία διακλαδίζεται σε αγγεία μικρότερου και διαφορετικού μεγέθους. Τα αγγεία μικρότερου μεγέθους διακλαδίζονται περαιτέρω σε ακόμα πιο μικροσκοπικά αγγεία, τα οποία διαμορφώνουν το τριχοειδές δίκτυο (Clemente, 1997).

Το ανθρώπινο σώμα αποτελείται από δύο συστήματα κυκλοφορίας τα οποία συνδέονται μεταξύ τους, πρόκειται για το συστηματικό και το πνευμονικό. Με τη συστηματική κυκλοφορία ένα σύνολο ουσιών, με κυριότερο το οξυγόνο, μεταφέρονται σε όργανα και ιστούς. Το αίμα διέρχεται από τους πνεύμονες, όπου εμπλουτίζεται με το οξυγόνο που εισέρχεται σε αυτούς με την εισπνοή ενώ, το διοξείδιο του άνθρακα αποβάλλεται από την κυκλοφορία (Moore et al., 2013).

Η κυκλοφορία του αίματος εκκινεί στη φάση της χαλάρωσης, δηλαδή στο χρονικό διάστημα το οποίο μεσολαβεί ανάμεσα σε δύο καρδιακούς παλμούς, όπου το αίμα κατέρχεται από τους δύο ανώτερους καρδιακούς θαλάμους, τους κόλπους, στους δύο κατώτερους καρδιακούς θαλάμους, τις κοιλίες. Ακολουθεί η φάση κατά την οποία οι κοιλίες διαστέλλονται. Στη συνέχεια, ακολουθεί η φάση εξώθησης, κατά τη διάρκεια της οποίας το αίμα διοχετεύεται στις κύριες αρτηρίες από τις κοιλίες. Από την αριστερή κοιλία, αίμα πλούσιο σε οξυγόνο διοχετεύεται στην κεντρική αρτηρία, στην αορτή. Το πλούσιο σε οξυγόνο αίμα διακλαδίζεται στις δευτερεύουσες αρτηρίες και το τριχοειδές δίκτυο, ακολουθώντας τις διακλαδώσεις των αρτηριών. Κατά τη διέλευση του αίματος από το δίκτυο των αρτηριών, οξυγόνο και θρεπτικές ουσίες απελευθερώνονται ενώ συλλέγεται το διοξείδιο του άνθρακα και τα τοξικά υπολείμματα που παράγονται κατά τις μεταβολικές διεργασίες. Το ακάθαρτο αίμα, μέσα από το δίκτυο των φλεβών μεταφέρεται στο δεξιό καρδιακό κόλπο και στη δεξιά κοιλία. Από τη δεξιά κοιλία, το αίμα το οποίο έχει χαμηλή περιεκτικότητα σε οξυγόνο, μεταφέρεται στην πνευμονική αρτηρία, η οποία, καθ' ομοίωση με την αορτή διακλαδίζεται σε μικροσκοπικές αρτηρίες και τριχοειδή αγγεία. Τα τριχοειδή αγγεία σχηματίζουν ένα λεπτό δίκτυο, το οποίο περιβάλλει τα πνευμονικά κυστίδια, τα οποία βρίσκονται στα άκρα των αεραγωγών και συνεισφέρουν στην ανταλλαγή αερίων, οπότε και συλλέγεται το διοξείδιο του άνθρακα και το αίμα εμπλουτίζεται με οξυγόνο. Κατά τη διάρκεια της εκπνοής, το διοξείδιο του άνθρακα που το αίμα εναπόθεσε στους πνεύμονες διαφεύγει από το ανθρώπινο σώμα ενώ μέσω του δικτύου φλεβών στον πνεύμονα και του αριστερού κόλπου, το αίμα το οποίο έχει εμπλουτιστεί με το απαραίτητο οξυγόνο ταξιδεύει στην αριστερή κοιλία. Έτσι

ολοκληρώνεται ένας καρδιακός παλμός και ξεκινά ένας επόμενος, ο οποίος συνεπάγεται έναν νέο κύκλο συστηματικής κυκλοφορίας (Buckberg et al., 2015).

1.2Η λειτουργία της Καρδιάς

Η καρδιά είναι το βασικότερο όργανο του καρδιαγγειακού συστήματος ενώ είναι ένα όργανο τεσσάρων θαλάμων. Πρόκειται για μια διπλή αντλία που χρησιμεύει ως κόμβος του καρδιαγγειακού συστήματος. Βρίσκεται ανάμεσα στους δύο πνεύμονες και ελαφρώς προς τα αριστερά του κέντρου, πίσω από το στέρνο. Στηρίζεται στο διάφραγμα και το μυϊκό χώρισμα μεταξύ του θώρακα και της κοιλιακής χώρας. Παρά το γεγονός ότι πρόκειται για ένα μοναδικό όργανο, η καρδιά μπορεί να θεωρηθεί ως δύο αντλίες που ωθούν το αίμα μέσω δύο διακριτών κυκλωμάτων. Από την άνω κοίλη φλέβα, αίμα μεταφέρεται από την περιοχή της κεφαλής, τον θώρακα και τα άνω άκρα στον δεξιό κόλπο. Από την κάτω κοίλη φλέβα, αίμα μεταφέρεται από την κοιλιακή χώρα στην περιοχή της πυέλου και στα κάτω άκρα. Στη συνέχεια, το αίμα ταξιδεύει μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας στη δεξιά κοιλία, η οποία το ωθεί στους πνεύμονες μέσω της πνευμονικής αρτηρίας. Το φλεβικό αίμα έρχεται σε επαφή με τον εισπνεόμενο αέρα, απορροφά οξυγόνο και απελευθερώνει διοξείδιο του άνθρακα. Το αίμα που έχει εμπλουτιστεί με οξυγόνο επιστρέφει στον αριστερό κόλπο μέσω των πνευμονικών αγγείων. Οι βαλβίδες στην καρδιά περιορίζουν τη ροή του αίματος προς μία κατεύθυνση και βοηθούν στη διατήρηση της απαραίτητης πίεσης για την άντληση του αίματος (Clemente, 2007).

Στην πνευμονική κυκλοφορία, η οποία συνιστά την κυκλοφορία χαμηλής πίεσης, το αίμα διοχετεύεται από τον δεξιό κόλπο και τη δεξιά κοιλία στους πνεύμονες και από τους πνεύμονες στην καρδιά μέσω του αριστερού κόλπου. Στη συστηματική κυκλοφορία το αίμα διέρχεται στον αριστερό κόλπο, στη συνέχεια μέσω της διγλώχινας βαλβίδας διοχετεύεται στην αριστερή κοιλία, στην αορτή και μέσω της αορτής στους ιστούς του σώματος, όπου στη συνέχεια, όπως περιεγράφηκε και παραπάνω εισέρχεται και πάλι στο δεξιό κόλπο. Η συστηματική κυκλοφορία, συνιστά την κυκλοφορία υψηλής πίεσης με τις υψηλότερες τιμές να εντοπίζονται στην αριστερή κοιλία, στην αορτή και στους αρτηριακούς κλάδους αυτής. Στο δίκτυο των τριχοειδών αγγείων, που είναι αγγεία μικρής διαμέτρου καθώς και στο δίκτυο των φλεβών, οι οποίες επιφορτίζονται με την επιστροφή του αίματος στον δεξιό κόλπο, η πίεση είναι σαφώς μειωμένη (MacIver et al., 2018).

Με τον όρο καρδιακός παλμός γίνεται αναφορά στην εναλλαγή συσπάσεων και χαλάρωσης του μυοκαρδίου. Η εναλλαγή συσπάσεων οφείλονται σε ηλεκτρικά ερεθίσματα, τα οποία προκαλούνται από τον φλεβοκομβικό κόμβο (S-A). Ο φλεβοκομβικός κόμβος εντοπίζεται στον μυ του δεξιού καρδιακού κόλπου. Οι δύο κόλποι συστέλλονται ως απόκριση σε μια ώθηση από τον φλεβοκομβικό κόμβο, προωθώντας το αίμα στις κοιλίες. Παρορμήσεις από τον κολποκοιλιακό κόμβο (A-V) που βρίσκεται στη συμβολή των δύο κόλπων ελέγχου της συστολής της κοιλίας. Μετά τη συστολή, οι κοιλίες αποσυμπιέζονται και η εσωτερική τους πίεση μειώνεται. Για άλλη μια φορά, το αίμα ρέει στους κόλπους και μια ώθηση από τον φλεβοκομβικό κόμβο ξεκινά έναν νέο κύκλο. Ο παραπάνω κύκλος είναι γνωστός ως καρδιακός παλμός. Η περίοδος ανάπαυσης είναι γνωστή ως διαστολή. Η φάση της ώθησης είναι γνωστή ως συστολή. Από τις δύο φάσεις, η διαστολή επιτρέπει στην καρδιά να ανακάμψει μεταξύ των συσπάσεων (Anderson et al., 2006). Ο ρυθμός των συσπάσεων εξαρτώνται από το μέγεθος του οργανισμού ενώ η εξάρτηση είναι αντιστρόφως ανάλογη του μεγέθους. Έτσι, ευμεγέθη ζώοντες οργανισμοί όπως οι ελέφαντες έχουν μέσο καρδιακό ρυθμό 25 παλμούς ανά λεπτό, ενώ τα καναρίνια κατά μέσο όρο 1.000. Στους ανθρώπους, ο καρδιακός ρυθμός ηρεμίας μειώνεται σταδιακά από τη βρεφική ηλικία, όπου είναι κατά μέσο όρο 130 παλμοί ανά λεπτό έως την εφηβεία, αλλά αυξάνεται ελαφρώς στην τρίτη ηλικία. Για έναν υγιή ενήλικα, οι παλμοί είναι κατά μέσο όρο 70 ανά λεπτό. Ο ρυθμός αυξάνεται προσωρινά κατά τη διάρκεια της σωματικής δραστηριότητας, της συναισθηματικής διέγερσης και του πυρετού και μειώνεται κατά τη διάρκεια του ύπνου, ενώ αυξάνεται και με την πάροδο των ετών καθώς ο άνθρωπος εισέρχεται στην τρίτη ηλικία. Ο παλμός στο στήθος που συμπίπτει με τον καρδιακό παλμό είναι γνωστός ως παλμός κορυφής. Στην αρχή της συστολής, το στρογγυλεμένο και παχύρρευστο κοιλιακό τοίχωμα ασκεί πίεση στο θωρακικό τοίχωμα (Mekkaoui et al., 2013).

Οι ρυθμικοί ήχοι που συνοδεύουν τον παλμό αναφέρονται ως καρδιακοί ήχοι. Τυπικά, το στηθοσκόπιο αποκαλύπτει δύο διακριτούς ήχους. Ο πρώτος ήχος είναι ένας χαμηλός, ελαφρώς παρατεταμένος ήχος, ο οποίος καταγράφεται στην αρχή της κοιλιακής συστολής. Ο πρώτος ήχος προκαλείται από το κλείσιμο της μιτροειδούς και της τριγλώχινας βαλβίδας. Στη συνέχεια εντοπίζεται ένας πιο οξύς ήχος υψηλότερου τόνου, ο δεύτερος ήχος. Ο δεύτερος ήχος εντοπίζεται στη λήξη της συστολής, που προκαλείται από το κλείσιμο της αορτικής και της πνευμονικής βαλβίδας (Buckberg

& Hoffman, 2014). Ένας τρίτος αμυδρός, χαμηλής έντασης ήχος ακούγεται περιστασιακά σε φυσιολογικές καρδιές, που συμπίπτει με την πρόιμη διαστολή και πιστεύεται ότι προκαλείται από δονήσεις του κοιλιακού τοιχώματος. Ένας τέταρτος ήχος, που εμφανίζεται επίσης κατά τη διάρκεια της διαστολής, αποκαλύπτεται με γραφικές μεθόδους, αλλά συνήθως δεν ακούγεται σε υγιή άτομα. Υποστηρίζεται ότι ο τρίτος ήχος είναι η συνέπεια της κολπικής συστολής και της πρόσκρουσης του αίματος που αποβάλλεται από τους κόλπους στο κοιλιακό τοίχωμα (Van Dalen et al., 2009).

Οι ιατροί έχουν τη δυνατότητα ανίχνευσης των καρδιακών φυσημάτων. Πρόκειται για θορύβους χαμηλής έντασης ή συριγμούς που ακολουθούν τους φυσιολογικούς ήχους του καρδιακού παλμού. Οι ήχοι αυτοί ενδέχεται να είναι δηλωτική σοβαρής καρδιακής πάθησης και να οφείλονται στη διαρροή αίματος από μια βαλβίδα, η οποία δεν «κλείνει» τέλεια, ώστε οι κοιλίες να διαχωρίζονται από τους κόλπους. Πέραν από τα φυσήματα, τα οποία οι ιατροί εντοπίζουν κατά την ακρόαση, σοβαρή καρδιακή νόσος, που συνιστά την κυριότερη αιτία θανάτου σε παγκόσμιο επίπεδο είναι η στεφανιαία νόσος. Σε αυτήν την περίπτωση, στο μυοκάρδιο εισέρχεται ανεπαρκής ποσότητα αίματος, είτε λόγω συστολής είτε λόγω απόφραξης, τουλάχιστον μιας στεφανιαίας αρτηρίας από εναποθέσεις λίπους, αθηρωματική πλάκα. Η στεφανιαία νόσος συνιστά τη βασικότερη αιτία θανάτου σε παγκόσμια κλίμακα (Van Dalen et al., 2009).

1.3 Θερμογραφία και καρδιαγγειακό σύστημα

Καρδιαγγειακές παθήσεις και εγκεφαλικά επεισόδια συνιστούν τις πιο συχνά καταγεγραμμένες αιτίες θανάτου, καθώς υπολογίζεται ότι 17 εκατομμύρια άνθρωποι χάνουν κάθε έτος τη ζωή τους από αυτές τις δύο αιτίες (ΠΟΥ, 2020). Αρκετά χρόνια πριν ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας (ΠΟΥ), υποστήριξε ότι το 2020 οι καρδιαγγειακές παθήσεις (CVD) θα αποτελέσουν αιτία θανάτων σε περίπου 25 εκατομμύρια ανθρώπους παγκοσμίως, πρόβλεψη που επιβεβαιώθηκε. Οι καρδιαγγειακές παθήσεις συγκαταλέγονται στις μη μεταδοτικές ασθένειες και έχουν αναδειχθεί στις κύριες αιτίες θνησιμότητας σε όλον τον κόσμο. Ο ΠΟΥ εκτιμά ότι το 50% των θανάτων και αναπηριών που σχετίζονται με καρδιαγγειακά νοσήματα μπορούν να προληφθούν μέσω ενός συνδυασμού απλών και αποτελεσματικών προσπαθειών. Οι προσπάθειες αυτές πραγματοποιούνται σε εθνικό αλλά και ατομικό

επίπεδο, εφόσον περιλαμβάνουν την εκπαίδευση του ατόμου κυρίως σε ζητήματα που αφορούν τη διατροφή και την άσκηση, προκειμένου οι άνθρωποι να υιοθετήσουν έναν πιο υγιεινό τρόπο διατροφής μειώνοντας τον κίνδυνο να αντιμετωπίσουν προβλήματα στο μέλλον.

Με την παρακολούθηση βιοχημικών δεικτών όπως η ολική χοληστερόλη (TC), η λιποπρωτεΐνη υψηλής πυκνότητας (HDL), η λιποπρωτεΐνη χαμηλής πυκνότητας (LDL) και τα τριγλυκερίδια ή με τεχνικές *in vivo* όπως το υπερηχογράφημα, η μαγνητική τομογραφία ή η αξονική τομογραφία, οι ιατροί προσδιορίζουν τον κίνδυνο για κάθε άνθρωπο ξεχωριστά και σε συνδυασμό με άλλους παράγοντες προτείνουν την ανάλογη δράση. Καθώς η αθηροσκλήρωση είναι η κύρια αιτία καρδιαγγειακών παθήσεων, η διαρκής έρευνα για την εκτίμηση κινδύνου αλλά και την εξατομικευμένη δράση συνιστά μια πρόκληση (Gupta et al., 2006). Καθώς οι αρτηρίες φράσσονται από την εναπόθεση αθηρωματικής πλάκας, οι διαταραχές στη ροή του αίματος προκαλούν διακυμάνσεις στη θερμοκρασία της επιφάνειας του δέρματος. Η HDL και η LDL είναι παράμετροι του αίματος που εμπλέκονται στο μεταβολισμό των λιπιδίων. Η κύρια λειτουργία της HDL είναι να διευκολύνει την αντίστροφη μεταφορά χοληστερόλης από τους περιφερικούς ιστούς στο ήπαρ (Gupta et al., 2006). Αυτή η λιποπρωτεΐνη υψηλής πυκνότητας (HDL) αποτρέπει την εναπόθεση χοληστερόλης στα τοιχώματα των αρτηριών και των αιμοφόρων αγγείων. Η δράση της HDL, χαρακτηρίζεται αντιαθηρογόνας, καθώς εμποδίζει τη δημιουργία αθηρωματικής πλάκας και αποτρέπει τη στένωση αρτηριών και αιμοφόρων αγγείων. Χαμηλά επίπεδα HDL, μικρότερα των 40 mg/dl, προσδίδουν αυξημένες πιθανότητες καρδιαγγειακών νοσημάτων (Barter et al., 2007). Σε περιπτώσεις εναπόθεσης χοληστερόλης στις αρτηρίες, η επιφανειακή θερμοκρασία αποκλίνει από τις φυσιολογικές τιμές, ως εκ τούτου, η επιφανειακή θερμοκρασία συνιστά έναν δείκτη σωματικής υγείας (Ring, 2004).

Η θερμική απεικόνιση είναι μία από τις τεχνολογίες που βασίζονται σε μη ιονίζουσα ακτινοβολία και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη διάγνωση καρδιαγγειακών παθήσεων. Πέραν από τη θερμική απεικόνιση, η διερεύνηση αθηρωματικής πλάκας πραγματοποιείται με τη μέθοδο Doppler, η οποία στηρίζεται στη χρήση υπερήχων. Ένα από τα βασικά μειονεκτήματα της μεθόδου Doppler είναι ότι οι μετρήσεις εξαρτώνται από την εμπειρία και την εξειδίκευση του χειριστή, ενώ

οι μετρήσεις είναι δυνατόν να πραγματοποιηθούν όταν αιμοφόρα αγγεία και μετατροπέα σχηματίζουν μεταξύ τους ορθή γωνία (Ring, 2004).

Η θερμική απεικόνιση είναι μια οικονομικά αποδοτική μέθοδος για τον προσδιορισμό αρτηριών που ενδέχεται να έχουν υποστεί στένωση, λόγω εναπόθεσης πλάκας σε αυτές. Βασίζεται σε μη ιονίζουσες ακτινοβολίες με ευαισθησία 0,05 βαθμούς Κελσίου. Η επεμβατική θερμογραφία χωρίς επαφή έχει αναδειχθεί ως ένα πολύτιμο εργαλείο για την αποσαφήνιση των παθοφυσιολογικών χαρακτηριστικών της αθηροσκλήρωσης και άλλων συναφών καταστάσεων, όπως η εν τω βάθει φλεβική θρόμβωση.

Η θερμική απεικόνιση καταγράφει την εγγενή ακτινοβολία υπέρυθρων του σώματος. Τα κύρια πλεονεκτήματα της θερμικής απεικόνισης είναι ότι δεν απαιτείται επαφή, επομένως δεν υπάρχει αλληλεπίδραση με ιστούς, ενώ ως μέθοδος είναι απλή στη χρήση και στην αποθήκευση δεδομένων. Η χρήση της θερμικής απεικόνισης εκτείνεται από τη διάγνωση μυοσκελετικών διαταραχών, περιφερικών, εγκεφαλικών αγγειακών διαταραχών, ενώ με τη χρήση της είναι δυνατή η διάγνωση όγκων, τόσο καλοηθών όσο και κακοηθών. Τέλος, με τη θερμική απεικόνιση είναι δυνατή η αναγνώριση αγγείων του προσώπου για βιομετρικούς σκοπούς (Shirizadeh, Haghypour & Sakhavati, 2013).

Η θερμογραφία αποκάλυψε διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ αθηρωματικής πλάκας και υγιούς αγγειακού τοιχώματος, σύμφωνα με τους Madjid.M et al. (2002). Οι πρόσφατες εξελίξεις στην πολυτροπική τετραδιάστατη (4D) δυναμική θερμική απεικόνιση επιτρέπουν την έγκαιρη διάγνωση μιας ποικιλίας ιατρικών καταστάσεων (Grubisic et al., 2011). Κατά τη θερμική απεικόνιση, διαφοροποιήσεις στη θερμοκρασία ανάμεσα στην περιοχή του κρανίου, του προσώπου και του λαιμού ενδέχεται να σηματοδοτούν περιοχές στις οποίες η ροή του αίματος πραγματοποιείται κάτω από ένα λεπτό στρώμα ιστού (Reinhold, 2007). Το δέρμα του ανθρώπου συνιστά ένα σώμα υπέρυθρων μακρών κυμάτων (IR), η εκπομπή των οποίων είναι μέγιστη και της τάξης των 10 μm . Άλλωστε, σύμφωνα με το νόμο του Planck, το ανθρώπινο σώμα θεωρείται ένα ιδανικό μέλαν σώμα, με εκπομπή περίπου ίση 0,98. Το ανώτερο στρώμα του δέρματος θερμαίνεται από αιμοφόρα αγγεία που βρίσκονται σε αυτό. Το ανθρώπινο σώμα θεωρείται μια κλίμακα θερμότητας, με την υψηλότερη θερμοκρασία να εντοπίζεται στο μέτωπο και στον τράχηλο της μήτρας, εφόσον

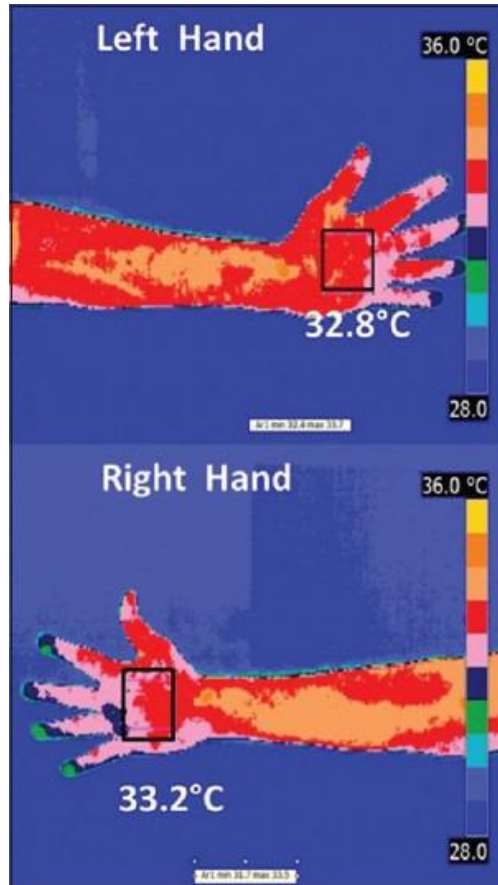
πρόκειται για γυναίκες, ακολουθούμενη από τον κορμό και στη συνέχεια από τα άκρα. Έτσι, προκύπτει η υπόθεση ότι η θερμοκρασία του δέρματος μπορεί να αποτελέσει φορέα σημαντικών πληροφοριών για το σύστημα των αγγείων κάτω από αυτό. Εάν η ροή του αίματος παρεμποδίζεται μηχανικά σε ένα αγγείο, το αίμα θα ταξιδέψει μέσα από αυτό σε μειωμένη ή παρεμποδισμένη κατάσταση, με αποτέλεσμα να φαίνεται πιο ψυχρό από το συνηθισμένο ή το αντίστροφο (Charkoudian, 2003)

Η ανθρώπινη θερμοκρασία διατηρείται σταθερή λόγω ομοιοστατικών παραγόντων στους 36,7 βαθμών Κελσίου. Οποιαδήποτε απόκλιση από τη φυσιολογική θερμοκρασία είναι δυνατόν να αποτελέσει παράγοντα σημαντική δυσφορίας. Οι μεταβολικές διεργασίες παράγουν σημαντικά ποσά θερμότητας μέσω των ιστών, των οστών και τέλος του δέρματος. Τόσο οι ευμεγέθεις αρτηρίες όσο και το δίκτυο των φλεβών, διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στη διατήρηση της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος, καθώς μέσω αυτών μεταφέρεται θερμότητα από τις πιο θερμές στις ψυχρότερες περιοχές.

Η κύρια αιτία καρδιαγγειακών παθήσεων είναι η αθηροσκλήρωση, μια χρόνια φλεγμονώδης κατάσταση του τοιχώματος των αιμοφόρων αγγείων. Η αθηροσκλήρωση, η οποία ως πάθηση είναι ασυμπτωματική επηρεάζει τη κατανομή της θερμοκρασίας στην επιφάνεια του δέρματος, καθώς ως πάθηση διαταράσσει την παροχή αίματος στο ανθρώπινο σώμα. Οι Ley και Kim (2007) έχουν αποδείξει ότι η θέση μιας αθηροσκληρωτικής βλάβης περιέχει ένα σημείο υψηλής θερμοκρασίας (Yu et al., 2011). Οι ίδιοι ερευνητές απέδειξαν ότι παρατηρείται αύξηση της θερμοκρασίας στο σημείο της φλεγμονής στις αρτηρίες κουνελιού, η οποία έχει ως αποτέλεσμα μια μετατόπιση της θερμοκρασίας. Ερευνητές έχουν αποδείξει ότι μια διαφορά θερμοκρασίας μπορεί να ανιχνευθεί ακόμη και πριν εμφανιστούν κλινικά σημάδια φλεγμονής. Υπάρχει συσχέτιση μεταξύ της θερμοκρασίας της εσωτερικής επιφάνειας και της αύξησης της κυτταρικής πυκνότητας καθώς εξελίσσεται η αθηροσκλήρωση. Οι Honda et al. (2007) επομένως πρότειναν μετρήσεις με βάση το IR για αγγειακές έρευνες. Η χρήση θερμικής απεικόνισης για την αναγνώριση προσώπου βασίζεται στην ικανότητα των θερμικών εικόνων να αποτυπώνουν πολύ αποτελεσματικά τα σχέδια των επιφανειακών αιμοφόρων αγγείων (Pavlidis et al., 2006). Από τα παραπάνω προκύπτει ότι η επιφανειακή θερμοκρασία του δέρματος συνιστά έναν εξαιρετικό δείκτη υγείας των αρτηριών και κατά συνέπεια του καρδιαγγειακού συστήματος.

Σε σύγκριση με τους κλινικούς βιοδείκτες καρδιαγγειακών νοσημάτων, η ανάλυση συσχέτισης αποκαλύπτει σημαντική αύξηση της θερμοκρασίας στην αριστερή πλευρά της κλείδας, στο αριστερό χέρι, στο αριστερό πόδι και στην πρόσθια και οπίσθια περιοχή του αριστερού ποδιού. Οι Rubinstein και Sessler (1990) κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η διαβάθμιση στη θερμοκρασία του δέρματος συνιστά μια ακριβή μέτρηση της θερμικής ρύθμισης με τα πιο συνεπή αποτελέσματα να αφορούν στην περιφερική αγγείωση. Η περίσσεια TC, η οποία είναι μια λιπαρή ουσία που επικάθεται στα τοιχώματα των αγγείων, έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της κυκλοφορίας του αίματος. Η HDL αναλαμβάνει τη μείωση της περιττής ποσότητας χοληστερόλης από το αίμα ενώ συμβάλλει και στην αποβολή αυτής καθώς τη μεταβιβάζει στο ήπαρ. Όσο υψηλότερο είναι το επίπεδο της HDL, τόσο λιγότερο πιθανό είναι να φράξουν τα αιμοφόρα αγγεία και τόσο πιο ομοιόμορφη μπορεί να είναι η ροή του αίματος.

Ο σχηματισμός πλάκας είναι υπεύθυνος για τη χωλότητα που προκαλείται από τη διαταραχή της κυκλοφορίας. Η υποκλείδια αρτηρία και οι βραχιοκεφαλικές αρτηρίες είναι οι περιοχές στις οποίες εναποτίθεται η αθηρωματική πλάκα στο αρχικό στάδιο της νόσου, σύμφωνα με τους Tendera et al. (2011). Όπως αναφέρεται και παραπάνω και σύμφωνα με τα συμπεράσματα και άλλων έρευνών, οι βλάβες μεταβάλλουν τη ροή του αίματος. Κατά συνέπεια, η διαφορά στη συσχέτιση μεταξύ των βιοδεικτών (TC και HDL) και των θερμοκρασιών της επιφάνειας του χεριού και του λαιμού μεταξύ της αριστερής και της δεξιάς πλευράς επιβεβαιώνει το ίδιο, ενώ συνεπή αποτελέσματα προκύπτουν από τη θερμική απεικόνιση και των κάτω άκρων. Επίσης, η κλινική εξέταση και η εύρεση ασύμμετρης αρτηριακής πίεσης, κατά κύριο λόγο στα άνω άκρα αποτελούν ένα γνώριμο πρώιμο σημάδι αθηροσκλήρωσης. Η ασυμμετρία του παλμού είναι ανάλογη του βαθμού στένωσης. Η ροή του αίματος μέσω της ωλένιας αρτηρίας ελέγχεται στο πλαίσιο μιας επιβεβαιωτικής εξέτασης προκειμένου να διαπιστωθούν τυχόν αποφρακτικές ασθένειες του άνω άκρου. Ήδη από παλαιότερα, οι Juha et al. (1995) ανέλυσαν την ασυμμετρία επιφανειακής θερμοκρασίας στα πόδια ατόμων υψηλού κινδύνου για περιφερική αρτηριακή νόσο.



Εικόνα 1: Δεξί και αριστερό χέρι ενήλικα άνδρα με καρδιαγγειακή νόσο. Οι τιμές TC = 256 mg/dl και HDL = 38 mg/dl. Από την απεικόνιση είναι ορατή η ασυμμετρία θερμοκρασίας μεταξύ αριστερού και δεξιού χεριού με τη διαφορά θερμοκρασίας να ανέρχεται στους 0,4°C (Thiruvengadam et al. 2014).

Κεφάλαιο 2: Ηλεκτρομαγνητική Ακτινοβολία

2.1 Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα

Η αναζήτηση για τη φύση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας εκκινεί με την εμφάνιση του ανθρώπου στη Γη, όπου η διαφορά ημέρας – νύχτας είχε ως αποτέλεσμα τη διατύπωση ερωτημάτων σχετικά με τη φύση του φωτός. Με την ανάπτυξη της φυσικής, τον 19^ο αιώνα, οι επιστήμονες κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το φως είναι ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, η οποία εμφανίζει σωματικές και κυματικές ιδιότητες ανάλογα με τον τρόπο αλληλεπίδρασης με την ύλη (Browne, 2013).

Ωστόσο, για αρκετά χρόνια, ηλεκτρισμός και μαγνητισμός αποτελούσαν δύο διαφορετικά πεδία έρευνας καθώς αρκετοί επιστήμονες θεωρούσαν ότι πρόκειται για

δύο διαφορετικά επιστημονικά πεδία Παρόλο που οι ηλεκτρικές δυνάμεις και οι ιδιότητές του αναφέρθηκαν για πρώτη φορά στη βιβλιογραφία κατά τον τέταρτο αιώνα π.Χ., με την διαπίστωση ότι το ήλεκτρο φέρει την ιδιότητα να έλκει μικρά σωματίδια κατόπιν τριβής του με μάλλινο ύφασμα, η πρώτη στοιχειώδης μπαταρία, ο βολταϊκός σωρός, εφευρέθηκε το 1800, σηματοδοτώντας την αρχή της εποικοδομητικής χρήσης του ηλεκτρισμού. Κατά τα πρώτα στάδια ερευνών, τα πειράματα με τον ηλεκτρισμό αφορούσαν κυρίως στατικό ηλεκτρισμό ή την μελέτη των κεραυνών, στην οποία επιδόθηκε ο Μπέντζαμιν Φράνκλιν με τον χαρταετό του. Οι υποθέσεις σχετικά με τη σύνδεση ηλεκτρισμού και μαγνητισμού ξεκίνησαν όταν ο Χανς Όρστεντ, ένας Δανός επιστήμονας, το 1820 παρατήρησε ότι η ενεργοποίηση και η απενεργοποίηση του ρεύματος σε ένα βολταϊκό στοιχείο οδηγούσε σε εκτροπή της μαγνητικής βελόνας. Με αφορμή αυτή την παρατήρηση, πρότεινε μια σύνδεση μεταξύ του ηλεκτρισμού και του μαγνητισμού και ενέπνευσε επιστήμονες όπως ο Ampère, Faraday, Volta και Ohm να προχωρήσουν σε περαιτέρω έρευνα. Αρκετές δεκαετίες αργότερα, και εφόσον οι παραπάνω προχώρησαν σε ενδελεχή μελέτη σχετικά με την εξακρίβωση της σύνδεσης του ηλεκτρισμού με τον μαγνητισμό, το 1864, ο James Clerk Maxwell συνόψισε μια σειρά από τις θεωρητικές εξελίξεις που αφορούσαν το εν λόγω πεδίο (Maxwell, 1865). Οι τέσσερις θεμελιώδεις εξισώσεις που διατύπωσε, είναι γνωστές ως εξισώσεις Maxwell και λαμβάνουν την παρακάτω μορφή:

1. $\nabla \cdot E = \frac{\rho}{\epsilon_0}$, όπου E, η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου, ρ , η συνολική πυκνότητα φορτίου και ϵ_0 , η διηλεκτρική σταθερά του κενού. Από την συγκεκριμένη εξίσωση υπολογίζεται η απόκλιση του ηλεκτρικού πεδίου.
2. $\nabla \cdot B = 0$, όπου B, η ένταση του μαγνητικού πεδίου. Από την εξίσωση αυτή προκύπτει ότι η απόκλιση του μαγνητικού πεδίου ισούται με μηδέν.
3. $\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t}$, όπου E, η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου και $\frac{\partial B}{\partial t}$ η μερική χρονική παράγωγος της έντασης του μαγνητικού πεδίου. Από την συγκεκριμένη εξίσωση υπολογίζεται ο στροβιλισμός του μαγνητικού πεδίου.
4. $\nabla \times B = \mu_0 J + \frac{1}{c^2} \frac{\partial E}{\partial t}$, όπου B η ένταση του μαγνητικού πεδίου,

μ_0 , η μαγνητική διαπερατότητα του κενού, J , η πυκνότητα του ρεύματος, c η ταχύτητα του φωτός και $\frac{\partial E}{\partial t}$ η μερική χρονική παράγωγος του E .

Όπως αναφέρεται και παραπάνω, το φως, ως ηλεκτρομαγνητικό κύμα, χαρακτηρίζεται από δυϊσμό, καθώς εμφανίζει κυματικές και σωματιδιακές ιδιότητες. Η σωματιδιακή φύση του φωτός αποκαλύπτεται μέσα από φαινόμενα που περιλαμβάνουν την αλληλεπίδρασή του με την ύλη, οπότε και αναφέρεται ότι το στοιχειώδες σωματίο μέσα από το οποίο πραγματοποιείται αυτή η αλληλεπίδραση είναι το φωτόνιο. Σε άλλες περιπτώσεις, η συμπεριφορά του φωτός είναι δυνατόν να εξηγηθεί με βάση την κυματική, οπότε και προκύπτει το συμπέρασμα της διττής, σωματιδιακής και κυματικής φύσης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (Cloude, 1995).

Λόγω της ενέργειας E και της ορμής του p , ένα φωτόνιο φωτός συμπεριφέρεται ως σωματίδιο με ενέργεια $E = hf$ και ορμή $p = \frac{h}{\lambda}$, όπου h είναι η σταθερά του Planck. Έτσι, η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία ως κύμα χαρακτηρίζεται από το μήκος κύματος (λ) και από τη συχνότητα (f). Όπως συμβαίνει με κάθε κύμα, η ταχύτητα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας εξαρτάται μόνο από τις ιδιότητες του μέσου διάδοσης, οπότε η συχνότητα (f) και το μήκος κύματος (λ) συνιστούν μεγέθη αντιστρόφως ανάλογα (Bettini, 2016).

$$v = \lambda \cdot f$$

Όταν η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία διαδίδεται στο κενό, η τιμή της παραπάνω ταχύτητας είναι σταθερή και ίση με $c = 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$.

Το 1800, ο Βρετανός αστρονόμος William Herschel πραγματοποίησε πειράματα προκειμένου να διαπιστώσει την επίδραση διαφόρων χρωμάτων σε ένα θερμόμετρο, με χρήση πρίσματος προκειμένου το φως να διασκορπιστεί από τον ήλιο. Με το πείραμα που επινόησε το ηλιακό φως διαχωρίστηκε στο φάσμα των χρωμάτων του ουράνιου τόξου καθώς διήλθε από το γυάλινο πρίσμα. Στη συνέχεια, τοποθέτησε ένα θερμόμετρο κάτω από κάθε χρώμα και ένα ακόμα θερμόμετρο, το οποίο τοποθέτησε πέρα από το ερυθρό. Από την πειραματική διαδικασία προέκυψε ότι το θερμόμετρο που τοποθετήθηκε πέραν του ερυθρού, δηλαδή όχι κάτω από κάποιο χρώμα, απέκτησε τη μεγαλύτερη θερμοκρασία. Αφού πέρασε το θερμόμετρο μπροστά από το κόκκινο φως, παρατήρησε μια αύξηση της θερμοκρασίας που ήταν

ακόμη μεγαλύτερη από ό,τι όταν το θερμόμετρο εκτέθηκε στο ορατό φως (Herschel, 1800). Τα αποτελέσματα ήταν σαφή και μπορούσαν να εξηγηθούν μόνο εφόσον «φως» δηλαδή ακτινοβολία υπάρχει και πέραν της ερυθρής περιοχής του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Λόγω της θέσης της συγκεκριμένης ακτινοβολίας στο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα, η ακτινοβολία αυτή ονομάστηκε υπέρυθη ακτινοβολία (Tipler, 1999).

Ένα χρόνο αργότερα, ο Johann Wilhelm Ritter παρακινήθηκε από την ανακάλυψη του Herschel να διερευνήσει τη πιθανότητα η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία να εκτείνεται και πέρα από το ιώδες άκρο του φάσματος. Αντίστοιχα με τον Herschel, ο Ritter, ανακάλυψε ένα είδος ακτινοβολίας πέραν της ιώδους περιοχής του φάσματος. Ο Johann Ritter, Γερμανός επιστήμονας, παρατήρησε το 1801 ότι η περιοχή του φάσματος του ορατού φωτός ακριβώς πέρα από το ιώδες όριο ήταν πιο αποτελεσματική στο να σκουραίνει τα αλογονίδια του αργύρου. Αυτό τον έκανε να καταλάβει ότι υπήρχε μια αόρατη μορφή φωτός πέρα από την ιώδη ακτινοβολία. Στα τέλη του 19ου αιώνα, όταν έγινε καλύτερα κατανοητή η φύση του φωτός για τη συγκεκριμένη ακτινοβολία υιοθετήθηκε ο όρος «υπεριώδες» φως ή «υπεριώδης ακτινοβολία» (Young, 1949).

Ο James Clerk Maxwell προέβλεψε το 1867 ότι η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία εκτείνεται πέρα από τα μήκη κύματος του υπέρυθρου φωτός. Το 1887, ο Heinrich Hertz παρήγαγε ραδιοκύματα στο εργαστήριό του για να αποδείξει την ύπαρξη των κυμάτων που είχε προβλέψει ο James Clerk Maxwell. Στη μελέτη του φάσματος της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, μεγαλύτερο χρονικό διάστημα απαιτήθηκε για την ανακάλυψη ακτινοβολίας η οποία αντιστοιχεί σε υψηλότερη ενέργεια, υψηλότερη συχνότητα και μικρότερο μήκος κύματος (Serway&Jewett, 2013).

Την ίδια χρονική περίοδο και συγκεκριμένα το 1895, ο Wilhelm Conrad Rontgen, ένας Γερμανός φυσικός ανακάλυψε τις ακτίνες X τυχαία ενώ πειραματιζόταν με σωλήνες κενού. Ο Rontgen ήταν ο πρώτος που παρατήρησε και τεκμηρίωσε την ύπαρξη αυτής της μυστηριώδους υψίσυχνης ακτινοβολίας. Λίγες ημέρες μετά την ανακάλυψη αυτής της άγνωστης μορφής ακτινοβολίας, χρησιμοποίησε φωτογραφικό φιλμ προκειμένου να τραβήξει φωτογραφία με ακτίνες X της παλάμης της συζύγου του, στην οποία φαινόταν η βέρα και τα οστά της. Η

φωτογραφία προξένησε εντύπωση στο κοινό, ενώ προσέλκυσε και το ενδιαφέρον της επιστημονικής κοινότητας για τη νέα μορφή ακτινοβολίας. Ο Rontgen ονόμασε τη νέα μορφή άγνωστης ακτινοβολίας «ακτινοβολία X». Αν και πολλοί από τους συναδέλφους του πρότειναν η νέα μορφή ακτινοβολίας να λάβει το όνομα του ερευνητή, δηλαδή να ονομαστούν ακτίνες Rontgen, το όνομα παρέμεινε μέχρι σήμερα ακτίνες X ή X rays. Αν και ο Rontgen παρατήρησε για πρώτη φορά τα αποτελέσματα των ακτίνων X το 1895, μόλις το 1912 οι επιστήμονες διαπίστωσαν ότι οι ακτίνες X ήταν, στην πραγματικότητα, μια άλλη μορφή φωτός. Την ίδια χρονική περίοδο, ο Paul Villard ανακάλυψε τις ακτίνες γάμμα, συγκεκριμένα το 1900 μελετώντας την ακτινοβολία ραδίου. Λίγα χρόνια αργότερα, ο Ernest Rutherford πρότεινε το όνομα «ακτίνες γάμμα» για αυτή τη νέα μορφή ακτινοβολίας, ονομασία η οποία διατηρείται μέχρι σήμερα. Όπως και στην περίπτωση των ακτίνων X, απαιτήθηκε χρόνος προκειμένου να γίνει κατανοητή η φύση και οι ιδιότητες των ακτίνων γάμμα. Το 1914, όταν ο Rutherford ανακάλυψε ότι οι ακτίνες X μπορούσαν να ανακληθούν από τα στρώματα ενός κρυστάλλου, έγινε προφανές ότι ήταν παρόμοιες με τις ακτίνες X δηλαδή, μια άλλη μορφή φωτός, αλλά με μικρότερα μήκη κύματος, σε σχέση με τις ακτίνες X, μεγαλύτερη συχνότητα, μεγαλύτερη και από τις ακτίνες X, που συνεπάγεται μεγαλύτερη ενέργεια (Young, 1949).

Το φως, ως ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία περιγράφεται από τις εξισώσεις του Maxwell, όπως αυτές αναγράφονται στην εικόνα 2, ενώ για την ταχύτητα του φωτός, c ισχύει

$$c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}}$$

Επειδή τα μ_0 και ϵ_0 είναι παγκόσμιες σταθερές, η ταχύτητα του φωτός, c , είναι μια παγκόσμια σταθερά, μια ιδέα που αποτελεί τη βάση της θεωρίας της σχετικότητας του Einstein. Από την παρατήρηση των εξισώσεων του Maxwell δεν προκύπτει κανένας περιορισμός όσον αφορά το μήκος κύματος ή τη συχνότητα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, ο μόνος περιορισμός που προκύπτει αφορά την ταχύτητα (Maxwell, 1865). Ολόκληρο το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα, το υπέρυθρο φως, το ορατό φως και το υπεριώδες φως, ανήκει στα ηλεκτρομαγνητικά κύματα αλλά με διαφορετικές τιμές μήκους κύματος και συχνότητας και την ίδια ταχύτητα, ανάλογα με το μέσον διάδοσης.

2.2 Σκέδαση Φωτός

Η σκέδαση του φωτός εντάσσεται στα φαινόμενα τα οποία είναι δυνατόν να εξηγηθούν με τη σωματιδιακή φύση του φωτός. Σε περίπτωση που σωματίδια μικρής διαμέτρου, όπως σκόνη, σωματίδια της ατμόσφαιρας, κοσμική σκόνη και κύτταρα αίματος συναντηθούν με ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, μπορούν να οδηγήσουν σε σκέδαση, δηλαδή έναν διασκεδασμό του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος προκαλώντας οπτικά φαινόμενα όπως το μπλε χρώμα του ουρανού. Δεδομένου ότι οι ακριβείς λύσεις των εξισώσεων του Maxwell είναι εφαρμόσιμες μόνο σε συγκεκριμένες περιπτώσεις σφαιρικών κατά κύριο λόγο σωματιδίων, η σκέδαση φωτός από σωματίδια συνιστά μια υποκατηγορία της υπολογιστικής ηλεκτροδυναμικής η οποία επικεντρώνεται στη σκέδαση και την απορρόφηση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από σωματίδια (Bettini, 2016).

Στην περίπτωση σωματιδίων με γνωστές αναλυτικές λύσεις όπως σφαιρικά σωματίδια, συστάδες σφαιρών και άπειροι κύλινδροι, οι λύσεις συνήθως υπολογίζονται με όρους άπειρων σειρών. Οι αρχικές εξισώσεις του Maxwell είναι δυνατόν να διακριθούν και επιλυθούν στην περίπτωση πιο πολύπλοκων γεωμετριών ενώ καλύπτουν και ανομοιογενείς συγκεντρώσεις σωματιδίων. Η μεταφορά ακτινοβολίας όπως συμβαίνει στην ατμόσφαιρα αντιπροσωπεύει τα αποτελέσματα πολλαπλής σκέδασης φωτός από σωματίδια (Browne, 2013).

Η σκέδαση είναι δυνατόν να διαχωριστεί σε διάφορες κατηγορίες:

A) Σκέδαση Rayleigh

Η σκέδαση Rayleigh είναι μια ελαστική σκέδαση που αφορά μικρού μεγέθους σωματίδια όπως τα άτομα ή τα μόρια. Το αποτέλεσμα της σκέδασης Rayleigh εξαρτάται από το μήκος κύματος, με τα μικρότερα μήκη κύματος να διασκορπίζονται περισσότερο. Η σκέδαση Rayleigh από μόρια στην ατμόσφαιρα είναι υπεύθυνη για το κυανό χρώμα του ουρανού που γίνεται αντιληπτό κατά τη διάρκεια μιας ηλιόλουστης ημέρας. Το μπλε φως από τον ήλιο που χτυπά την ανώτερη ατμόσφαιρα είναι περίπου 10 φορές πιο πιθανό να διασκορπιστεί από το κόκκινο φως, έτσι το μπλε φως διασκορπίζεται στο μάτι ενός παρατηρητή ενώ το κόκκινο φως παραμένει σε μεγάλο βαθμό ανεπηρέαστο και επιστρέφει στο διάστημα (Young, 1949).

B) Σκέδαση Debye ή Mie Dispersion

Ο σκέδαση Debye ή σκέδαση Mie, συνιστά μια ελαστική μορφή σκέδασης, όπως και η σκέδαση Rayleigh, η οποία όμως προκαλείται από μεγαλύτερα σωματίδια ή μόρια με διαστάσεις, οι οποίες μπορούν να συγκριθούν με το μήκος κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας ή να λαμβάνουν ακόμα μεγαλύτερο μήκος κύματος και η προκύπτουσα σκεδαζόμενη ακτινοβολία δεν είναι ομοιόμορφη. Το αποτέλεσμα της σκέδασης δεν βρίσκεται σε άμεση εξάρτηση με το μήκος κύματος. Αυτή η διαδικασία παράγει το διάσπαρτο λευκό φως που φαίνεται στα σύννεφα και την ομίχλη (Serway& Jewett, 2013).

Γ) Σκέδαση Brillouin

Η σκέδαση Brillouin συνιστά έναν τύπο ανελαστικής σκέδασης φωτός που εμφανίζεται συνήθως σε στερεά υλικά. Το μήκος κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας τροποποιείται από τα επίπεδα ενέργειας των ηχητικών κυμάτων ή των φωνονίων στα στερεά υλικά, προσδίδοντας πολύ μικρές μετατοπίσεις της προσπίπτουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (Serway& Jewett, 2013).

Δ) Το φαινόμενο σκέδασης Raman

Η σκέδαση Raman είναι μια ελαστική μορφή σκέδασης όπου η συχνότητα της διεσπαρμένης ακτινοβολίας τροποποιείται από την ενέργεια που χάνει ή κερδίζει ένα άτομο ή ένα μόριο. Η μέθοδος χρησιμοποιείται για μια ποικιλία διαγνωστικών αναλύσεων. Η σκέδαση Raman είναι συνήθως πολύ ασθενής και πολύ μικρότερη από το σκεδαζόμενο ακτινοβολία Rayleigh. Επομένως, πρέπει να δίνεται μεγάλη προσοχή στον διαχωρισμό του σήματος Raman από το σήμα Rayleigh, ειδικά στις περιπτώσεις που οι συχνότητες έχουν υποστεί μικρή μετατόπιση (Serway& Jewett, 2013).

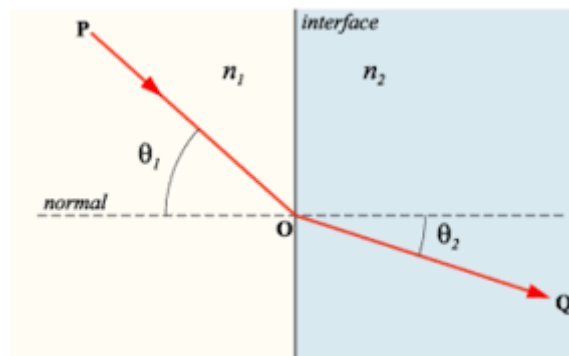
Ε) Σκέδαση Thompson

Η σκέδαση Thompson είναι μια ελαστική μορφή σκέδασης στην οποία φορτισμένα σωματίδια σκεδάζουν ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Η σκέδαση Compton ομοιάζει σε μεγάλο βαθμό με τη σκέδαση Thompson αλλά πρόκειται για μια ανελαστική μορφή σκέδασης που συμβαίνει όταν η ενέργεια της προσπίπτουσας ακτινοβολίας αρχίζει να πλησιάζει την ενέργεια ηρεμίας του φορτισμένου σωματιδίου. Η σκέδαση Compton είναι ο κύριος μηχανισμός εξασθένησης των ακτίνων X και είναι υπεύθυνη για την αντίθεση στις ιατρικές εικόνες ακτίνων X (Ling et al., 2016).

2.3 Διάθλαση Φωτός

Η διάθλαση είναι η μεταβολή στην κατεύθυνση διάδοσης ενός κύματος καθώς διέρχεται από το ένα μέσο στο άλλο. Η αλλαγή κατεύθυνσης προκαλείται από την αλλαγή στο μέσον διάδοσης. Η διάθλαση του φωτός αποτελεί το πιο συχνά παρατηρούμενο φαινόμενο, ενώ παρατηρείται και στα μηχανικά κύματα, όπως τα ηχητικά κύματα και τα κύματα του νερού. Το μέγεθος της διάθλασης του κύματος καθορίζεται από την αλλαγή στην ταχύτητα του κύματος και την αρχική διεύθυνση διάδοσης του κύματος σε σχέση με την κατεύθυνση της αλλαγής της ταχύτητας (Bettini, 2016). Η διάθλαση του φωτός ικανοποιεί το νόμο του Snell, έτσι εφόσον η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία προσπίπτει από μια επιφάνεια με δείκτη διάθλασης n_1 σε μια επιφάνεια με δείκτη διάθλασης n_2 , ανάμεσα στις γωνίες πρόσπτωσης και διάθλασης ισχύει:

$$n_1 \cdot \sin\theta_1 = n_2 \cdot \sin\theta_2$$



Εικόνα 2: Η διάθλαση του φωτός κατά τη διέλευση του φωτός σε διαφορετικά μέσα διάδοσης.

Το ανθρώπινο μάτι, τα οπτικά πρίσματα και οι φακοί χρησιμοποιούν τη διάθλαση για να ανακατευθύνουν το φως. Ο δείκτης διάθλασης των υλικών ποικίλλει ανάλογα με το μήκος κύματος του φωτός, και κατά συνέπεια, το ίδιο και η γωνία διάθλασης. Αυτό το φαινόμενο, γνωστό ως διασπορά, είναι που κάνει τα πρίσματα να διαχωρίζουν το λευκό φως στα συστατικά του φασματικά χρώματα (Tipler, 1999).

Η εξήγηση της διάθλασης προκύπτει από το γεγονός ότι το φως κινείται με μικρότερη ταχύτητα σε ένα μέσο διαφορετικό από το κενό. Αυτό το δεδομένο εμφανίζεται σε όλα τα μέσα, συμπεριλαμβανομένου του αέρα, του νερού και του γυαλιού. Όταν το φως εξέρχεται από ένα υλικό μέσο και επιστρέφει στο κενό, η

ταχύτητά του επιστρέφει στην τυπική ταχύτητα του φωτός στο κενό, c , αγνοώντας τις επιπτώσεις της βαρύτητας. Η εξήγηση της διάθλασης βασίζεται στη σύσταση του φωτός ως ηλεκτρομαγνητικού κύματος. Επειδή το φως είναι ένα ταλαντούμενο ηλεκτρομαγνητικό κύμα, προκαλεί τα ηλεκτρικά φορτισμένα ηλεκτρόνια ενός υλικού να ταλαντώνονται όταν αυτό εισέρχεται σε ένα διαφανές μέσο διάδοσης. Τα πρωτόνια του υλικού ταλαντώνονται επίσης, αλλά καθώς είναι περίπου 2000 φορές πιο βαριά, η κίνησή τους και επομένως η επίδρασή τους είναι πολύ μικρότερη. Ένα κινούμενο επιταχυνόμενο ή επιβραδυνόμενο ηλεκτρικό φορτίο εκπέμπει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Σε μια διαδικασία γνωστή ως εποικοδομητική παρεμβολή, τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα που εκπέμπονται από τα ταλαντευόμενα ηλεκτρόνια αλληλεπιδρούν με τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα που αποτελούν το αρχικό φως, όπως τα κύματα του νερού σε μια λίμνη. Όταν δύο κύματα παρεμβαίνουν με αυτόν τον τρόπο, το προκύπτον «συνδυασμένο» κύμα μπορεί να περιέχει σωματίδια κυμάτων που κινούνται με μικρότερες ταχύτητες. Το φως έχει ουσιαστικά επιβραδυνθεί. Όταν το φως φεύγει από ένα υλικό, αυτή η αλληλεπίδραση με τα ηλεκτρόνια παύει να υφίσταται και ο ρυθμός του πακέτου κυμάτων και κατά συνέπεια η ταχύτητά του, επιστρέφει σε μικρότερα επίπεδα (Young, 1949).

Η διάθλαση ευθύνεται για ένα σύνολο φαινομένων που γίνονται αντιληπτά και από τον άνθρωπο, όπως το ουράνιο τόξο και ο διαχωρισμός του λευκού φωτός στο φάσμα του ουράνιου τόξου όταν φως εισέρχεται σε ένα πρίσμα κατασκευασμένο από γυαλί. Το γυαλί έχει υψηλότερο δείκτη διάθλασης από τον αέρα. Όταν μια δέσμη λευκού φωτός περνά από τον αέρα σε ένα υλικό μέσο με δείκτη διάθλασης (n), ο οποίος εξαρτάται από τη συχνότητα, εμφανίζεται ένα φαινόμενο γνωστό ως διασπορά, στο οποίο τα διαφορετικά χρωματιστά συστατικά του λευκού φωτός διαθλώνται σε διαφορετικές γωνίες, προκαλώντας τον διαχωρισμό τους. Οι διάφορες αποχρώσεις αντιστοιχούν στις διακριτές συχνότητες του ορατού τμήματος του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος (Serway & Jewett, 2013).

Λόγω της ατμοσφαιρικής διάθλασης, ο ήλιος φαίνεται ελαφρώς πεπλατυσμένος όταν βρίσκεται κοντά στον ορίζοντα. Ο δείκτης διάθλασης του αέρα ποικίλλει ανάλογα με τη θερμοκρασία και την πίεση λόγω της εξάρτησής του από την πυκνότητα του αέρα. Δεδομένου ότι η πίεση μειώνεται σε μεγαλύτερα υψόμετρα, ο δείκτης διάθλασης είναι επίσης χαμηλότερος, με αποτέλεσμα οι ακτίνες φωτός που ταξιδεύουν σε μεγάλες αποστάσεις μέσω της ατμόσφαιρας να διαθλαστούν προς την

επιφάνεια της γης. Αυτό προκαλεί μια μικρή μετατόπιση στις εμφανείς θέσεις των αστεριών κοντά στον ορίζοντα και κάνει τον ήλιο ορατό πριν πραγματικά ανατείλει, πάνω από τον ορίζοντα, κατά τη διάρκεια της ανατολής του ηλίου (Young, 1949).

Οι διακυμάνσεις της θερμοκρασίας του αέρα μπορούν επίσης να προκαλέσουν διάθλαση του φωτός. Αυτό μπορεί να θεωρηθεί ως ομίχλη θερμότητας όταν αναμιγνύεται ζεστός και ψυχρός αέρας. Ως αποτέλεσμα, τα αντικείμενα που παρατηρούνται μέσω του μικτού αέρα φαίνεται να λαμπυρίζουν ή να κινούνται ακανόνιστα καθώς ρέει ο ζεστός και ψυχρός αέρας. Αυτό το φαινόμενο είναι επίσης ορατό από τις κανονικές διακυμάνσεις της θερμοκρασίας του αέρα σε μια ηλιόλουστη μέρα με τη χρήση τηλεφακών υψηλής μεγέθυνσης και συχνά υπονομεύει την ποιότητα της εικόνας σε αυτές τις περιπτώσεις. Με παρόμοιο τρόπο, οι ατμοσφαιρικές αναταράξεις προκαλούν ταχέως μεταβαλλόμενες παραμορφώσεις στις εικόνες των αστρονομικών τηλεσκοπίων, περιορίζοντας έτσι την ανάλυση των επίγειων τηλεσκοπίων που δεν χρησιμοποιούν προσαρμοστική οπτική ή άλλες τεχνικές για να αντισταθμίσουν αυτές τις ατμοσφαιρικές παραμορφώσεις (Serway & Jewett, 2013).

Οι διακυμάνσεις της θερμοκρασίας του αέρα κοντά στην γήινη επιφάνεια μπορούν να δημιουργήσουν και άλλα οπτικά φαινόμενα, όπως οι αντικατοπτρισμοί που ομοιάζουν με ζεστό νερό στο οδόστρωμα και παρατηρούνται κατά τη διάρκεια της ημέρας τους ζεστούς θερινούς μήνες. Συνήθως, ο αέρας που θερμαίνεται από έναν καυτό δρόμο μια ηλιόλουστη μέρα εκτρέπει το φως που πλησιάζει έναν παρατηρητή σε ρηχή γωνία. Αυτό κάνει τον δρόμο να φαίνεται αντανακλαστικός, δημιουργώντας την ψευδαίσθηση ότι είναι καλυμμένος με νερό (Serway & Jewett, 2013).

Στην οπτομετρία, την οφθαλμολογία και την ορθοπτική, η διάθλαση επίσης γνωστή ως διαθλασιμετρία είναι μια κλινική δοκιμή στην οποία ένας επαγγελματίας οφθαλμικής φροντίδας χρησιμοποιεί ένα phoropter για να προσδιορίσει το διαθλαστικό σφάλμα του οφθαλμού και να συστήσει τους πιο αποτελεσματικούς διορθωτικούς φακούς. Η πιο ευκρινής και καθαρή όραση καθορίζεται συγκρίνοντας μια σειρά φακών με ποικίλες οπτικές δυνάμεις ή εστιακές αποστάσεις. Ο σκοπός της διαθλαστικής χειρουργικής είναι η θεραπεία κοινών διαταραχών της όρασης (Serway & Jewett, 2013).

2.4 Οι χρήσεις της μη ιονίζουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας

Η μη ιονίζουσα ακτινοβολία (NIR) χρησιμοποιείται ευρέως στην υγειονομική περίθαλψη καθώς καλύπτει ένα εύρος από εφαρμογές όπως η απεικόνιση υπερήχων, η χειρουργική με λέιζερ, οι θεραπείες με υπεριώδη ακτινοβολία, θεραπεία γνωστή στην ιατρική κοινότητα εδώ και δεκαετίες, καθώς και η μαγνητική τομογραφία (MRI) και η διακρανιακή μαγνητική διέγερση (TMS), που τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιείται ως θεραπεία για την κατάθλιψη.

Η μη ιονίζουσα ακτινοβολία αναφέρεται ως ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία με συχνότητες μεταξύ 0 Hz και 1,1 THz, συχνότητες στις οποίες περιλαμβάνονται το υπεριώδες φως, το υπέρυθρο και τα ραδιοκύματα, καθώς και μηχανικά κύματα όπως οι υπέρηχοι. Η Διεθνής Επιτροπή για την Προστασία από τη Μη Ιονίζουσα Ακτινοβολία δημοσίευσε πρόσφατα μια δήλωση σχετικά με τις διαγνωστικές συσκευές που χρησιμοποιούν NIR, όπου χρησιμοποιείται ο ίδιος ορισμός του NIR, με αυτόν που αναφέρεται παραπάνω (Sienkiewicz, 2013).

Στο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα, το NIR βρίσκεται κάτω από τη ζώνη ιονίζουσας ακτινοβολίας που περιέχει ακτίνες X. Το NIR έχει λιγότερη ενέργεια από την ιονίζουσα ακτινοβολία και δεν μπορεί να προκαλέσει ιονισμό και για το λόγο αυτό η συγκεκριμένη ακτινοβολία ονομάζεται μη ιονίζουσα ακτινοβολία. Το φάσμα NIR υποδιαιρείται σε διακριτές περιοχές συχνοτήτων ή μήκους κύματος. Οι διάφορες υποομάδες έχουν ξεχωριστές επιδράσεις στον οργανισμό και απαιτούν διακριτά προστατευτικά μέτρα. Η έρευνα ανατέθηκε από τη Σουηδική Αρχή Ακτινοπροστασίας και οι κύριοι στόχοι της ήταν ο προσδιορισμός και η περιγραφή των εφαρμογών υγειονομικής περίθαλψης της μη ιονίζουσας ακτινοβολίας, όσον αφορά στην εξέταση σχετικά με τα αναμενόμενα επίπεδα έκθεσης για κάθε εφαρμογή, το εύρος των συχνοτήτων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν, στον προσδιορισμό πιθανών κινδύνων για την υγεία καθώς και στον εντοπισμό ελλειμμάτων γνώσης στον συγκεκριμένο τομέα, οπότε και θα προκύψουν σημεία περαιτέρω διερεύνησης και έρευνας (Wilén et al., 2017).

Έρευνα σε περιφερειακά και πανεπιστημιακά νοσοκομεία με εγκαταστάσεις πρωτοβάθμιας φροντίδας υγείας αποκάλυψε ότι οι κατηγορίες ιατρικών προϊόντων που διατίθενται εντός νοσοκομείων ήταν συγκρίσιμες. Ωστόσο, η ποσότητα των

συσκευών σε κάθε κατηγορία προϊόντων διέφερε σημαντικά. Οι μονάδες θεραπείας με υπεριώδη ακτινοβολία, οι μονάδες φωτοθεραπείας νεογνών και οι μονάδες ηλεκτροχειρουργικής αποτελούν τις συχνές μονάδες που απαντώνται με τη μεγαλύτερη συχνότητα στις μονάδες περίθαλψης. Επιπλέον, ο εξοπλισμός λέιζερ, όπως το λέιζερ Doppler και το χειρουργικό λέιζερ, επίσης εντάσσονται στις μονάδες που απαντώνται με μεγάλη συχνότητα. Εξάιρεση αποτελεί ο εξοπλισμός TMS, ο οποίος φαίνεται να μην χρησιμοποιείται με την ίδια συχνότητα σε σχέση με τις συσκευές που αναφέρονται παραπάνω (Wilén et al., 2017).

Η έκθεση σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία (Electromagnetic Fields, EMF) χρησιμοποιείται κυρίως για διαγνωστικούς και θεραπευτικούς σκοπούς στην υγειονομική περίθαλψη. Τα EMF που εκπέμπονται στις εφαρμογές της ιατρικής είναι σημαντικά υψηλότερα σε σχέση με αυτά που εκπέμπονται στο οικιακό ή εργασιακό περιβάλλον. Στα πεδία αυτά εκτίθενται ασθενείς που υποβάλλονται σε εξέταση ή θεραπεία καθώς και το ιατρικό προσωπικό και νοσηλευτικό προσωπικό, όπως φυσιοθεραπευτές και χειρουργοί. Για συχνότητες έως 100 kHz, ο κύριος μηχανισμός αλληλεπίδρασης EMF είναι η επαγωγή ηλεκτρικών ρευμάτων. Για συχνότητες μεταξύ 100 kHz και 10 MHz, το αποτέλεσμα εκδηλώνεται τόσο ως επαγόμενα ρεύματα όσο και ως θερμότητα, ενώ για συχνότητες μεγαλύτερες από 10 MHz, το αποτέλεσμα εκδηλώνεται μόνο ως θερμότητα (Wilén et al., 2017).

Σύμφωνα με την οδηγία της Ευρωπαϊκής Ένωσης (2013) η έκθεση ακόμα και σε μη ιονίζουσα ακτινοβολία κρίνεται απαραίτητο να περιορίζεται για την προστασία του προσωπικού και των ασθενών για την αποφυγή γνωστών, πιθανά άγνωστων και αρνητικών επιπτώσεων. Αυτά τα όρια αναφέρονται ως μέγιστο επαγόμενο ηλεκτρικό πεδίο και μέγιστο θερμικό φορτίο και πρόκειται για τον Ειδικό Ρυθμό Απορρόφησης, που απαντάται στη βιβλιογραφία με τα αρχικά SAR (W/kg). Οι συσπάσεις των νεύρων και των μυών είναι τα πρώτα αποτελέσματα που γίνονται αντιληπτά κατά την έκθεση σε EMF χαμηλών συχνοτήτων. Σε υψηλότερες συχνότητες, τα αποτελέσματα είναι λιγότερο έντονα, με κυρίαρχα την αίσθηση θερμότητας, η οποία ενδέχεται να προκαλεί δυσφορία και μια αύξηση της θερμοκρασίας με ένα αίσθημα το οποίο είναι συγκρίσιμο με έναν ήπιο πυρετό. Τα τρέχοντα όρια βασίζονται στη γνωστή ένταση EMF στην οποία αρχίζουν να εκδηλώνονται αυτά τα φαινόμενα (Wilén et al., 2017).

Σύμφωνα με τα δεδομένα και τις έρευνες που έχουν πραγματοποιηθεί, δεν υπάρχουν μακροπρόθεσμοι ή βραχυπρόθεσμοι κίνδυνοι που να σχετίζονται με την έκθεση σε ηλεκτρομαγνητικά πεδία χαμηλών συχνοτήτων εφόσον τηρούνται κάποια όρια τόσο όσον αφορά τις συχνότητες όσο και όσον αφορά στην ένταση αυτών. Ωστόσο, η συνεχιζόμενη έρευνα έχει δείξει ότι τα EMF μπορούν να έχουν επίδραση σε βιολογικά συστήματα ακόμα και κάτω από αυτά τα όρια. Οι μηχανισμοί με τους οποίους συμβαίνει αυτό και το κατά πόσο αυτές οι επιδράσεις είναι επικίνδυνες για τον άνθρωπο εξακολουθούν να μην είναι καλά μελετημένοι και τα συμπεράσματα δεν είναι σαφή, όπως στην περίπτωση της ιονίζουσας ακτινοβολίας. Ο Διεθνής Οργανισμός Έρευνας για τον Καρκίνο (IARC) του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας έχει ταξινομήσει τόσο τα μαγνητικά πεδία χαμηλής συχνότητας (IARC, 2002) όσο και τα μαγνητικά πεδία ραδιοσυχνότητας (IARC, 2013) ως δυνητικά καρκινογόνα κατηγορίας IIΒ.

Ο Sienkiewicz (2013) πραγματοποίησε μια ταξινόμηση των χρήσεων της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Έτσι κατέληξε ότι:

- Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία έχει αξιοσημείωτες θεραπευτικές και διαγνωστικές χρήσεις και αυτός είναι ο λόγος που τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία χρησιμοποιούνται στο σύστημα υγειονομικής περίθαλψης.
- Τα μαγνητικά πεδία χαμηλής συχνότητας χρησιμοποιούνται για να επάγουν ρεύματα στους ιστούς για θεραπευτικούς σκοπούς, ενώ υψηλότερες συχνότητες χρησιμοποιούνται για την παραγωγή θερμότητας. Για παράδειγμα, το επαγόμενο ρεύμα χρησιμοποιείται στη Διακρανιακή Μαγνητική Διέγερση (TMS) και η παραγωγή θερμότητας χρησιμοποιείται στη διαθερμία, είτε με τη μορφή διαθερμίας βραχέων κυμάτων, είτε με τη μορφή διαθερμίας μικροκυμάτων ή ηλεκτροχειρουργικής. Σε κάποιες χώρες της Ευρωπαϊκής Ένωσης, όπως η Σουηδία, τα ασθενή πεδία είτε με χαμηλές είτε με υψηλές συχνότητες δεν χρησιμοποιούνται ευρέως, ωστόσο η χρήση τους παραμένει διαδεδομένη σε πολλές άλλες χώρες (Markov, 2015).

Η τεχνική της μαγνητικής τομογραφίας (MRI) διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στο διαγνωστικό κομμάτι της υγειονομικής περίθαλψης σήμερα. Η μαγνητική τομογραφία έχει ποικίλες εφαρμογές, όπως νευροαπεικόνιση, καρδιακή απεικόνιση, μυοσκελετική απεικόνιση, φασματοσκοπία και λειτουργική απεικόνιση. Ο αριθμός

των εφαρμογών της μαγνητικής τομογραφίας αυξάνεται ενώ μια από τις πιο πρόσφατες εφαρμογές της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας είναι η σύγχρονη ακτινοθεραπεία, όπου η μαγνητική τομογραφία χρησιμοποιείται για τον σχεδιασμό, την ορθή τοποθέτηση του ασθενούς και την παρακολούθηση του αποτελέσματος της θεραπείας (Frankel et al., 2019).

2.5 Υπέρυθρη Ακτινοβολία

Η υπέρυθρη ακτινοβολία, εκτείνεται στο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα από το ερυθρό του ορατού φωτός μέχρι την περιοχή των μικροκυμάτων. Η αίσθηση της υπέρυθρης ακτινοβολίας συνδέεται με την αίσθηση της ζεστασιάς στο δέρμα, ενώ ως ακτινοβολία δεν γίνεται αντιληπτή με την όραση. Το υπέρυθρο φάσμα κατηγοριοποιείται συνήθως σε τρεις περιοχές: την υπέρυθρη περιοχή που βρίσκεται πλησίον της ορατής και περιλαμβάνει μήκη κύματος μεταξύ 0,78 και περίπου 2,5 μm , το μεσαίο υπέρυθρο, το οποίο εκτείνεται από περίπου 2,5 έως 50 μm και το μακρινό υπέρυθρο, το οποίο εκτείνεται από 50 έως 1.000 μm . Μια επιφάνεια με μέτρια θερμοκρασία εκπέμπει το μεγαλύτερο μέρος της ακτινοβολίας στην περιοχή της υπέρυθρης ακτινοβολίας ενώ σχηματίζει ένα συνεχές φάσμα. Εκτός από την εκπομπή άφθονων ποσοτήτων υπέρυθρης ακτινοβολίας, η μοριακή διέγερση δημιουργεί ένα ξεχωριστό φάσμα ζωνών ή γραμμών (Young, 1949).

Η υπέρυθρη ακτινοβολία ακολουθεί τους νόμους του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Ως εκ τούτου, ο διασκεδασμός, δηλαδή η εξάρτηση της ταχύτητας διάδοσης και του μήκους κύματος από το μέσον διάδοσης ισχύει και στην περίπτωση της υπέρυθρης ακτινοβολίας. Η ταχύτητα ενός κύματος φωτός μέσα σε ένα διαφανές μέσο είναι αντιστρόφως ανάλογη με τον δείκτη διάθλασης, ο οποίος καθορίζει τη γωνία διάθλασης, δηλαδή τη γωνία εκτροπής του ηλεκτρομαγνητικού κύματος, καθώς αυτό συναντά τη διαχωριστική επιφάνεια δύο διαφορετικών οπτικών μέσων. Μια παράλληλη δέσμη προσπίπτοντος φωτός θα διαθλαστεί από οποιοδήποτε διαφανές μέσο, όπως ένα γυάλινο πρίσμα, σύμφωνα με τον δείκτη διάθλασης του γυαλιού που αντιστοιχεί σε καθένα από τα μήκη κύματος ή τα χρώματα των συστατικών (Young, 1949).

Η θερμική ακτινοβολία είναι ένα φαινόμενο όπου μια θερμαινόμενη επιφάνεια εκπέμπει ενέργεια με τη μορφή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, η οποία ταξιδεύει με την ταχύτητα του φωτός. Όπως συμβαίνει με όλα τα είδη ηλεκτρομαγνητικής

ακτινοβολίας, η υπέρυθρη ή θερμική ακτινοβολία μεταδίδεται χωρίς την ανάγκη ενδιάμεσου μέσου. Τα μήκη κύματος της θερμικής ακτινοβολίας εκτείνονται στο φάσμα του ορατού φωτός, συμπεριλαμβανομένων των μεγαλύτερων υπέρυθρων ακτίνων, και ολοκληρώνονται με τις μικρότερες υπεριώδεις ακτίνες. Μέσα σε αυτό το φάσμα, η θερμοκρασία της επιφάνειας εκπομπής καθορίζει την ένταση και την κατανομή της ακτινοβολίας. Ο νόμος Stefan–Boltzmann δηλώνει ότι η συνολική ακτινοβολούμενη θερμική ενέργεια που εκπέμπεται από μια επιφάνεια είναι ανάλογη με την τέταρτη δύναμη της απόλυτης θερμοκρασίας της (Young, 1949).

Νόμος Stefan – Boltzmann:

$E_b = \sigma \cdot \varepsilon \cdot T^4$, όπου σ , η σταθερά Stefan – Boltzmann, ε , ο συντελεστής εκπομπής και T , η απόλυτη θερμοκρασία.

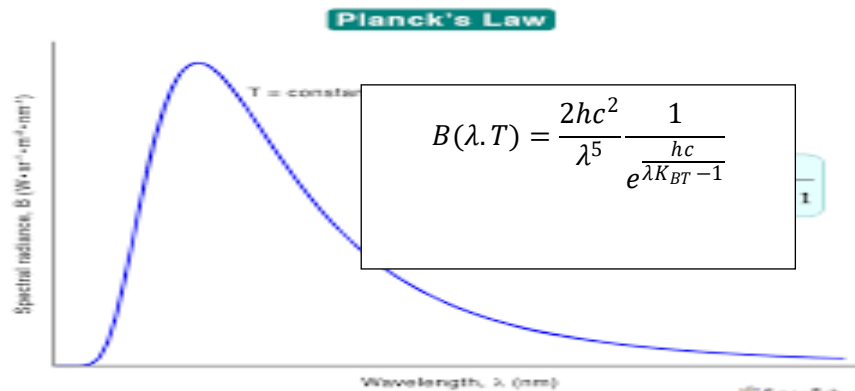
$$\sigma = 5670400 \cdot 10^{-8} \text{ J/s}^{-1} \text{ m}^2 \text{ K}^4.$$

Η συνολική ακτινοβολία θερμότητας που εκπέμπεται από μια επιφάνεια είναι ανάλογη με την τέταρτη δύναμη της απόλυτης θερμοκρασίας της, σύμφωνα με το νόμο Stefan-Boltzmann. Ο εν λόγω νόμος διατυπώθηκε αρχικά, το 1879, από τον Αυστριακό φυσικό Josef Stefan με βάση τις πειραματικές του έρευνες. Ο Ludwig Boltzmann, ένας άλλος Αυστριακός φυσικός, εξήγαγε την ίδια αρχή το 1884 από θερμοδυναμικές εκτιμήσεις, δεδομένου του E (Ενέργεια ακτινοβολίας) και του T (απόλυτης θερμοκρασίας σε Kelvin), που δηλώνουν την ισχύ από μια μονάδα επιφάνειας και την ακτινοβολούμενη θερμική ενέργεια που εκπέμπεται από μια μονάδα επιφάνειας σε ένα δευτερόλεπτο, αντίστοιχα (Young, 1949).

Πέραν από το νόμο του Stefan – Boltzmann, τέσσερις «νόμοι» διέπουν την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία και προσδιορίζουν τη φύση και την ποσότητα της ενέργειας που εκπέμπει ένα αντικείμενο. Ένας νόμος χρησιμοποιείται στην επιστήμη για να χαρακτηρίσει μια συλλογή παρατηρήσεων. Από τη στιγμή που οποιαδήποτε υπόθεση διατυπώνεται ως νόμος, δεν εντοπίζονται εξαιρέσεις. Μπορεί να γίνει διάκριση μεταξύ μιας θεωρίας και ενός νόμου στο ότι ο πρώτος παρέχει απλώς μια περιγραφή ενός γεγονότος ή ενός συμβάντος, ενώ ο δεύτερος προσπαθεί να διευκρινίσει το «γιατί» πίσω από αυτό (Young, 1949).

Ο νόμος του Planck αναφέρει ότι η ακτινοβολία εκπέμπεται από κάθε αντικείμενο συνεχώς και σε όλα τα μήκη κύματος. Έτσι, εκτός από το ορατό φως, το

υπεριώδες φως και το υπέρυθρο, ο ήλιος εκπέμπει επίσης μικροκύματα, ραδιοκύματα και ακτίνες Χ. Σύμφωνα με το νόμο του Planck, όλα τα αντικείμενα εκπέμπουν σε όλο το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα. Η μαθηματική βάση του νόμου του Planck βασίζεται στο γεγονός ότι οι ταχύτητες δόνησης των μορίων σε μια ουσία είναι ευρέως διασκορπισμένες. Αυτό σημαίνει ότι η ύλη είναι ικανή να εκπέμπει ακτινοβολία σε ένα ευρύ φάσμα. Μια επιπλέον διαδεδομένη πλάνη που καταρρίπτεται από τον νόμο του Planck είναι η ιδέα ότι η ύλη εκπέμπει ακτινοβολία επιλεκτικά (Young, 1949).



Εικόνα 3: Ο νόμος του Planck.

Πηγή: <https://www.sciencefacts.net/plancks-law.html>

Ο νόμος του Planck περιγράφει την ακτινοβολία του μέλανος σώματος για κάθε περιοχή συχνοτήτων, ενώ στο νόμο του Planck εισάγεται η έννοια της κβάντωσης, καθώς η ενέργεια δεν παράγεται συνεχώς αλλά ασυνεχώς σε συγκεκριμένα «πακέτα - κβάντα» ενέργειας.

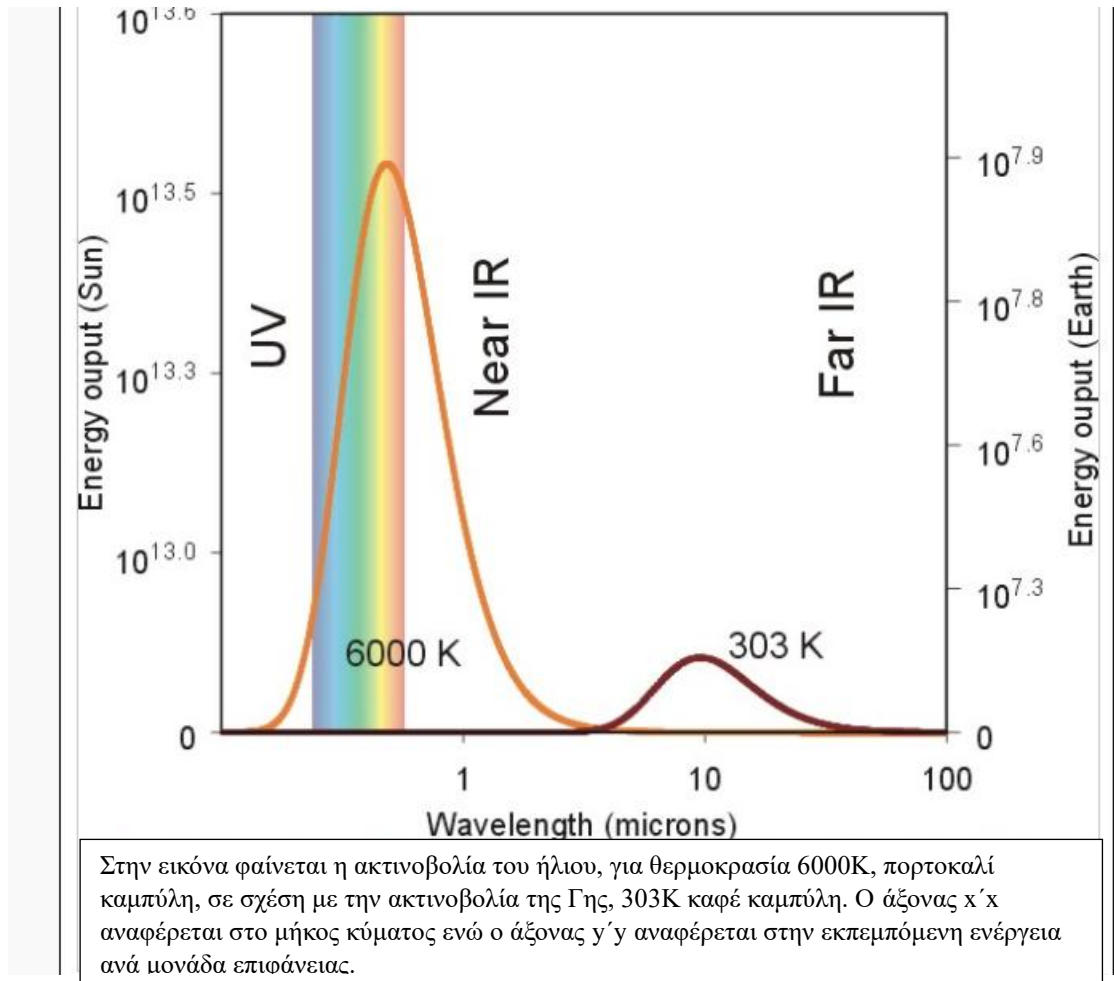
h = σταθερά του Planck, $h=6.67 \times 10^{-34} \text{J}\cdot\text{s}$

$c=3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$, η ταχύτητα του φωτός

λ = το μήκος κύματος της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας

$k_B= 8.6 \times 10^{-5} \text{ eV K}^{-1}$, η σταθερά του Boltzmann

Σύμφωνα με το νόμο του Wien, το μήκος κύματος της μέγιστης εκπομπής είναι αντιστρόφως ανάλογο με τη θερμοκρασία του αντικειμένου που εκπέμπει, σύμφωνα με το νόμο του Wien. Έτσι, το μέγιστο μήκος κύματος εκπομπής ενός αντικειμένου μειώνεται με την αύξηση της θερμοκρασίας.



Εικόνα 4: Νόμος του Wien

Πηγή: <https://www.sciencephoto.com/media/146802/view/wien-s-displacement-law>

Η ελάχιστη ποσότητα ακτινοβολίας που μπορεί να εκπέμψει ένα αντικείμενο έχει ληφθεί υπόψη στους προηγούμενους νόμους ακτινοβολίας. Ωστόσο, σε ορισμένα μήκη κύματος, η πραγματική ακτινοβολία που εκπέμπεται από ένα αντικείμενο μπορεί να είναι σημαντικά χαμηλότερη από την ιδανική. Η σχέση μεταξύ της ικανότητας ενός αντικειμένου να εκπέμψει και να απορροφά ακτινοβολία σε ένα συγκεκριμένο μήκος κύματος περιγράφεται από το νόμο του Kirchhoff. Για ένα αντικείμενο του οποίου η θερμοκρασία παραμένει σταθερή, ο νόμος του Kirchhoff δηλώνει ότι ένα αντικείμενο που απορροφά ακτινοβολία αποτελεσματικά σε ένα συγκεκριμένο μήκος κύματος θα εκπέμψει επίσης ακτινοβολία αποτελεσματικά σε αυτό το μήκος κύματος (Young, 1949).

2.6 Θερμικές Κάμερες

Η θερμική απεικόνιση επιτρέπει την απεικόνιση της θερμότητας που εκπέμπεται από ένα αντικείμενο. Συσχετίζοντας μια συγκεκριμένη απόχρωση με τη

θερμοκρασία ενός αντικειμένου μέσα στο κάδρο απεικόνισης, οι θερμικές κάμερες ποσοτικοποιούν αποτελεσματικά την ποσότητα θερμότητας που εκπέμπεται από ένα συγκεκριμένο αντικείμενο σε σύγκριση με τα γύρω αντικείμενα. Η θερμοκρασία ανιχνεύεται από θερμικές κάμερες μέσω της αναγνώρισης και της σύλληψης διακριτών εντάσεων υπέρυθρου φωτός. Αν και αυτό το φως είναι ανεπαίσθητο με γυμνό ανθρώπινο μάτι, σε επαρκείς εντάσεις μπορεί να γίνει αντιληπτό ως θερμότητα. Η αρχή λειτουργίας των θερμικών καμερών στηρίζεται στην παραδοχή ότι όλα τα αντικείμενα εκπέμπουν κάποια μορφή υπέρυθρης ακτινοβολίας. Ένα αντικείμενο εκπέμπει περισσότερη υπέρυθρη ακτινοβολία καθώς αυξάνεται η θερμοκρασία του. Αυτή η ακτινοβολία μπορεί να ανιχνευθεί από θερμικές κάμερες, οι οποίες τη μετατρέπουν σε εικόνα που μπορεί να αντιληφθεί το ανθρώπινο μάτι (pulsar).

Η προέλευση της θερμικής απεικόνισης παραμένει ασαφής. Η θερμική απεικόνιση έχει αποτελέσει αντικείμενο διάφορων διεκδικητών, με διαφορετικά ονόματα από το 1800, χωρίς να έχει εντοπιστεί επιβεβαιωμένος εφευρέτης. Οι σημερινές κάμερες θερμικής απεικόνισης κατασκευάζονται χρησιμοποιώντας τεχνολογία που αρχικά σχεδιάστηκε για στρατιωτικές εφαρμογές. Ο Kálmán Tihanyi, ένας Ούγγρος φυσικός, ανέπτυξε την ευαίσθητη στο υπέρυθρο ηλεκτρονική τηλεοπτική κάμερα, γνωστή και ως νυχτερινή όραση, το 1929 για χρήση στη βρετανική αντιαεροπορική άμυνα. Οι σαρωτές υπέρυθρων γραμμών ήταν οι αρχικές θερμογραφικές κάμερες που αναπτύχθηκαν στις Ηνωμένες Πολιτείες. Η τρέχουσα επανάληψη της θερμικής απεικόνισης επινοήθηκε αρχικά για στρατιωτικές εφαρμογές σε όλο τον πόλεμο της Κορέας (pulsar).

Η λειτουργικότητα των συστημάτων θερμικής απεικόνισης βασίζεται στη μετατροπή της αντιληπτής διαφοράς θερμοκρασίας μεταξύ δύο οντοτήτων, όπως ένα αντικείμενο σε φόντο, σε ορατή εικόνα. Λόγω του γεγονότος ότι δεν θερμαίνονται όλα τα σώματα ομοιόμορφα, προκύπτει μια εικόνα κατανομής υπέρυθρων. Μια θερμική εικόνα θα έχει μεγαλύτερη αντίθεση και ανάλυση εάν η διαφορά μεταξύ της έντασης της ακτινοβολίας IR του αντικειμένου και εκείνης του φόντου είναι μεγαλύτερη. Το εύρος ανίχνευσης των σύγχρονων συσκευών θερμικής απεικόνισης εκτείνεται σε διαφορές θερμοκρασίας 0,015–0,07°C.

Η πλειονότητα των μονάδων νυχτερινής όρασης χρησιμοποιεί αισθητήρες CMOS/CCD ή σωλήνες ενίσχυσης εικόνας για την ανίχνευση υπέρυθρης ακτινοβολίας (IR) εντός του εύρους μήκους κύματος 0,78-1μm. Αυτό το εύρος είναι μόλις πέρα από τη φασματική ευαισθησία του ανθρώπινου ματιού. Οι συσκευές θερμικής απεικόνισης λειτουργούν εντός του εύρους μήκους κύματος 1,5 – 5,6 μm, που δηλώνει υπέρυθρο μεσαίου κύματος (MWIR) και 5,6 – 100 μm, που σημαίνει υπέρυθρο μεγάλου κύματος (LWIR). Τα ατμοσφαιρικά στρώματα της επιφάνειας του εδάφους είναι διαφανή στην υπέρυθρη ακτινοβολία (IR) εντός αυτού του συγκεκριμένου εύρους μήκους κύματος. Τα παρατηρούμενα αντικείμενα παρουσιάζουν την υψηλότερη εκπομπή εκπομπής σε θερμοκρασίες που κυμαίνονται από -50 έως +50°C.

Η θερμική απεικόνιση είναι μια ηλεκτρονική συσκευή παρατήρησης που δημιουργεί μια εικόνα της διαφοράς θερμοκρασίας μέσα στον υπό παρατήρηση χώρο. Ένα βασικό συστατικό κάθε συσκευής θερμικής απεικόνισης είναι μια συστοιχία μικροβολομέτρου, γνωστή και ως θερμικός αισθητήρας, όπου κάθε εικονοστοιχείο της εικόνας αντιπροσωπεύει ένα στοιχείο ικανό να μετρήσει με ακρίβεια τη θερμοκρασία.

Το πλεονέκτημα των θερμικών εικόνων είναι ότι λειτουργούν αποτελεσματικά τόσο στο έντονο φως της ημέρας όσο και στο απόλυτο σκοτάδι τη νύχτα. είναι παθητικά συστήματα που δεν απαιτούν εξωτερικό φωτισμό. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, οι αντίξοες καιρικές συνθήκες, συμπεριλαμβανομένης της ομίχλης και της βροχόπτωσης, δεν εμποδίζουν τη θερμική απεικόνιση. Ωστόσο, οι συνηθισμένες μονάδες νυχτερινής όρασης θα καταστούν εντελώς αναποτελεσματικές υπό τέτοιες συνθήκες. Η λειτουργία κάθε συσκευής θερμικής απεικόνισης μπορεί να περιγραφεί συνοπτικά ως εξής: Παράγεται επίσης ένας χάρτης διαφοράς θερμοκρασίας, ο οποίος απεικονίζει τον αντικειμενικό φακό της θερμικής απεικόνισης που μεταφέρει έναν χάρτη θερμοκρασίας της ορατής περιοχής στην επιφάνεια του θερμικού αισθητήρα (pulsar).

Τα δεδομένα επεξεργάζονται από τον μικροεπεξεργαστή και άλλα ηλεκτρονικά εξαρτήματα πριν εμφανιστούν με τη μορφή ενός σχήματος που αντιπροσωπεύει οπτικά την ερμηνεία των δεδομένων. Στη συνέχεια, ένας

παρατηρητής αντιλαμβάνεται αυτήν την εικόνα είτε μέσω ενός οφθαλμού είτε απευθείας σε μια οθόνη (pulsar).

Οι συσκευές θερμικής απεικόνισης είναι πιο συγκρίσιμες με τις ψηφιακές συσκευές νυχτερινής όρασης, καθώς επιτρέπουν μεγαλύτερο αριθμό παραμέτρων και προσαρμογών που καθορίζονται από το χρήστη από τις συσκευές νυχτερινής όρασης με ένταση εικόνας (που κοινώς αναφέρονται ως αναλογικά συστήματα) (pulsar).

Για παράδειγμα, η δυνατότητα προσαρμογής της φωτεινότητας, της αντίθεσης και του χρώματος της εικόνας, η ενσωμάτωση βοηθητικών πληροφοριών όπως η τρέχουσα ώρα, το επίπεδο φόρτισης της μπαταρίας και εικονίδια που αντιπροσωπεύουν ενεργές λειτουργίες στο οπτικό πεδίο, η χρήση ψηφιακού ζουμ, η εφαρμογή της λειτουργικότητας εικόνας σε εικόνα (που παρουσιάζει μια μεγεθυμένη εικόνα του αντικειμένου ή του τμήματός του σε ένα ξεχωριστό μικρό παράθυρο) και απενεργοποιήστε τις οθόνες (που εξοικονομεί ενέργεια και αποτρέπει την έκθεση στον οπίσθιο φωτισμό) (pulsar).

Τα θερμοσκοπικά και τα ψηφιακά τυφέκια μπορεί επίσης να διαθέτουν πολυάριθμες ωφέλιμες λειτουργίες σκοπευτή, συμπεριλαμβανομένων, ενδεικτικά, εύχρηστων και γρήγορου μηδενισμού μηχανισμών (π.χ. "πάγωμα" και "μηδενισμός μίας βολής"), αυτόματες λειτουργίες διόρθωσης που σχετίζονται με την απόσταση, πολλαπλά προφίλ μηδενισμού προσαρμοσμένα σε συγκεκριμένα τουφέκια, δείκτες πλευρικής κλίσης και γωνίας ανύψωσης και πολλά άλλα (pulsar).

Όταν αντιπαρά τίθενται με αναλογικά τυφέκια νυχτερινής όρασης, οι συσκευές ψηφιακής και θερμικής απεικόνισης τυπικά διαθέτουν ένα "ψηφιακό" σταυροδρόμι, όπου η εικόνα του πλέγματος υπερτίθεται στην εικόνα της σκηνής μέσω της χρήσης επεξεργασίας βίντεο. Λόγω της ευθυγράμμισης των σταυροειδών και της εικόνας του παρατηρούμενου αντικειμένου στο ίδιο επίπεδο (το επίπεδο εμφάνισης), η παράλλαξη και άλλα παρόμοια φαινόμενα εξαλείφονται. Ρυθμίζοντας ηλεκτρονικά το πλέγμα, εξαλείφονται τα μηχανικά διορθωτικά στοιχεία που υπάρχουν συνήθως στα αναλογικά τουφέκια. Κατά συνέπεια, αυτά τα στοιχεία μηχανικής διόρθωσης, των οποίων η συναρμολόγηση και η παραγωγή απαιτούν μια ακριβή διαδικασία ακριβείας, μπορούν να εξαλειφθούν οριστικά από τις ψηφιακές και θερμικές συσκευές (pulsar).

Εκτός από πολλές βοηθητικές λειτουργίες, οι συσκευές θερμικής απεικόνισης μπορεί να περιλαμβάνουν συσκευές εγγραφής βίντεο που καταγράφουν εικόνες και βίντεο αντικειμένων υπό παρατήρηση, καθώς και ασύρματη μετάδοση δεδομένων (μέσω Wi-Fi ή ραδιοφωνικού καναλιού) σε εξωτερικές συσκευές, τηλεχειριστήριο της συσκευής (για παράδειγμα, μέσω κινητής συσκευής), ενσωμάτωση με αποστασιόμετρο λέιζερ (με δεδομένα από τον αποστασιόμετρο που εμφανίζονται στην οθόνη της μονάδας) και ενσωμάτωση με αισθητήρες GPS (για γεωγραφική τοποθέτηση), μεταξύ άλλων (pulsar).

Κεφάλαιο 3: Θερμογραφία Κάτω Άκρων

3.1 Η Ανατομία των Κάτω Άκρων

Ο σχηματισμός των κάτω άκρων πραγματοποιείται κατά την τέταρτη εβδομάδα της προγεννητικής ανάπτυξης. Τα κάτω άκρα είναι δυνατόν να διακριθούν σε τρεις διακριτές περιοχές. Η πρώτη αφορά στο μηριαίο τρίγωνο, η δεύτερη αφορά στον πόσο των προσαγωγών και η τρίτη περιοχή, περιλαμβάνει τον ιγνυακό βόθρο. Ιδιαίτερης σημασίας είναι το μηριαίο οστό, το οποίο είναι το πιο βαρύ, το ισχυρό και το οστό με το μεγαλύτερο μήκος ολόκληρου του σώματος. Η ανώτερη πλευρά του μηριαίου οστού περιλαμβάνει την κεφαλή, τον αυχένα, τον ελάσσονα και τον μείζονα τροχαντήρα. Τέλος, το κατώτερο τμήμα περιλαμβάνει τον έσω και έξω μηριαίο κόνδυλο ενώ δημιουργείται ένωση με την κνήμη και την επιγονατίδα, οπότε και σχηματίζεται η άρθρωση του γόνατος.

Τα κάτω άκρα, από την άρθρωση του γόνατος και κάτω, αποτελούνται από την κνήμη και την περόνη. Μέσω των αρθρώσεων με το μηριαίο οστό και τον αστράγαλο, καθώς και με τους μύες που είναι στερεωμένοι σε αυτά τα οστά, αυτά τα δύο οστά παρέχουν κινητικότητα και την ικανότητα ο άνθρωπος να στέκεται όρθιος και να περπατά. Στο γόνατο, η κνήμη αρθρώνεται με το μηριαίο οστό. Η άρθρωση του γόνατος χωρίζεται σε τρία μέρη (Varacallo et al., 2022). Το πρώτο μέρος εκτείνεται από την περιοχή στο εσωτερικό της κνήμης μέχρι το μοιραίο οστό. Το δεύτερο μέρος είναι αυτό του πλευρικού κνημομηριαίου διαμερίσματος και το τρίτο τμήμα είναι η επιγονατιδική άρθρωση (Raj et al., 2023).

Στον αστράγαλο, η αρθρική επιφάνεια του αστραγάλου δημιουργείται από την κνήμη και την περόνη. Στην περιοχή του αστράγαλου, η ankle mortise είναι μια εξειδικευμένη άρθρωση που παρέχει υποστήριξη και βελτιστοποιεί την κίνηση και τη λειτουργία της άρθρωσης του αστραγάλου. Μια άρθρωση αστραγάλου που μηχανικά είναι άρτια βελτιστοποιεί την κίνηση και επιτρέπει τη φυσιολογική κινητικότητα του ποδιού αλλά και των αρθρώσεων με τις αρθρώσεις που συνδέεται. Επιπλέον, τα οστά και η περιτονία χωρίζουν το κάτω άκρο σε τέσσερα διαμερίσματα (Binstead et al., 2023).

Η κνήμη, η οποία είναι το δεύτερο μεγαλύτερο οστό στο σώμα μετά το μοιραίο οστό, υποστηρίζει το ανθρώπινο σώμα και επιφορτίζεται με τη στήριξη του βάρους του υπόλοιπου σώματος. Στην άρθρωση του γόνατος, η εγγύς διατομή της κνήμης αποκτά πυραμιδοειδή μορφή που αρθρώνεται με το μηριαίο οστό. Κάθε μία από τις έσω και πλάγιες επιφάνειες κνημιαίου οροπεδίου της εγγύς κνήμης σχετίζεται με μηνίσκο. Στο μέσο των δύο οροπεδίων υπάρχει μια μεσοκονδυλική σπονδυλική στήλη που περιέχει ένα τμήμα του αποτυπώματος προσάρτησης του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ACL). Ένα τμήμα του οπίσθιου τμήματος αντιστοιχεί στο αποτύπωμα προσκόλλησης του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου (PCL) (Raj et al., 2023). Πρόσθιος και οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος συνδέουν τη κνήμη με το μηριαίο οστό. Εκτός από τον πρόσθιο και τον οπίσθιο χιαστό, ο έσω παράπλευρος σύνδεσμος (MCL) και ο πλάγιος παράπλευρος σύνδεσμος (LCL) συμβάλλουν στη σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος στο στεφανιαίο επίπεδο. Ο έσω παράπλευρος σύνδεσμος εκτείνεται από την έσω όψη του μηριαίου οστού περιφερικά προς τη γραμμή της άρθρωσης έως την εγγύς κνήμη. Ο πλάγιος παράπλευρος σύνδεσμος προσκολλάται στην πλάγια όψη του μηριαίου οστού και φύεται στην κεφαλή της πρόσθιας-πλάγιας περόνης (Hyland et al., 2022). Επιπλέον, ο επιγονατιδικός τένοντας συνδέεται με την εγγύς κνήμη. Αυτός ο τένοντας εισάγεται στη μέση γραμμή του κνημιαίου φυματίου, ουραία προς την άρθρωση του γόνατος, στην κνήμη. Γενικά, η οπίσθια όψη του γόνατος παρέχει σταθερότητα για την έκταση του γόνατος. Καθώς η ιγνυακή περιοχή περιέχει τη νευροαγγειακή δέσμη, η οποία παρέχει σημαντικές νευροαγγειακές συνεισφορές στο κάτω άκρο και το πόδι, η οπίσθια υποστήριξη της άρθρωσης του γόνατος είναι ζωτικής σημασίας (Leib et al., 2022).

Η περόνη είναι οστό μικρότερου μήκους σε σχέση με τη κνήμη και η συνεισφορά της στη στήριξη του βάρους είναι μικρή. Στην άπω άρθρωση του

αστραγάλου, η περόνη και η κνήμη συνδέονται με μια μεσόστεια μεμβράνη. Η εγγύς κνημιαία άρθρωση είναι η εγγύς σύνδεση αγκύρωσης και σταθεροποίησης μεταξύ των δύο οστών του κάτω ποδιού. Η περόνη σχηματίζει το πλάγιο όριο της άρθρωσης του αστραγάλου ενώ η κνήμη το έσω όριο. Αυτά τα οστικά τμήματα αναφέρονται ως πλάγιοι και έσω σφυροί, αντίστοιχα, σε σχέση με την άρθρωση του αστραγάλου (Varacallo et al., 2018). Η οστική ακεραιότητα των σφυρών και η συνδέσμωση του αστραγάλου, συμπεριλαμβανομένης της μεσοοστικής μεμβράνης και των συνδεσμοτικών συνδέσμων, παρέχουν μια συρρέουσα και συνεχή μορφή αστραγάλου που βελτιστοποιεί την ευαίσθητη ισορροπία μεταξύ της κινητικότητας και της σταθερότητας του αστραγάλου. Ο έσω σφυρός χρησιμεύει ως θέση προσκόλλησης για τον μεγάλο δελτοειδή σύνδεσμο, τον οπίσθιο κνημιαίο αστραπιαίο σύνδεσμο, τον κνημοασβεστιαίο σύνδεσμο και τον κνημοακροειδές σύνδεσμο. Ο πλάγιος σφυρός συνδέει τον πρόσθιο οπίσθιο σωληνοειδές σύνδεσμο, τον οπίσθιο σύνδεσμο (Azam et al., 2022).

Κυκλοφορία αίματος και λεμφαγγεία

Μια επιμήκυνση της επιφανειακής μηριαίας αρτηρίας, η ιγνυακή αρτηρία είναι υπεύθυνη για την παροχή αίματος στην περιοχή των κάτω άκρο από την άρθρωση του γόνατου μέχρι τον αστράγαλο. Η ιγνυακή αρτηρία εκκινεί από τον ιγνυακό μυ, από την κάτω πλευρά, στον ιγνυακό βόθρο. Η πρόσθια κνημιαία αρτηρία, η οπίσθια κνημιαία αρτηρία, οι πλευρικές αρτηρίες, η έσω άνω γεννητική αρτηρία, η πλάγια άνω γεννητική αρτηρία, η μέση γεννητική αρτηρία, η πλάγια κάτω γεννητική αρτηρία και η έσω κάτω γεννητική αρτηρία συνιστούν τους κλάδους της ιγνυακής αρτηρίας. Η κνημιαία αρτηριακή παροχή είναι πολύπλευρη. Από την περιφέρεια, περιστικοί κλάδοι της πρόσθιας κνημιαίας αρτηρίας τροφοδοτούν την εγγύς μετάφυση και την επίφυση. Η θρεπτική αρτηρία παρέχει τροφή στη διάφυση. Αυτή η αρτηρία εισέρχεται στην κνήμη οπίσθια, περιφερικά της γραμμής του πέλματος, κοντά στο μέσο της κνήμης, και στέλνει κλάδους στα εγγύς και άπω άκρα της διάφυσης (Binstead et al., 2023). Από την περιφέρεια, οι διεισδυτικοί κλάδοι της οπίσθιας κνημιαίας αρτηρίας τροφοδοτούν την άπω μετάφυση και την επίφυση (Azam et al., 2022).

Η εγγύς επίφυση και η μετάφυση της περόνης τροφοδοτούνται με αίμα από κλάδους της πρόσθιας κνημιαίας αρτηρίας και, περαιτέρω περιφερικά, από την

περόνη. Αυτή η παροχή αίματος είναι αξιοσημείωτη επειδή η εγγύς περόνη χρησιμοποιείται συχνά στη χειρουργική αποκατάσταση μοσχεύματος κάτω γνάθου. Η πρόσθια και η οπίσθια κνημιαία φλέβα διοχετεύουν αίμα στην κνήμη, ενώ η περόνη παροχετεύεται από την περόνη. Αυτές οι φλέβες καταλήγουν στην ιγνυακή φλέβα. Η κνήμη και η περόνη εκκενώνουν λεμφικό υγρό στους επιφανειακούς και εν τω βάθει βουβωνικούς λεμφαδένες (Binstead et al., 2023).

Νεύρα των Κάτω Άκρων

Οι κλάδοι του κνημιαίου νεύρου που νευρώνουν την άρθρωση του γόνατος νευρώνουν, ταυτόχρονα, την εγγύς κνήμη. Οι άνω κλάδοι των νεύρων που τροφοδοτούν τον μυ παραπάνω νευρώνουν την κνήμη και από την κάτω πλευρά. Οι κλάδοι αυτοί είναι το βαθύ μηριαίο νεύρο και οι κλάδοι του κνημιαίου νεύρου. Ακριβώς κοντά στον ιγνυακό βόθρο, το ισχιακό νεύρο χωρίζεται στα κοινά περονιαία και κνημιαία νεύρα. Το κοινό περονιαίο νεύρο ταξιδεύει γύρω από τον περονοειδή λαιμό. Το περονιαίο νεύρο τροφοδοτεί την οπίσθια και πλάγια όψη του κάτω άκρου. Επιτρέπει την εκτροπή καθώς και τη ραχιαία κάμψη. Το επιφανειακό περονιαίο νεύρο, ένας δερματικός κλάδος του περονιαίου νεύρου, παρέχει αίσθηση στα άνω δύο τρίτα του οπίσθιου πλευρικού άκρου (Garett et al., 2022).

Στην εν τω βάθει χιαστή περιτονία, κλάδοι του επιφανειακού περονιαίου νεύρου διαιρούνται στα έσω και στα ενδιάμεσα ραχιαία δερματικά νεύρα. Αυτά τα νεύρα παρέχουν τη ραχιαία επιφάνεια στο πόδι, με εξαίρεση τον ραχιαίο ιστό χώρο μεταξύ του πρώτου και του δεύτερου δακτύλου (Lezak et al., 2022). Το βαθύ περονιαίο νεύρο νευρώνει τον δικτυωτό χώρο του πρώτου και του δεύτερου δακτύλου. Το κνημιαίο νεύρο διευκολύνει την αναστροφή και την πελματιαία κάμψη. Το χιόνιο νεύρο είναι ένας δερματικός κλάδος του κνημιαίου νεύρου που παρέχει αίσθηση στο πρόσθιο τμήμα του κάτω άκρου. Οι δερματικοί κλάδοι του κνημιαίου νεύρου παρέχουν αίσθηση στο μεγαλύτερο μέρος της πελματιαίας επιφάνειας του ποδιού (Torres & Ferreira, 2012).

3.2 Θερμογραφία Κάτω Άκρων

Η στεφανιαία νόσος είναι μια εξαιρετικά διαδεδομένη, προοδευτική ασθένεια που επηρεάζει εκατομμύρια ανθρώπους παγκοσμίως. Τα συμπτώματα της

στεφανιαίας νόσου προκαλούνται από ανεπαρκή αρτηριακή ροή αίματος στα κάτω άκρα λόγω εκτεταμένης αρτηριακής βλάβης που προκαλείται από τη γήρανση, την παχυσαρκία, το κάπνισμα, τις καρδιακές παθήσεις, τον διαβήτη, το οικογενειακό ιστορικό, την υπέρταση ή την υπερλιπιδαιμία. Η μειωμένη παροχή οξυγόνου στα κάτω άκρα προκαλεί επαγόμενη από ισχαιμία, σημαντική ενόχληση στα πόδια που σχετίζεται με το περπάτημα, ενώ η ενόχληση διατηρείται και κατά τη διάρκεια της ανάπαυσης. Επίσης, η ανεπαρκής ροή αίματος οδηγεί σε έλκη στα πόδια, τα οποία ενδέχεται να οδηγήσουν σε μεγαλύτερα προβλήματα (Treat-Jacobson, 2019).

Η στεφανιαία νόσος διαγιγνώσκεται μέσω φυσικής εξέτασης και διαγνωστικού ελέγχου. Οι διαδικασίες διάγνωσης περιλαμβάνουν μετρήσεις του αστραγάλου, του βραχιόνιου δείκτη, λαμβάνεται τμηματική αρτηριακή πίεση των κάτω άκρων. Προκειμένου να πραγματοποιηθούν οι παραπάνω διαγνωστικές εξετάσεις μπορεί να πραγματοποιηθεί υπερηχογράφημα διπλής όψης, αξονική τομογραφία, αγγειογραφία, αγγειογραφία μαγνητικού συντονισμού και επεμβατική αγγειογραφία (Gerhard-Herman et al., 2017). Η τυπική τεχνική που χρησιμοποιείται σε διαγνωστικές εξετάσεις για τη διαπίστωση φλεβικής ανεπάρκειας είναι το Duplex Ultrasound. Ωστόσο, σε αρκετές περιπτώσεις, αυτή η μέθοδος δεν αποκαλύπτει την παθολογία του φλεβικού συστήματος στις πρώιμες φάσεις της νόσου, ιδιαίτερα όταν η ασθένεια σχετίζεται με διαταραχές της μικροκυκλοφορίας. Αυτός είναι ένας περιορισμός στην απεικόνιση υπερήχων. Από την άλλη πλευρά, η θερμική απεικόνιση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διάγνωση παθολογικών αλλαγών στο φλεβικό σύστημα λόγω του γεγονότος ότι η κατανομή της θερμοκρασίας συνδέεται αυστηρά με περιοχές που σχετίζονται με τις οδούς των αιμοφόρων αγγείων. Από τα παραπάνω προκύπτει ότι η θερμική απεικόνιση μπορεί να εξηγήσει διακυμάνσεις στην τοπική ροή αίματος στα αιμοφόρα αγγεία, ιδιαίτερα στα επιφανειακά στρώματα της επιδερμίδας. Τέτοιες αλλαγές στην παροχή αίματος σχετίζονται με αλλαγές στον μεταβολισμό των ιστών στα επιφανειακά κάτω άκρα, που μπορεί να συμβάλλουν στη χρήση της θερμικής απεικόνισης στα πρώιμα στάδια των χρόνιων φλεβικών παθήσεων (Cholewka et al., 2013). Η θερμογραφία μπορεί να ανιχνεύσει αυτές τις αλλαγές. Εκτός από τον δείκτη δακτύλου-βραχιονίου, για τον προσδιορισμό της αιμάτωσης του ποδιού χρησιμοποιούνται η μέτρηση της διαδερμικής πίεσης οξυγόνου ή πίεση αιμάτωσης του δέρματος, τριχοσκοπική και φασματοσκοπία εγγύς υπέρυθρη ακτινοβολία (NIRS).

Οι παραπάνω τεχνικές έχουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Πρώτον, ο δείκτης δακτύλου-βραχίονας χρησιμοποιείται για τη διάγνωση της περιφερικής αρτηριακής νόσου (PAD) ή για την αξιολόγηση της αιμάτωσης σε ασθενείς με κρίσιμη αιμάτωση όταν το ABI είναι αναξιόπιστο, αλλά έχει περιορισμούς όσον αφορά την ειδικότητα και τα διαγνωστικά κριτήρια (Tehan et al., 2016). Επιπλέον, η διαδερμική πίεση οξυγόνου είναι ένα έγκυρο και διαθέσιμο όργανο ικανό να ανιχνεύει την πίεση αιμάτωσης του δέρματος σε αντίθεση με την πίεση αιμάτωσης των ιστών, αν και απαιτεί μεγάλο χρονικό διάστημα συλλογής και εφαρμογής (Bajwa et al., 2014). Το NIRS έχει επίσης χρησιμοποιηθεί σε μελέτες ασθενών με PAD υπό στατικές και δυναμικές συνθήκες για την αξιολόγηση του μεταβολισμού των μυών μη επεμβατικά. Αυτή η τεχνική παρέχει πληροφορίες σχετικά με τη μικροαγγειακή αιμοδυναμική του ιστού. Η τεχνική αξιολογήθηκε στο πλαίσιο της εξακρίβωσης αρτηριακής νόσου για διαγνωστικούς σκοπούς καθώς και για την αξιολόγηση της αιμάτωσης του ποδιού υπό δυναμικές συνθήκες ή ως απόκριση ή κατά τη διάρκεια θεραπευτικών θεραπειών. Πρόκειται για μια άμεσα εφαρμόσιμη μέθοδο χωρίς παρενέργειες (Grasi et al., 2016).

Η υπέρυθη θερμογραφία (IRT) αναδείχθηκε πρόσφατα ως μια πολλά υποσχόμενη τεχνική απεικόνισης επειδή μπορεί να ανιχνεύσει το υπέρυθρο φως που εκπέμπεται από το σώμα και να απεικονίσει τις αλλαγές θερμοκρασίας του σώματος που σχετίζονται με τη ροή του αίματος. Η υπέρυθη θερμογραφία είναι μια μέθοδος που συλλαμβάνει την υπέρυθη ακτινοβολία που εκπέμπεται από το ανθρώπινο σώμα μέσω του φακού μιας κάμερας υπέρυθρης θερμικής απεικόνισης και τη μετατρέπει μέσω φωτοηλεκτρικής μετατροπής σε θερμότητα θερμοκρασίας (Jones et al., 2016).

Η υπέρυθη ακτινοβολία είναι ένας τύπος ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που εκπέμπεται από όλα τα αντικείμενα με θερμοκρασίες πάνω από το απόλυτο μηδέν. Αυτή η ακτινοβολία αντιστοιχεί αναλογικά στην εγγενή θερμοκρασία του αντικειμένου. Χρησιμοποιώντας την οπτική του θερμογράφου, οι ακτίνες που εκπέμπονται από το αντικείμενο εστιάζονται σε ένα στοιχείο ανιχνευτή. Η ακτινοβολία που προκύπτει είναι ανάλογη με αυτά τα ηλεκτρικά σήματα. Αυτά τα σήματα στη συνέχεια αναλύονται και ενισχύονται για να παραχθούν σήματα εξόδου που αντιπροσωπεύουν άμεσα τη θερμοκρασία. Τα δεδομένα που λαμβάνονται μπορούν να εμφανιστούν σε μια οθόνη υπολογιστή ή να μεταδοθούν σε ένα σύστημα ελέγχου μέσω μιας διεπαφής σύνδεσης. Η μέτρηση της υπέρυθρης θερμοκρασίας

βασίζεται στο νόμο της ακτινοβολίας του Planck, ως εκ τούτου, σύμφωνα με το νόμο του Planck για την ακτινοβολία μέλανος σώματος, είναι ευθέως ανάλογη με τη φασματική ακτινοβολία που εκπέμπεται από ένα μέλαν σώμα στο διάστημα, η οποία ποικίλλει ανάλογα με τη θερμοκρασία και το μήκος κύματός του (Manfredini et al., 2009).

Αυτή η τεχνική δεν απαιτεί επαφή, είναι μη επεμβατική μέθοδος, χαμηλού κόστους και επιτρέπει την ταχεία εξέταση της ακτινοβολούμενης ενέργειας του σώματος του χρήστη. Είναι ασφαλής για τους ασθενείς και τους επαγγελματίες του ιατρικού τομέα και είναι ακριβής για τη μέτρηση της θερμοκρασίας του δέρματος (Philip et al., 2009). Έχουν διεξαχθεί αρκετές συστηματικές αξιολογήσεις που αξιολογούν τη χρήση της IRT σε φλεγμονώδεις ασθένειες, τενοντοπάθειες, εγκαύματα, κροταφογοναθικές διαταραχές ενώ ως μέθοδος έχει χρησιμοποιηθεί και για την ανίχνευση όγκων, καθώς οι κακοήθεις όγκοι δημιουργούν ένα δίκτυο αιμοφόρων αγγείων, οπότε και η ροή αίματος προς αυτούς αλλά και η θερμοκρασία αυξάνονται. Πλήθος ερευνών και συστηματικών ανασκοπήσεων αφορούν στις τεχνικές αιμάτωσης ιστών και την κλινική τους αξία σε ασθενείς με PAD, ωστόσο στη βιβλιογραφία μία μόνο δοκιμή αξιολογεί την πελματιαία θερμογραφία και μια αφηγηματική ανασκόπηση που δημοσιεύθηκε πριν από 10 χρόνια διερεύνησε τη χρήση της IRT σε ιατρικούς τομείς (Lahiri et al., 2012).

Υπάρχουν πολλοί παράγοντες κινδύνου που απορρέουν από ασθένειες των αγγείων και του φλεβικού συστήματος που θίγουν τα κάτω άκρα. Η φλεβική υπέρταση είναι η πιο σημαντική. Στην πλειονότητα των περιπτώσεων, η φλεβική υπέρταση προκαλείται από παρεμπόδιση της φλεβικής ροής, δυσλειτουργία των φλεβικών βαλβίδων και αστοχία της «φλεβικής αντλίας». Όλοι αυτοί οι παράγοντες προκαλούν παθολογία στο φλεβικό σύστημα, την οποία η θερμική απεικόνιση μπορεί να ανιχνεύσει επειδή σχετίζεται με τη μεταβολή της βαθμίδας θερμοκρασίας των επιφανειακών ιστών (Mercer, 2009).

Σήμερα, η θερμική απεικόνιση βρίσκει εφαρμογές σε πολλούς ιατρικούς τομείς όπου ένας χάρτης θερμοκρασίας της επιφάνειας του δέρματος μπορεί να παρέχει πολύτιμες διαγνωστικές πληροφορίες για τη ροή του αίματος ενώ τα σημεία διαταραχής, είναι σημεία τα οποία χρήζουν περαιτέρω διερεύνησης. Η θερμική απεικόνιση και η εύρεση σημείων που μπορεί να εξελιχθούν σε έλκη ποδιών σε

ασθενείς με σακχαρώδη διαβήτη, η θερμογραφία του μαστού και οι μελέτες φλεγμονωδών καταστάσεων και διαταραχών πόνου στη μέση είναι παραδείγματα ιατρικών ειδικοτήτων που χρησιμοποιούν θερμική απεικόνιση (Cholewka, 2010).

Η έκταση του παθολογικά αλλοιωμένου μαλακού ιστού, η οποία μπορεί να προσδιοριστεί με θερμική απεικόνιση, είναι ένας άλλος κρίσιμος παράγοντας. Οι θερμικές εικόνες δείχνουν 3-5 φορές μεγαλύτερες περιοχές που χαρακτηρίζονται με μια αλλαγμένη κλίση θερμοκρασίας που μπορεί εύκολα να διαπιστώσει ένας ιατρός. Αυτό σχετίζεται με τον μεταβολισμό του ασθενούς και παρατηρείται με μια κάμερα υπερύθρων υψηλής ευαισθησίας. Κατά συνέπεια, η θερμική τεχνική μπορεί να χρησιμοποιηθεί στη διάγνωση παθήσεων του δέρματος, των φλεβών και των μαλακών ιστών που εντοπίζονται στο επιφανειακό στρώμα του δέρματος (Bauer, 1997).

Επί του παρόντος, οι γιατροί χρησιμοποιούν μία από τις ακόλουθες μεθόδους για τη διάγνωση της χρόνιας φλεβικής νόσου. Η αρχική μέθοδος είναι το υπερηχογράφημα διπλής όψης. Αυτή η μέθοδος επιτρέπει την εκτίμηση της ανατομίας, της φλεβικής ροής, της φυσιολογίας και της παθογένεσης, συμπεριλαμβανομένης της διάρκειας της παλινδρόμησης. Η δεύτερη μέθοδος είναι η πληθυσμογραφία, η οποία είναι μια μη επεμβατική τεχνική για την εκτίμηση της μυϊκής δράσης, της φλεβικής παλινδρόμησης και της απόφραξης της φλεβικής εκροής. Η τρίτη μέθοδος είναι η θερμογραφία με υγρούς κρυστάλλους. Αυτός ο τύπος διαγνωστικού τεστ πραγματοποιείται σπάνια λόγω της πολυπλοκότητάς του (Wilkinson et al., 1997).

Η τελική τεχνική είναι η θερμική απεικόνιση, η οποία είναι μια εύχρηστη, φθηνή και μη επεμβατική διαγνωστική διαδικασία, αλλά δεν περιλαμβάνεται επί του παρόντος στις τυπικές τεχνικές. Επί του παρόντος, η θερμική απεικόνιση επιχειρεί να χρησιμοποιηθεί ως παράδειγμα στην επιφανειακή φλεβική θρόμβωση. Μπορεί να παρέχει πολύτιμες πληροφορίες σχετικά με την παροχή αίματος και τις μεταβολικές αλλαγές των δερματικών περιοχών. Σαφώς, αυτή η μέθοδος μπορεί να είναι χρήσιμη, ιδιαίτερα για τη διάγνωση διαταραχών των επιφανειακών αγγείων (Hess, 2005).

Συστηματικές ανασκοπήσεις περιλαμβάνουν μελέτες στις οποίες το IRT χρησιμοποιήθηκε σε ασθενείς με PAD ως διαγνωστική μέθοδος ή ως μέτρο της αποτελεσματικότητας μιας επεμβατικής διαδικασίας. Αρχικά, η IRT απέδειξε την

ευελιξία της με τη χρήση της σε μελέτες που εγγράφουν ασθενείς με PAD σε οποιοδήποτε στάδιο της νόσου και εκθέτοντας τους σε διάφορες διαδικασίες, όπως η επαναγγείωση, η φαρμακολογική ή η φυσική. Η πλειονότητα των ερευνών περιλαμβάνουν ένα σχετικό μικρό αριθμό δείγματος, καθώς συμμετέχουν λιγότεροι από πενήντα ασθενείς, ενώ μικρότερος αριθμός ερευνών περιλαμβάνουν μεγάλο αριθμό συμμετεχόντων, από πενήντα ένα συμμετέχοντες μέχρι διακόσους δέκα επτά. Επιπλέον, στις μελέτες συμμετείχαν ασθενείς με ευρύ φάσμα ηλικιών, που κυμαίνονται από σχετικά νεαρούς ασθενείς, με μέση ηλικία 40 ετών έως ηλικιωμένους ασθενείς, με μέση ηλικία μεγαλύτερη από 75 έτη, γεγονός που καθιστά δύσκολη τη σύνοψη των συλλεγόμενων δεδομένων και αποτελεσμάτων.

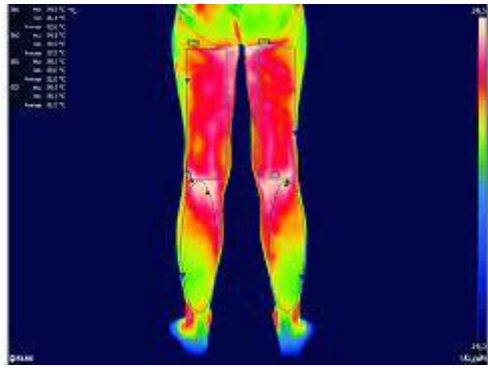
Παρά την ετερογένεια του πληθυσμού που εγγράφηκε και τα δεδομένα που συλλέχθηκαν, όλοι οι συγγραφείς συμφώνησαν σχετικά με τη χρησιμότητα της IRT στην παρακολούθηση ασθενών με PAD και οι Carvalho Abreu et al. (2022) προτείνουν την προτίμηση IRT έναντι ABI σε ασθενείς που δεν εκτιμούσαν την τελευταία τεχνική, παρά το γεγονός ότι αυτές οι δύο μετρήσεις συσχετίζονται σε μεγάλο βαθμό. Αν και η χρήση της IRT ως διαγνωστικού εργαλείου παραμένει υπό συζήτηση, παρέχονται περισσότερα στοιχεία όταν η IRT χρησιμοποιείται ως μέτρο έκβασης. Αρκετά χειρόγραφα χρησιμοποίησαν IRT για να ανιχνεύσουν τα αποτελέσματα διαφόρων διαδικασιών επαναγγείωσης, φαρμακολογικών θεραπειών και παρεμβάσεων άσκησης στις διακυμάνσεις της θερμοκρασίας του ποδιού και της κατανομής της θερμότητας. Από αυτή την άποψη, η πλειονότητα των μελετών που περιλαμβάνονται καθώς και δύο χειρόγραφα των Gatt et al. (2018) βρέθηκαν να είναι ασυνεπή. Σε αντίθεση με τους Gatt et al., οι οποίοι παρατήρησαν ότι οι ασθενείς με PAD είχαν υψηλότερη θερμοκρασία ποδιού από τους ασθενείς χωρίς PAD όλοι οι συγγραφείς ανέφεραν ότι όσο χαμηλότερη ήταν η θερμοκρασία του ποδιού, τόσο πιο σοβαρή ήταν η PAD.

Παρόλο που οι De Deus Passos και Ferreira Da Rocha δημοσίευσαν πρόσφατα υποσχόμενα αποτελέσματα όσον αφορά την ευαισθησία και την ειδικότητα της IRT σε σύγκριση με το έγχρωμο υπερηχογράφημα Doppler, η πλειοψηφία των ερευνών επηρεάστηκαν από ένα σύνολο δεδομένων και ερευνητών που εκφράζουν ανησυχίες σχετικά με την κακή ποιότητα των δεδομένων που συλλέγονται. Σύμφωνα με το εργαλείο RoB-2, τα δεδομένα που επί του παρόντος είναι διαθέσιμα στην

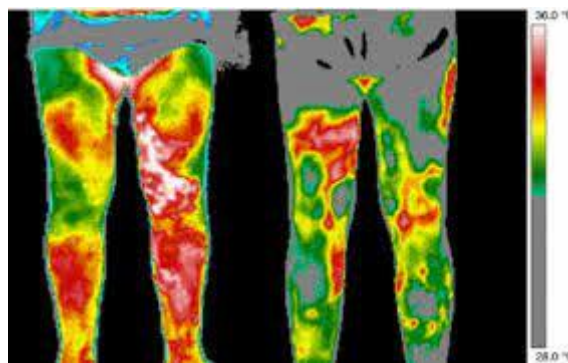
επιστημονική κοινότητα είναι ανεπαρκή για να αποδειχθεί πλήρως η εφαρμογή IRT στην κλινική πράξη.

Πρώτον, πολλές διαφορετικές συσκευές IRT είναι διαθέσιμες στο εμπόριο, καθεμία με προσωπικά χαρακτηριστικά και διαφορετικές αναλύσεις, φασματικά εύρη, τυπικά εύρη θερμοκρασίας, τιμές ενώ μεταβάλλεται και το εύρος μέτρησης σε κάθε περίπτωση. Συγκεκριμένα, η πλειονότητα των συσκευών αναφέρει σημαντικό περιθώριο σφάλματος, δεδομένου ότι οι 2 °C είναι σημαντικό ποσοστό σφάλματος στη μέτρηση της θερμοκρασίας της επιδερμίδας ή της θερμοκρασίας του σώματος και ότι η αναφερόμενη βελτίωση μετά την επαναγγείωση κυμαίνεται από 1 έως 3 °C. Από την κνήμη μέχρι τον αστράγαλο, καθώς και τη ράχη του ποδιού, τα δάχτυλα των ποδιών και το φυτό του ποδιού, αναφέρονται πολλαπλά σημεία μέτρησης. Πρέπει επίσης να αντιμετωπιστούν οι διάφορες συνθήκες μέτρησης, ιδιαίτερα η θερμοκρασία δωματίου και η διάρκεια της έκθεσης του ασθενή στη θερμοκρασία δωματίου. Στην πραγματικότητα, είναι απλό να φανταστεί κανείς ότι η θερμοκρασία ενός χειρουργείου θα ήταν χαμηλότερη από αυτή ενός εξωτερικού ιατρείου και ότι μια μέτρηση μετά από 1 ή 5 λεπτά ανάπαυσης στο κρεβάτι θα έδινε διαφορετικά αποτελέσματα. Επειδή η κανονική θερμοκρασία της επιφάνειας του δέρματος ποικίλλει μεταξύ των ατόμων, το IRT από μόνο του δεν μπορεί να συνιστάται για τη διάγνωση της PAD επειδή δεν υπάρχει επικυρωμένη τιμή αποκοπής (Chang et al., 2020).

Από την άλλη πλευρά, η IRT έχει σημαντικά πλεονεκτήματα που την καθιστούν πολύ ελκυστική για χρήση σε ασθενείς με PAD, δεδομένου του χαμηλού κόστους της σε σχέση με άλλες διαγνωστικές τεχνικές, της φιλικότητας προς το χρήστη αλλά και τον ασθενή και της ταχείας διαδικασίας συλλογής δεδομένων, καθώς και της αξιοπιστίας και επαναληψιμότητας των μετρήσεων. Όλα αυτά τα πολλά υποσχόμενα χαρακτηριστικά πρέπει να αξιοποιηθούν με τη συμμετοχή κατασκευαστών, ερευνητών και κλινικών επαγγελματιών για τη μείωση του περιθωρίου σφάλματος των συσκευών, τον σχεδιασμό κατάλληλων δοκιμών για τον προσδιορισμό της διαγνωστικής τους ακρίβειας, τη συλλογή των αποτελεσμάτων με τυποποιημένο τρόπο και τον καθορισμό της συλλογής, του χρόνου και του χρόνου και συνθήκες μέτρησης ως σημεία αναφοράς (Chang et al., 2020).



Εικόνα 5: Εικόνα στην οποία είναι ορατά τα σημεία χαμηλότερης θερμοκρασίας
 Πηγή: Brandley, 1992, p.32



Εικόνα 6: Απεικόνιση κάτω άκρων με τη μέθοδο της υπέρυθρης ακτινοβολίας. Όπως και στις εικόνες που προηγήθηκαν, ανάμεσα στους δυο εξεταζόμενους, η διαφορά επιδερμικής θερμοκρασίας, άρα και οι πιθανές περιοχές βλάβης είναι ορατές και απεικονίζονται ως περιοχές με χαμηλότερη θερμοκρασία λόγω χαμηλότερης ροής αίματος. (Πηγή: Brandley, 1992, p.32)

Στα θερμογράμματα, οι περιοχές που χαρακτηρίζονται από υψηλότερη θερμοκρασία είναι εύκολα αναγνωρίσιμες. Ωστόσο, οι θερμικές απεικονίσεις με ισόθεμες περιοχές που σημειώνονται στα κάτω άκρα χρησιμοποιώντας τη μέση θερμοκρασία ολόκληρου του κάτω άκρου υγιών εθελοντών φαίνονται ευδιάκριτα. Οι περιοχές που λαμβάνονται με αυτές τις δύο μεθόδους ανάλυσης μπορεί, με έναν τρόπο να περιγράφουν το εύρος των παθολογικά αλλοιωμένων φλεβών και επεξηγεί το εύρος της φλεγμονώδους κατάστασης στους μαλακούς ιστούς. Το θερμογράμμα που απεικονίζεται στην εικόνα 5 αποκαλύπτει εκτεταμένες περιοχές κυρίως στο αριστερό στενό που καταλήγει στην περιοχή του αστραγάλου και στους δύο σταυρούς στην οπίσθια όψη. Ένας τέτοιος θερμικός χάρτης μπορεί να συσχετιστεί με την ανεπάρκεια της μεγάλης σαφενικής φλέβας και την φλεγμονώδη κατάσταση των μαλακών ιστών γύρω της.

Τα θερμογράμματα που απεικονίζονται στις εικόνες 4 και 5 εμφανίζουν επιμήκεις περιοχές που αντιπροσωπεύουν τις φλέβες *saphena magna* και *vena saphena parva*. Αυτές οι περιοχές είναι εμφανείς και στις δύο όψεις και μπορεί να σχετίζονται με παθολογικές αλλοιώσεις στις φλέβες. Κατά συνέπεια, τα θερμογραφήματα μπορεί να παρέχουν στους αγγειολόγους ποιοτικές πληροφορίες. Ωστόσο, η αυξημένη θερμοκρασία που εκδηλώνεται στην επιφανειακή φλεβική οδό μπορεί να συνδέεται με ορισμένα λειτουργικά προβλήματα των φλεβικών βαλβίδων, όπως οι θρόμβοι αίματος. Οι θρόμβοι του αίματος είναι δυνατόν να οδηγήσουν σε άλλες παθολογικές φλεβικές αλλαγές, όπως παραμόρφωση φλέβας που είναι ορατή στην επιφάνεια του δέρματος ως θερμότερες περιοχές, σε αντίθεση με την εικόνα που απεικονίζεται στα υγιή κάτω άκρα. Η παγίδευση λευκοκυττάρων, το υπερξώδες του αίματος και η περιχειρίδα του ινώδους είναι τρεις διαδικασίες που παίζουν σημαντικό ρόλο στη φλεβική ανεπάρκεια. Όλοι αυτοί οι παράγοντες μπορεί να επηρεάσουν το μεταβολισμό των μαλακών ιστών και την κλίση της θερμοκρασίας της επιδερμίδας. Επιπλέον, ο αριθμός των μορφωτικών στοιχείων στο αίμα επηρεάζει τη ροή του αίματος στα τριχοειδή αγγεία λόγω της επιρροής τους στο ιξώδες. Ωστόσο, η αλληλεπίδραση των μορφωτικών στοιχείων του αίματος με τα κύτταρα του ενδοθηλίου είναι επίσης κρίσιμη. Λόγω της επίδρασης της λευκοκυττάρωσης, η τριβή έχει επίδραση στη θερμοκρασία εντός των αγγείων καθώς και στους παρακείμενους μαλακούς ιστούς, οδηγώντας σε αύξηση της αντίστασης και της αρτηριακής πίεσης. Επιπλέον, επειδή τα ερυθροκύτταρα είναι μικρότερα από τα λευκά αιμοσφαίρια, ρέουν πιο γρήγορα, γεγονός που μπορεί να συμβάλει στη συσσώρευση των ερυθροκυττάρων και να ωθήσει τα λευκά αιμοσφαίρια στα τοιχώματα των αγγείων. Αυτό το φαινόμενο είναι γνωστό ως η σειρά λευκοκυττάρων-ερυθροκυττάρων. Αναγκάζει τα λευκοκύτταρα να κυλίνονται και να προσκολλώνται στα κύτταρα του ενδοθηλίου, με αποτέλεσμα την παγίδευση των λευκοκυττάρων. Τέτοιες διεργασίες έχουν ως αποτέλεσμα τραυματισμό του ενδοθηλίου και μετανάστευση λευκοκυττάρων μέσω των τοιχωμάτων των αιμοφόρων αγγείων. Και, ως αποτέλεσμα της απελευθέρωσης κυτταροτοξικών ουσιών και των αλλοιώσεων στα αιμοσφαίρια, τα τοιχώματα των αγγείων μπορεί να τεθούν σε κίνδυνο, με αποτέλεσμα την αύξηση της διαπερατότητας και την έναρξη μιας φλεγμονώδους κατάστασης. Τα αποτελέσματα αυτών των διεργασιών είναι εμφανή στη θερμική απεικόνιση επειδή προκαλούν μεταβολές της θερμοκρασίας κατά μήκος της επιλεγμένης πορείας της φλέβας. Είναι σημαντικό ότι αυτές οι διεργασίες συμβαίνουν σε μικρά αγγεία,

επομένως σχετίζονται αποκλειστικά με τη μικροκυκλοφορία και δεν μπορούν να ανιχνευθούν με υπερηχογράφημα διπλής όψης. Αυτές οι διεργασίες έχουν επίδραση στον μεταβολισμό και τη δερματική θερμοκρασία, η οποία μπορεί να ανιχνευθεί εύκολα με τη θερμοόραση.

Κεφάλαιο 4: Πειραματικό μέρος

4.1 Κάμερα υπέρυθρων

Για την ολοκλήρωση του πειράματος αυτού χρησιμοποιήθηκε η θερμοκάμερα FLIR T440 IR με ανάλυση 320 x 240. Η ανάλυση της εικόνας είναι 320 x 240 pixel με 78.800 συνολικά pixel για καλή ευκρίνεια στις θερμικές εικόνες και βίντεο. Η συσκευή έχει ευέλικτες επιλογές φακών διότι δέχεται έξι επιπλέον φακούς FLIR, δίνοντας ευελιξία σε ένα εύρος εφαρμογών από κοντινές έως μεγάλες αποστάσεις. Επίσης, η μίξη της θερμικής εικόνας FLIR MSX προσθέτει ορατή λεπτομέρεια φάσματος και ευκρίνεια στις εικόνες IR στην κάμερα για θερμικές εικόνες εστιασμένες στην λεπτομέρεια όπου βελτιώνει την εικόνα και την κάνει ευδιάκριτη. Διαθέτει ενσωματωμένο φακό LED και λείζερ για θερμικές εικόνες που έχουν τραβηχτεί σε σκοτεινές περιοχές. Η συσκευή έχει θερμική απεικόνιση υψηλής ανάλυσης 320 x 240 pixel, ακρίβεια -2% έως +2% ή διαφοράς της τάξεως των 2°C της ανάγνωσης και θερμική ευαισθησία 45mK(0,045°C). Διαθέτει το UltraMax οπού είναι μια αποκλειστική τεχνολογία επεξεργασίας εικόνας που επιτρέπει στην δημιουργία θερμικής εικόνας με τετραπλάσια pixel και 50% λιγότερο θόρυβο και πετυχαίνει να μειώνει αποτελεσματικά το μέγεθος του σημείου μέτρησης ενώ διατηρεί όλα τα ραδιομετρικά δεδομένα. Η συσκευή κάνει μεγέθυνση σε μικρότερους στόχους για να είναι δυνατή η μέτρηση με μεγαλύτερη ακρίβεια και οι θερμικές εικόνες μπορεί να έχουν ανάλυση έως και 640 x 480 pixel. Επίσης διαθέτει μία τεχνολογία θερμικής σύντηξης με αποτέλεσμα να εξάγει αυτόματα τονισμένα στιγμιότυπα και ευκρινείς λεπτομέρειες από εικόνες που λαμβάνονται με την ενσωματωμένη ορατή κάμερα και έπειτα οι λεπτομέρειες αποτυπώνονται στις πανομοιότυπες θερμικές εικόνες τους ενώ την ίδια στιγμή όλα τα θερμικά δεδομένα διατηρούνται. Η δυνατότητα αυτή της συσκευής είναι δυνατή για θερμικές εικόνες και θερμικά βίντεο. Διαθέτει ένα περιστρεφόμενο οπτικό μπλοκ ικανό για κίνηση 120 μοιρών που σημαίνει ότι το T440 είναι εξαιρετικά ευέλικτο. Επίσης έχει οθόνη LCD 3,5 ιντσών της κάμερας με λειτουργία αυτόματου προσανατολισμού. Υπάρχει η

εφαρμογή FLIR Tools Wi-Fi η οποία είναι μία τεχνολογική ανακάλυψη που εξοικονομεί χρόνο διότι στέλνει θερμικές εικόνες και μεταδίδει θερμικά βίντεο απευθείας από το T440 σε μία συσκευή Apple ή Android μέσω σύνδεσης Wi-Fi.

Η διάρκεια της μπαταρίας είναι λίγο περισσότερο από 4 ώρες σε κατάσταση ενεργής χρήσης. Το εύρος θερμοκρασιών που μπορεί να διακρίνει είναι μεταξύ των -20°C και των $1,200^{\circ}\text{C}$ ή μεταξύ των -4°F και των $2,192^{\circ}\text{F}$. Στα θερμογραφήματα εμφανίζονται το πιο θερμό και το πιο ψυχρό σημείο της απεικόνισης ενώ με την χρήση του προγράμματος για την επεξεργασία των εικόνων στο πρόγραμμα FLIR TOOLS σε υπολογιστή με Windows μπορούν να προστεθούν αρκετά σημεία τα οποία ορίζονται ως σημεία ενδιαφέροντος από τον χρήστη.

Τα θερμογραφήματα τραβήχτηκαν με την θερμική κάμερα FLIR T440 και στη συνέχεια μεταφέρθηκαν σε σταθερό υπολογιστή όπου και επεξεργάστηκαν με το πρόγραμμα FLIR TOOLS για πιο ευδιάκριτα αποτελέσματα. Η χρωματική παλέτα η οποία επιλέχτηκε είναι η «arctic» που παρέχει μεγαλύτερη αντίθεση για καλύτερο οπτικό αποτέλεσμα καθώς και η κανονική χρωματική παλέτα «iron» για τις εικόνες που είχαν ήδη ένα καλό οπτικό αποτέλεσμα. Στο πέλμα για καλύτερο οπτικό αποτέλεσμα με μεγαλύτερη αντίθεση εφαρμόστηκε η χρωματική παλέτα «arctic».

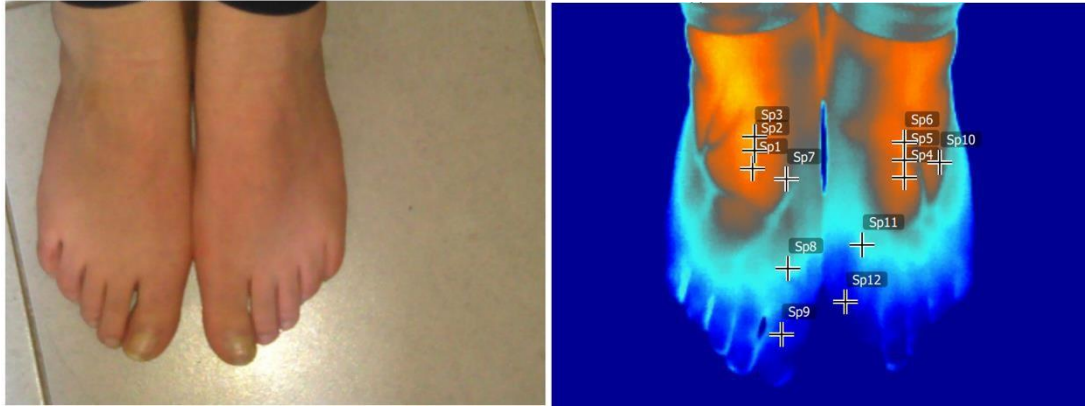
4.2 Πρωτόκολλο

Η διαδικασία της λήψης των θερμογραφημάτων πραγματοποιήθηκε σε χώρο με σταθερή θερμοκρασία περίπου στους 22°C και 25 εξεταζόμενους άνω των 18 ετών. Λήφθηκαν απεικονίσεις των κάτω άκρων στους εξεταζόμενους και πιο συγκεκριμένα ένα θερμογράφημα της ράχης και ένα του πέλματος των ποδιών. Η ανατομική περιοχή που φαίνεται στο θερμογράφημα βρισκόταν πάνω σε καρέκλα και σε πλακάκι δαπέδου. Η θερμοκάμερα στην πρώτη λήψη χρησιμοποιείται οριζόντια σε απόσταση περίπου 60cm, ενώ στην δεύτερη λήψη χρησιμοποιείται κάθετα σε απόσταση περίπου 1m. Οι εξεταζόμενοι παρέμειναν για περίπου τρία λεπτά χωρίς παπούτσια και κάλτσες να επιτευχθεί θερμική ισορροπία στα κάτω άκρα.

4.3 Επεξεργασία

Για τις θερμικές εικόνες που λήφθηκαν από την συσκευή έγινε μεταφορά των εικόνων στο πρόγραμμα FLIR Tools με στόχο την επεξεργασία τους και έγινε αλλαγή του θερμοκρασιακού εύρους για να βελτιωθεί η αντίθεση μεταξύ των περιοχών. Η αλλαγή αυτή υλοποιήθηκε διότι οι θερμοκρασίες εσωτερικά των φλεβών, όσο και στις κοντινές περιοχές δεν έχουν μεγάλη απόκλιση στις τιμές τους και τελικά να μην δημιουργείται μεγάλη οπτική διαφορά την στιγμή της λήψης της θερμικής εικόνας. Το εύρος της θερμοκρασίας για την κάθε θερμική εικόνα διαφέρει, διότι το οπτικό αποτέλεσμα σε κάθε εικόνα είναι διαφορετικό και χωρίς την κατάλληλη επεξεργασία στη διακύμανση του εύρους, στην τελική θερμική εικόνα θα υπάρχει απώλεια πληροφορίας. Για αυτό τον λόγο στην επεξεργασία της θερμικής εικόνας γίνεται κάποιες φορές αλλαγή της καθορισμένης χρωματικής παλέτας που δίνει το πρόγραμμα και έχει την ονομασία «iron».

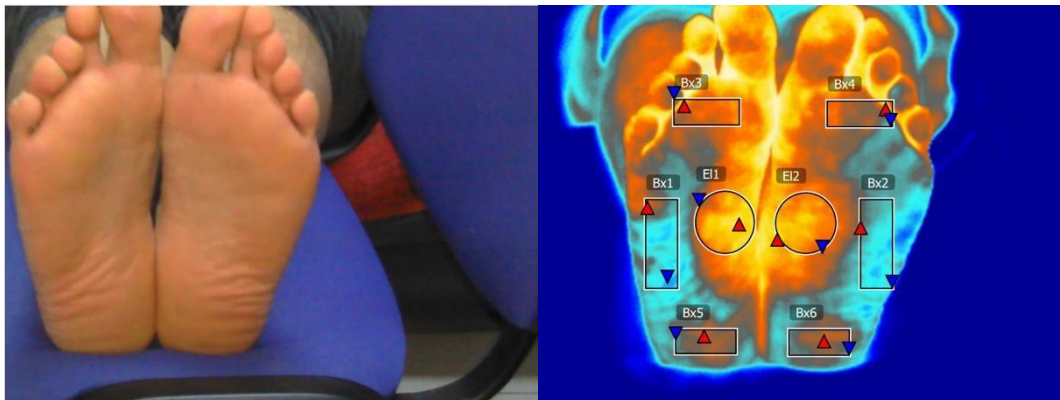
Η επεξεργασία εφαρμόστηκε στο θερμογράφημα για να επιτευχθεί καλύτερη αντίθεση με την αλλαγή στο εύρος της θερμοκρασίας και την αλλαγή στο χρώμα της παλέτας. Για την ράχη του ποδιού σημειώθηκαν 12 σημεία ενδιαφέροντος (εικόνα 6) εντός και εκτός των φλεβών στη ράχη του ποδιού. Σε κάθε θερμογράφημα επιλέχθηκαν τα πιο θερμά σημεία στις περιοχές που είναι ορατές οι φλέβες και τα σημεία εκτός της περιοχής της φλέβας επιλέχθηκαν να βρίσκονται σε απόσταση είτε κοντινή είτε μακρινή. Σε κάποιες περιπτώσεις που οι φλέβες δεν ήταν παρατηρήσιμες, επιλέχθηκαν στην θερμική εικόνα σημεία στην πιο θερμή περιοχή της απεικόνισης. Τα σημεία 1 μέχρι 6 τοποθετούνται μέσα στην περιοχή της φλέβας, τα σημεία 7,8,10 και 11 τοποθετούνται στην περιοχή εξωτερικά των φλεβών ενώ τα σημεία 9 και 12 τοποθετούνται στην περιοχή των δακτύλων. Για το πέλμα του ποδιού επιλέχθηκαν 4 συμμετρικές περιοχές σε κάθε εξεταζόμενο δίνοντας τη μέγιστη και την ελάχιστη θερμοκρασία κάθε περιοχής και τη μέση θερμοκρασία εντός της περιοχής αυτής.



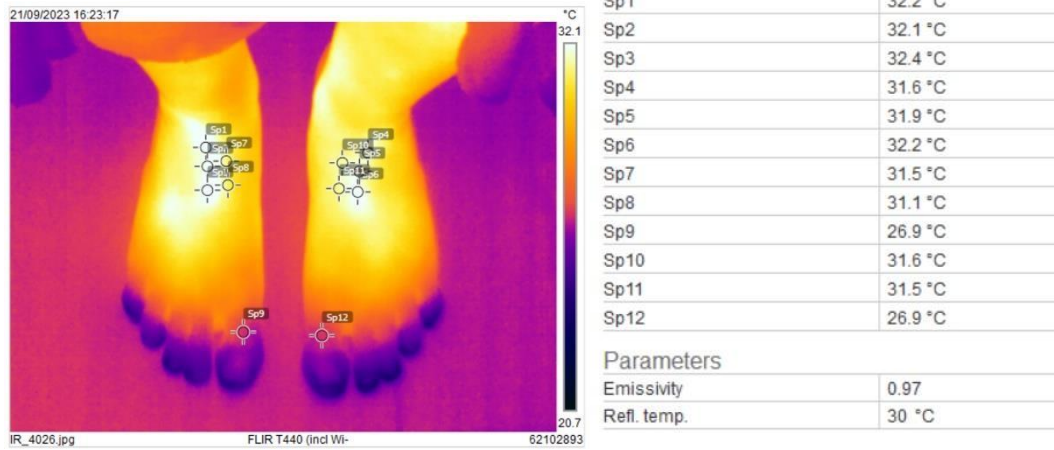
Εικόνα 8:Φωτογραφία και θερμογράφημα γυναίκας στην επιφάνεια της ράχης του ποδιού με χρωματική παλέτα «arctic».



Εικόνα 9:Φωτογραφία και θερμογράφημα γυναίκας στην επιφάνεια του πέλματος του ποδιού με χρωματική παλέτα «arctic».



Εικόνα 10:Φωτογραφία και θερμογράφημα άνδρα στην επιφάνεια του πέλματος του ποδιού με χρωματική παλέτα «arctic».

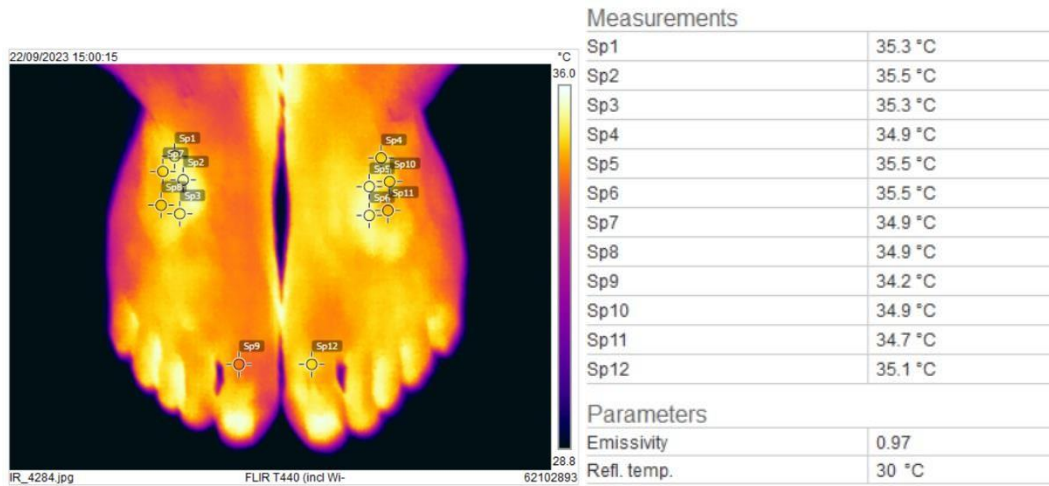


Εικόνα 11: Θερμογράφημα γυναίκας στην επιφάνεια της ράχης του ποδιού με χρωματική παλέτα «ίριον» και μετρήσεις σε σημεία εσωτερικά και εξωτερικά των φλεβών.

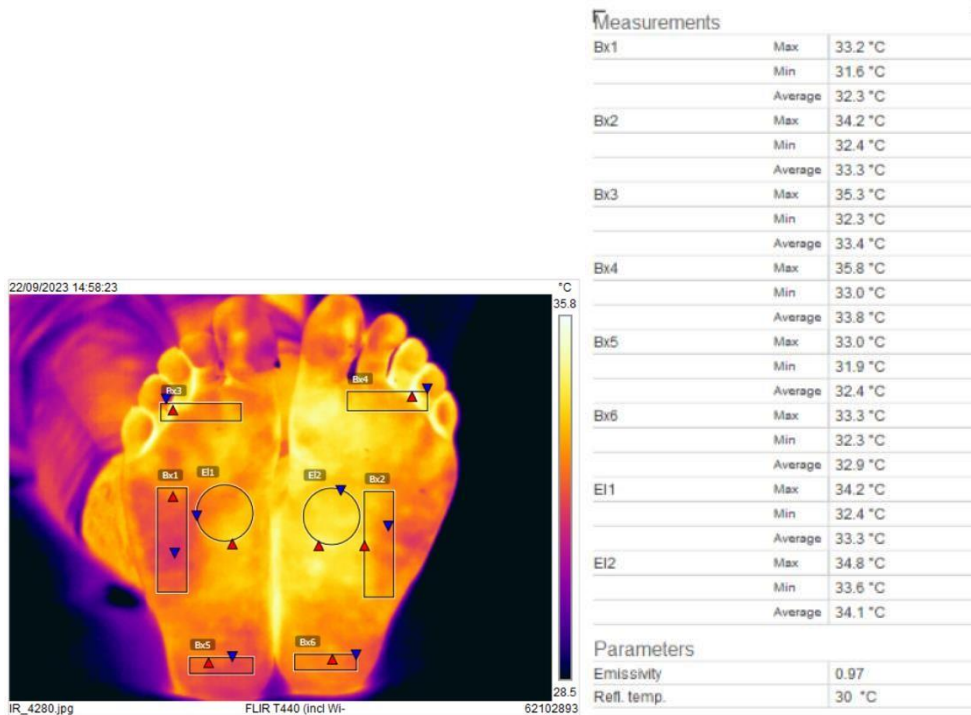


Εικόνα 12: Θερμογράφημα γυναίκας στην επιφάνεια του πέλματος του ποδιού με χρωματική παλέτα «ίριον» και μετρήσεις σε σημεία εσωτερικά και εξωτερικά των φλεβών.

ΘΕΡΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ



Εικόνα 13: Θερμογράφημα άνδρα στην επιφάνεια της ράχης του ποδιού με χρωματική παλέτα «ίριον» και μετρήσεις σε σημεία εσωτερικά και εξωτερικά των φλεβών.



Εικόνα 14: Θερμογράφημα άνδρα στην επιφάνεια του πέλματος του ποδιού με χρωματική παλέτα «ίριον» και μετρήσεις σε σημεία εσωτερικά και εξωτερικά των φλεβών.

4.4 Μετρήσεις

Λήφθηκαν με την συσκευή FLIR T440 50 θερμογραφήματα και επεξεργάστηκαν και τα 50 θερμογραφήματα με το πρόγραμμα FLIR TOOLS στον υπολογιστή με τα 50 θερμογραφήματα να αφορούν την περιοχή των ποδιών και συγκεκριμένα τα 25 θερμογραφήματα αφορούν την ράχη του ποδιού και τα υπόλοιπα 25 το πέλμα. Έπειτα από την επεξεργασία και την επιλογή των σημείων στο άνω μέρος του ποδιού και των 4 συμμετρικών περιοχών στο πέλμα για κάθε πόδι στα θερμογραφήματα, έγινε καταγραφή και καταχώρηση των θερμοκρασιών σε πίνακα. Υπολογίστηκαν η μέση τιμή των θερμοκρασιών στις περιοχές των φλεβών και αυτών των περιοχών που βρίσκονται σε απόσταση από την περιοχή των φλεβών. Έπειτα υπολογίστηκε ο δείκτης απόκλισης θερμοκρασίας βάση του τύπου $T_{index} = (T_{in} - T_{out}) / T_{out}$ όπου T_{in} είναι η μέση τιμή των θερμοκρασιών εσωτερικά των φλεβών και T_{out} είναι η μέση τιμή των θερμοκρασιών σε απόσταση από την περιοχή των φλεβών. Την ίδια στιγμή υπολογίστηκε και η τυπική απόκλιση των θερμοκρασιών εσωτερικά και εξωτερικά των φλεβών για κάθε θερμική εικόνα ξεχωριστά. Τα αποτελέσματα έχουν στρογγυλοποιηθεί στο δεύτερο δεκαδικό ψηφίο. Στις θερμικές εικόνες δεν υπάρχει επικάλυψη στις θερμοκρασίες και με την διαφορά στους μέσους όρους των θερμοκρασιών να είναι περίπου 2°C. Ο μέσος όρος όλων των δειγμάτων είναι

$T_{index} \% \pm SD_{index} = 3,92 \pm 0,87$, για τους άνδρες είναι $T_{indexm} \% \pm SD_{indexm} = 3,11 \pm 0,7$ και για τις γυναίκες είναι $T_{indexf} \% \pm SD_{indexf} = 4,28 \pm 1,03$. Για το πέλμα δεν μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τον τύπο $T_{index} = (T_{in} - T_{out}) / T_{out}$ διότι στην περιοχή δεν υπάρχουν επιφανειακές φλέβες. Βάση των αποτελεσμάτων συνολικά οι θερμοκρασίες είναι ομαδοποιημένες σε μεγάλο βαθμό και δεν επηρεάζονται μαζικά από παράγοντες του οργανισμού που μπορούν να επηρεάσουν αρνητικά ένα εύρος θερμοκρασιών στα κάτω άκρα.

Οι 25 εξεταζόμενοι άνθρωποι είναι χωρισμένοι σε 2 κατηγορίες συμμετεχόντων: 12 άνδρες και 13 γυναίκες. Στο δείγμα εξεταζόμενων ατόμων που έχουμε παρατηρείται διαφορά στο εύρος θερμοκρασιών των ατόμων βάση του φύλου τους με τη θερμοκρασία να είναι εν γένει μεγαλύτερη στους άνδρες.

Δίνεται ο πίνακας των μετρήσεων για το δείγμα εξεταζόμενων ανθρώπων στα κάτω άκρα στην περιοχή της ράχης στο άνω μέρος του ποδιού και αντίστοιχα για την

περιοχή στο πέλμα των 25 συνολικά ατόμων με 12 άτομα να αποτελούν το σύνολο των ανδρών και 13 άτομα να αποτελούν το σύνολο των γυναικών.

A/A	Φύλο	T _{in} ±SD _{in}	T _{out} ±SD _{out}	T _{index} %±SD index
1	M	34±0,06	32,2±1,95	6±1,3
2	F	32,1±0,28	29,9±2,35	7±1,65
3	M	34,7±0,22	32,9±1,29	5±0,84
4	F	33,8±0,44	32,1±1,38	5±0,98
5	F	33,2±0,24	32±1,44	4±0,97
6	M	33,5±0,4	31,9±2,25	5±1,54
7	F	32,9±0,24	31,1±2,59	6±1,76
8	M	34,4±0,2	33,1±1,55	4±1,05
9	M	34,6±0,2	33,6±0,9	3±0,62
10	M	34,4±0,2	33,8±0,91	3±0,62
11	F	34±0,1	32,7±1,62	4±1,1
12	F	34,4±0,41	33,6±1,14	2±0,82
13	F	34,5±0,3	33,6±1,43	3±0,98
14	M	34,4±0,14	33,4±1,02	3±0,69
15	M	34,3±0,22	33,7±0,69	2±0,49
16	F	34,6±0,17	33,4±1,13	4±0,77
17	F	34,9±0,17	34,1±1,18	2±0,81
18	M	33,3±0,4	33±0,33	0,9±0,35
19	F	35,2±0,36	34,9±0,71	0,86±0,54
20	M	34,5±0,17	33,9±0,49	2±0,35
21	F	34,1±0,28	33,5±0,75	1,8±0,54
22	F	33,5±0,44	32,1±1,76	4±1,22
23	M	35,3±0,24	34,8±0,32	1,4±0,26
24	M	35,1±0,3	34,3±0,4	2±0,33
25	F	34,5±0,4	30,9±1,7	12±1,2

Πίνακας 1 :Πίνακας μετρήσεων στη περιοχή του ανθρώπινου ποδιού στη ράχη

Περιοχή μετρήσεων	Tmaxme n(°C)±SD	Tminme n(°C) ±SD	Tavgmen (°C) ±SD	Tmaxwo men(°C) ±SD	Tminwo men(°C) ±SD	Tavgwo men(°C) ±SD
Box1	32,4±1,5	30,7±1,6	31,6±1,6	31,5±1,7	29,4±2,5	30,4±3
Box2	32,5±1,7	30,6±2	31,7±1,8	31,6±1,7	29,3±1,8	30,5±1,7
Box3	33,7±1,9	30,5±1,9	32±1,8	32,5±2,2	28,9±2,1	30,3±1,8
Box4	33,6±2,2	30,2±2,1	31,8±2	32,1±2,3	29±2,3	30,3±2
Box5	32±1,4	30,6±1,4	31,5±1,5	30,5±1,9	29,5±2,1	30±2
Box6	32,2±1,3	30,6±1,4	31,5±1,4	30,7±2,3	29,5±2,2	30,1±2,3
EI1	33,5±1,1	31,8±1,4	32,9±1,2	32,8±1,3	31,2±1,3	32,2±1,3
EI2	33,5±1,1	32,1±1,4	32,9±1,2	32,7±1,4	30,8±1,5	32±1,4

Πίνακας 2 :

Πίνακας μετρήσεων στη περιοχή του ανθρώπινου ποδιού στο πέλμα για κάθε περιοχή ενδιαφέροντος για τους άνδρες και τις γυναίκες.

Συμπεράσματα

Η ακτινοβολία στην ιατρική έχει εξελιχθεί σημαντικά ήδη από τον περασμένο αιώνα, με τη διαγνωστική ακτινολογία, την πυρηνική ιατρική και την ακτινοθεραπεία να αποτελούν βασικά εργαλεία σε διάφορες ιατρικές ειδικότητες. Η ιονίζουσα ακτινοβολία, η οποία μεταφέρεται με τη μορφή ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων, μπορεί να προσφέρει πολυάριθμα οφέλη αλλά και πιθανές βλάβες. Ακόμα και όταν η χρήση της γίνεται κατά τα προβλεπόμενα, η αύξηση στην έκθεση υψίσυχνης ακτινοβολίας είναι επιβλαβής, καθώς συνδέεται με κινδύνους για την υγεία μέσω βλάβης σε ιστούς, στα γονίδια και στο DNA. Η ελεγχόμενη έκθεση και η εξίσωση κινδύνου και οφέλους πρέπει να βρίσκονται στην πρώτη γραμμή της λήψης κλινικών αποφάσεων.

Η μη ιονίζουσα ακτινοβολία (NIR) χρησιμοποιείται ευρέως στην υγειονομική περίθαλψη για εφαρμογές όπως η απεικόνιση υπερήχων, η χειρουργική επέμβαση με λέιζερ, οι θεραπείες με υπεριώδη ακτινοβολία και η μαγνητική τομογραφία (MRI) για

τη θεραπεία της κατάθλιψης. έως 100 kHz. Η οδηγία της Ευρωπαϊκής Ένωσης περιορίζει την έκθεση για προστασία από γνωστές, άμεσες και αρνητικές επιπτώσεις στο προσωπικό και τους ασθενείς. Η χρήση του EMF στην υγειονομική περίθαλψη μπορεί να χωριστεί σε θεραπευτικούς και διαγνωστικούς τομείς.

Τα κάτω άκρα, είναι ένα κρίσιμο μέρος του σώματος, συμπεριλαμβανομένου του ισχίου, του μηρού, του γόνατος, του ποδιού και του αστράγαλου. Τα κάτω άκρα διαδραματίζουν ένα ζωτικό ρόλο σε δραστηριότητες όπως το περπάτημα, το τρέξιμο, το άλμα, τη διατήρηση της ισορροπίας ενώ συμμετέχουν σε όλες τις μορφές κίνησης. Η ανατομία του κάτω άκρου περιλαμβάνει την άρθρωση του ισχίου, η οποία συνδέει το οστό του μηρού με το οστό της λεκάνης, την άρθρωση του μηρού, την άρθρωση του γόνατος, το πόδι, την άρθρωση του αστραγάλου, το πόδι και τους τένοντες. Το πόδι αποτελείται από πολλαπλά οστά, καμάρες και συνδέσμους που παρέχουν υποστήριξη και απορρόφηση κραδασμών. Η κατανόηση της ανατομίας των κάτω άκρων είναι απαραίτητη για τη διάγνωση και τη θεραπεία τραυματισμών, τη βελτιστοποίηση της αθλητικής απόδοσης και τη διατήρηση της συνολικής υγείας και κινητικότητας.

Η περιφερική αρτηριακή νόσος (PAD) είναι μια διαδεδομένη προοδευτική ασθένεια που επηρεάζει εκατομμύρια ανθρώπους παγκοσμίως. Προκαλείται από ανεπαρκή αρτηριακή ροή αίματος στα κάτω άκρα λόγω βλάβης της αρτηρίας από διάφορους παράγοντες. Η διάγνωση περιλαμβάνει φυσική εξέταση και διαγνωστικές εξετάσεις, συμπεριλαμβανομένων μετρήσεων αστραγάλου-βραχιονίου δείκτη, τμηματική αρτηριακή πίεση κάτω άκρων, υπερηχογράφημα διπλής όψης, αξονική τομογραφία αγγειογραφία, αγγειογραφία μαγνητικού συντονισμού και επεμβατική αγγειογραφία. Άλλες μέθοδοι για τον προσδιορισμό της αιμάτωσης του ποδιού περιλαμβάνουν τον δείκτη δακτύλου-βραχιονίου, τη διαδερμική πίεση οξυγόνου, την τριχοθυλακοσκοπία και τις υποβοηθούμενες από φασματοσκοπία εγγύς υπέρυθρη ακτινοβολία (NIRS). Ωστόσο, αυτές οι τεχνικές έχουν περιορισμούς στην ειδικότητα και στα διαγνωστικά κριτήρια. Η υπέρυθρη θερμογραφία (IRT) έχει αναδειχθεί ως μια πολλά υποσχόμενη μέθοδος απεικόνισης για τη διάγνωση της PAD και την αξιολόγηση της αιμάτωσης του ποδιού. Το IRT συλλέγει την υπέρυθρη ακτινοβολία από το ανθρώπινο σώμα και τη μετατρέπει σε θερμότητα θερμοκρασίας μέσω φωτοηλεκτρικής μετατροπής. Η μέτρηση της υπέρυθρης θερμοκρασίας βασίζεται στον νόμο ακτινοβολίας του Planck.

Η συστηματική έρευνα σχετικά με τη χρήση της Υπέρυθρης Θερμικής Απεικόνισης (IRT) σε ασθενείς με Καρκίνο του Προστάτη (PAD) έδειξε την ευελιξία της στην παρακολούθηση ασθενών σε οποιοδήποτε στάδιο της νόσου και την έκθεση σε διάφορες διαδικασίες. Ωστόσο, η πλειονότητα αυτών των μελετών είχε μικρά μεγέθη δείγματος και ποικίλες ηλικιακές ομάδες, γεγονός που καθιστά δύσκολη τη σύνοψη των δεδομένων που συλλέχθηκαν. Παρόλα αυτά, όλοι οι συγγραφείς συμφώνησαν στη χρησιμότητα της IRT στην παρακολούθηση ασθενών με PAD, με ορισμένους να προτείνουν την προτίμηση της IRT έναντι της ABI σε ασθενείς που η τελευταία τεχνική δεν ήταν δυνατόν να εφαρμοστεί. Το IRT χρησιμοποιήθηκε επίσης για την ανίχνευση των επιπτώσεων διαφορετικών διαδικασιών επαναγγείωσης, φαρμακολογικών θεραπειών ή παρεμβάσεων άσκησης στη θερμοκρασία και την κατανομή της θερμότητας στο πόδι. Ωστόσο, τα αποτελέσματα αυτών των μελετών επηρεάζονται από κακή ποιότητα, γεγονός που καθιστά δύσκολη την πλήρη εφαρμογή της IRT στην κλινική πράξη. Η ανασκόπηση τόνισε επίσης την ανάγκη αντιμετώπισης προκαταλήψεων και περιορισμών, όπως τις πολυάριθμες διαθέσιμες συσκευές IRT, το περιθώριο σφάλματος και τις διαφορετικές συνθήκες μέτρησης. Παρά αυτές τις προκλήσεις, το IRT έχει σημαντικά πλεονεκτήματα για τη χρήση του σε ασθενείς με PAD, όπως το χαμηλό κόστος, η ευκολία στη χρήση, η γρήγορη συλλογή και η αξιοπιστία.

Εν τούτοις από τη βιβλιογραφική μελέτη που προηγήθηκε είναι σαφές ότι η επικράτηση της μεθόδου στην πρόβλεψη και τη διάγνωση των καρδιαγγειακών νοσημάτων. Τα βασικά μειονεκτήματα της μεθόδου προκύπτουν από το ότι οι διαθέσιμες συσκευές IRT είναι πολλές και διαφέρουν, ενώ καθεμία έχει διαφορετικά χαρακτηριστικά και προσφέρει διαφορετικές αναλύσεις. Το φασματικό εύρος κάθε συσκευής είναι διαφορετικό, τα τυπικά εύρη θερμοκρασίας και το εύρος μέτρησης επίσης διαφοροποιούνται σε κάθε περίπτωση. Συγκεκριμένα, η πλειονότητα των συσκευών αναφέρει σημαντικό περιθώριο σφάλματος της τάξης των 2 °C, σφάλμα το οποίο είναι σημαντικό ποσοστό σφάλματος στη μέτρηση της θερμοκρασίας της επιδερμίδας ή της θερμοκρασίας του σώματος γενικότερα και η αναφερόμενη βελτίωση μετά την επαναγγείωση κυμαίνεται από 1 έως 3 °C.

Ένα επιπλέον ζήτημα το οποίο τίθεται προς διερεύνηση αφορά το σημείο ή τα σημεία εφαρμογής της μεθόδου καθώς χρησιμοποιείται η περιοχή από την κνήμη μέχρι τον αστράγαλο, καθώς και τη ράχη του ποδιού, οπότε αναφέρονται πολλαπλά

σημεία μέτρησης. Πρέπει επίσης να αντιμετωπιστούν οι διάφορες συνθήκες μέτρησης, ιδιαίτερα η θερμοκρασία δωματίου και η διάρκεια της έκθεσης του ασθενή στη θερμοκρασία δωματίου. Στην πραγματικότητα, είναι απλό να φανταστεί κανείς ότι η θερμοκρασία ενός χειρουργείου είναι χαμηλότερη από αυτή ενός εξωτερικού ιατρείου και ότι μια μέτρηση μετά από μερικά λεπτά ανάπαυσης στο ιατρικό κρεβάτι θα έδινε διαφορετικά αποτελέσματα. Τέλος, καθώς η κανονική θερμοκρασία της επιφάνειας του δέρματος ποικίλλει μεταξύ των ατόμων, το IRT από μόνο του δεν μπορεί να συνιστάται για τη διάγνωση της PAD επειδή δεν υπάρχει επικυρωμένη τιμή αποκοπής.

Από την άλλη πλευρά, η IRT έχει σημαντικά πλεονεκτήματα που την καθιστούν πολύ ελκυστική για χρήση σε ασθενείς με PAD, δεδομένου του χαμηλού κόστους της σε σχέση με άλλες διαγνωστικές τεχνικές, της φιλικότητας προς το χρήστη αλλά και τον ασθενή και της ταχείας διαδικασίας συλλογής δεδομένων, καθώς και της αξιοπιστίας και επαναληψιμότητας των μετρήσεων. Όλα αυτά τα πολλά υποσχόμενα χαρακτηριστικά πρέπει να αξιοποιηθούν με τη συμμετοχή κατασκευαστών, ερευνητών και κλινικών επαγγελματιών για τη μείωση του περιθωρίου σφάλματος των συσκευών, τον σχεδιασμό κατάλληλων δοκιμών για τον προσδιορισμό της διαγνωστικής τους ακρίβειας, τη συλλογή των αποτελεσμάτων με τυποποιημένο τρόπο και τον καθορισμό της συλλογής του χρόνου και των συνθηκών μέτρησης. Ως εκ τούτου, γίνεται κατανοητό ότι πρόκειται για μια πολλά υποσχόμενη μέθοδο ενώ απαιτείται επιπλέον έρευνα και εξέλιξη της μεθόδου, ώστε τα παρεχόμενα αποτελέσματα να θεωρούνται αξιόπιστα.

Βιβλιογραφία

Anderson R.H., Siew Y.H., Sanchez-Quintana D., Redmann K., Lunkenheimer P.P., 2006. Heuristic problems in defining the three-dimensional arrangement of the ventricular myocytes. *Anat. Rec.* 288A, pp.579–586. <https://doi.org/10.1002/ar.a.20330>.

Aharmian F., Akhperjanian A., Barrio J., Bernlohr K., Borst H., Cortina J., Gotting N., 2001. The Tev energy spectrum of Markarian 501 measured with stereoscopic telescope system of HEGRA during 1998 and 1999. *APJ.*;546(2), p. 898. <https://doi.org/10.1086/318321>

Azam M., Wehrle C.J. & Shaw P.M., 2022. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Tibial Artery*. StatPearls Publishing; Treasure Island (FL). Bookshelf ID: [NBK532871](#)

Barter P., Gotto A.M., LaRosa J.C., Maroni J., Szarek M., Grundy S.M, et al., 2007. Treating to New Targets Investigators. HDL cholesterol, very low level of LDL cholesterol and cardiovascular events. *N Engl J Med.*;357, pp.1301–10. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa064278>

Barendson G.W., Walter H.M., Fowler J.F., Bewly D.K., 1963. Effects of different ionizing radiations on human cells in tissue cultures. *Radiat. Res.* Jan;18, pp.106–119. PMID: 13966644

Bajwa, A., Wesolowski, R., Patel, A., Saha, P., Ludwinski, F., Smith, A., Nagel, E., Modarai, B., 2014. Assessment of tissue perfusion in the lower limb: Current methods and techniques under development. *Circ. Cardiovasc. Imaging*, 7, pp. 836–843. <https://doi.org/10.1161/CIRCIMAGING.114.002123>

Bradley, P.F., 1992. Thermographic Evaluation of Response to Low Level Laser Acupuncture. Proc. Second Meeting of the International Laser Therapy Association, London, p32.

Bettini, A., 2016. *A Course in Classical Physics, Vol. 4 – Waves and Light*. Springer. pp. 95 - 103. ISBN 978-3-319-48329-0

Binstead J.T., Munjal A., Varacallo M., 2023. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Calf*. StatPearls Publishing; Treasure Island (FL). PMID: 29083629

Browne, M., 2013. *Physics for Engineering and Science*, 2nd ed. McGraw Hill/Schaum, New York., p427. ISBN 978-0-07-161399-6.

Buckberg G. & Hoffman J.I., 2014. Right ventricular architecture responsible for mechanical performance: Unifying role of ventricular septum. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 148, pp. 3166–3171. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2014.05.044>.

Buckberg G.D., Hoffman J.I., Coghlan H.C., Nanda N.C., 2015. Ventricular structure-function relations in health and disease: Part I. The normal heart. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 47, pp. 587–601. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezu278>.

Brotzman B.S. & Wilk E.K., 2007. *Ορθοπαιδική αποκατάσταση στην κλινική πράξη*. Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρας, σ.σ.245-251

Chang, W.-C., Wang, C.-Y., Cheng, Y., Hung, Y.-P., Lin, T.-H., Chen, W.-J., Su, C.-S., Hsu, C.-Y., Liu, T.-J., Lee, W.-L., 2020. Plantar thermography predicts freedom from major amputation after endovascular therapy in critical limb ischemic patients. *Medicine*, 99, e22391. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000022391>

Charkoudian N., 2003. Skin blood flow in adult human thermoregulation: How it works, when it does not, and why. *Mayo Clin Proc.* 78, pp. 603–12 <https://doi.org/10.4065/78.5.603>

Cholewka A., Stanek A., Kwiatek S., Sieroń S., Drzazga Z., 2013. Does the temperature gradient correlate with photodynamic diagnosis parameter NCV? *Photodiagn Photodyn Ther.* 10, pp. 33–8 <https://doi.org/10.1016/j.pdpdt.2012.07.001>

Clemente C.D., 1997. *Anatomy: A Regional Atlas of the Human Body*. 4th ed. Williams & Wilkins; Philadelphia, PA, USA, p.342-348

Clemente C.D., 2007. *Anatomy: A Regional Atlas of the Human Body*. 5th ed. Lippincott, Williams & Wilkins; Philadelphia, PA, USA., p.389

Cloude, S., 1995. *An Introduction to Electromagnetic Wave Propagation and Antennas*. Springer Science and Business Media. pp. 28–33. ISBN 978-0-387-91501-2.

Diamantis A, Magiorkinis E, Papadimitriou A, Androutsos G., 2008. The contribution of Maria Sklodowska Curie and Pierre Curie to nuclear and Medical Physics. A

hundred and ten years after the discovery of radium. *Hell J Nucl Med.* Jan;11(1), pp.33–38, PMID: 18392225

Dutreix J., 1996. From X-rays to radioactivity and radiation. The discovery and works of Henri Becquerel (1851–1908) *Bull Acad Natl Med.*180(1), pp.109–118. PMID: 8696868

European Parliament. Council of the European Union . In: Directive 2013/35/EU of the European Parliament and of the Council of 26 June 2013 on the Minimum Health and Safety Requirements Regarding the Exposure of Workers to the Risks Arising from Physical Agents (Electromagnetic Fields) (20th Individual Directive within the Meaning of Article 16(1) of Directive 89/391/EEC) and Repealing Directive 2004/40/EC. European Parliament—Legislative observatory, editor. Volume 2013/35/EU. European Parliament; Brussels, Belgium: 2013. pp. 1–21. The Member States; OJ L 179, 29.6.2013.

Gatt, A., Falzon, O., Cassar, K., Camilleri, K.P., Gauci, J., Ellul, C., Mizzi, S., Mizzi, A., Papanas, N., Sturgeon, C., et al., 2018. The Application of Medical Thermography to Discriminate Neuroischemic Toe Ulceration in the Diabetic Foot. *Int. J. Low. Extremity Wounds*, 17, pp.102–105. <https://doi.org/10.1177/1534734618783910>

Garrett A., Geiger Z., 2022. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Superficial Peroneal Nerve* (Superficial Fibular Nerve) StatPearls Publishing; Treasure Island (FL).

Gerhard-Herman, M.D., Gornik, H.L., Barrett, C., Barshes, N.R., Corriere, M.A., Drachman, D.E., Fleisher, L.A., Fowkes, F.G.R., Hamburg, N.M., Kinlay, S. et al., 2017. AHA/ACC Guideline on the Management of Patients with Lower Extremity Peripheral Artery Disease: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines. *J. Am. Coll. Cardiol.* 69, pp. 1465–1508. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2016.11.008>.

Glasser O., 1995. Roentgen and the discovery of the Roentgen rays. *American Journal of Roentgenology* 165, pp. 1033–1040. <https://doi.org/10.2214/ajr.165.5.7572472>.

Gupta R., Misra A., Pais P., Rastogi P., Gupta V.P., 2006. Correlation of regional cardiovascular disease mortality in India with lifestyle and nutritional factors. *Int J Cardiol.* 108, pp. 291–300. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2005.05.044>

Gupton M., Munjal A., Kang M., 2023. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Fibula*. StatPearls Publishing; Treasure Island (FL).

Grassi, B., Quaresima, V., 2016. Near-infrared spectroscopy and skeletal muscle oxidative function in vivo in health and disease: A review from an exercise physiology perspective. *J. Biomed. Opt.* 21, p. 91313. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.21.9.091313>

Grubisic I., Gjenero L., Lipic T., Sovic I., Skala T., 2011. 4D thermal imaging system for medical applications. *Periodicum Biologorum UDC*.113(4), pp. 407–16. ISSN 0031-5362

Gruppen C., Cowan G., Eidelman S.D. & Stroh T., 2005. *Astroparticle physics*. Springer; p. 109. ISBN-13. 978-3540253129

Hamada N. & Fujmichi Y., 2014. Classification of radiation effects for dose limitation purposes: History, current situation, and future prospects. *J. Radiat. Res.* Jul;55(4), pp. 629–640. <https://doi.org/10.1093/jrr/rru019>

Hendry, J.H., 2012. Radiation biology and radiation protection. *Am. IRCP.* Oct-Dec;41(3-4), pp.64–71. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2012.06.013>

Herschel, W., 1800. "Experiments on the Refrangibility of the Invisible Rays of the Sun. By William Herschel, LL. D. F. R. S". *Philosophical Transactions of the Royal Society of London.* **90**, pp. 284–292. Bibcode:1800RSPT...90..284H. <https://doi.org/10.1098/rstl.1800.0015>

Honda Y. & Fitzgerald P.J., 2008. Frontiers in intravascular imaging technologies. *Circulation.* 117, pp. 2024–37. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.105.551804>

Hyland S., Varacallo M., 2022. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Popliteus Muscle*. StatPearls Publishing; Treasure Island (FL).

IARC Non-ionizing radiation, Part 1: Static and extremely low-frequency (ELF) electric and magnetic fields. *IARC Monogr. Eval. Carcinog. Risks Hum.* 2002;**80**, pp.1–395.

IARC Non-ionizing radiation, Part 2: Radiofrequency electromagnetic fields. *IARC Monogr. Eval. Carcinog. Risks Hum.* 2013;**102**, pp. 1–460

Juha T., Kyosti A. & Myllyla V., 1995. Asymmetrical skin temperature in Ischemic Stroke. *Stroke.*, pp. 1543–1547. <https://doi.org/10.1161/01.str.26.9.1543>

Jones, S., Chiesa, S.T., Chaturvedi, N., Hughes, A.D, 2016. Recent developments in near-infrared spectroscopy (NIRS) for the assessment of local skeletal muscle microvascular function and capacity to utilise oxygen. *Artery Res.* 16, pp. 25–33 <https://doi.org/10.1016/j.artres.2016.09.001>

Krane S. K., 1988. *Introductory nuclear physics*. John Wiley & Sons; pp. 246–269.

Lahiri, B., Bagavathiappan, S., Jayakumar, T., Philip, J., 2012. Medical applications of infrared thermography: A review. *Infrared Phys. Technol.* 55, pp. 221–235. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2012.03.007>

Leib A.D, Roshan A., Foris L.A, Varacallo M., 2022. StatPearls Publishing; Treasure Island (FL): Sep 4, 2022. Baker's Cyst.

Ley O. & Kim T., 2007. Calculation of arterial wall temperature in atherosclerotic arteries: Effect of pulsatile flow, arterial geometry, and plaque structure. *Biomed Eng Online.* 68. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-6-8>

Lezak B., Massel D.H, Varacallo M., 2022. *Peroneal Nerve Injury*, StatPearls Publishing; Treasure Island (FL).

Ling, S. J., Sanny, J., Moebis, W., 2016. "The Compton Effect". *University physics. Volume 3*. OpenStax. ISBN 978-1-947172-22-7.

MacIver D.H., Stephenson R.S., Jensen B., Agger P., Sanchez-Quintana D., Jarvis J.C., Partridge J.B., Anderson R.H., 2018. The end of the unique myocardial band: Part I. Anatomical considerations. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 53, pp. 112–119. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezx290>

Madjid M., Naghavi M., Malik B.A., Litovsky S., Willerson J.T., Casscells W., 2002). Thermal detection of vulnerable plaque. *Am J Cardiol.* 90 36L–9. [https://doi.org/10.1016/s0002-9149\(02\)02962-4](https://doi.org/10.1016/s0002-9149(02)02962-4)

Manfredini, F., Malagoni, A., Felisatti, M., Mandini, S., Mascoli, F., Basaglia, N., Zamboni, P. A., 2009. Dynamic Objective Evaluation of Peripheral Arterial Disease by Near-Infrared Spectroscopy. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, 38, pp. 441–448. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2009.06.011>

Markov M., 2015. *Electromagnetic Fields in Biology and Medicine*. CRC Press; Boca Raton, FL, USA. ISBN 9781138749030

Maxwell, J. C., 1865. A Dynamical Theory of the Electromagnetic Field. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London.* **155**, pp.459–512. Bibcode:1865RSPT..155..459C. <https://doi.org/10.1098/rstl.1865.0008>

Mekkaoui C., Porayette P., Jackowski M.P., Kostis W.J., Dai G., Sanders S., Sosnovik D.E., 2013. Diffusion MRI tractography of the developing human fetal heart. *PLoS ONE.* 8:e72795. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0072795>.

Menche N., 2016. *Biologie Anatomie Physiologie*. Munich: Urban und Fischer. ISBN: 9783437268021

Moore K.L., Dalley A.F., Agur A.M.R., 2013. *Clinically Oriented Anatomy*. 5th ed. Lippincott & Wilkins; Philadelphia, PA, USA.

Oatis. C.A, 2009: *Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement* 2nd Edition 2004 Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business. ISBN-13: 978-0-7817-7422-2

Pavlidis I., Tsiamyrtzis P., Manohar C., Buddharaju P., 2006. *Medical Devices and Systems*, Biometrics: Face recognition in Thermal infrared. Biomedical Engineering handbook. chapter 6. ISBN13: 978-0-8493-2122-1

Philip, J., Jayakumar, T., Raj, B., Karunanithi, R. Panicker, T.M.R., Korath, M.P., Jagadeesan, K., Bagavathiappan, S., Saravanan, T., 2009. Infrared thermal imaging for detection of peripheral vascular disorders. *J. Med. Phys.* 34, pp.43–47. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.48720>

Raj M.A, Mabrouk A., Varacallo M., 2023. *Posterior Cruciate Ligament Knee Injuries*. StatPearls Publishing; Treasure Island (FL).

Reinhold B., 2007. The medical use of infrared-thermography history and recent applications. *Thermografie-Kolloquium*. Vortrag 04, pp.1–12.

Ring E.F., 2004. The historical development of thermal imaging in medicine. *Rheumatology (Oxford)* 43 pp. 800–2.
<https://doi.org/10.1093/rheumatology/keg009>

Rubinstein E.H. & Sessler D.I., 1990. Skin-surface temperature gradients correlates with fingertip blood flow in humans. *Anesthesiology*. 73, pp. 541–5.

Rutherford E. (Paper published by Rutherford in 1899) Uranium radiation and the electrical conduction produced by it. *Philos. Mag.* 2009;47(284), pp.109–113.

Schmidt R., Lang F. & Heckmann M., 2017. *Physiologie des Menschen: mit Pathophysiologie*. Berlin: Springer. ISBN: 9783642016509

Serway R., & Jewett W. J., 2013. Φυσική για επιστήμονες και Μηχανικούς Ηλεκτρισμός και Μαγνητισμός, Φως και Οπτική, Σύγχρονη Φυσική Εκδότης: Κλειδάριθμος

Sienkiewicz Z., 2013. International workshop on non-ionizing radiation protection in medicine. *Med. Phys.* 40:117001. <https://doi.org/10.1118/1.4824921>

Shirizadeh A, Haghypour S, Sakhavati A., 2013. Physiology based face recognition in the thermal infrared spectrum. *Life Sci J.* 10, pp. 540–5
<https://doi.org/10.1109/TPAMI.2007.1007>

Tendera M., Aboyans V., Bartelink M.L., Baumgartner I., Clément D., Collet J.P, et al., 2011. European Stroke Organisation. ESC Committee for Practice Guidelines. ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of peripheral artery disease: Document covering atherosclerotic disease of extracranial carotid and vertebral, mesenteric, renal, upper and lower extremity arteries: The Task Force on the Diagnosis and Treatment of Peripheral Artery Diseases of the European Society of Cardiology (ESC) *Eur Heart J.* 32, pp. 2851–906.
<https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehr211>.

Tehan, P.E., Santos, D., Chuter, V.H., 2016. A systematic review of the sensitivity and specificity of the toe–brachial index for detecting peripheral artery disease. *Vasc. Med.*, 21, pp. 382–389. <https://doi.org/10.1177/1358863X16645854>

Thiruvengadam J., Anburajan M., Menaka M. & Venkatraman B., 2014. Potential of thermal imaging as a tool for prediction of cardiovascular disease. *J Med Phys.* 39(2), pp. 98–105. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.131283>

Timins, J.K., 2011. Communication of benefits and risks of medical radiation: A historical perspective. *Health Phys.* 101(5), pp.562–565. <https://doi.org/10.1097/HP.0b013e3182259a71>

Tipler, P. A., 1999. *Physics for Scientists and Engineers: Vol. 1: Mechanics, Oscillations and Waves, Thermodynamics.* MacMillan. p. 454. ISBN 978-1-57259-491-3.

Torres A.L. & Ferreira M.C., 2012. Study of the anatomy of the tibial nerve and its branches in the distal medial leg. *Acta Ortop Bras.*;20(3), pp.157-64. <https://doi.org/10.1590/S1413-78522012000300005>

Treat-Jacobson, D., McDermott, M.M., Bronas, U.G., Campia, U., Collins, T.C., Criqui, M.H., Gardner, A.W., Hiatt, W.R., Regensteiner, J.G., Rich, K., et al., 2019. Optimal Exercise Programs for Patients with Peripheral Artery Disease: A Scientific Statement From the American Heart Association. *Circulation*, 139, e10–e33 <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000623>

Young D. Hugh, 1949 Πανεπιστημιακή φυσική (Δεύτερος τόμος - χαρτόδετη έκδοση): *Ηλεκτρομαγνητισμός - Οπτική Σύγχρονη Φυσική*, Εκδότης: Παπαζήσης

Van Dalen B.M., Kauer F., Michels M., Soliman O.I., Vletter W.B., van der Zwaan H.B., Ten Cate F.J., Geleijnse M.L., 2009. Delayed left ventricular untwisting in hypertrophic cardiomyopathy. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 22, pp. 1320–1326. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2009.07.021>

Varacallo M.A., Mattern P., Acosta J., Toossi N., Denehy K.M., Harding S.P., 2018. Cost Determinants in the 90-Day Management of Isolated Ankle Fractures at a Large Urban Academic Hospital. *J Orthop Trauma.*32(7), pp. 338-343. <https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000001186>

Varacallo M., Luo T.D., Johanson N.A, 2022. *Total Knee Arthroplasty Techniques*, StatPearls Publishing; Treasure Island (FL).

Yu F., Ai L., Dai W., Rozengurt N., Yu H., Hsiai T.K., 2011. MEMS thermal sensors to detect changes in heat transfer in the pre-atherosclerotic regions of fat-fed New Zealand white rabbits. *Ann Biomed Eng.* 39, pp. 1736–44. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0283-8>

Wilén J., Hansson Mild K., Lundström R., 2017. *Non-Ionising Radiation in Swedish Health Care*. Swedish Radiation Safety Authority; p. 102. 2017:37. Available online: <https://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/>

Φουσέκης Κ., 2015. *Εφαρμοσμένη Αθλητική Φυσικοθεραπεία*, Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης