



Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο

Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών
και Μηχανικών Υπολογιστών

Τομέας Συστημάτων Μετάδοσης Πληροφορίας και
Τεχνολογίας Υλικών

Lasers και IPL στην Αισθητική: Φυσικές Αρχές, Οργανολογία και Εφαρμογές

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΗΛΙΑΣ Γ. ΒΑΚΑΛΟΣ

Επιβλέπων : Γεώργιος Ματσόπουλος, Καθηγητής Ε.Μ.Π

Συνεπιβλέπουσα: Ελένη Αλεξανδράτου, Ε.ΔΙ.Π. Ε.Μ.Π

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2023



Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο

Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών
και Μηχανικών Υπολογιστών

Τομέας Συστημάτων Μετάδοσης Πληροφορίας και
Τεχνολογίας Υλικών

Lasers και IPL στην Αισθητική: Φυσικές Αρχές, Οργανολογία και Εφαρμογές

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΗΛΙΑΣ Γ. ΒΑΚΑΛΟΣ

Επιβλέπων : Γεώργιος Ματσόπουλος, Καθηγητής Ε.Μ.Π

Συνεπιβλέπουσα: Ελένη Αλεξανδράτου, Ε.ΔΙ.Π. Ε.Μ.Π

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την

Ματσόπουλος

Πολιτόπουλος

Παναγόπουλος

Γεώργιος

Κωνσταντίνος

Αθανάσιος

.....

.....

.....

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2023

.....

Ηλίας Γ. Βάκαλος

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Ηλίας Βάκαλος, 2023.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα διπλωματική εργασία έχει ως στόχο τη μελέτη των φυσικών αρχών και τεχνολογίας των συσκευών laser και IPL, με έμφαση στις εφαρμογές τους στον τομέα της αισθητικής.

Αρχικά, γίνεται μία ανασκόπηση της ιστορίας των τεχνολογιών laser και IPL, από την πρώτη τους εμφάνιση μέχρι και το σήμερα, τονίζοντας τις αρχικές τους χρήσεις για ζητήματα ιατρικής φύσης.

Στη συνέχεια, εξετάζονται οι φυσικές αρχές που διέπουν τη λειτουργία ενός laser, με περιγραφή όλων των σταδίων και της οργανολογίας που απαιτείται για την παραγωγή ακτινοβολίας. Επιπλέον, γίνεται αναφορά σε χρήσιμες για την καλύτερη κατανόηση των lasers έννοιες, και ακολουθεί περιγραφή της φυσικής και οργανολογίας των IPL συστημάτων.

Η ανάλυση της αλληλεπίδρασης φωτός-δέρματος είναι το επόμενο θέμα που εξετάζεται. Ξεκινώντας γίνεται μία περιγραφή της δομής του δέρματος και της κατηγοριοποίησης κατά Fitzpatrick. Ύστερα, μελετώνται οι μηχανισμοί με τους οποίους το φως μπορεί να αλληλεπιδράσει με την ύλη, με την επακόλουθη μελέτη των ειδών αλληλεπίδρασης φωτός-δέρματος. Έμφαση δίνεται στις φωτοχημικές και στις θερμικές αλληλεπιδράσεις, καθώς και στις έννοιες της επιλεκτικής φωτοθερμόλυσης και του θερμικού χρόνου χαλάρωσης. Εν συνεχεία, γίνεται αναφορά στην αφαιρετική και μη αφαιρετική ανάπλαση του δέρματος, καθώς και στην εναλλακτική της κλασματικής μεθόδου.

Τέλος, περιγράφονται διεξοδικά οι εφαρμογές των βασικότερων ειδών laser και του IPL που συναντώνται στην επιστήμη της αισθητικής. Ιδιαίτερη έμφαση δίνεται στη βέλτιστη επιλογή των παραμέτρων της θεραπείας και χαρακτηριστικών του δέρματος που πρέπει να ληφθούν υπόψη, όπως μήκος κύματος, ισχύς ακτινοβολήσης, μέγεθος δέσμης laser, διάρκεια παλμού και χρόνο θερμικής χαλάρωσης του ιστού. Τέλος, αναλύονται εφαρμογές των Nd:YAG lasers, των KTP lasers, των lasers βαφής, των lasers ρουμπινιού, των lasers αλεξανδρίτη, των διοδικών lasers, των CO₂ lasers, των Er:YAG lasers, και της IPL τεχνολογίας.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ

Laser, IPL, φυσικές αρχές laser, φυσικές αρχές IPL, αλληλεπίδραση φωτός-ύλης, αλληλεπίδραση φωτός-δέρματος, επιλεκτική φωτοθερμόλυση, θερμικός χρόνος χαλάρωσης, αφαιρετική αναδόμηση, μη αφαιρετική αναδόμηση, κλασματική μέθοδος, Nd:YAG laser, KTP laser, laser βαφής, laser ρουμπινιού, laser αλεξανδρίτη, διοδικό laser, CO₂ laser, Er:YAG laser, εφαρμογές laser στην αισθητική

ABSTRACT

The purpose of this thesis is to study the physics and technology behind laser and IPL devices, with emphasis on their applications in aesthetics and cosmetic dermatology.

The thesis starts with a historical review of laser and IPL technologies, from their first appearance to this day, highlighting the first uses of them for medical purposes.

Then, the physics behind laser function is reviewed in detail, with description of all intermediate steps that contribute to the production of the final radiation. Furthermore, reference is made to the main parts of all laser devices, their role and function, and also to some important characteristics and concepts that aid in better understanding of lasers. Then, the organology and physics of IPL systems are discussed.

The subject of the next session of the thesis is the light-skin interaction. Firstly, the skin structure and its layers are examined, followed by the Fitzpatrick phototypes. In addition, the mechanisms via which light can interact with matter are extensively discussed, and then there is a detailed description of the 5 main ways of light-skin interaction, with emphasis on photochemical and thermal interactions as well as on the concepts of selective photothermolysis and thermal relaxation time. A comparison between ablative and non ablative resurfacing and the description of the fractional method then follow.

Last but not least, there is an extensive review of the applications of the main types of laser and IPL that are used in aesthetics and cosmetic dermatology, namely Nd:YAG lasers, KTP lasers, Dye lasers, Ruby lasers, Alexandrite lasers, Diode lasers, CO₂ lasers, Er:YAG lasers, and IPL technology. Special emphasis is given to the optimization of light therapy parameters and skin characteristics that must be taken into account, such as wavelength, irradiance, laser spot size, pulse duration and tissue thermal relaxation time.

KEYWORDS

Laser, IPL, laser physics, IPL technology, light-matter interaction, light-skin interaction, selective photothermolysis, thermal relaxation time, ablative resurfacing, non ablative resurfacing, fractional method, Nd:YAG laser, KTP laser, Dye laser, Ruby laser, Alexandrite laser, Diode laser, CO₂ laser, Er:YAG laser, Aesthetics laser applications

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Σε αυτό το σημείο θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή της διπλωματικής μου εργασίας, κ. Γεώργιο Ματσόπουλο, για την ευκαιρία που μου έδωσε να ασχοληθώ με ένα αντικείμενο τόσο κοντά στα ενδιαφέροντά μου.

Ευχαριστώ επίσης την κ. Ελένη Αλεξανδράτου, μέλος ΕΔΙΠ, που με βοήθησε και με καθοδήγησε καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας.

Με το τέλος αυτού του κύκλου των σπουδών μου θα ήθελα επιπλέον να ευχαριστήσω την οικογένεια και τους φίλους μου, για την αδιάκοπη υποστήριξη που είχα όλα αυτά τα χρόνια σπουδών.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω εμένα, για τη δύναμη και την επιμονή που έδειξα τα 5 αυτά χρόνια, και που δεν σταμάτησα να κυνηγάω τους στόχους μου παρά τις δυσκολίες που εμφανίστηκαν μπροστά μου.

Πίνακας Περιεχομένων

Κεφαλαίο 1: Εισαγωγή.....	14
1.1 Ιστορία των lasers.....	14
1.2 Ιστορία του IPL.....	18
Κεφάλαιο 2: Η φυσική των lasers και του IPL.....	19
2.1 Φυσική και λειτουργία του laser.....	19
2.1.1 Εκπομπή ακτινοβολίας μέσω διέγερσης ατόμου.....	19
2.1.2 Εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας.....	19
2.1.3 Αντιστροφή πληθυσμών.....	20
2.1.4 Οργανολογία του laser.....	21
2.1.5 Λειτουργία του laser.....	23
2.1.6 Χαρακτηριστικά των lasers.....	24
2.1.7 Χρήσιμα μεγέθη και έννοιες των lasers.....	27
2.2 Φυσική και λειτουργία του IPL.....	28
2.2.1 Λειτουργία και οργανολογία IPL.....	28
2.2.2 Σημαντικά χαρακτηριστικά και παράμετροι των IPL συστημάτων.....	29
Κεφάλαιο 3: Αλληλεπίδραση φωτός-δέρματος.....	31
3.1 Δομή του δέρματος.....	31
3.2 Φωτότυποι δέρματος.....	32
3.3 Αλληλεπίδραση φωτός-ύλης.....	33
3.3.1 Γενικά στοιχεία για τους μηχανισμούς αλληλεπίδρασης φωτός-ύλης.....	33
3.3.2 Απορρόφηση (Absorption).....	34
3.3.3 Σκέδαση (Scattering).....	38
3.3.4 Θολά μέσα (Turbid Media).....	40
3.3.5 Βάθος διείσδυσης.....	41
3.4 Επιδράσεις φωτός στη βιολογική ύλη.....	44
3.4.1 Φωτοχημικές αλληλεπιδράσεις (photochemical interactions).....	45
3.4.2 Θερμικές αλληλεπιδράσεις (thermal interactions).....	49

3.4.3 Φωτοαφαίρεση (photoablation).....	51
3.4.4 Αφαίρεση με χρήση πλάσματος (plasma-induced ablation).....	52
3.4.5 Φωτοδιάσπαση (photodisruption).....	53
3.5 Αφαιρετική και μη αφαιρετική αναδόμηση του δέρματος.....	54
Κεφάλαιο 4: Εφαρμογές των lasers και του IPL στην αισθητική.....	57
4.1 Nd:YAG lasers.....	57
4.2 KTP lasers (Nd:YAG lasers διπλασιασμένης συχνότητας).....	60
4.3 Dye lasers (lasers βαφής).....	62
4.4 Ruby lasers (lasers ρουμπινιού).....	65
4.5 Alexandrite lasers (lasers αλεξανδρίτη).....	66
4.6 Diode lasers (διοδικά lasers).....	69
4.7 CO ₂ lasers (lasers διοξειδίου του άνθρακα).....	71
4.8 Er:YAG lasers.....	73
4.9 IPL.....	74
Κεφάλαιο 5: Συμπεράσματα.....	77
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	79

Λίστα Εικόνων

Κεφάλαιο 1	14
Εικόνα 1.1: Σημαντικά σημεία στην ιστορία των laser	15
Εικόνα 1.2: Ο Leon Goldman, πρωτοπόρος στη χρήση των lasers στην δερματολογία και αισθητική	16
Κεφάλαιο 2	19
Εικόνα 2.1: Αναπαράσταση της εξαναγκασμένης εκπομπής για δύο ενεργειακές στάθμες E_1 και E_2	20
Εικόνα 2.2: Διάγραμμα άντλησης τριών ενεργειακών σταθμών με (Α) την κατανομή πληθυσμού πριν την άντληση, και (Β) την κατανομή πληθυσμού μετά την άντληση και τις αντίστοιχες μεταβάσεις	21
Εικόνα 2.3: Τα βασικά στοιχεία του laser	22
Εικόνα 2.4: Η λειτουργία ενός laser	24
Εικόνα 2.5: Μία τυπική καμπύλη απολαβής ενός laser	25
Εικόνα 2.6: Παράδειγμα τέλειας χρονικής συμφωνίας ακτινοβολίας laser	26
Εικόνα 2.7: Ένα ολοκληρωμένο σύστημα IPL	29
Εικόνα 2.8: Οι βασικές διαφορές μεταξύ των συσκευών IPL και laser	30
Κεφάλαιο 3	30
Εικόνα 3.1: Η δομή του δέρματος	32
Εικόνα 3.2: Διάφοροι χρωματικοί τόνοι δέρματος και ο φωτότυπός τους κατά Fitzpatrick	33
Εικόνα 3.3: Τα φαινόμενα που είναι πιθανό να συμβούν όταν φως προσπίπτει σε ύλη	33
Εικόνα 3.4: Σχήμα ηλεκτρικής διέγερσης μετά την απορρόφηση φωτονίου, και λίστεα των βασικών χρωμοφόρων σε ανθρώπινους ιστούς μαζί με τη χημική δομή κάποιων από αυτά.....	36
Εικόνα 3.5: Φάσμα απορροφητικότητας χρωμοφόρων σε βιολογικό μαλακό ιστό	37
Εικόνα 3.6: Κάποια βασικά βιολογικά μόρια και το μήκος κύματος βέλτιστης απορρόφησης ακτινοβολίας που τους αντιστοιχεί	37
Εικόνα 3.7: Ο νόμος του Rayleigh για σκεδάσεις σε μήκη κύματος κοντά στο UV, στο ορατό, και κοντά στο IR φάσμα	39

Εικόνα 3.8: Η συνάρτηση Henrey-Greenstein για διαφορετικούς συντελεστές ανισοτροπίας	40
Εικόνα 3.9: Οπτική συμπεριφορά ιστού κατά την ακτινοβολία με laser	41
Εικόνα 3.10: Το μοντέλο των 6 στρωμάτων δέρματος	42
Εικόνα 3.11: Το πάχος των 6 στρωμάτων του δέρματος, καθώς και το μέσο βάθος αυτών από την επιφάνεια του δέρματος	42
Εικόνα 3.12: Οι συντελεστές απορρόφησης και σκέδασης για τα 6 στρώματα δέρματος και για μήκη κύματος στο φάσμα 200-1000 nm	43
Εικόνα 3.13: Το βάθος διείσδυσης του φωτός στο ανθρώπινο δέρμα ανάλογα με το μήκος κύματός του	43
Εικόνα 3.14: Χάρτης αλληλεπιδράσεων ιστού-laser	44
Εικόνα 3.15: Οι χημικές και βιολογικές διεργασίες που περιλαμβάνει η φωτοδυναμική θεραπεία	46
Εικόνα 3.16: Η διαδικασία αντιμετώπισης ενός όγκου με φωτοδυναμική θεραπεία	46
Εικόνα 3.17: Μονοπάτια κυτταρικής σηματοδότησης	48
Εικόνα 3.18: Βιοδιεγερτικές επιδράσεις διαφόρων τύπων laser	48
Εικόνα 3.19: Θερμικά αποτελέσματα ακτινοβολίας με laser	49
Εικόνα 3.20: Διάγραμμα ροής με τις κυριότερες παραμέτρους για τη μοντελοποίηση των θερμικών αλληλεπιδράσεων	50
Εικόνα 3.21: Φωτοαφαίρεση ιστού κερατοειδούς με laser φθοριούχου αργού (ArF excimer laser)	51
Εικόνα 3.22: (a) Εκτομή σε ανθρώπινο κερατοειδή που έγινε με Nd:YLF laser, (b) Αφαίρεση τμήματος ανθρώπινου δοντιού που έγινε με Nd:YLF laser	53
Εικόνα 3.23: Διαφοροποίηση της φωτοδιάσπασης και της αφαίρεσης με χρήση πλάσματος σύμφωνα με την εφαρμοσμένη πυκνότητα ενέργειας	54
Εικόνα 3.24: Οι συνηθέστεροι τρόποι εφαρμογής του κλασματικού laser στο δέρμα	56
Κεφάλαιο 4	56
Εικόνα 4.1: Τα βασικότερα είδη laser και το IPL που συναντώνται στην αισθητική και το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που εκπέμπουν	57
Εικόνα 4.2: Οι φωτότυποι δέρματος (I-VI) στους οποίους συστήνεται να χρησιμοποιούνται συγκεκριμένα lasers και μήκη κύματος για την αποτρίχωση	59
Εικόνα 4.3: Φάσματα απορρόφησης των συνηθέστερων (πέραν του μαύρου) χρωμάτων που συναντώνται στα τατουάζ	61

Εικόνα 4.4: Ορισμένα από τα συνηθέστερα lasers για την αφαίρεση τατουάζ και τα χρώματα που αφαιρούν πιο αποτελεσματικά	61
Εικόνα 4.5: Τα lasers που χρησιμοποιούνται για την αντιμετώπιση των εμφανών φλεβών στα πόδια	68
Εικόνα 4.6: Οι καμπύλες απορρόφησης ακτινοβολίας για τη μελανίνη, την αιμοσφαιρίνη, και την οξυαιμοσφαιρίνη, καθώς και το μήκος κύματος ακτινοβολίας του laser αλεξανδρίτη	68
Εικόνα 4.7: Ο συντελεστής απορρόφησης του νερού σε συνάρτηση με το μήκος κύματος, και τα μήκη κύματος εκπομπής ακτινοβολίας των σημαντικότερων αφαιρετικών laser	72

1 Εισαγωγή

1.1 Ιστορία των lasers

Η αρχή των lasers μπορεί να τοποθετηθεί πολλά χρόνια πίσω, όταν ο Niels Bohr έθεσε τα θεμέλια της κβαντικής φυσικής με την θεωρία του για την δομή και τη συμπεριφορά των ατόμων που μεταπίπτουν από μία ενεργειακή στάθμη σε μία άλλη. Σύμφωνα με αυτή, ο μόνος τρόπος ένα άτομο να εκπέμψει ακτινοβολία είναι να μεταφερθεί από μία υψηλή ενεργειακή στάθμη πίσω στην αρχική κατάσταση ηρεμίας του, και μάλιστα η ενέργεια που θα εκπέμψει το άτομο στην περίπτωση αυτή θα είναι κβαντισμένη. Το 1917 ο Einstein, βασισμένος στην θεωρία του Bohr, δημοσίευσε την δική του θεωρία πάνω στην ενίσχυση εξαναγκασμένης εκπεμπόμενης ενέργειας. Τελικά αυτή η ιδέα απέκτησε υλική μορφή το 1955 όταν οι Townes και Gordon εφηύραν μία συσκευή που χρησιμοποιούσε αέριο αμμωνίας ως οπτικό μέσο για να δημιουργήσει συνεκτική μικροκυματική ενέργεια. Η συσκευή αυτή, γνωστή και ως maser (microwave amplification by stimulated emission of radiation-ενίσχυση μικροκυμάτων με εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας) αποτέλεσε τον πρόδρομο του σημερινού laser [1].

Το πρώτο laser (light amplification by stimulated emission of radiation-ενίσχυση φωτός με εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας) δεν άργησε να κάνει την πρώτη του εμφάνιση, αφού το 1959 ο Maiman κατάφερε την ενίσχυση μικροκυματικής ενέργειας μέσω ενός κρυστάλλου ρουμπινιού και την εκπομπή της σε μία δέσμη ακτινοβολίας μήκους κύματος 694 nm. Σύντομα άρχισαν να χρησιμοποιούνται και άλλα στερεά μέσα για την ενίσχυση της ακτινοβολίας, γεγονός που σήμανε την εμφάνιση πολλών διαφορετικών ειδών laser όπως τα laser νεοδυμίου:υττρίου-αργιλίου-γρανάτη (neodymium:yttrium-aluminum-garnet ή Nd:YAG), ενώ μετά από λίγα χρόνια τα αέρια μέσα lasing έκαναν την εμφάνισή τους με πρώτο το διοξείδιο του άνθρακα (CO₂) (Εικόνα 1.1) [1].

Ορόσημα στην Ιστορία των laser	
Η κβαντική θεωρία του Einstein	1917
Maser	1955
Το laser ρουβίου του Maiman	1960
laser ηλίου-νέου, Nd:YAG laser	1961
laser αργού συνεχούς κύματος	1962
laser CO2 συνεχούς κύματος	1964
Χρήση του laser ρουβίου για αφαίρεση τατουάζ	1965
Συντονιζόμενο laser βαφής αντλούμενο από αργό	1981
PDL αντλούμενο από λαμπτήρες	1981
Η θεωρία της επιλεκτικής φωτοθερμόλυσης των Anderson και Parrish	1983
Πρώτη χρήση του φωτός laser για PDT	1984
Έγκριση του laser ρουβίου για αφαίρεση τατουάζ	1989
Παλμικό CO2 laser για δερματική αναζωογόνηση	1991
Er:YAG laser για δερματική αναζωογόνηση	1996
Πρώτη χρήση της μη αφαιρετικής τεχνικής laser (PDL) για ουλές ακμής	1996
Διοδικά lasers και lasers Αλεξανδρίτη για αποτρίχωση	1997
Έγκριση τοπικής χρήσης ALA και μπλε φωτός για ακτινική κεράτωση	1999
1320 nm ND:YAG laser για δερματική αναδόμηση	1999
Nd:YAG laser για αντιμετώπιση φλεβών στα πόδια	1999
Εισαγωγή του IPL	2000
PDL χωρίς ερυθρότητα με δυναμική ψύξη	2002
Τεχνολογία ραδιοσυχνότητας για αναζωογόνηση	2002
Χρήση PDL και PDT για αντιμετώπιση ακμής	2003
Φωτοδιαμόρφωση με δίοδο που εκπέμπει φως	2004
Τμηματική (fractional) φωτοθερμόλυση	2004

Οι χρονολογίες αντιστοιχούν στο έτος έγκρισης από τον FDA.

Εικόνα 1.1: Σημαντικά σημεία στην ιστορία των laser [1].

Μία από τις πρώτες εφαρμογές των lasers στην ιατρική ήταν στον τομέα της οφθαλμολογίας όπου άρχισαν να χρησιμοποιούνται εκτενώς για φωτοσυγκόλληση, μια διαδικασία που εκμεταλλεύεται την θερμότητα ενός laser για να αντιμετωπίσει πολλές οφθαλμικές παθήσεις. Επίσης τα laser συναντώνται πολύ συχνά στην ουρολογία για την αφαίρεση πετρών, στην ογκολογία για καταστροφή όγκων, καθώς και σε πλήθος άλλων ιατρικών τομέων [2].

Τα lasers εισήχθησαν και στην δερματολογία την ίδια περίοδο, με τον Δρ. Leon Goldman (Εικόνα 1.2) να πρωτοπορεί και να δημοσιεύει τελικά, το 1965, το πρώτο του άρθρο σχετικά με την συμβολή των lasers στην αντιμετώπιση ποικίλων δερματικών παθήσεων. Όπως είναι φυσικό, τον πρώτο καιρό δεν υπήρχε επαρκής γνώση γύρω από την λειτουργία των lasers και των επιπτώσεών τους στο δέρμα. Τα πρώτα lasers που χρησιμοποιήθηκαν στην δερματολογία εξέπεμπαν μία συνεχή δέσμη φωτός, που αναπόφευκτα εξέθετε στην υψηλή ενέργεια των lasers όχι μόνο τους ιστούς-στόχους, αλλά και γειτονικούς ιστούς. Ως αποτέλεσμα, ήταν αυξημένος ο κίνδυνος εμφάνισης ουλών και αλλαγών στην μελανίνη λόγω του τραύματος στους

ιστούς αυτούς. Στην προσπάθεια μείωσης της θερμικής αυτής ζημιάς σε περιοχές του δέρματος που δεν αποτελούν στόχο, προτάθηκε η χρήση ενός μηχανικού διακόπτη προκειμένου η εκπεμπόμενη δέσμη φωτός να είναι πλέον διακοπτόμενη. Παραδείγματα τέτοιων lasers είναι το κάλιο-τιτάνιο-φωσφορικό (potassium-titanyl-phosphate, 532 nm), το laser ατμών χαλκού (copper vapor, 510 nm), βρωμιούχου χαλκού (copper bromide, 578 nm) και λοιπά [1].



Leon Goldman, M.D.

Εικόνα 1.2: Ο Leon Goldman ήταν ο πρωτοπόρος στην χρήση των lasers στην δερματολογία και αισθητική. Το πρώτο από τα άρθρα που δημοσίευσε (1965) αποτέλεσε το σημείο έναρξης της μελέτης των επιδράσεων του φωτός στο δέρμα από την επιστημονική και ιατρική κοινότητα [3].

Μία από τις πρώτες εφαρμογές των lasers στην δερματολογία ήταν η αντιμετώπιση αγγειακών βλαβών, όπου αρχικά χρησιμοποιήθηκε το laser αργού συνεχούς κύματος (continuous-wave argon lasers, 488 ή 514 nm). Παρόλα αυτά, οι παρενέργειες που προκαλούνταν από το εν λόγω laser ήταν υψηλές, γεγονός που οδήγησε τελικά, το 1981, στη χρήση ρυθμιζόμενων lasers βαφής με προσμίξεις αργού (argon-pumped tunable dye lasers, 577 ή 585 nm) για τέτοιες περιπτώσεις. Τα τελευταία αποδείχτηκαν πολύ πιο αποτελεσματικά και με μικρότερο ρίσκο εμφάνισης παρενεργειών [1].

Στις αρχές του 1980, οι Anderson και Parrish βασίστηκαν στο παλμικό laser βαφής (PDL) για να αναπτύξουν τη θεωρία της επιλεκτικής φωτοθερμόλυσης (βλ.

παράγραφο 1.4), μία θεωρία που έθεσε τις βάσεις για την άνθιση του κλάδου των αισθητικών και δερματολογικών επεμβάσεων με laser. Με βάση την επιλεκτική φωτοθερμόλυση, ήταν πλέον εφικτό η ακτινοβολία να απορροφηθεί από συγκεκριμένα σωματίδια και ιστούς ρυθμίζοντας μόνο το μήκος κύματος που εκπέμπει το laser, ενώ η έκταση της βλάβης που θέλουμε να προκαλέσουμε στα σωματίδια αυτά εξαρτάται από παράγοντες όπως η ροή ενέργειας και η διάρκεια του παλμού. Μία από τις πρώτες εφαρμογές αυτής της θεωρίας ήταν για την θεραπεία αγγειακών βλαβών με laser όπως το PDL (577 nm, στη συνέχεια 585 nm) και το ατμού χαλκού (510 nm) [1].

Με την εισαγωγή των θεραπευτικών laser στην δερματολογία, δεν άργησε να εισαχθεί η τεχνική του Q διακόπτη (Q switch) στην κατασκευή τους, η οποία περιόρισε ακόμα περισσότερο την διάρκεια παλμού από milliseconds σε nanoseconds. Ο πρώτος που χρησιμοποίησε αυτή την τεχνική ήταν ο Δρ. Goldman το 1967, και το έκανε σε laser ρουβίου (ruby laser) για την αφαίρεση τατουάζ. Αρκετά αργότερα, το 1991, το Nd:YAG laser με Q διακόπτη (Q-switched Nd:YAG laser, 1064 nm) εγκρίθηκε από τον FDA (U.S. Food and Drug Administration-Υπηρεσία τροφίμων και φαρμάκων των ΗΠΑ) ως τρόπος σβησίματος ανεπιθύμητων τατουάζ, και τελικά το laser αλεξανδρίτη με Q διακόπτη (Q-switched Alexandrite laser, 755 nm) έκανε την εμφάνισή του με χρήσεις σε τατουάζ και μελαγχρωματικές βλάβες του δέρματος [1].

Ένα άλλο κεφάλαιο στην ιστορία των ιατρικών laser άνοιξε με την εισαγωγή του laser διοξειδίου του άνθρακα (CO₂) το 1964 από τον Patel και συνεργάτες του. Το laser αυτό λειτουργούσε στα 10.600 nm και παρατηρήθηκε πως ήταν πολύ αποτελεσματικό στην ανανέωση του δέρματος αλλά και στην αντιμετώπιση της ακτινικής χειλίτιδας (actinic cheilitis). Το υπερπαλμικό laser διοξειδίου του άνθρακα (Ultrapulse CO₂ laser) εγκρίθηκε για ανανέωση του δέρματος από τον FDA το 1991, και έκτοτε χρησιμοποιούταν ολοένα και περισσότερο για αντιμετώπιση των σημαδιών της γήρανσης στο δέρμα. Μετά από λίγα χρόνια, το 1996, ακολούθησε και το laser έρβιου:υτρίου-αργιλίου-γρανάτη (erbium:yttrium-aluminum-garnet ή Er:YAG) στα 2940 nm, που λόγω του χαμηλότερου μήκους κύματος προκαλούσε μικρότερη θερμική βλάβη στα κατώτερα στρώματα του δέρματος αλλά και λιγότερο δραστικά αποτελέσματα σε σύγκριση με το CO₂ laser [1].

Η αποτρίχωση με laser εμφανίστηκε σε διάφορους τομείς της ιατρικής στα τέλη της δεκαετίας του 1980. Στόχος αυτών των laser είναι η απορρόφηση της ενέργειας από τη μελανίνη του θύλακα της τρίχας, χωρίς να επηρεάζεται παράλληλα η μελανίνη του δέρματος, με τελικό στόχο την πρόκληση βλάβης στον θύλακα της τρίχας. Το πρώτο laser που διαφημίστηκε για αυτόν τον σκοπό ήταν το Nd:YAG laser με Q διακόπτη το 1998, το οποίο κατάφερε καθυστέρηση της αναγέννησης των τριχών κατά 6 μήνες. Η επόμενη γενιά αποτριχωτικών laser ήταν τα laser αλεξανδρίτη (755 nm) το 1997. Τότε, τα αποτελέσματα που δημοσιεύτηκαν από τον Finkel και συνεργάτες του έδειχναν σημαντική πρόοδο στην καθυστέρηση της αναγέννησης των τριχών, ενώ λόγω του χαμηλότερου μήκους κύματος αυτό το laser

ήταν πιο ασφαλής επιλογή για άτομα με σκουρόχρωμη επιδερμίδα. Στη συνέχεια, το 1998, ο Dierickx μαζί με συνεργάτες του έδειξαν την αποτελεσματικότητα του παλμικού διοδικού laser (800 nm) στην φωτοαποτρίχωση, ενώ τη σημερινή εποχή προσφέρονται ρυθμίσεις που μπορούν να προσαρμόσουν την διάρκεια παλμού και τη ροή ενέργειας του εν λόγω laser ανάλογα με το χρώμα του δέρματος και των τριχών του ασθενούς. Τέλος, το 1999, ο Bencini χρησιμοποίησε ένα μακροπαλμικό (long-pulsed) Nd:YAG laser και πέτυχε ικανοποιητικά ποσοστά αποτρίχωσης σε πλήθος ατόμων διαφορετικών χρωμάτων δέρματος και τριχών, ενώ την ίδια περίοδο οι Goldberg και Samady απέδειξαν την αποτελεσματικότητα του Nd:YAG laser με Q διακόπτη και παλμό των 30 millisecond για αυτόν τον σκοπό [1].

1.2 Ιστορία του IPL

Οι πηγές IPL (Intense Pulse Light-έντονο παλμικό φως) εκπέμπουν μη συνεκτική ακτινοβολία μεγάλου εύρους μηκών κύματος, στο φάσμα από μπλε έως και υπέρυθρο φως. Η τεχνολογία IPL πρωτοεμφανίστηκε στην αμερικάνικη αγορά το 1990 για τη θεραπεία αγγειακών δομών του δέρματος, ενώ το 1997, με μία δημοσίευση του Gold και συνεργατών του, το IPL χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά για την επίτευξη φωτοαποτρίχωσης (photoepilation). Μάλιστα, η επιτυχία αυτής της μεθόδου ανήλθε στο 60%, 12 εβδομάδες μετά τη συνεδρία με το IPL. Ωστόσο, λόγω της μη διαδεδομένης χρήσης του IPL τα πρώτα αυτά χρόνια, η αρχή του IPL τοποθετείται στο 2000 (Εικόνα 1.1), όταν χρησιμοποιήθηκε για τη φωτοδυναμική θεραπεία της φλεγμονώδους ακμής με μεγάλη επιτυχία. Η επίδραση της IPL ακτινοβολίας σε συνδυασμό με το εξωγενές χρωμοφόρο ALA είχαν ευεργετική επίδραση στην ακμή μετά από μία μόλις συνεδρία, με περαιτέρω βελτίωση ανάλογα με το πλήθος των συνεδρίων που γίνονταν σε βάθος χρόνου. Το μεγάλο φάσμα της ακτινοβολίας των IPL συσκευών σε συνδυασμό με τα φίλτρα που επιτρέπουν την αποκοπή συγκεκριμένων μηκών κύματος, καθιστά αυτή την τεχνολογία εξαιρετικά ευέλικτη και ευπροσάρμοστη στις ανάγκες κάθε δέρματος. Σήμερα αποτελεί ένα από τα σημαντικότερα «όπλα» της αισθητικής για την αντιμετώπιση πλήθους διαφορετικών δερματικών ζητημάτων [1].

2 Η φυσική των lasers και του IPL

2.1 Φυσική και λειτουργία του laser

Η λέξη laser είναι ακρωνύμιο των λέξεων light amplification by stimulated emission of radiation, δηλαδή ενίσχυση φωτός με εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας, και σε αυτό το κεφάλαιο θα εξηγήσουμε πώς πραγματοποιείται κάθε ένα από αυτά τα φαινόμενα για να παραχθεί τελικά η δέσμη ακτινοβολίας από τη συσκευή laser.

2.1.1 Εκπομπή ακτινοβολίας μέσω διέγερσης ατόμου

Όταν προσφέρεται οποιουδήποτε είδους ενέργεια σε ένα άτομο, τότε το άτομο αυτό διεγείρεται και μεταπίπτει από την αρχική κατάσταση ηρεμίας του (ενέργεια E_1) σε μία ανώτερη ενεργειακή στάθμη (ενέργεια E_2). Φυσικά η ενεργειακή στάθμη στην οποία θα καταλήξει εξαρτάται από την ποσότητα ενέργειας που θα του προσφερθεί, και το αν αυτή είναι αρκετή για να φύγει εξαρχής από την κατάσταση ηρεμίας του. Από την νέα ενεργειακή του στάθμη, το άτομο κάποια στιγμή αυθόρμητα θα επιστρέψει στην αρχική κατάσταση ηρεμίας εκπέμποντας την περίσσεια ενέργεια με τη μορφή ενός φωτονίου. Η ενέργεια του φωτονίου αυτού θα είναι ίση με τη διαφορά των ενεργειών που είχε το άτομο στην διεγερμένη και στην αρχική του κατάσταση, και θα συνδέεται με τη συχνότητα της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας μέσω της σχέσης

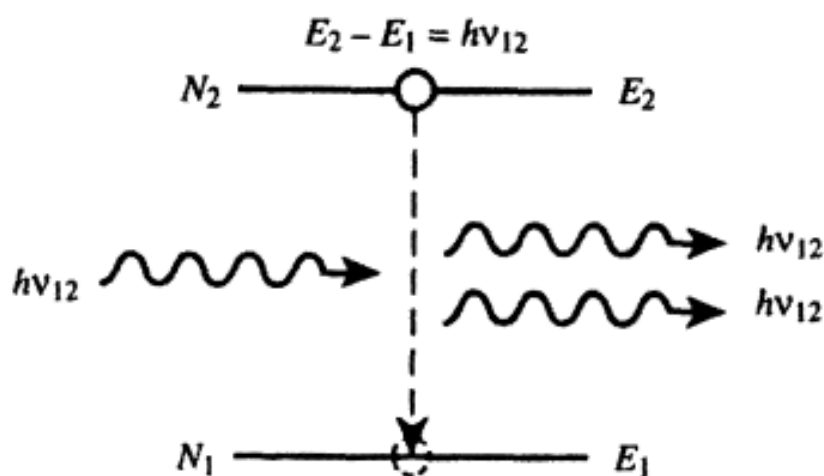
$$\Delta E = E_2 - E_1 = h\nu,$$

όπου h η σταθερά του Planck και ν η συχνότητα της ακτινοβολίας. Όπως όμως είναι γνωστό, η συχνότητα και το μήκος κύματος του φωτός είναι μεγέθη άμεσα αλληλένδετα μέσω της εξίσωσης $c = \lambda\nu$, όπου c η ταχύτητα του φωτός, πράγμα που σημαίνει ότι τελικά η ενέργεια που θα απορροφήσει αρχικά το άτομο παίζει καθοριστικό ρόλο στο μήκος κύματος της ακτινοβολίας που θα εκπέμψει όταν επιστρέψει σε κατάσταση ηρεμίας [4, 83, 84].

2.1.2 Εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας

Σημαντικό κομμάτι της διαδικασίας του lasing είναι η εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας. Όταν έχουμε έναν πληθυσμό ατόμων και του προσφέρουμε ενέργεια, τα άτομα όπως είδαμε θα διεγερθούν και θα μεταπέσουν σε υψηλότερη ενεργειακή στάθμη. Στη συνέχεια, κάποια από αυτά αυθόρμητα θα επιστρέψουν στην

κατάσταση ηρεμίας τους και θα εκπέμψουν φως (φωτόνια). Το εκπεμπόμενο φως θα έχει τυχαία κατεύθυνση, με αποτέλεσμα να υπάρχουν φωτόνια που διαδίδονται σε κάθε κατεύθυνση μέσα στον πληθυσμό ατόμων. Αναπόφευκτα, κάποια στιγμή τα φωτόνια αυτά θα συγκρουστούν με τα άτομα που είναι ακόμα διεγερμένα, και αυτό θα προκαλέσει τα άτομα αυτά να απελευθερώσουν την ενέργειά τους με τη μορφή φωτός και να επιστρέψουν στην κατάσταση ηρεμίας τους (Εικόνα 2.1). Έτσι, τα φωτόνια που εκπέμπονται από κάποια άτομα του πληθυσμού «εξαναγκάζουν» την εκπομπή φωτονίων και από τα άλλα διεγερμένα άτομα μέσα στον πληθυσμό αυτό [5, 82, 83, 84].



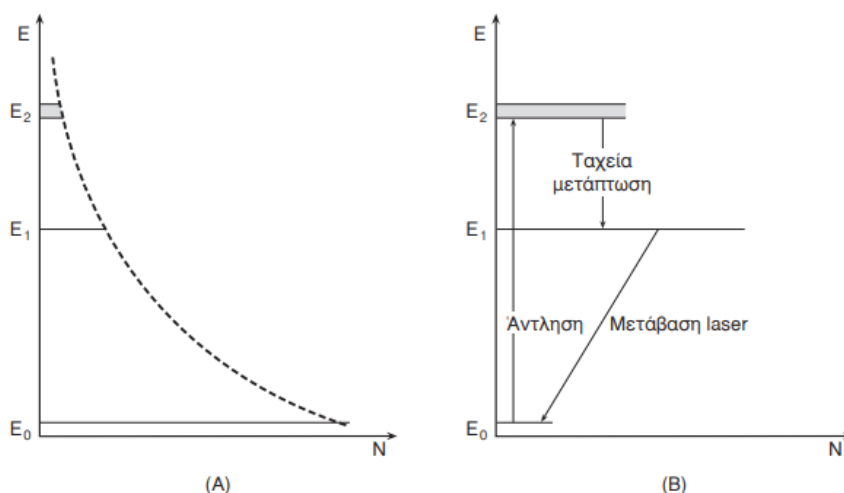
Εικόνα 2.1: Αναπαράσταση της εξαναγκασμένης εκπομπής για δύο ενεργειακές στάθμες E_1 και E_2 [6].

2.1.3 Αντιστροφή πληθυσμών

Το φαινόμενο της αντιστροφής πληθυσμών είναι καθοριστικής σημασίας για την εκπομπή ακτινοβολίας από μία συσκευή laser. Όπως εξετάστηκε στην παράγραφο 2.1.2, για να προκύψει εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας θα πρέπει ένα φωτόνιο να συγκρουστεί με ένα άτομο που βρίσκεται σε διεγερμένη κατάσταση. Αν θεωρήσουμε έναν χώρο με άτομα σε διάφορες ενεργειακές στάθμες, μέσα στον οποίο διαδίδονται φωτόνια, καθίσταται εμφανές ότι η εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας προκύπτει σε μικρό βαθμό όταν τα φωτόνια συγκρούονται συχνότερα με άτομα σε κατάσταση ηρεμίας απ' ό,τι με διεγερμένα άτομα (ή αλλιώς όταν υπάρχουν περισσότερα άτομα σε κατάσταση ηρεμίας απ' ό,τι διεγερμένα άτομα στον χώρο). Επομένως, για να γίνει εφικτή η εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας σε έναν τέτοιο χώρο (και κατ' επέκταση στη συσκευή laser), θα πρέπει ο πληθυσμός των διεγερμένων ατόμων (έστω N_2) να είναι μεγαλύτερος από τον πληθυσμό των ατόμων σε ηρεμία (έστω N_1), δηλαδή θα πρέπει $N_2 > N_1$. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται αντιστροφή πληθυσμών. Όταν επέλθει πληθυσμιακή αντιστροφή, ο χώρος που

μελετάται μετατρέπεται σε πηγή ακτινοβολίας. Αξιοσημείωτο είναι το γεγονός ότι τα εκπεμπόμενα (από εξαναγκασμένη εκπομπή) φωτόνια έχουν ίδια συχνότητα, φάση, πόλωση και κατεύθυνση με τα φωτόνια που προκάλεσαν την εκπομπή τους. Έτσι δημιουργείται εκπομπή σύμφωνης ακτινοβολίας, που αποτελεί κύριο χαρακτηριστικό ενός laser [4, 8, 82, 83, 84].

Έστω ένα σύστημα τριών ενεργειακών σταθμών, το οποίο υφίσταται διαδικασία άντλησης, δηλαδή του προσφέρεται ενέργεια μέσω εξωτερικής πηγής (Εικόνα 2.2).



Εικόνα 2.2: Διάγραμμα άντλησης τριών ενεργειακών σταθμών με (Α) την κατανομή πληθυσμού πριν την άντληση, και (Β) την κατανομή πληθυσμού μετά την άντληση και τις αντίστοιχες μεταβάσεις [82].

Όπως φαίνεται και στο σχήμα 2.2.A, πριν την άντληση υπάρχει πολύ μεγαλύτερο πλήθος ατόμων σε κατάσταση ηρεμίας απ' ότι σε διεγερμένη κατάσταση στο σύστημά, και άρα αυτό δεν μπορεί να αποτελέσει πηγή σύμφωνης ακτινοβολίας. Ωστόσο, μετά την άντληση των ατόμων (Εικόνα 2.2.B) τα ηλεκτρόνια μπορεί να διεγερθούν στην ανώτερη στάθμη E_2 , από την οποία μεταπίπτουν στη στάθμη E_1 χωρίς εκπομπή ακτινοβολίας, προκαλώντας έτσι αντιστροφή πληθυσμού μεταξύ των σταθμών E_1 και E_0 . Μάλιστα, ιδιαίτερη σημασία έχει η μετάβαση από την E_2 στην E_1 να είναι πολύ ταχεία (για την εξασφάλιση της κενής E_2), και παράλληλα η μετάβαση από την E_1 στην E_0 να είναι πολύ αργή, ώστε να δημιουργείται περίσσεια ατόμων στην E_1 και κατ' επέκταση αντιστροφή πληθυσμών. Όσο μεγαλύτερη η αντιστροφή πληθυσμών που επιτυγχάνεται σε ένα laser, τόσο σημαντικότερη θα είναι η ενίσχυση της ακτινοβολίας και άρα τόσο ισχυρότερο θα είναι το laser [4, 8, 82]. Για να εξασφαλιστεί η αντιστροφή πληθυσμών χρησιμοποιούνται συστήματα διέγερσης, που θα αναλυθούν περαιτέρω στις επόμενες παραγράφους.

2.1.4 Οργανολογία του laser

Ένα laser αποτελείται από 3 κύρια στοιχεία, το μέσο lasing, το σύστημα διέγερσης και τον ταλαντωτή laser (Εικόνα 2.3).



Εικόνα 2.3: Τα βασικά στοιχεία του laser [7].

Το μέσο lasing (ή ενεργό μέσο) αποτελεί το κύριο μέρος μίας συσκευής laser, καθώς είναι αυτό το οποίο περιλαμβάνει τον πληθυσμό ατόμων στον οποίο θα πραγματοποιηθεί η εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας και η ενίσχυση του φωτός. Ανάλογα με τη φύση του ενεργού υλικού διακρίνουμε τα lasers σε κατηγορίες όπως τα lasers στερεών (το ενεργό υλικό είναι στερεό σώμα, π.χ. Nd:YAG laser), τα lasers αερίων (το ενεργό υλικό είναι αέριο, π.χ. CO₂ laser), τα lasers υγρών (το ενεργό υλικό είναι υγρό, π.χ. Dye laser), τα lasers ημιαγωγών (το ενεργό υλικό είναι η περιοχή επαφής δύο ημιαγωγών) κ.ο.κ. Στο ενεργό μέσο οφείλει να υπάρχει αντιστροφή πληθυσμών κατά τη λειτουργία του laser, ειδικά η απορρόφηση της ενέργειας ακτινοβολίας από τα άτομα του μέσου θα είναι μεγαλύτερη από την εξαναγκασμένη εκπομπή που συμβαίνει σε αυτό, με αποτέλεσμα να μη μπορεί να παραχθεί επαρκώς ισχυρή ακτίνα laser [7, 81, 83, 84].

Εν συνεχεία έχουμε το σύστημα διέγερσης, το οποίο φροντίζει να παρέχει στο ενεργό μέσο την ενέργεια που απαιτείται για την διέγερση μεγάλου τμήματος του πληθυσμού ατόμων, ώστε να ακολουθήσει η εκπομπή φωτός (αυθόρμητη και εξαναγκασμένη). Κάποιες από τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται για την προσφορά ενέργειας στο ενεργό μέσο είναι η οπτική διέγερση με άλλο laser ή λάμπα (οπτική άντληση), η διέγερση με εκκένωση αερίων, η διέγερση με ρεύμα από ημιαγωγό ή ετεροδομή ημιαγωγών (ηλεκτρική άντληση), και η χημική διέγερση [7, 81, 83, 84].

Τέλος, ο ταλαντωτής laser (ή οπτικός συντονιστής) είναι επιφορτισμένος με το έργο της συντήρησης ενός συνεκτικού ηλεκτρομαγνητικού πεδίου εντός του ενεργού μέσου, ώστε το πεδίο αυτό να μπορεί να αλληλεπιδρά επαρκώς με το μέσο, και να δημιουργήσει με αυτόν τον τρόπο την εξαναγκασμένη εκπομπή αλλά και ενίσχυση της ακτινοβολίας. Αν και τα χαρακτηριστικά του ταλαντωτή laser ποικίλουν ανάλογα με τη συσκευή laser που θέλουμε να κατασκευάσουμε, συνήθως αυτός αποτελείται από 2 καθρέφτες εκατέρωθεν του ενεργού μέσου, με τον έναν καθρέφτη να έχει συντελεστή ανάκλασης πολύ κοντά στο 1 ενώ ο άλλος χαμηλότερο, επιτρέποντάς έτσι σε ένα κομμάτι του φωτός να τον διαπερνάει. Το σύστημα αυτό

των καθρεφτών είναι το σημαντικότερο κομμάτι της οργανολογίας μίας συσκευής laser, καθώς με κατάλληλη επιλογή των ίδιων των καθρεφτών αλλά και της μεταξύ τους απόστασης μπορεί να επιτευχθεί το επιθυμητό αποτέλεσμα στην εκπεμπόμενη ακτινοβολία laser. Πιο συγκεκριμένα, επιλέγοντας την απόσταση L των καθρεφτών έτσι ώστε αυτή να είναι ακέραιο πολλαπλάσιο του μισού μήκους κύματος της ακτινοβολίας που προβλέπεται να εκπεμφθεί κατά τη διαδικασία του lasing, δηλαδή

$$L = \frac{m \cdot \lambda}{2}, \text{ όπου } m: \text{ακέραιος}$$

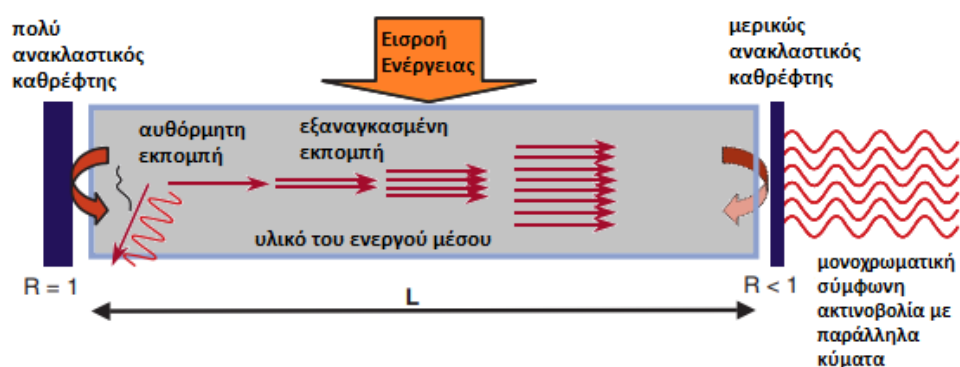
καταφέρνουμε την ενίσχυση της σύμφωνης ακτινοβολίας laser εντός του ενεργού μέσου (συντονιστής Fabry-Perot), ενώ ταυτόχρονα τα φωτόνια των αυθόρμητων αποδιεγέρσεων απορροφούνται, εξού και η ονομασία οπτικός συντονιστής [7, 82, 83, 84].

Πέραν των βασικών αυτών στοιχείων κάθε laser, σε ορισμένες περιπτώσεις προστίθεται επιπλέον και ένας Q διακόπτης (Q switch), προκειμένου να δημιουργηθούν εξαιρετικά σύντομοι (5-20 ns) και υψηλής έντασης (5-10 MW) παλμοί ακτινοβολίας, με μέγιστη ενέργεια τα 4 Joules. Ο Q διακόπτης αποτελείται από έναν πολωτή και ένα κελί rockels (rockels cell), και τοποθετείται εντός της οπτικής κοιλότητας. Το κελί rockels είναι ένας οπτικά διαφανής κρύσταλλος που αλλάζει κυκλικά την πόλωση του φωτός όταν του ασκείται ηλεκτρική τάση και, σε συνδυασμό με τον πολωτή, επιτυγχάνει την συσσώρευση της φωτεινής ενέργειας εντός της οπτικής κοιλότητας όταν του ασκείται τάση. Όταν όμως πάψει να ασκείται αυτή η τάση στο κελί rockels η συσσωρευμένη ενέργεια απελευθερώνεται σε έναν πολύ ισχυρό σύντομο παλμό. Ο Q διακόπτης αποτελεί σημαντική προσθήκη σε κάποια είδη laser, επεκτείνοντας τις δυνατότητές τους χωρίς να προσθέτει κάποιο σημαντικό ρίσκο. Σήμερα τα είδη lasers που είναι διαθέσιμα με Q διακόπτη είναι το laser ρουμπινιού, το Nd:YAG και το laser αλεξανδρίτη [8].

2.1.5 Λειτουργία του laser

Το πρώτο βήμα για την σωστή λειτουργία ενός laser είναι η διέγερση των ατόμων του ενεργού μέσου. Όπως είδαμε, η προσφορά ενέργειας αυτή συμβαίνει με τη βοήθεια του συστήματος διέγερσης, το οποίο προσφέρει ενέργεια στα άτομα αυτά ώστε να αλλάξουν ενεργειακή στάθμη. Κάποια από τα άτομα επομένως απορροφούν κομμάτι της ενέργειας και διεγείρονται, και από αυτό το σημείο και έπειτα αρχίζουν αυθόρμητα να εκπέμπουν φωτόνια επιστρέφοντας ξανά στην αρχική τους κατάσταση. Το φως αυτό εκπέμπεται σε τυχαίες κατευθύνσεις, επομένως ένα μέρος του θα συγκρουστεί με άλλα διεγερμένα άτομα, προκαλώντας έτσι εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας της ίδιας κατεύθυνσης με αυτήν που την προκάλεσε, ενώ ένα άλλο μέρος του θα κατευθυνθεί προς τους 2 καθρέφτες (οι οποίοι αρχικά είναι πλήρως ανακλαστικοί) στα άκρα του μέσου. Μετά την ανάκλασή του από τους καθρέφτες, το φως θα επιστρέψει στο μέσο lasing, προκαλώντας και πάλι εξαναγκασμένη εκπομπή (ίδιας κατεύθυνσης) από διεγερμένα άτομα. Συνεπώς τα φωτεινά κύματα

πολλαπλασιάζονται εντός του ενεργού μέσου, αλλάζοντας διαρκώς κατευθύνσεις και προκαλώντας εκπομπή φωτός από ολοένα και περισσότερα άτομα [5]. Παρόλα αυτά, μία πολύ βασική προϋπόθεση για να λειτουργήσει ένα laser είναι η εξαναγκασμένη εκπομπή από διεγερμένα άτομα του μέσου lasing να είναι μεγαλύτερη από την αυθόρμητη εκπομπή και τις απώλειες εντός του μέσου [4]. Με άλλα λόγια, θα πρέπει να είναι περισσότερα τα διεγερμένα άτομα από αυτά στην κατάσταση ηρεμίας εντός του μέσου (αντιστροφή πληθυσμών). Μάλιστα, όσο υψηλότερη είναι η αντιστροφή πληθυσμών, τόσο πιο αποτελεσματικό είναι το laser. Δημιουργούνται, επομένως, δέσμες φωτός που αντανακλώνται διαρκώς από τους 2 καθρέφτες και προκαλούν την δημιουργία επιπλέον ακτινοβολίας ίδιας κατεύθυνσης καθώς διαπερνούν το μέσο lasing. Έτσι, όσο έχουμε αντιστροφή πληθυσμών, το φως μέσα στον ταλαντωτή laser ενισχύεται ολοένα και περισσότερο [5, 83, 84].



Εικόνα 2.4: Η λειτουργία ενός laser [4].

Όταν η ένταση της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας φτάσει στο επιθυμητό σημείο, μετατρέπουμε τον έναν καθρέφτη σε μερικώς ανακλαστικό, επιτρέποντας σε μέρος της ακτινοβολίας να διαφύγει, ενώ το υπόλοιπο ανακλάται και πάλι πίσω στο ενεργό μέσο για να συνεχίσει την διαδικασία της εξαναγκασμένης εκπομπής ακτινοβολίας (Εικόνα 2.4). Το διαφεύγον τμήμα της ακτινοβολίας είναι αυτό που χρησιμοποιούμε για τις διάφορες εφαρμογές του laser [5].

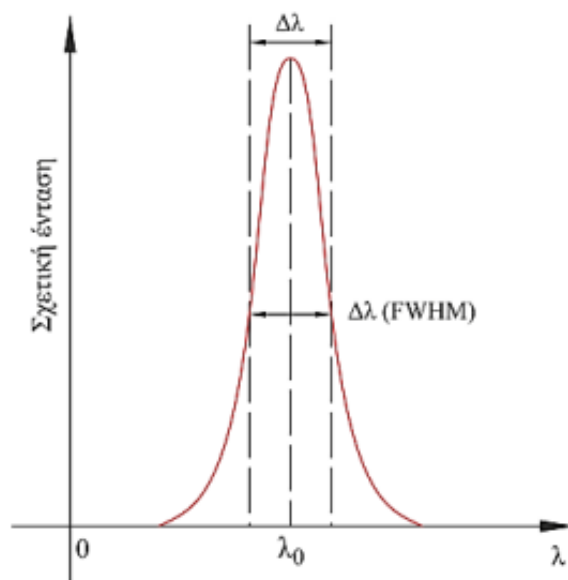
2.1.6 Χαρακτηριστικά των lasers

Η ακτινοβολία που εκπέμπεται τελικά από ένα laser παρουσιάζει κάποια ενδιαφέροντα χαρακτηριστικά, χωρίς τα οποία δεν θα μπορούσε να αξιοποιηθεί με τον τρόπο που αξιοποιείται σήμερα.

Μονοχρωματικότητα (Monochromaticity)

Αρχικά, οι ακτίνες ενός laser είναι μονοχρωματικές. Αυτό ισχύει διότι όταν ένα φωτεινό κύμα προσπίπτει πάνω σε ένα σωματίδιο του ενεργού μέσου και αυτό διεγείρεται, κατά την αυθόρμητη αποδιέγερσή του τα φωτόνια που θα εκπεμφθούν θα έχουν όλα το ίδιο μήκος κύματος με το αρχικό φωτεινό κύμα. Προκύπτει επομένως φως ίδιου μήκους κύματος εντός του ενεργού μέσου, το οποίο στη συνέχεια εκπέμπεται και εκτός του ενεργού μέσου [7, 82].

Στο σημείο αυτό θα ήταν χρήσιμο να αναφερθούμε στην καμπύλη απολαβής ενός laser. Η αυστηρή μονοχρωματικότητα ενός laser θα σήμαινε ότι το ενεργό υλικό έχει διακριτές ενεργειακές στάθμες και ότι οι μηχανισμοί άντλησης και εξαναγκασμένης εκπομπής ακτινοβολίας συμβαίνουν μεταξύ τριών ή τεσσάρων ενεργειακών σταθμών, κάτι που στην πραγματικότητα δεν ισχύει. Ανάλογα με το ενεργό υλικό, το ενεργειακό διάγραμμα παρουσιάζει σημαντικές διαφορές, και οι ενεργειακές στάθμες δεν είναι διακριτές, αλλά η καθεμία από αυτές έχει ένα εύρος. Ως αποτέλεσμα, οι εξαναγκασμένες αποδιεγέρσεις δίνουν φωτόνια με ελαφρώς διαφορετικές συχνότητες, και η συχνότητα της προκύπτουσας ακτινοβολίας παρουσιάζει μία διασπορά γύρω από την συχνότητα που ονομάζεται κεντρική συχνότητα συντονισμού ή χαρακτηριστική συχνότητα της ακτινοβολίας laser. Η συνάρτηση απολαβής δείχνει τις συχνότητες που περιλαμβάνει μία ακτινοβολία laser, και η καμπύλη απολαβής παριστάνει τις εν λόγω συχνότητες γραφικά (Εικόνα 2.5) [81].



Εικόνα 2.5: Μία τυπική καμπύλη απολαβής ενός laser, όπου λ_0 το μήκος κύματος συντονισμού και $\Delta\lambda$ το FWHM [81].

Ιδιαίτερης σημασίας για τον καθορισμό της φασματικής διασποράς της δέσμης laser είναι η παράμετρος $\Delta\lambda$, η οποία είναι ίση με το εύρος της καμπύλης απολαβής στο

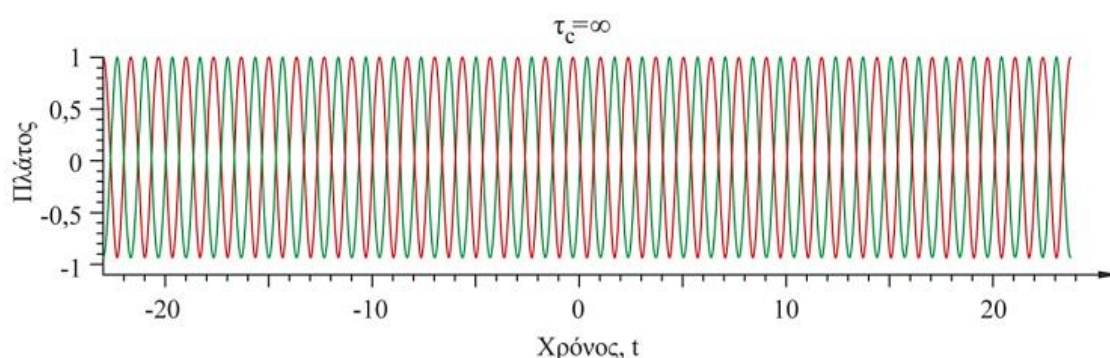
μισό του ύψους αυτής (Full Width at Half Maximum ή FWHM). Το $\Delta\lambda$ χρησιμοποιείται ως μέτρο της διασποράς που παρουσιάζεται στις συχνότητες της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας, επειδή σε σημεία που δεν περιλαμβάνονται στο διάστημα $(\lambda_0 - \Delta\lambda/2, \lambda_0 + \Delta\lambda/2)$ η ισχύς της ακτινοβολίας είναι πολύ χαμηλή. Στην διεύρυνση του φάσματος του laser υπεισέρχονται και άλλοι μηχανισμοί, όπως το φαινόμενο Doppler, οι συγκρούσεις των ατόμων που ακτινοβολούν και ο χρόνος ζωής της ακτινοβολίας κάθε ατόμου. Και οι τρεις αυτοί μηχανισμοί υπάρχουν σε διαφορετικό βαθμό σε όλους τους τύπους των ενεργών υλικών laser, και καθένας τους επηρεάζει το $\Delta\lambda$ [81].

Η φασματική διασπορά που παρουσιάζεται σε ένα laser είναι συνήθως πολύ μικρή, ενώ η συχνότητα συντονισμού του παίρνει μεγάλες τιμές. Δεδομένων λοιπόν των τόσο μικρών διασπορών και των υψηλών συχνοτήτων συντονισμού, η παραγόμενη από laser ακτινοβολία μπορεί πρακτικά να θεωρηθεί μονοχρωματική.

Συμφωνία (Coherence)

Ένα δεύτερο πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό της ακτινοβολίας που εκπέμπει ένα laser είναι η συνεκτικότητα ή συμφωνία. Τα συνεκτικά κύματα έχουν ίδια συχνότητα, ίδιο πλάτος, και μία σταθερή διαφορά φάσης μεταξύ τους. Στην περίπτωση των lasers, η συμφωνία που παρατηρείται χωρίζεται σε χρονική και χωρική συμφωνία [7, 81, 82].

Η χρονική συμφωνία ενός laser έγκειται στη σταθερή διαφορά φάσης $\Delta\phi$ που παρουσιάζει το εκπεμπόμενο κύμα ανάμεσα σε 2 χρονικές στιγμές t και $t + \tau_c$, για κάθε t . Μάλιστα, επειδή ο συλλογισμός αυτός ισχύει για κάθε χρονικό διάστημα $0 < \tau_c < \infty$, η εκπεμπόμενη από laser ακτινοβολία λέμε ότι παρουσιάζει τέλεια χρονική συμφωνία (Εικόνα 2.6) [81, 82].



Εικόνα 2.6: Δύο ίδια μονοχρωματικά κύματα καθυστερημένα κατά τ_c το ένα ως προς το άλλο. Τα κύματα παρουσιάζουν τέλεια χρονική συμφωνία [81].

Η χωρική συμφωνία σχετίζεται με τη διαφορά φάσης της δέσμης του laser σε μία εγκάρσια διατομή του την ίδια χρονική στιγμή. Συγκεκριμένα, στην περίπτωση

του laser, όπου σε όλα τα σημεία της εν λόγω διατομής η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου του κύματος έχει την ίδια φάση, τότε η διατομή αυτή χαρακτηρίζεται σαν ένα μέτωπο κύματος και λέμε ότι η δέσμη του laser έχει ιδανική χωρική συμφωνία [81, 82].

Παρ' ότι η χρονική και η χωρική συμφωνία είναι έννοιες ανεξάρτητες μεταξύ τους, στην περίπτωση των lasers συνδυάζονται, γι' αυτό και η τεχνολογία αυτή παρουσιάζει τόσο μεγάλο πλήθος εφαρμογών [7].

Κατευθυντικότητα (Directionality)

Επιπλέον, η ακτινοβολία ενός laser παρουσιάζει υψηλή κατευθυντικότητα. Τα φωτόνια που εκπέμπονται από ένα laser έχουν όλα την ίδια ενέργεια και κατεύθυνση, με αποτέλεσμα η ακτίνα του laser να είναι εξαιρετικά στενή σε πλάτος. Στην πραγματικότητα, λόγω φαινομένων περίθλασης που παρουσιάζονται στο ενεργό υλικό, υπάρχει μία μικρή χωρική διεύρυνση της δέσμης laser κατά γωνία θ . Αν και υπάρχει αυτή η μικρή διεύρυνση, η ακτινοβολία laser είναι πολύ κατευθυντική, και λόγω αυτού οι ακτίνες laser μπορούν να ταξιδεύουν σε μεγάλες αποστάσεις με ελάχιστες απώλειες [7, 81, 82].

Λαμπρότητα (Brightness)

Τέλος έχουμε τη λαμπρότητα, η οποία είναι μία ιδιότητα που σχετίζεται με την κατευθυντικότητα του laser. Όπως εξετάστηκε παραπάνω, η δέσμη της ακτινοβολίας laser είναι ιδιαίτερα στενή. Συνεπώς, όλη η φωτεινή ενέργεια που εκπέμπει το laser κατανέμεται μέσα στην πολύ μικρή επιφάνεια της εγκάρσιας διατομής της δέσμης, και έχει σαν αποτέλεσμα η συνολική ένταση της ακτινοβολίας να παίρνει πολύ μεγάλες τιμές. Έτσι, γίνεται εφικτό ακόμα και με χαμηλές τιμές ισχύος να έχουμε την ένταση ακτινοβολίας που χρειαζόμαστε ανάλογα την εφαρμογή [81, 82].

2.1.7 Χρήσιμα μεγέθη και έννοιες των lasers

Ενέργεια ακτινοβολίας (Radiant Energy)

Η ενέργεια ακτινοβολίας δείχνει την ενέργεια που εκπέμπεται ή λαμβάνεται με τη μορφή ακτινοβολίας, και συμβολίζεται με Q (J) [4].

Ισχύς ακτινοβολίας (Radiant Power)

Η ισχύς ακτινοβολίας περιγράφει την ισχύ εξόδου μίας πηγής και ταυτίζεται με την ενέργεια ακτινοβολίας στη μονάδα του χρόνου [4]. Συμβολίζεται με P (W), και ισχύει

$$P = \frac{Q}{t}$$

Ακτινοβολία (Irradiance)

Η ακτινοβολία ως έννοια δείχνει την παρεχόμενη ισχύ ανά μονάδα επιφάνειας (A , σε cm^2), και συμβολίζεται με E (W/cm^2) [4]. Ισχύει

$$E = \frac{P}{A}$$

Έκθεση ακτινοβολίας (Radiant Exposure)

Περιγράφει την ακτινοβολία E που δέχεται μία επιφάνεια A για ορισμένο χρονικό διάστημα t , συμβολίζεται με H (J/cm^2) [4] και ισχύει

$$H = \frac{Q}{A} = \frac{P \cdot t}{A} = E \cdot t$$

Ρυθμός ροής (Fluence Rate)

Ο ρυθμός ροής είναι μία βασική έννοια στην κατανόηση της χρήσης των laser για αισθητικούς λόγους, και περιγράφει την απορροφώμενη από έναν ιστό ισχύ ανά μονάδα επιφάνειας του ιστού αυτού [4]. Συμβολίζεται με F ή Φ (W/cm^2), και ισχύει η σχέση

$$F = \frac{P_{\text{απορροφώμενη}}}{A}$$

2.2 Φυσική και λειτουργία του IPL

Η λέξη IPL είναι ακρωνύμιο των λέξεων Intense Pulse Light, δηλαδή έντονο παλμικό φως, και στο παρόν κεφάλαιο θα εξετάσουμε τον τρόπο που παράγεται η ακτινοβολία μίας τέτοιας IPL συσκευής, καθώς και τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά της.

2.2.1 Λειτουργία και οργανολογία του IPL

Σε αντίθεση με τα lasers, ο τρόπος λειτουργίας μίας IPL συσκευής είναι αρκετά απλός. Ο πυρήνας παραγωγής του IPL είναι ένας λαμπτήρας φλας, ο οποίος συνήθως είναι λαμπτήρας ξένον (λαμπτήρας αλογόνου που παράγει φως μέσω ιοντισμένου αερίου) περιτριγυρισμένος από καθρέφτες (για ενίσχυση του παραγόμενου φωτός) και με νερό να κυκλοφορεί γύρω του για διαρκή ψύξη. Όταν το αέριο του λαμπτήρα διαρρέεται από ρεύμα παράγει έντονο φως, συνεπώς μετατρέπεται η ηλεκτρική ενέργεια, που είναι αποθηκευμένη σε πυκνωτές της συσκευής, σε φωτεινή ενέργεια και ακολούθως εκπέμπεται από τη συσκευή. Οι λάμπες αυτές λειτουργούν μόνο παλμικά (γι' αυτό και το παραγόμενο από τη συσκευή φως δεν μπορεί να είναι συνεχές), και στις περισσότερες περιπτώσεις εκπέμπουν φως στο φάσμα 400-1200 nm. Φυσικά, ανάλογα με τις ανάγκες κάθε δέρματος, τα μήκη κύματος της προσπίπτουσας σε αυτό ακτινοβολίας πρέπει να είναι συγκεκριμένα. Για το λόγο αυτό στη συσκευή IPL υπάρχουν φίλτρα που αποκόπτουν

τα ανεπιθύμητα μήκη κύματος, επιτρέποντας μόνο την ακτινοβολία συγκεκριμένου φάσματος να φτάσει στο δέρμα του ασθενούς. Για παράδειγμα, πολλές συσκευές IPL περιέχουν ένα σύστημα φιλτραρίσματος με νερό, το οποίο απορροφά όλα τα μήκη κύματος άνω των 950 nm προκειμένου να μη προκληθεί θερμική βλάβη στο δέρμα [4].

Η συσκευή IPL περιλαμβάνει ένα σταθερό μέρος και μία λαβή χειρός για την καθοδήγηση της ακτινοβολίας με το χέρι (Εικόνα 2.7). Ο λαμπτήρας φλας και το οπτικό φίλτρο βρίσκονται εντός της λαβής χειρός, και το φως συνήθως οδηγείται στη σωστή περιοχή του δέρματος μέσω ενός μπλοκ ζαφειριού ή χαλαζία. Επίσης, πολλές συσκευές IPL εκμεταλλεύονται τα ανεπιθύμητα παραχθέντα μήκη κύματος για να ενισχύσουν την ωφέλιμη ακτινοβολία, και έχουν τη δυνατότητα ψύξης του δέρματος ταυτόχρονα με τη θεραπεία (για μεγαλύτερη ασφάλεια των ασθενών) [4].



Εικόνα 2.7: Ένα ολοκληρωμένο σύστημα IPL [9].

2.2.2 Σημαντικά χαρακτηριστικά και παράμετροι των IPL συστημάτων

Ένα βασικό χαρακτηριστικό των IPL συσκευών είναι η διάρκεια παλμού. Όπως θα εξετάσουμε αναλυτικότερα παρακάτω, τα IPL (όπως και τα lasers) στηρίζουν τις εφαρμογές τους στην αρχή της επιλεκτικής φωτοθερμόλυσης (selective

photothermolysis), δηλαδή της στόχευσης συγκεκριμένων σωματιδίων του δέρματος ανάλογα με το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που προσπίπτει σε αυτό. Όμως, για να επιτευχθεί αυτό χωρίς να υπάρξουν θερμικές βλάβες στους γύρω ιστούς, η διάρκεια κάθε παλμού πρέπει να είναι συγκεκριμένη. Σε συσκευές IPL η διάρκεια παλμού είναι περιορισμένη στην τάξη των ms, από εκεί και πέρα όμως ρυθμίζεται ανάλογα με την εκάστοτε εφαρμογή. Τα χρονικά διαστήματα μεταξύ διαδοχικών παλμών μπορούν να ρυθμιστούν σε 1-300 ms, ώστε να περιοριστεί η θερμική βλάβη μόνο στα τμήματα του ιστού που επιθυμούμε [4].

Επιπρόσθετα, το σχήμα της ακτίνας φωτός που προσπίπτει στο δέρμα παίζει σημαντικό ρόλο. Είναι καθοριστικής σημασίας να έχουμε τετράγωνους παλμούς με ίδια ένταση σε όλη τη διάρκειά τους, ώστε να μπορούμε να υπολογίσουμε με ακρίβεια την ενέργεια που εναποτίθεται στο δέρμα. Ένας τετράγωνος παλμός προσφέρει τη μικρότερη δυνατή ένταση με δεδομένο ρυθμό ροής, ελαχιστοποιώντας έτσι τον κίνδυνο επιδερμικού εγκαύματος [4].

Φυσικά, όλες οι παράμετροι που αναφέρθηκαν στην παράγραφο 2.1.6 για τα lasers, όπως ενέργεια, ισχύς και ρυθμός ροής είναι επίσης σημαντικά. Μάλιστα, με κατάλληλη επιλογή των παραμέτρων αυτών και δεδομένου του μεγάλου εύρους μηκών κύματος που ακτινοβολούν, φαίνεται πως οι IPL συσκευές παρουσιάζουν ουσιαστικά πλεονεκτήματα έναντι των lasers [4]. Στην εικόνα 2.8 παρουσιάζονται οι βασικές διαφορές μεταξύ των 2 αυτών τεχνολογιών.

Σύγκριση χαρακτηριστικών IPL και laser		
Χαρακτηριστικά	Laser	IPL
Χρώμα ακτίνας	Μονοχρωματική	Πολυχρωματική
Προβολή ακτίνας	Συγκλίνουσα δέσμη	Αποκλίνουσα δέσμη
Πηγή ενέργειας	Εξανασκασμένη εκπομπή	Λάμπες ξένου (φλας)
Μήκος κύματος	Συγκεκριμένο μήκος κύματος	400-1200 nm
Φιλτράρισμα της ακτινοβολίας	Καθόλου φίλτρα	Πάντα με φίλτρο
Τύποι δέρματος	I-VI	I-VI
Κόστος και αποτελέσματα	Ακριβό, αργά	Λιγότερο ακριβό, γρήγορα
Επαφή με το δέρμα	Καμία επαφή με το δέρμα	Άμεση επαφή με το δέρμα
Λαβή χειρός	Μικρή χειρολαβή	Μεγάλη χειρολαβή

Εικόνα 2.8: Οι βασικές διαφορές μεταξύ των συσκευών IPL και laser [9].

3 Αλληλεπίδραση φωτός-δέρματος

Στην παρούσα ενότητα θα εξετάσουμε τους μηχανισμούς με τους οποίους τα laser και τα IPL επηρεάζουν το δέρμα, περιοριζόμενοι πάντα στις αισθητικές εφαρμογές που έχουν αυτά.

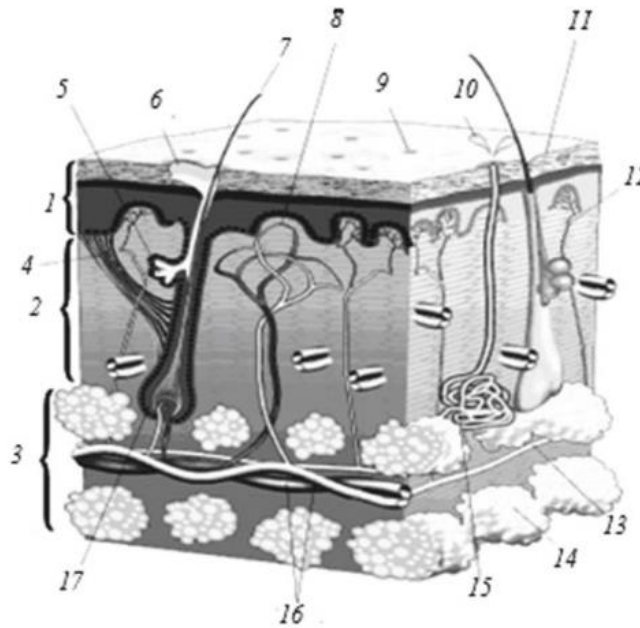
3.1 Δομή του δέρματος

Το δέρμα αποτελείται από 3 στρώματα, την επιδερμίδα, την δερμίδα ή χόριο, και την υποδερμίδα ή υποδόρια στιβάδα (Εικόνα 3.1). Η επιδερμίδα αποτελεί το εξωτερικό στρώμα του δέρματος και έχει πάχος 100 μm κατά μέσο όρο, ενώ στο αμέσως βαθύτερο επίπεδο, με πάχος 1500-2000 μm, βρίσκεται η δερμίδα [10].

Βασικό κομμάτι της επιδερμίδας είναι η κεράτινη στιβάδα, η οποία είναι η εξωτερική στιβάδα και αυτή που βλέπουμε με γυμνό μάτι, ενώ λίγο βαθύτερα στην επιδερμίδα συναντάται το εσωτερικό στρώμα που ονομάζεται ζωντανή επιδερμίδα. Η πλειονότητα των κυττάρων της επιδερμίδας είναι τα κερατινοκύτταρα, που οφείλουν το όνομά τους στην πολύ βασική για το δέρμα πρωτεΐνη κερατίνη. Πέραν όμως των κερατινοκυττάρων, στην επιδερμίδα συνυπάρχουν και κύτταρα όπως τα μελανοκύτταρα και μελανοσώματα, κύτταρα που παράγουν την χρωστική μελανίνη [10].

Η επιδερμίδα βρίσκεται διαρκώς σε διαδικασία ανανέωσης, κατά την οποία τα κύτταρα της εξωτερικής στιβάδας αποκολλώνται από την επιδερμίδα, και αντικαθιστώνται από τα κύτταρα της εσωτερικής στιβάδας. Κατά την κυτταρική αυτή ανανέωση, που συνήθως διαρκεί 45-75 μέρες, παράγεται η χρωστική μελανίνη, που έχει τη μορφή πολυμερών-κοκκίων διαμέτρου 30-400 nm, και η οποία παράγεται από τα μελανοκύτταρα, ενώ μεταφέρεται σε «πακέτα» που ονομάζονται μελανοσώματα (διαμέτρου 400 nm) [10].

Κάτω από την επιδερμίδα βρίσκεται το κύριο στρώμα του δέρματος, η δερμίδα (χόριο). Η δερμίδα έχει μέσο πάχος 1500-2000 μm, και περιέχει πυκνούς ιστούς ινών και ελαστικό ιστό, ενώ παράλληλα αποτελεί το τμήμα του δέρματος που περιέχει αιμοφόρα αγγεία και απολήξεις του νευρικού συστήματος. Οι πυκνοί αυτοί ιστοί ινών είναι στο μεγαλύτερο μέρος τους ίνες κολλαγόνου και ελαστίνης, διαμέτρου περίπου 60 nm. Τέλος, μετά την δερμίδα βρίσκεται η υποδερμίδα, η οποία είναι κατά βάση ένα μίγμα λιπώδους και συνδετικού ιστού [10].



Εικόνα 3.1: Η δομή του δέρματος: 1 επιδερμίδα, 2 δερμίδα (χόριο), 3 υποδερμίδα, 4 μυς της τρίχας, 5 ελαιώδης αδένας, 6 έκκριση ελαίου, 7 τρίχα, 8 τριχοειδή αγγεία, 9 οσμικό, 10 ιδρώτας, 11 κερατίνη, 12 απόληξη νευρώνα, 13 νευρώνας, 14 λίπος, 15 ιδρωτοποιός αδένας, 16 αιμοφόρα αγγεία, 17 θύλακας της τρίχας [10].

3.2 Φωτότυποι δέρματος

Ένας βασικός παράγοντας για την επιλογή των κατάλληλων παραμέτρων ενός laser ή IPL κατά τη χρήση του σε έναν ασθενή είναι ο φωτότυπος του δέρματος του ασθενούς αυτού. Η κατηγοριοποίηση του δέρματος σε φωτότυπους ξεκίνησε το 1975 από τον δερματολόγο Thomas Fitzpatrick, σε μία προσπάθειά του να προβλέψει την κατάλληλη δόση ακτινοβολίας UVA που πρέπει να δεχτεί ένας ασθενής κατά τη διάρκεια της φωτοθεραπείας. Η ταξινόμηση αυτή στη συνέχεια τροποποιήθηκε για να λειτουργεί ως ένα μέτρο σύγκρισης της αντίδρασης των διαφορετικών τύπων δέρματος στον ήλιο. Οι φωτότυποι δέρματος κατά Fitzpatrick που χρησιμοποιούνται σήμερα είναι 6, και συσχετίζονται με το χρώμα του δέρματος με το πόσο εύκολα καίγεται και μαυρίζει το δέρμα αυτό. Οι φωτότυποι αυτοί είναι οι εξής (Εικόνα 3.2) [11, 21]:

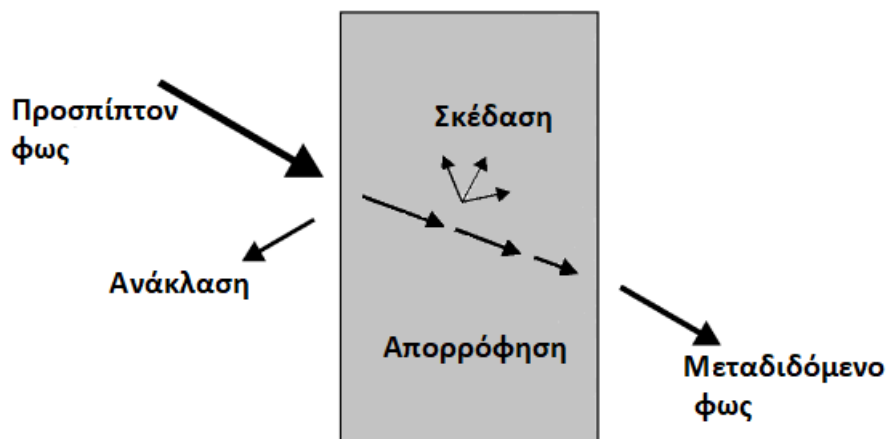
- Τύπος I (πολύ λευκό δέρμα ή και με φακίδες): Πάντα καίγεται στον ήλιο
- Τύπος II (λευκό δέρμα): Συνήθως καίγεται στον ήλιο
- Τύπος III (λευκό προς ανοιχτό καφέ δέρμα): Μερικές φορές καίγεται στον ήλιο
- Τύπος IV (καφέ δέρμα): Σπάνια καίγεται στον ήλιο
- Τύπος V (σκούρο καφέ δέρμα): Πολύ σπάνια καίγεται στον ήλιο
- Τύπος VI (μαύρο δέρμα): Ποτέ δεν καίγεται στον ήλιο



Εικόνα 3.2: Διάφοροι χρωματικοί τόνοι δέρματος και ο φωτότυπός τους κατά Fitzpatrick [21].

3.3 Αλληλεπίδραση φωτός-ύλης

Όταν ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία (φως) προσπίπτει σε ένα κομμάτι ύλης, τα φυσικά φαινόμενα που μπορούν να συμβούν είναι η ανάκλαση, η διάθλαση, η απορρόφηση και η σκέδαση (Εικόνα 3.3) [12]. Σε αυτή την ενότητα θα εξετάσουμε καθένα από αυτά τα φαινόμενα, με έμφαση στην απορρόφηση και τη σκέδαση, αποσκοπώντας στην καλύτερη κατανόησή τους στην περίπτωση που η ύλη είναι το ανθρώπινο δέρμα και η πηγή του φωτός είναι μία συσκευή laser ή IPL.



Εικόνα 3.3: Τα φαινόμενα που είναι πιθανό να συμβούν όταν φως προσπίπτει σε ύλη [12].

3.3.1 Γενικά στοιχεία για τους μηχανισμούς αλληλεπίδρασης φωτός-ύλης

Ένα πρώτο φαινόμενο που μπορεί να παρατηρηθεί κατά την πρόσπτωση ακτινοβολίας σε ύλη είναι η ανάκλαση. Η ανάκλαση (reflection) ορίζεται ως η επιστρεφόμενη ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, όταν αυτή προσπίπτει σε μία επιφάνεια, την επιφάνεια πρόσπτωσης. Σύμφωνα με τον νόμο της ανάκλασης, η προσπίπτουσα και η ανακλώμενη ακτινοβολία καθώς και η επιφάνεια πρόσπτωσης ανήκουν στο ίδιο επίπεδο, το επίπεδο πρόσπτωσης. Επιπλέον, σύμφωνα με τον ίδιο νόμο, αν η επιφάνεια πρόσπτωσης είναι λεία τότε η γωνία ανάκλασης του φωτός είναι ίδια με τη γωνία πρόσπτωσής του. Αντιθέτως, όταν η επιφάνεια πρόσπτωσης δεν είναι λεία, τότε έχουμε διάχυτη ανάκλαση, δηλαδή δημιουργούνται πολλές ανακλώμενες δέσμες ακτινοβολίας. Δεδομένου ότι το δέρμα δεν αποτελεί μία τέλεια, λεία επιφάνεια, το φαινόμενο που συναντάται κατά βάση είναι η διάχυτη ανάκλαση [12].

Επιπλέον, κατά την πρόσπτωση φωτός σε ύλη είναι πιθανό να συμβεί διάθλαση της ακτινοβολίας. Διάθλαση (refraction) ονομάζεται το φαινόμενο που συμβαίνει όταν η επιφάνεια πρόσπτωσης αποτελεί τη διαχωριστική επιφάνεια 2 μέσων με διαφορετικούς συντελεστές ανάκλασης. Το αίτιο αυτού του φαινομένου είναι η διαφορετική ταχύτητα του φωτός μέσα στα 2 μέσα, και τελικά προκαλεί διαφορετική γωνία διάδοσης μέσα στο δεύτερο μέσο σε σύγκριση με τη γωνία πρόσπτωσης στην επιφάνεια πρόσπτωσης [12].

Το επόμενο φαινόμενο που συναντάται πολύ συχνά όταν φως και ύλη αλληλεπιδρούν μεταξύ τους είναι η απορρόφηση. Κατά τη διάρκεια της απορρόφησης η ενέργεια της ακτινοβολίας μεταφέρεται στα άτομα της ύλης, με αποτέλεσμα αφενός να υπάρχει εξασθένηση της έντασης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, και αφετέρου να διεγείρεται το μέσο και τα άτομά του να μεταπίπτουν σε υψηλότερες ενεργειακές στάθμες [12]. Η απορρόφηση αποτελεί σπουδαίο φαινόμενο για τη μετέπειτα μελέτη της αλληλεπίδρασης φωτός-δέρματος, και θα αναλυθεί διεξοδικότερα στην παράγραφο 3.3.2.

Τέλος έχουμε το φαινόμενο της σκέδασης (scattering), κατά το οποίο όταν ακτινοβολία με συχνότητα διαφορετική από τη φυσική συχνότητα ταλάντωσης των σωματιδίων του μέσου προσκρούει σε αυτό, τα σωματίδια αρχίζουν να εκτελούν εξαναγκασμένη ταλάντωση με πλάτος πολύ μικρότερο από το πρότερο και με φάση που διαφέρει από τη φάση του προσπίπτοντος κύματος. Αποτέλεσμα αυτής της διαφοράς φάσης είναι η επιβράδυνση των φωτονίων καθώς ταξιδεύουν μέσα στο μέσο, και η επακόλουθη απορρόφησή τους [12]. Η σκέδαση είναι ένα επίσης πολύ σημαντικό φαινόμενο στη μελέτη της αλληλεπίδρασης φωτός-δέρματος, και θα μελετηθεί περισσότερο στην παράγραφο 3.3.3.

3.3.2 Απορρόφηση (Absorption)

Όπως είδαμε παραπάνω, απορρόφηση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από ένα μέσο οδηγεί σε εξασθένηση της έντασής της. Το μέγεθος απορρόφησης

(Absorbance) ενός μέσου βοηθάει να καθοριστεί πόση ενέργεια μπορεί να εναποτεθεί σε αυτό, και εξαρτάται έντονα από το μήκος κύματος. Ορίζεται ως

$$A = \log \frac{I_0}{I},$$

όπου I_0 η ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας και I η ένταση της διερχόμενης ακτινοβολίας [12].

Όταν ένα μέσο δεν είναι καθόλου απορροφητικό, δηλαδή επιτρέπει στο φως να το διαπεράσει χωρίς να αλλάξει την έντασή του, τότε λέμε πως το εν λόγω μέσο είναι διαφανές. Όταν από την άλλη η ενέργεια της προσπίπτουσας ακτινοβολίας απορροφάται πλήρως από ένα μέσο, τότε αυτό λέγεται αδιαφανές. Αξίζει να τονισθεί ότι οι όροι «διαφανές» και «αδιαφανές» είναι σχετικοί, και εξαρτώνται από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που διαπερνάει το μέσο. Για παράδειγμα, οι οφθαλμικοί φακοί είναι σχεδόν τέλεια διαφανείς σε μήκη κύματος του ορατού φωτός, ενώ απορροφούν μεγάλο μέρος της ενέργειας ακτινοβολίας στο υπέρυθρο φάσμα μηκών κύματος [12].

Στην περίπτωση που μία ουσία μειώνει σε παρόμοιο βαθμό την ένταση ακτινοβολιών οποιουδήποτε μήκους κύματος εντός ενός συγκεκριμένου φάσματος, τότε λέμε ότι παρουσιάζει γενική απορρόφηση (general absorption). Ωστόσο, πιο συχνή είναι η περίπτωση της επιλεκτικής απορρόφησης (selective absorption), όπου η ουσία απορροφά πιο αποτελεσματικά συγκεκριμένα μήκη κύματος. Τα μέσα που παρουσιάζουν γενική απορρόφηση φαίνονται γκρι στο ανθρώπινο μάτι, ενώ η ύπαρξη όλων των υπόλοιπων χρωμάτων οφείλεται στην επιλεκτική απορρόφηση. Συγκεκριμένα για τα χρώματα, υπάρχει ο διαχωρισμός ανάμεσα στο χρώμα σώματος και στο χρώμα επιφάνειας. Το χρώμα σώματος μίας ουσίας προκύπτει όταν το φως διεισδύει σε ένα ορισμένο βάθος στην ουσία αυτή. Λόγω των σκεδάσεων που συμβαίνουν, η ακτινοβολία τελικά επιστρέφει στην επιφάνεια της ουσίας, αφού όμως συγκεκριμένα μήκη κύματός της έχουν απορροφηθεί μερικώς. Από την άλλη, το χρώμα επιφάνειας προκύπτει από την ανάκλαση του φωτός στην επιφάνεια της ύλης, και εξαρτάται κυρίως από τον συντελεστή ανάκλασης της εν λόγω επιφάνειας [12].

Η ικανότητα ενός μέσου να απορροφά ακτινοβολία εξαρτάται από πληθώρα παραγόντων, όπως η δομή των ατόμων και των μορίων του, το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, το πάχος του μέσου, καθώς και από παραμέτρους όπως η θερμοκρασία και η συγκέντρωση των απορροφητικών στοιχείων εντός του μέσου. Χρήσιμοι για την περιγραφή της επίδρασης του πάχους και της συγκέντρωσης, αντίστοιχα, στην απορρόφηση είναι ο νόμος του Lambert και ο νόμος του Beer. Οι νόμοι αυτοί εκφράζονται μέσω των σχέσεων

$$I(z) = I_0 e^{-az}$$

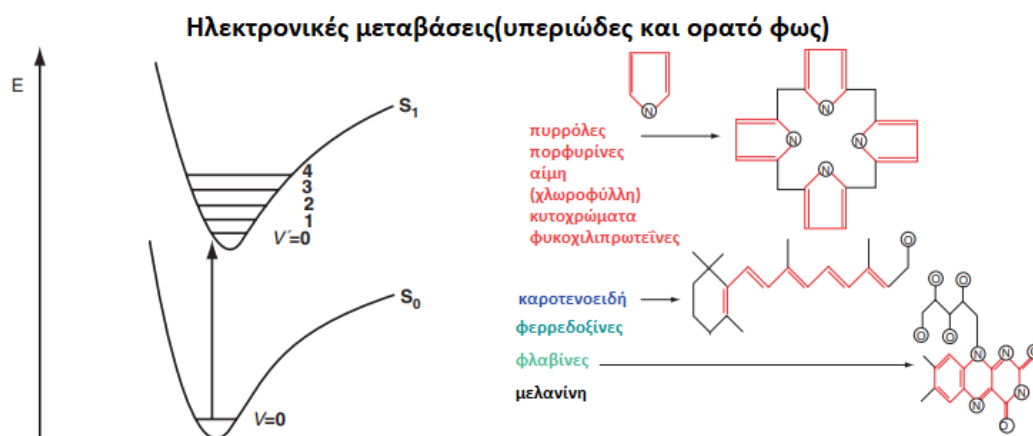
και

$$I(z) = I_0 e^{-k'cz},$$

αντίστοιχα, όπου z είναι η διεύθυνση του οπτικού άξονα, $I(z)$ η ένταση της ακτινοβολίας σε απόσταση z , I_0 η ένταση τη στιγμή της πρόσπτωσης, a ο

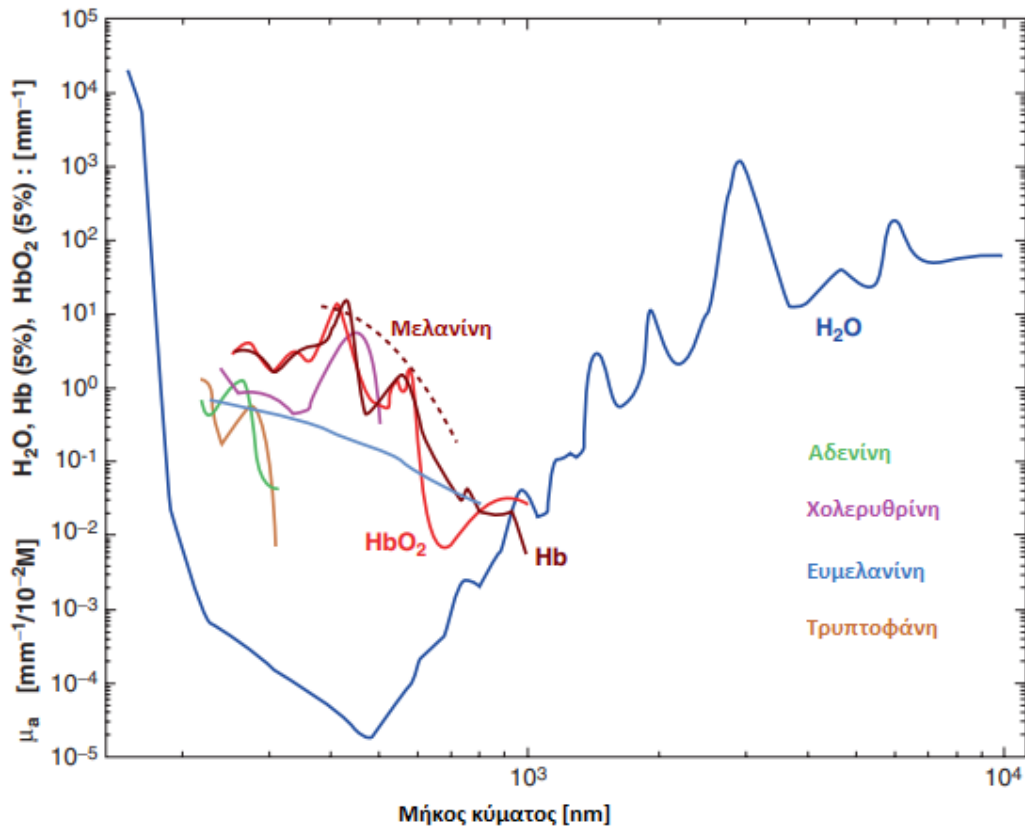
συντελεστής απορρόφησης του μέσου, c η συγκέντρωση των απορροφητικών στοιχείων, και k' μία μεταβλητή που εξαρτάται από παραμέτρους διαφορετικές από τη συγκέντρωση. Το μέγεθος $L=1/\alpha$ ονομάζεται μήκος απορρόφησης ή οπτικό βάθος διείσδυσης (absorption length ή optical penetration depth), και μετράει την απόσταση z όπου η ένταση $I(z)$ μειώνεται στο $1/e$ της αρχικής τιμής της I_0 [12].

Η απορρόφηση αποτελεί θεμέλιο για την κατανόηση της αλληλεπίδρασης του φωτός με το ανθρώπινο δέρμα, καθώς ο τρόπος που τα laser και τα IPL επηρεάζουν τους ιστούς βασίζεται κυρίως στο φαινόμενο αυτό. Δεδομένου ότι οι ενεργειακές στάθμες για ένα μόριο είναι κβαντισμένες, για να απορροφηθεί ένα φωτόνιο από ένα μόριο του δέρματος θα πρέπει η ενέργεια που προσφέρει να αντιστοιχεί στη διαφορά ενέργειας μεταξύ της τρέχουσας ενεργειακής στάθμης του μορίου και σε κάποια άλλη ενεργειακή στάθμη. Κάποια μόρια ενός ανθρώπινου ιστού που είναι ικανά να απορροφήσουν ακτινοβολία κυρίως μικρών μηκών κύματος είναι η πορφυρίνη, η αιμοσφαιρίνη, η μελανίνη, η φλαβίνη, η ρετινόλη, τα νουκλεϊκά οξέα, το DNA, το RNA, και το ανηγμένο δινουκλεοτίδιο νικοτιναμίδης αδενίνης (Εικόνα 3.4) [4].



Εικόνα 3.4: Σχήμα ηλεκτρικής διέγερσης μετά την απορρόφηση φωτονίου, και λίστα των βασικών χρωμοφόρων σε ανθρώπινους ιστούς μαζί με τη χημική δομή κάποιων από αυτά [4].

Αντιθέτως, στις σχεδόν υπέρυθρες και μέχρι τις μεσαίες υπέρυθρες ακτινοβολίες, το νερό είναι το συστατικό των ιστών με τη μεγαλύτερη απορροφητικότητα [4]. Η απορροφητικότητα διαφορετικών χρωμοφόρων των ανθρώπινων ιστών και του νερού φαίνονται σε μορφή διαγράμματος στην Εικόνα 3.5, ενώ στην εικόνα 3.6 παρουσιάζεται ένας πίνακας με μερικά από τα κυριότερα βιολογικά μόρια και τα μήκη κύματος όπου αυτά απορροφούν βέλτιστα ακτινοβολία.



Εικόνα 3.5: Φάσμα απορροφητικότητας χρωμοφόρων σε βιολογικό μαλακό ιστό [4].

Βιολογικό μόριο	Μήκος κύματος βέλτιστης απορρόφησης (nm)
νερό	3000
μελανίνη	335
αμινοξέα	260-280
νουκλεϊκά οξέα	260
αιμοσφαιρίνη	400
οξυαιμοσφαιρίνη	405
δεοξυαιμοσφαιρίνη	430

Εικόνα 3.6: Κάποια βασικά βιολογικά μόρια και το μήκος κύματος βέλτιστης απορρόφησης ακτινοβολίας που τους αντιστοιχεί [10].

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.5, τα περισσότερα βιομόρια απορροφούν βέλτιστα ακτινοβολίες μηκών κύματος 400-600 nm, ενώ το νερό απορροφά περισσότερο υπέρυθρες ακτινοβολίες. Αφού λοιπόν ούτε τα μακρομόρια ούτε το νερό απορροφούν έντονα στο σχεδόν υπέρυθρο φάσμα, μπορεί να οριοθετηθεί ένα θεραπευτικό παράθυρο (therapeutic window) ανάμεσα στα 600 nm και στα 1200 nm. Στο εύρος αυτού του παραθύρου η ακτινοβολία διεισδύει στους βιολογικούς ιστούς έχοντας μικρές απώλειες απορρόφησης, κι έτσι μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη θεραπεία βαθύτερων δομών ιστών [12].

3.3.3 Σκέδαση (Scattering)

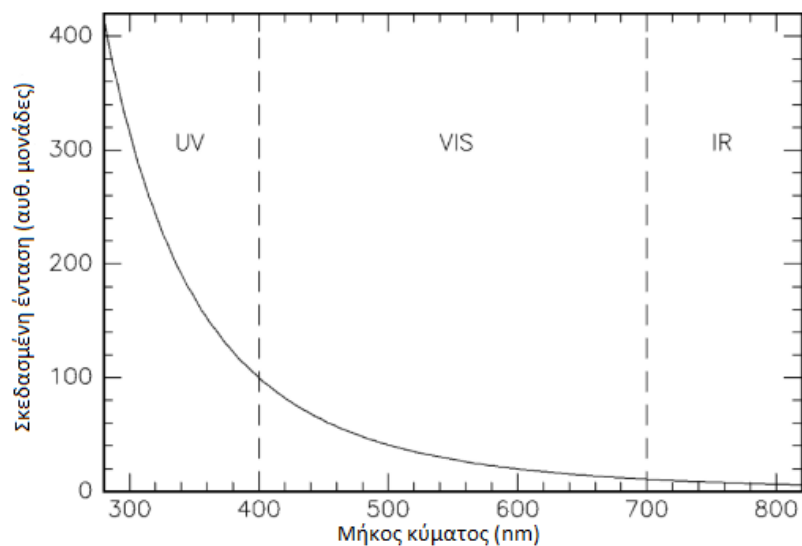
Όπως αναφέραμε στην παράγραφο 3.3.1, η σκέδαση προκύπτει όταν η συχνότητα της προσπίπτουσας ακτινοβολίας είναι διαφορετική από τη φυσική συχνότητα ταλάντωσης των σωματιδίων του μέσου. Όταν συμβαίνει αυτό, η ταλάντωση των σωματιδίων του μέσου καθορίζεται από μία εξαναγκασμένη δόνηση (forced vibration) της οποίας η συχνότητα και η κατεύθυνση είναι ίδιες με αυτές του προσπίπτοντος κύματος. Ωστόσο, το πλάτος της δόνησης είναι πολύ μικρότερο από αυτό που θα προέκυπτε σε περίπτωση συντονισμού, και η φάση της εξαναγκασμένης δόνησης διαφέρει από αυτή του προσπίπτοντος κύματος. Αποτέλεσμα αυτού είναι η επιβράδυνση των φωτονίων όταν διεισδύουν σε πυκνά μέσα [12].

Υπάρχουν 2 βασικά είδη σκέδασης, η ανελαστική και η ελαστική σκέδαση. Κατά την ελαστική σκέδαση, η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου δεν αλλάζει κατά τη διαδικασία της σκέδασης, ενώ το αντίθετο ισχύει στην περίπτωση της ανελαστικής σκέδασης [12].

Μία ιδιαίτερη περίπτωση ελαστικής σκέδασης είναι η σκέδαση Rayleigh, και ισχύει όταν τα σωματίδια που σκεδάζουν την ακτινοβολία είναι πολύ μικρότερα από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας αυτής. Σε αυτό το είδος σκέδασης ισχύει η σχέση

$$n - 1 = \frac{[\lambda^2(a_s \cdot N)^{1/2}]}{2\pi},$$

όπου n ο δείκτης διάθλασης του μέσου, λ το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, a_s ο συντελεστής απωλειών σκέδασης, και N ο αριθμός ατόμων στο μέσο. Επιπλέον, σε τέτοιου είδους σκεδάσεις ισχύει ο νόμος του Rayleigh, σύμφωνα με τον οποίο η ένταση της ακτινοβολίας που σκεδάστηκε από το μέσο είναι αντιστρόφως ανάλογη με το λ^4 [12]. Στην εικόνα 3.7 φαίνεται σχηματικά ο νόμος του Rayleigh για πολλά μήκη κύματος.



Εικόνα 3.7: Ο νόμος του Rayleigh για σκεδάσεις σε μήκη κύματος κοντά στο UV, στο ορατό, και κοντά στο IR φάσμα [12].

Στην περίπτωση που το μέγεθος των σωματιδίων είναι συγκρίσιμο με το μήκος κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, ένα άλλο είδος σκέδασης λαμβάνει χώρα, η σκέδαση Mie, η οποία παρουσιάζει διαφορετικές ιδιότητες από την προηγούμενη. Η σκέδαση Mie παρουσιάζει ασθενέστερη εξάρτηση από το μήκος κύματος, και συγκεκριμένα εξαρτάται από το λ^{-x} , όπου $0,4 \leq x \leq 0,5$. Επίσης, η ακτινοβολία σκεδάζεται προς τα εμπρός, σε αντίθεση με τη σκέδαση Rayleigh που η σκεδασμένη ακτινοβολία μπορεί να έχει πολλές κατευθύνσεις [12].

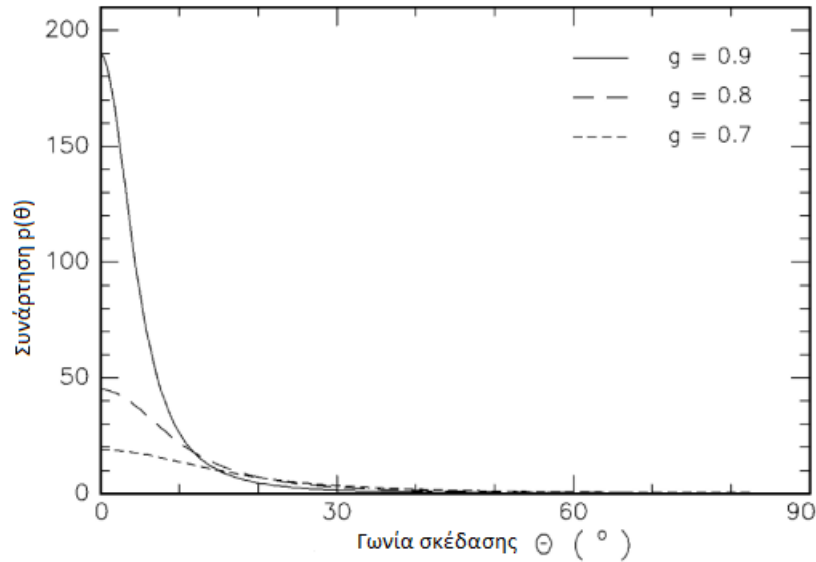
Ένας σημαντικός τύπος ανελαστικών σκεδάσεων είναι οι σκεδάσεις Brillouin, που συνήθως προκύπτουν από ακουστικά κύματα που διέρχονται από ένα μέσο και τα οποία προκαλούν ανομοιογένειες στον δείκτη διάθλασης. Σε φωτεινά κύματα, οι σκεδάσεις Brillouin προκαλούνται όταν τα σωματίδια που προκαλούν τη σκέδαση κινούνται προς την πηγή του φωτός ή απομακρύνονται από αυτή. Η κίνηση αυτή οδηγεί σε μεταβολή της συχνότητας των φωτονίων, δημιουργώντας ένα φαινόμενο παρόμοιο με το Doppler [12].

Σε πολλούς βιολογικούς ιστούς, η σκέδαση των φωτονίων γίνεται κατά κανόνα προς τα εμπρός, γεγονός που αποκλείει οι σκεδάσεις αυτές να είναι σκεδάσεις Rayleigh. Από την άλλη, η εξάρτηση της έντασης της σκεδασμένης ακτινοβολίας είναι ισχυρότερη από αυτή που προβλέπει η σκέδαση Mie. Συνεπώς, οι σκεδάσεις σε βιολογικούς ιστούς δεν μπορούν να περιγραφούν με κανένα από αυτά τα 2 μοντέλα. Κρίνεται λοιπόν χρήσιμος ο ορισμός μίας συνάρτησης $p(\theta)$ που εκφράζει την πιθανότητα ένα φωτόνιο να σκεδαστεί κατά μία γωνία θ . Η συνάρτηση αυτή προκύπτει από πειραματικά δεδομένα, ώστε να μπορεί στη συνέχεια να χρησιμοποιηθεί για την πρόβλεψη των σκεδάσεων της ακτινοβολίας εντός βιολογικών ιστών. Αν βρεθεί ότι η $p(\theta)$ είναι ανεξάρτητη του θ , τότε κάνουμε λόγο

για ισοτροπική σκέδαση. Σε αντίθετη περίπτωση, μιλάμε για ανισοτροπική σκέδαση. Έχουν προταθεί αρκετές τέτοιες συναρτήσεις $\rho(\theta)$, εκ των οποίων η πιο κοντινή στα πειραματικά δεδομένα είναι η Henrey-Greenstein, με εξίσωση

$$\rho(\theta) = \frac{1 - g^2}{(1 + g^2 - 2g\cos\theta)^{3/2}},$$

όπου g ο συντελεστής ανισοτροπίας (Εικόνα 3.8) [12].



Εικόνα 3.8: Η συνάρτηση Henrey-Greenstein για διαφορετικούς συντελεστές ανισοτροπίας [12].

3.3.4 Θολά μέσα (Turbid Media)

Στις προηγούμενες παραγράφους μελετήσαμε εκτενώς τα φαινόμενα της απορρόφησης και της σκέδασης ξεχωριστά. Παρόλα αυτά, στους περισσότερους ιστούς και τα 2 αυτά φαινόμενα συνυπάρχουν ταυτόχρονα. Τα μέσα αυτά ονομάζονται θολά μέσα (turbid media), και ο συνολικός συντελεστής εξασθένησης που παρουσιάζουν αποτελεί το άθροισμα των συντελεστών απωλειών από απορρόφηση και από σκέδαση, δηλαδή

$$a_t = a + a_s .$$

Σε θολά μέσα το μέσο ελεύθερο οπτικό μονοπάτι ικανοποιεί την εξίσωση

$$L_t = \frac{1}{a_t} = \frac{1}{a+a_s} .$$

Η μελέτη τέτοιων μέσων γίνεται πιο εύκολη με την εισαγωγή δύο νέων παραμέτρων, το οπτικό αλμπέντο (optical albedo)

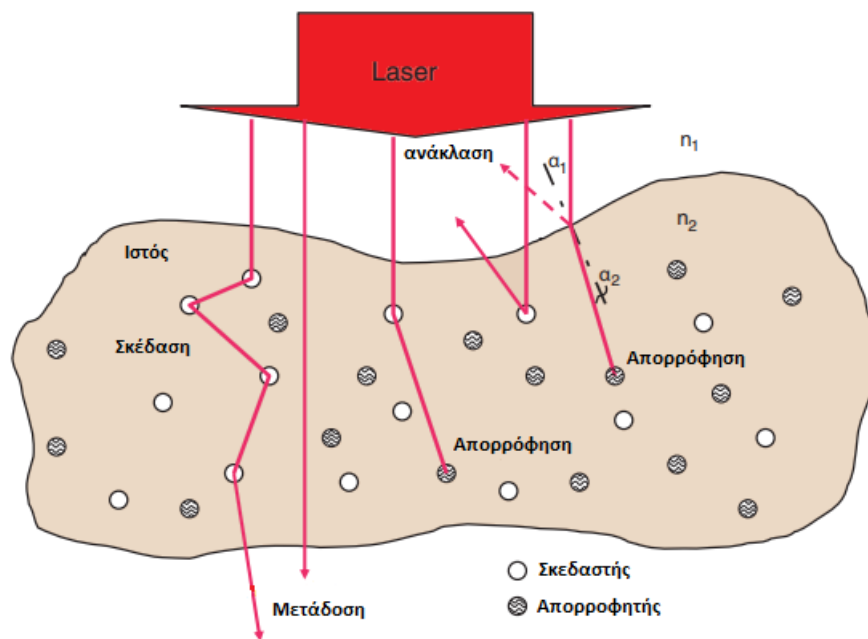
$$a = \frac{a_s}{a_t} = \frac{a_s}{a+a_s},$$

και το οπτικό βάθος (optical depth)

$$d = \int_0^s a_t ds',$$

όπου το ds' είναι ένα τμήμα του οπτικού μονοπατιού, και s είναι ολόκληρο το οπτικό μονοπάτι.

Για $\alpha=0$ η εξασθένηση προκύπτει αποκλειστικά από απορρόφηση, για $\alpha=1$ συμβαίνει μόνο σκέδαση, ενώ η προτιμητέα τιμή $\alpha=1/2$ σημαίνει ότι απορρόφηση και σκέδαση εξασθενούν εξίσου την ακτινοβολία. Το πλεονέκτημα που έχει η χρήση του οπτικού αλμπέντο και του οπτικού βάθους αντί των συντελεστών εξασθένησης από απορρόφηση και από σκέδαση είναι ότι δεν χρειάζονται διαστάσεις. Και το οπτικό αλμπέντο και το οπτικό βάθος δεν εξαρτώνται από διαστάσεις, και ταυτόχρονα περιέχουν την ίδια πληροφορία με τους συντελεστές εξασθένησης. Στην εικόνα 3.9 παρουσιάζονται συγκεντρωμένα τα φαινόμενα αλληλεπίδρασης φωτός-ιστού, που αναλύσαμε παραπάνω, σε ένα θολό μέσο.

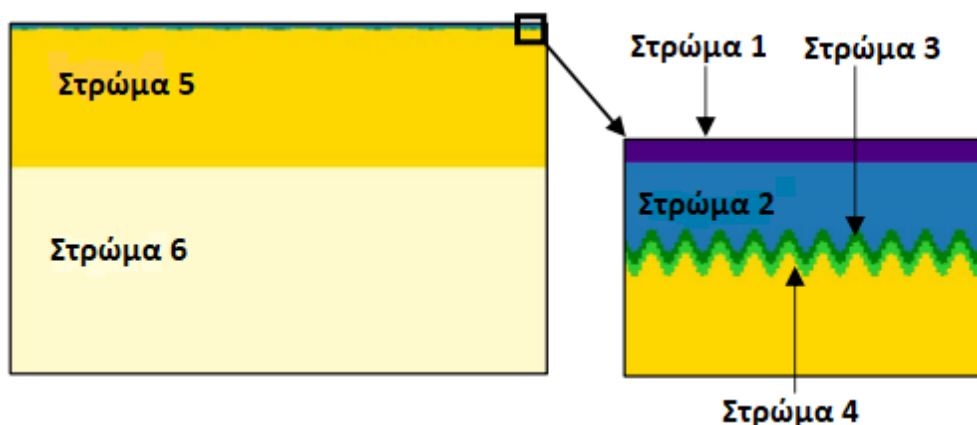


Εικόνα 3.9: Οπτική συμπεριφορά ιστού κατά την ακτινοβολία με laser [4].

3.3.5 Βάθος διείσδυσης

Ως βάθος διείσδυσης ορίζεται το βάθος στο οποίο η ακτινοβολία έχει πλέον ένταση ίση με το $1/e$ της προσπίπτουσας τιμής της. Πολύ σημαντικό ρόλο στον καθορισμό του βάθους διείσδυσης διαδραματίζουν τα φαινόμενα της απορρόφησης και της σκέδασης, τα οποία εξετάστηκαν αναλυτικά στις παραγράφους 3.3.2 και 3.3.3. Στο ανθρώπινο δέρμα το βάθος διείσδυσης μίας ακτινοβολίας ποικίλει, λόγω

των διαφορετικών φωτοχημικών ιδιοτήτων που έχουν τα βιολογικά μέρη κάθε στρώματος δέρματος. Στα πλαίσια της μελέτης του βάθους διείσδυσης του φωτός στο δέρμα θα θεωρήσουμε 6 στρώματα δέρματος (Εικόνες 3.10 και 3.11), την κεράτινη στιβάδα, την επιδερμίδα, το στρώμα μελανίνης, το βασικό στρώμα επιδερμίδας, την δερμίδα, και το υποδόριο λίπος [13].



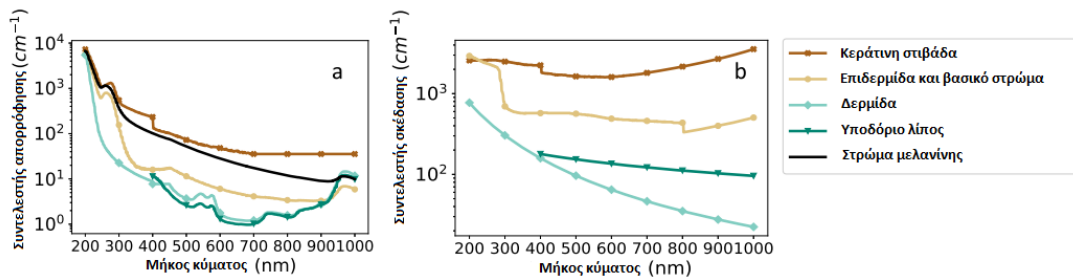
Εικόνα 3.10: Το μοντέλο των 6 στρωμάτων δέρματος, τα οποία είναι η κεράτινη στιβάδα (Στρώμα 1), η επιδερμίδα (Στρώμα 2), το στρώμα μελανίνης (Στρώμα 3), το βασικό στρώμα της επιδερμίδας (Στρώμα 4), η δερμίδα (Στρώμα 5), και το υποδόριο λίπος (Στρώμα 6) [13].

Αριθμός στρώματος	Όνομα στρώματος	Πάχος στρώματος (mm)	Μέσο βάθος από την επιφάνεια του δέρματος (mm)
1	Κεράτινη στιβάδα	0.02	0.02
2	Επιδερμίδα	0.064 (max)	0.084
3	Στρώμα μελανίνης	0.01	0.094
4	Βασικό στρώμα	0.01	0.104
5	Δερμίδα	1.996 (max)	2.1
6	Υποδόριο λίπος	3.004	5.0

Εικόνα 3.11: Το πάχος των 6 στρωμάτων του δέρματος, καθώς και το μέσο βάθος αυτών από την επιφάνεια του δέρματος [13].

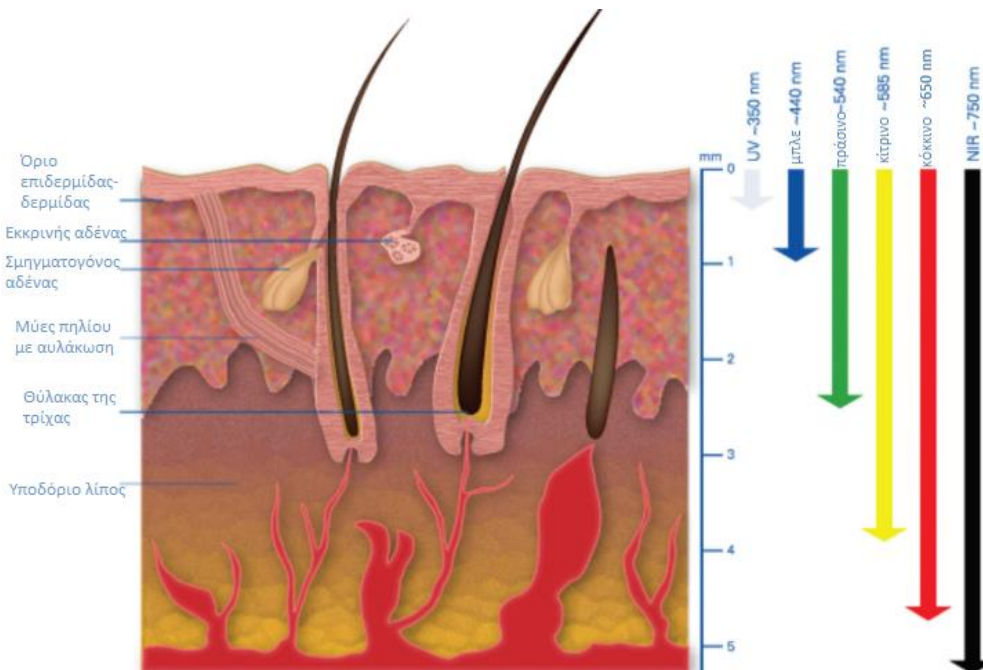
Προκειμένου να ληφθούν υπόψη τα φαινόμενα της απορρόφησης και της σκέδασης εντός των βιολογικών ιστών, χρησιμοποιούνται οι συντελεστές απορρόφησης και σκέδασης, οι οποίοι αποτελούν πολύ αποτελεσματικό τρόπο ποσοτικοποίησης των φωτονίων που απορροφώνται, ή σκεδάζονται αντίστοιχα, από έναν ιστό. Στην εικόνα 3.12 φαίνονται μερικά πειραματικά αποτελέσματα σχετικά με

την απορρόφηση και σκέδαση του φωτός σε κάθε ένα από τα 6 στρώματα του δέρματος που περιγράφηκαν παραπάνω.



Εικόνα 3.12: Οι συντελεστές απορρόφησης και σκέδασης για τα 6 στρώματα δέρματος και για μήκη κύματος στο φάσμα 200-1000 nm [13].

Λόγω αυτών των διαφοροποιήσεων που υπάρχουν στους συντελεστές απορρόφησης και σκέδασης μεταξύ των στρωμάτων του δέρματος, προκύπτουν μεγάλες διαφορές στο βάθος διείσδυσης μίας ακτινοβολίας ανάλογα με το μήκος κύματός της (Εικόνα 3.13).



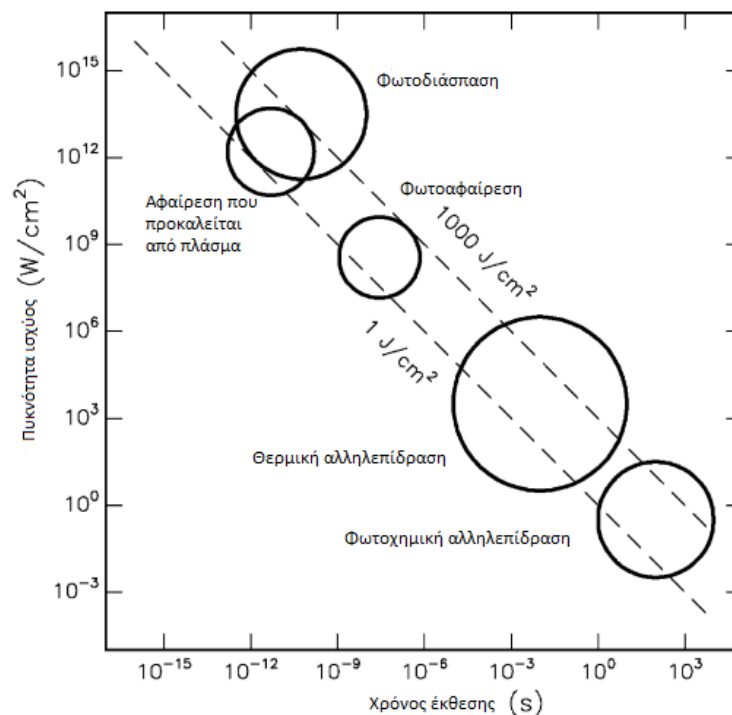
Εικόνα 3.13: Το βάθος διείσδυσης του φωτός στο ανθρώπινο δέρμα ανάλογα με το μήκος κύματός του [22]

3.4 Επιδράσεις φωτός στη βιολογική ύλη

Υπάρχουν πολλοί μηχανισμοί με τους οποίους μία ακτινοβολία και ένας βιολογικός ιστός μπορούν να αλληλεπιδράσουν. Οι μηχανισμοί αυτοί στηρίζονται στις ιδιότητες της ανάκλασης, απορρόφησης και σκέδασης που εξηγήσαμε παραπάνω, ενώ η διάθλαση δεν διαδραματίζει σημαντικό ρόλο όταν κάνουμε λόγο για βιολογικούς ιστούς. Οι κύριοι μηχανισμοί είναι 5:

- οι φωτοχημικές αλληλεπιδράσεις (photochemical interactions),
- οι θερμικές αλληλεπιδράσεις (thermal interactions),
- η φωτοαφαίρεση (photoablation),
- η κατάλυση (ή αφαίρεση) με χρήση πλάσματος (plasma-induced ablation), και
- η φωτοδιάσπαση (photodisruption).

Για λόγους πληρότητας θα αναλυθούν όλοι οι ανωτέρω μηχανισμοί, στην αισθητική ωστόσο συναντώνται κατά βάση οι θερμικές αλληλεπιδράσεις και σε μικρότερο βαθμό οι φωτοχημικές. Αξίζει να σημειωθεί ότι όλοι αυτοί οι μηχανισμοί έχουν χαρακτηριστικές πυκνότητες ενέργειας εντός του εύρους 1-1000 J/cm², από την άλλη όμως οι πυκνότητες ισχύος τους διαφέρουν αρκετά (Εικόνα 3.14). Είναι λοιπόν εμφανές ότι ο χρόνος έκθεσης του ιστού και η πυκνότητα ισχύος συμβάλλουν καθοριστικά στα επαγόμενα στον ιστό φαινόμενα [12].

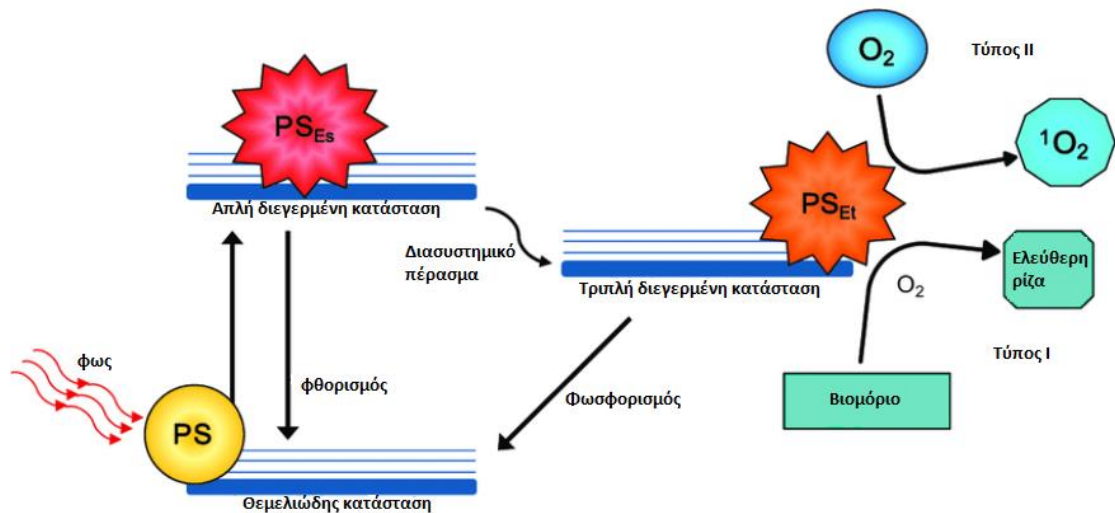


Εικόνα 3.14: Χάρτης αλληλεπιδράσεων ιστού-laser [12].

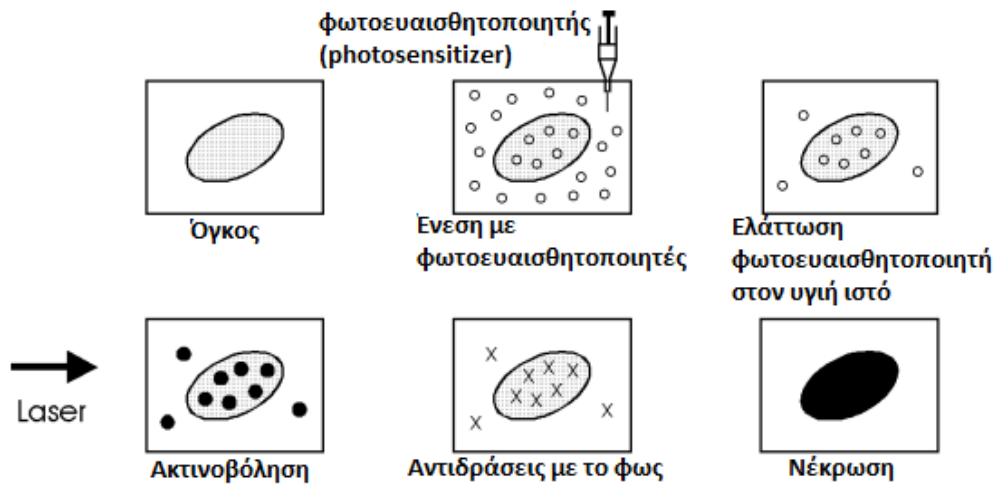
3.4.1 Φωτοχημικές αλληλεπιδράσεις (photochemical interactions)

Σύμφωνα με εμπειρικές παρατηρήσεις που έχουν γίνει ανά τα χρόνια, όταν το φως προσκρούει σε ιστούς μπορεί να προκαλέσει χημικές αντιδράσεις και μεταβολές σε αυτούς. Για να χρησιμοποιηθεί ο φωτοχημικός μηχανισμός θα πρέπει η συσκευή παραγωγής ακτινοβολίας να έχει πολύ χαμηλή πυκνότητα ισχύος, και μεγάλους χρόνους έκθεσης (όπως φαίνεται και στο ανωτέρω σχήμα) που κυμαίνονται από μερικά δευτερόλεπτα έως και συνεχές κύμα. Τα μήκη κύματος που χρησιμοποιούνται κατά βάση είναι εντός του ορατού φάσματος λόγω της καλύτερης διείσδυσης στα βαθύτερα στρώματα του ιστού, που αποτελούν τον στόχο στις φωτοχημικές αλληλεπιδράσεις. Οι σημαντικότερες φωτοχημικές αλληλεπιδράσεις είναι η φωτοδυναμική θεραπεία (PDT) και η βιοδιέγερση (biostimulation) [12].

Η *φωτοδυναμική θεραπεία (PDT)* είναι ο συνηθέστερος τρόπος εκμετάλλευσης των χημικών αυτών ιδιοτήτων των μακρομορίων, και χρησιμοποιείται συνηθέστερα για την θεραπεία ορισμένων ειδών καρκίνου. Ωστόσο, μερικές φορές η φωτοδυναμική θεραπεία βρίσκει εφαρμογή για την αποτρίχωση, την ακμή, και την αναζωογόνηση του δέρματος, επομένως αποτελεί και αντικείμενο της αισθητικής. Κατά τη φωτοδυναμική θεραπεία εισάγονται στον ιστό-στόχο μόρια ευαίσθητα σε συγκεκριμένα μήκη κύματος ακτινοβολίας, τα οποία καλούνται φωτοευαισθητοποιητές (photosensitizers). Στη συνέχεια ο ιστός ακτινοβολείται σε αυτά τα μήκη κύματος (τα οποία δεν επηρεάζουν άλλα μόρια που υπάρχουν στον ιστό), οι φωτοευαισθητοποιητές απορροφούν τα φωτόνια και μεταπίπτουν σε ανώτερες ενεργειακές στάθμες (απλή διεγερμένη κατάσταση). Έπειτα, τα μόρια αυτά περνούν στην τριπλή διεγερμένη τους κατάσταση, από όπου υπάρχουν 2 δυνατοί μηχανισμοί με τους οποίους μπορεί να αντιδράσουν: Ο πρώτος από αυτούς είναι να αντιδράσουν με βιομόρια μέσω ενός ατόμου υδρογόνου με αποτέλεσμα τον σχηματισμό ριζών, οι οποίες στη συνέχεια αντιδρούν με το μοριακό οξυγόνο για να σχηματίσουν ελεύθερες ρίζες (φωτοδυναμική θεραπεία τύπου I). Ο δεύτερος μηχανισμός σχετίζεται με την απευθείας αντίδραση του φωτοευαισθητοποιητή (στην τριπλή διεγερμένη κατάσταση) με το οξυγόνο μέσω μεταφοράς ενέργειας, παράγοντας οξυγόνο απλής κατάστασης (singlet oxygen). Αυτός αποτελεί τον τύπο II φωτοδυναμικής θεραπείας. Και στις δύο περιπτώσεις, τα παραγόμενα μόρια είναι εξαιρετικά τοξικά για τα κύτταρα του ιστού και προκαλούν την καταστροφή τους [4, 23]. Στις εικόνες 3.15 και 3.16 φαίνονται αντίστοιχα η διαδικασία της φωτοδυναμικής θεραπείας σε μοριακό επίπεδο και η φωτοδυναμική θεραπεία για την περίπτωση ενός καρκίνου.



Εικόνα 3.15: Οι χημικές και βιολογικές διεργασίες που περιλαμβάνει η φωτοδυναμική θεραπεία. Στο σχήμα με PS συμβολίζεται ο φωτοευαισθητοποιητής, με PS_{Es} ο φωτοευαισθητοποιητής στην απλή διεγερμένη του κατάσταση, και με PS_{EI} ο φωτοευαισθητοποιητής στην τριπλή διεγερμένη του κατάσταση [23].

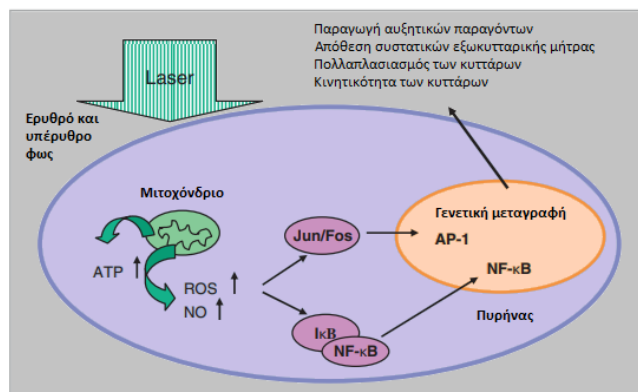


Εικόνα 3.16: Η διαδικασία αντιμετώπισης ενός όγκου με φωτοδυναμική θεραπεία [12].

Πέρα από την αντιμετώπιση πολλών ειδών καρκίνων, η PDT παρουσιάζει ιδιαίτερη χρησιμότητα και στην αισθητική. Για παράδειγμα, η αποτρίχωση μίας περιοχής μπορεί να επιτευχθεί μέσω της έγχυσης του φωτοευαισθητοποιητή 5-αμινολεβουλνικό οξύ (5-ALA) στους θύλακες των τριχών και εν συνεχεία της ακτινοβόλησής τους με φως μήκους κύματος 630 nm. Σε έρευνα που διεξήχθη, 12 ασθενείς ακτινοβολήθηκαν με φως 630 nm 3 ώρες μετά την εφαρμογή του 5-ALA στις περιοχές του δέρματος προς αποτρίχωση. 6 μήνες μετά από μία μόλις συνεδρία η

απώλεια τριχών έφτασε μέχρι το 40%, με τα καλύτερα αποτελέσματα να συμβαίνουν σε περιοχές που έλαβαν τις μεγαλύτερες δόσεις ακτινοβολίας (200 J/cm²) [14]. Η φωτοδυναμική θεραπεία, εκτός από την αποτελεσματικότητα που προσφέρει, είναι παράλληλα επιλεκτική και πολύ ασφαλής, καθώς κατά την ακτινοβολήση επηρεάζονται μόνο τα σημεία με φωτοευαισθητοποιητές και όχι οι γειτονικοί ιστοί [14, 24]. Μία άλλη εφαρμογή της φωτοδυναμικής θεραπείας στην αισθητική είναι για την αντιμετώπιση της ακμής. Η διαδικασία που ακολουθείται είναι παρόμοια, μόνο που χρησιμοποιούνται διαφορετικοί φωτοευαισθητοποιητές και φυσικά διαφορετικά μήκη κύματος ακτινοβολίας. Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενοι φωτοευαισθητοποιητές για αυτή την εφαρμογή είναι το αμινολεβουλινικό οξύ (ALA) και το αμινολεβουλινικό μεθύλιο (MAL). Και τα 2 έχουν αποδειχτεί χρήσιμα σε περιπτώσεις μέτριας και σοβαρής ακμής. Όσον αφορά το ALA, μία πολύ μεγάλη έρευνα εξέτασε την αποτελεσματικότητα αυτού του φωτοευαισθητοποιητή σε συγκέντρωση 5% σε 397 ασθενείς με ακμή στο πρόσωπο. Οι ασθενείς ακτινοβολούνταν με κόκκινο φως, και μετά από 3-4 συνεδρίες, με 7-10 μέρες να μεσολαβούν μεταξύ διαδοχικών συνεδριών, υπήρξε βελτίωση κατά 82,1% και πλήρης θεραπεία στο 32,5% των ασθενών. Μία άλλη έρευνα μελέτησε τον φωτοευαισθητοποιητή MAL σε 153 ασθενείς, οι οποίοι επίσης ακτινοβολούνταν με κόκκινο φως σε κάθε συνεδρία. Οι συνεδρίες ήταν 4 στο σύνολο και γίνονταν κάθε 2 εβδομάδες. 6 εβδομάδες μετά την τελευταία συνεδρία, υπήρξε στατιστικά σημαντική μείωση στη φλεγμονώδη ακμή [15]. Ο μηχανισμός λειτουργίας της φωτοδυναμικής θεραπείας σε τέτοιες περιπτώσεις έχει σχέση με τη μικροβιακή φύση της ακμής. Μέσω της φωτοδυναμικής θεραπείας μπορούν να στοχευθούν αποτελεσματικά τα βακτήρια που προκαλούν ακμή με αποτέλεσμα τη βελτίωσή της [24].

Η **βιοδιέγερση (biostimulation)** είναι η διέγερση ενός κυττάρου μέσω απορρόφησης της ενέργειας μίας ακτινοβολίας, η οποία αποσκοπεί στον επηρεασμό του κυτταρικού μεταβολισμού και στην ενεργοποίηση συγκεκριμένων μονοπατιών κυτταρικής σηματοδότησης. Για να επιτευχθεί η φωτοδιέγερση κάποιοι από τους μοριακούς στόχους της ακτινοβολίας μπορεί να είναι η οξειδάση του κυτοχρώματος c και οι φωτοενεργές πορφυρίνες, ενώ σε κυτταρικό επίπεδο πιθανούς στόχους αποτελούν τα μιτοχόνδρια, τα αντιδραστικά είδη οξυγόνου και τμήματα των κυττάρων υπεύθυνα για την σηματοδότηση (Εικόνα 3.17) [4].



Εικόνα 3.17: Μονοπάτια κυτταρικής σηματοδότησης [4].

Θεωρείται ότι η βιοδιέγερση συμβαίνει σε πολύ χαμηλής ισχύος ακτινοβολίες (1-5 mW) με ροές ενέργειας 1-10 J/cm², ωστόσο η επιρροή τέτοιων ακτινοβολιών σε βιολογικούς ιστούς αποτελεί μέχρι και σήμερα αντικείμενο αντιπαράθεσης στην επιστημονική κοινότητα [12]. Κάποια από τα αποτελέσματα που μπορεί να επιφέρει η βιοδιέγερση είναι η αύξηση του πολλαπλασιασμού των κυττάρων, η διαμόρφωση των επιπέδων κυτοκίνης και φλεγμονώδων μεσολαβητών, αυξημένη οξυγόνωση των ιστών, και καλύτερη και ταχύτερη επούλωση πληγών [4], παρόλα αυτά οι έρευνες που έχουν διεξαχθεί σχετικά με τον μηχανισμό αυτό καταλήγουν σε ποικίλα αντικρουόμενα συμπεράσματα ως προς την αποτελεσματικότητά του [12]. Στην εικόνα 3.18 φαίνονται μερικά από τα σημαντικότερα ευρήματα τέτοιων ερευνών.

Παρατήρηση	Στόχος	Τύπος laser	Αναφορά
Ανάπτυξη τριχών	Δέρμα	Ρουμπινιού	Mester et al. (1968)
Επούλωση πληγής	Δέρμα	Ρουμπινιού	Mester et al. (1969)
		He-Ne	Mester et al. (1971)
		He-Ne	Brunner et al. (1984)
		He-Ne	Lyons et al. (1987)
Όχι επούλωση πληγής	Δέρμα	He-Ne	Hunter et al. (1984)
		He-Ne	Strube et al. (1988)
		Ιόντων αργού	Jongsma et al. (1983)
Παραγωγή κολλαγόνου	Ινοβλάστες	Nd:YAG	McCaughan et al. (1985)
		He-Ne	Castro et al. (1983)
		He-Ne	Kubasova et al. (1984)
Καταστολή παραγωγής κολλαγόνου	Ινοβλάστες	Nd:YAG	Boulton et al. (1986)
Αυξημένη ανάπτυξη	Κύτταρα	Διοδικό	Abergel et al. (1984)
Καταστολή ανάπτυξης	Κύτταρα	He-Cd	Dyson and Young (1986)
		He-Ne	Lin and Chan (1984)
		He-Ne	Quickenden et al. (1993)
Αγγείωση	Στοματικός ιστός	Διοδικό	Kovacs et al. (1974)
		He-Ne	Cho and Cho (1986)
Ανακούφιση από τον πόνο	Δόντια	He-Ne	Carrillo et al. (1990)
Όχι ανακούφιση από τον πόνο	Δόντια	Διοδικό	Taube et al. (1990)
		He-Ne	Lundeberg et al. (1987)
		Διοδικό	Roynesdal et al. (1993)

Εικόνα 3.18: Βιοδιεγερτικές επιδράσεις διαφόρων τύπων laser [12].

3.4.2 Θερμικές αλληλεπιδράσεις (thermal interactions)

Όταν προσπίπτει φως πάνω σε κάποιον ιστό, πέραν των φωτοχημικών μηχανισμών που εξηγήσαμε παραπάνω, υπάρχει το ενδεχόμενο η ενέργεια που φέρουν τα φωτόνια να απορροφηθεί από τα μόρια του ιστού, τα οποία στη συνέχεια την απελευθερώνουν με τη μορφή θερμότητας. Η δημιουργία θερμικών αλληλεπιδράσεων εξαρτάται από την πυκνότητα ισχύος της ακτινοβολίας και το χρόνο έκθεσης του ιστού σε αυτή, όπως έχει ήδη αναφερθεί (Εικόνα 3.14). Έτσι προκύπτει η θερμική αλληλεπίδραση φωτός-ιστού. Ανάλογα με τον βαθμό θέρμανσης του ιστού μπορεί να επιτευχθεί ο επιθυμητός βαθμός θερμικής βλάβης, όπως φαίνεται στην εικόνα 3.19 [16].

Θερμοκρασία	Βιολογική επίδραση
37°C	Κανονική
45°C	Υπερθερμία
50°C	Μείωση στην ενζυμική δραστηριότητα, ακινησία των κυττάρων
60°C	Μετουσίωση των πρωτεϊνών και του κολλαγόνου, πήξη
80°C	Διαπερατότητα των μεμβρανών
100°C	Εξάτμιση, θερμική αποσύνθεση (αφαίρεση)
> 100°C	Ανθρακοποίηση
> 300°C	Τήξη

Εικόνα 3.19: Θερμικά αποτελέσματα ακτινοβολήσης με laser [12].

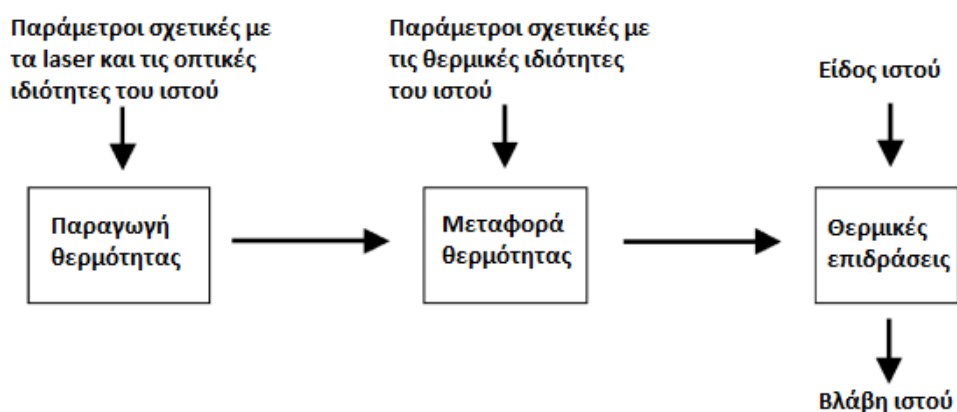
Πριν την περαιτέρω ανάλυση των θερμικών αλληλεπιδράσεων θα ήταν χρήσιμη η κατανόηση του φαινομένου της **επιλεκτικής φωτοθερμόλυσης (selective photothermolysis)**. Ο όρος αυτός χρησιμοποιείται για να περιγράψει την εντοπισμένη θερμική βλάβη σε συγκεκριμένο ιστό-στόχο ανάλογα με τα χαρακτηριστικά απορρόφησης αυτού, το μήκος κύματος του χρησιμοποιούμενου φωτός, τη διάρκεια του παλμού και το ποσό ενέργειας που εναποτίθεται στον ιστό-στόχο [16, 25].

Όπως είδαμε στην παράγραφο 3.3.2, κάθε σωματίδιο των βιολογικών ιστών απορροφά βέλτιστα ακτινοβολία διαφορετικού μήκους κύματος. Επομένως με την ακτινοβολήση ενός ιστού σε κατάλληλο μήκος κύματος μπορεί να εξασφαλιστεί ότι η ενέργεια των φωτεινών κυμάτων θα απορροφηθεί (στο μεγαλύτερο μέρος της) από τα σωματίδια-στόχους του ιστού. Έτσι η θερμική βλάβη προκαλείται μόνο στα μόρια αυτά χωρίς να επηρεάζονται σημαντικά περιβάλλοντες ιστοί. Συνεπώς, ανάλογα με το στόχο που θέλουμε να καταστρέψουμε επιλέγουμε το αντίστοιχο μήκος κύματος ώστε το φως να απορροφηθεί από τον ιστό-στόχο και όχι από τους γειτονικούς [25].

Εκτός από το μήκος κύματος, είναι πολύ σημαντικός ο έλεγχος του χρόνου έκθεσης του ιστού στην ακτινοβολία. Κάθε ιστός έχει έναν χαρακτηριστικό χρόνο που χρειάζεται για να επιστρέψει στην κανονική του θερμοκρασία μετά τη θέρμανσή του. Ο χρόνος αυτός εκφράζεται από το μέγεθος **χρόνος θερμικής χαλάρωσης (thermal relaxation time)** και είναι πολύ χρήσιμος για τον προσδιορισμό του χρόνου ακτινοβολίας ενός ιστού. Πιο συγκεκριμένα, ο χρόνος θερμικής χαλάρωσης είναι ο χρόνος που απαιτείται ώστε ο ιστός-στόχος να επάγει το 63% της προσπίπτουσας θερμικής ενέργειας. Ο χρόνος αυτός σχετίζεται με το μέγεθος του χρωμοφόρου-στόχου και μπορεί να κυμαίνεται από μερικά nanoseconds (στην αφαίρεση των tattoos) έως 100 milliseconds (στην αφαίρεση μικρών φλεβών). Αν ένας ιστός εκτεθεί σε θερμότητα για περισσότερο χρόνο από το θερμικό χρόνο χαλάρωσής του, τότε θα υπάρξει διαρρέουσα θερμότητα στους γύρω ιστούς, προκαλώντας ανεπιθύμητες βλάβες [12, 26].

Τέλος, καθοριστικής σημασίας παράμετρος στην επιλεκτική φωτοθερμόλυση είναι η ενέργεια που θα εναποτεθεί στον ιστό-στόχο. Η ενέργεια της φωτεινής πηγής θα πρέπει να επιλεγεί κατάλληλα ώστε να καταφέρει να θερμάνει ικανοποιητικά τον ιστό-στόχο και να τον καταστρέψει [16].

Φυσικά, πέρα από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που προσπίπτει στον ιστό και τον χρόνο έκθεσής του σε αυτήν, είναι και άλλοι οι παράγοντες που πρέπει να λαμβάνονται υπόψη για να επέλθουν τα επιθυμητά αποτελέσματα με τις λιγότερες παρενέργειες. Στην Εικόνα 3.20 φαίνονται σχηματικά οι κυριότεροι από αυτούς.



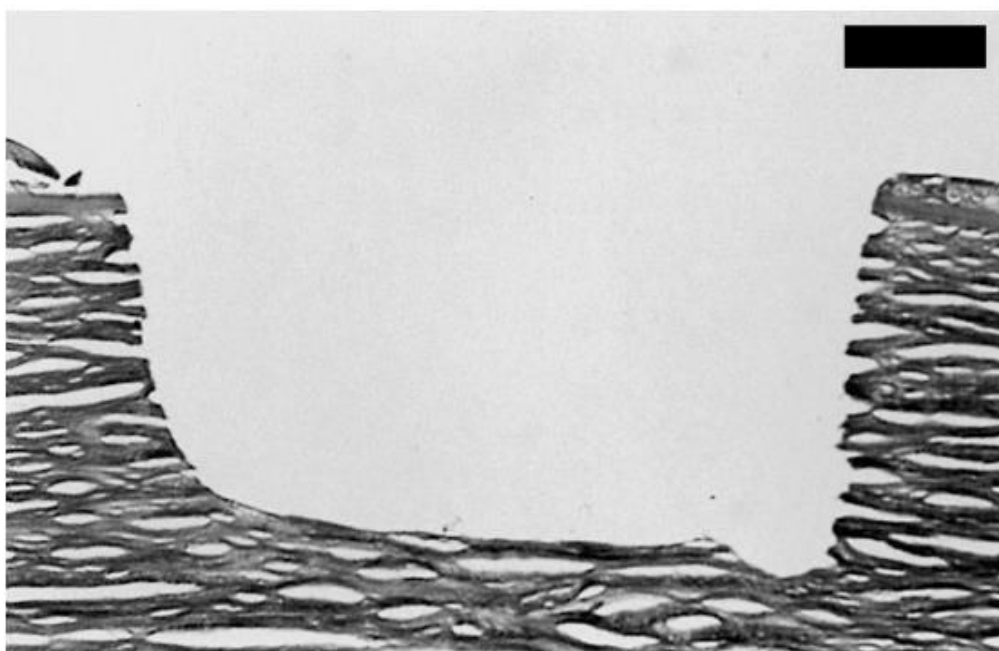
Εικόνα 3.20: Διάγραμμα ροής με τις κυριότερες παραμέτρους για την μοντελοποίηση των θερμικών αλληλεπιδράσεων [12].

Η παραγωγή θερμότητας καθορίζεται από παραμέτρους του laser και οπτικές ιδιότητες του ιστού (κυρίως χρόνος έκθεσης, ενέργεια της ακτινοβολίας, συντελεστής απορρόφησης), η μεταφορά θερμότητας σχετίζεται μόνο με τις θερμικές ιδιότητες του ιστού όπως η θερμική αγωγιμότητα και η θερμοχωρητικότητα, και τέλος οι θερμικές

αλληλεπιδράσεις εξαρτώνται από το είδος του ιστού και την θερμοκρασία στην οποία αυτός βρίσκεται [12].

3.4.3 Φωτοαφαίρεση (photoablation)

Η φωτοαφαίρεση ως μηχανισμός στηρίζεται στην αποσύνθεση που συμβαίνει σε έναν ιστό όταν αυτός εκτίθεται σε πολύ υψηλά επίπεδα έντασης ακτινοβολίας (irradiance). Συνήθως τα όρια της ακτινοβολίας για να συμβεί φωτοαφαίρεση κυμαίνονται στα 10^7 - 10^8 W/cm² με πολύ μικρούς χρονικά παλμούς laser, της τάξης του nanosecond. Οι προϋποθέσεις αυτές περιορίζουν τα μήκη κύματος των ακτινοβολιών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για φωτοαφαίρεση στο υπεριώδες φάσμα (UV). Το βάθος της αφαίρεσης που συμβαίνει στον ιστό καθορίζεται από την ενέργεια του παλμού μέχρι ένα όριο κορεσμού, ενώ το γεωμετρικό σχήμα του ιστού που αφαιρείται σχετίζεται με τις χωρικές παραμέτρους της ακτίνας laser. Στην Εικόνα 3.21 φαίνεται ένα παράδειγμα φωτοαφαίρεσης όπου γίνεται εμφανής και η ακρίβεια που παρουσιάζει ο μηχανισμός αυτός ως προς το ποιο τμήμα του ιστού θα επηρεάσει [12].



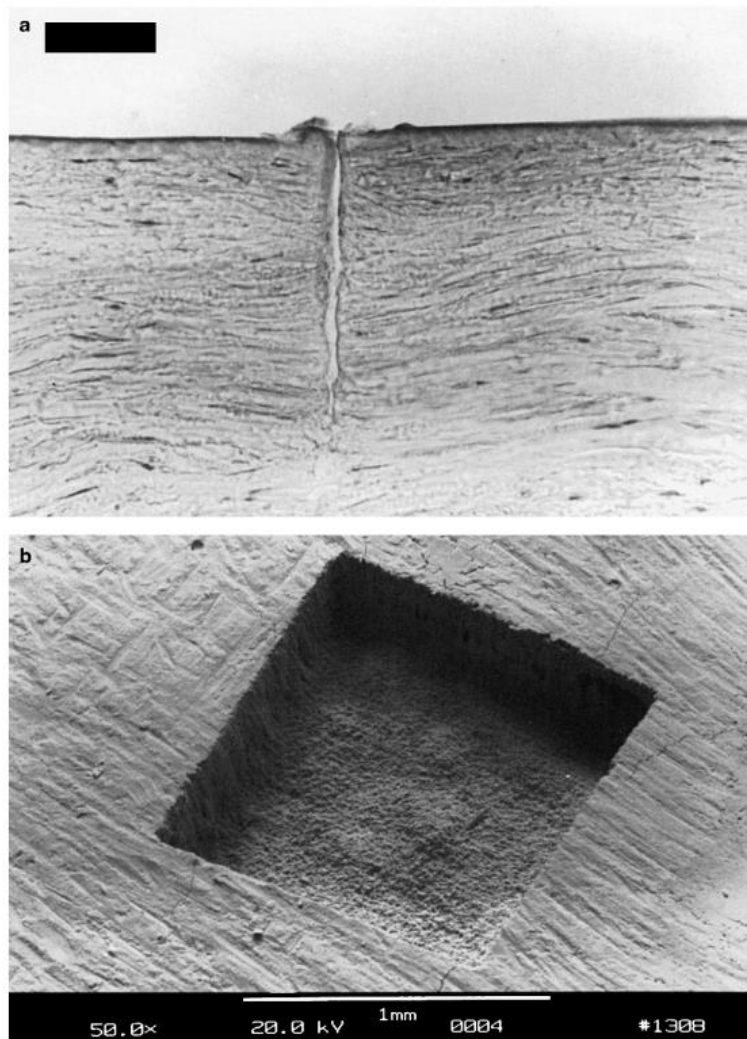
Εικόνα 3.21: Φωτοαφαίρεση ιστού κερατοειδούς με laser φθοριούχου αργού (ArF excimer laser) [12].

Μερικά από τα πλεονεκτήματα της φωτοαφαίρεσης είναι η ακρίβεια στο σχήμα και βάθος του ιστού που αφαιρείται, η υψηλή προβλεψιμότητα των αποτελεσμάτων, και η ελαχιστοποίηση της θερμικής βλάβης γειτονικών ιστών. Αυτά

τα χαρακτηριστικά το καθιστούν ιδανικό για περιπτώσεις όπου θέλουμε να αφαιρέσουμε τμήμα ενός πολύ ευαίσθητου ιστού, όπως για παράδειγμα των ματιών. Από την άλλη, όπως είναι γνωστό, οι υπεριώδεις ακτινοβολίες είναι κυτταροτοξικές και μπορούν να προκαλέσουν μεταλλάξεις στο DNA των κυττάρων, γεγονός που έχει προκαλέσει ανησυχίες για την χρήση αυτών των ακτινοβολιών στα πλαίσια της φωτοαφαίρεσης. Παρότι έχουν γίνει αρκετές έρευνες που μελετούν την επίδραση των UV ακτινοβολιών ενός laser σε έναν ιστό, δεν είναι εύκολο να εξαχθεί ένα συμπέρασμα διότι οι μεταλλάξεις δεν φαίνονται τη στιγμή που θα συμβούν αλλά μετά από μεγάλα χρονικά διαστήματα. Συνεπώς δεν υπάρχει σαφής απάντηση ως προς την ασφάλεια χρήσης της φωτοαφαίρεσης με υπεριώδη ακτινοβολία [12].

3.4.4 Αφαίρεση με χρήση πλάσματος (plasma-induced ablation)

Η αφαίρεση με χρήση πλάσματος αποτελεί έναν μηχανισμό που χρησιμοποιεί τον ιοντισμό του πλάσματος για να προκαλέσει μεταβολές στους ιστούς. Για να προκληθεί αφαίρεση με χρήση πλάσματος απαιτούνται εξαιρετικά μεγάλες πυκνότητες ισχύος (τουλάχιστον 10^{11} W/cm²) από το laser. Η τόσο μεγάλη ισχύς της ακτινοβολίας προκαλεί τοπικό ιοντισμό του ιστού, και το πλάσμα αρχίζει να απορροφά πολύ αποδοτικά την ενέργεια που προσφέρει η ακτινοβολία αυτή. Αυτή η απορρόφηση της ακτινοβολούμενης ενέργειας, ανεξαρτήτως του μήκους κύματός της, από το πλάσμα, έδωσε το όνομα οπτική κατάρρευση (optical breakdown) στο εν λόγω φαινόμενο. Όταν η απορροφούμενη από το πλάσμα ενέργεια γίνει πολύ υψηλή αρχίζει να καταστρέφει τα μόρια του ιστού, επιφέροντας έτσι την αφαίρεσή του. Και σε αυτή την περίπτωση αφαίρεσης έχουμε πολύ καλά αποτελέσματα ως προς την ακρίβεια και το βάθος του ιστού που αφαιρείται (Εικόνα 3.22) [12].



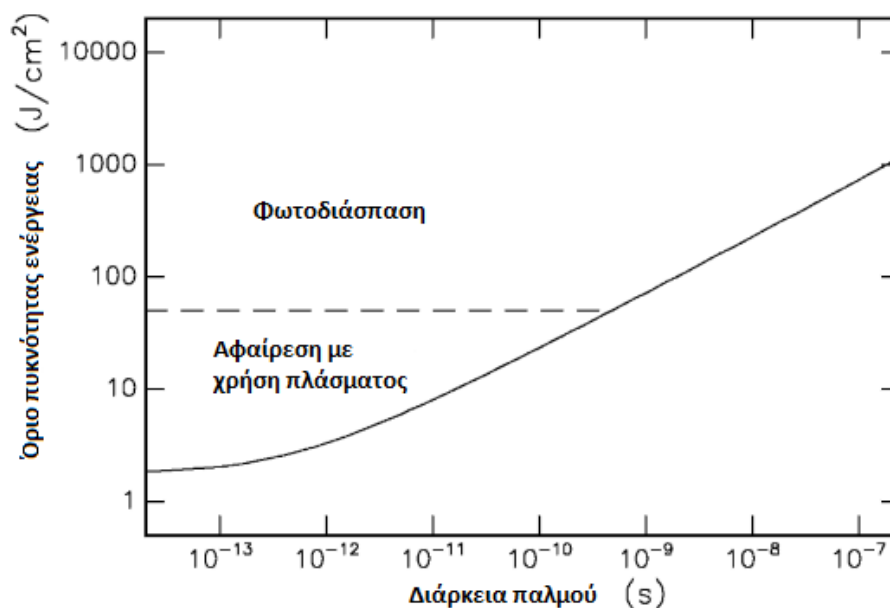
Εικόνα 3.22: (a) Εκτομή σε ανθρώπινο κερατοειδή που έγινε με Nd:YLF laser. (b) Αφαίρεση τμήματος ανθρώπινου δοντιού που έγινε με Nd:YLF laser [12].

Ένα πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό της οπτικής κατάρρευσης είναι ότι καθιστά εφικτή την απορρόφηση ενέργειας όχι μόνο από ιστούς με χρωμοφόρα αλλά και από ιστούς που είναι γενικά ασθενείς απορροφητές, πράγμα που οφείλεται στον μεγάλο συντελεστή απορρόφησης του ιοντισμένου πλάσματος. Συνεπώς, οι πιθανές ιατρικές εφαρμογές αυτού του μηχανισμού αφαίρεσης είναι πολυπληθείς, ειδικά στην οφθαλμολογία για την εκτέλεση εγχείρησης με laser σε διαφανείς ιστούς όπως ο κερατοειδής χιτώνας και ο φακός [12].

3.4.5 Φωτοδιάσπαση (photodisruption)

Η φωτοδιάσπαση ως μηχανισμός είναι παρόμοιος με την αφαίρεση με χρήση πλάσματος ως προς το φυσικό φαινόμενο, διαφέρει ωστόσο ως προς τις προϋποθέσεις

για να συμβεί (Εικόνα 3.23), αλλά και ως προς τον τρόπο που επηρεάζεται ο ιστός. Η φωτοδιάσπαση προκύπτει από τα μηχανικά φαινόμενα που συμβαίνουν στον ιστό μετά την οπτική κατάρρευση. Πιο συγκεκριμένα, όπως αναλύσαμε και παραπάνω, με την οπτική κατάρρευση το πλάσμα αρχίζει να απορροφά πολύ μεγάλα ποσά ενέργειας. Αυτή η ενέργεια μετατρέπεται σε θερμότητα στο πλάσμα και προκαλεί δραματική αύξηση της θερμοκρασίας του, μέχρι που προκαλείται μία μικρο-έκρηξη της οποίας το κρουστικό κύμα προκαλεί την αφαίρεση του ιστού-στόχου [12].



Εικόνα 3.23: Διαφοροποίηση της φωτοδιάσπασης και της αφαίρεσης με χρήση πλάσματος σύμφωνα με την εφαρμοσμένη πυκνότητα ενέργειας [12].

3.5 Αφαιρετική και μη αφαιρετική αναδόμηση του δέρματος

Για την καλύτερη κατανόηση του μηχανισμού λειτουργίας των lasers αναδόμησης και αναζωογόνησης του δέρματος, κρίνεται σημαντική η κατανόηση του αφαιρετικού (ablative) και του μη αφαιρετικού (nonablative) τρόπου λειτουργίας, καθώς και των κλασματικών (fractional) lasers.

Η αφαιρετική μέθοδος περιλαμβάνει τη χρήση ενέργειας για την αφαίρεση ολόκληρης της επιδερμίδας και τμήματος της δερμίδας. Αυτό επιτυγχάνεται με την εκπομπή ακτινοβολίας σε μήκη κύματος που απορροφούνται πολύ αποτελεσματικά από το νερό, με αποτέλεσμα την αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών που περιέχουν πολύ νερό και τελικά την αφαίρεσή τους [4]. Το βασικό πλεονέκτημα των αφαιρετικών lasers είναι η αποτελεσματικότητά τους. Με μία μόλις συνεδρία, παρατηρείται άμεσα δραματική μείωση σε ρυτίδες, πανάδες και δυσχρωμίες, ανομοιομορφίες στην υφή του δέρματος, και στη χαλάρωση του δέρματος [8].

Η επίδραση αυτών των lasers στο δέρμα είναι προβλέψιμη και, στις περισσότερες περιπτώσεις, παρατηρείται τουλάχιστον 50% βελτίωση στα δερματικά ζητήματα που προαναφέρθηκαν. Το μειονέκτημα της αφαιρετικής μεθόδου είναι ο σημαντικός χρόνος ανάρρωσης που απαιτείται. Την πρώτη εβδομάδα η ερυθρότητα και το οίδημα είναι σοβαρά, η ακτινοβολούμενη περιοχή αποτελεί μία πληγή που χρειάζεται διαρκή φροντίδα, και λόγω αυτών οι κοινωνικές δραστηριότητες έρχονται σε παύση. Το οίδημα υποχωρεί μετά από 3-4 μέρες, ωστόσο η ερυθρότητα είναι πιο επίμονη και μπορεί να επιμείνει για εβδομάδες ή ακόμα και μήνες μετά την ακτινοβολήση με το laser, μέχρι να αντικατασταθεί ο αφαιρούμενος ιστός από τον οργανισμό. Επίσης, λόγω της αφαίρεσης ενός τμήματος δέρματος, τον πρώτο καιρό υπάρχει ευαισθησία στην περιοχή και ο κίνδυνος μολύνσεων είναι αυξημένος [8].

Τα κύρια αφαιρετικά lasers που χρησιμοποιούνται είναι το laser διοξειδίου του άνθρακα (CO₂ laser), και το laser γρανάτη-αλουμινίου-υτρίου με πρόσμιξη ερβίου (erbium-doped yttrium aluminum garnet laser ή Er:YAG) [8].

Με τη μη αφαιρετική μέθοδο χρησιμοποιείται και πάλι ενέργεια που στοχεύει στο νερό των ιστών (με κατάλληλα μήκη κύματος), όμως δεν έχει ως σκοπό την αφαίρεση του ιστού αλλά την πρόκληση επιλεκτικής βλάβης εντός της δερμίδας μέσω της θέρμανσής της. Ως επακόλουθο, θα ξεκινήσει η διαδικασία επούλωσης του δέρματος από τον οργανισμό, η οποία περιλαμβάνει την παραγωγή κολλαγόνου και αυξητικών παραγόντων. Έτσι επιτυγχάνεται η αναζωογόνηση του δέρματος χωρίς αφαίρεση στρωμάτων του. Και αυτά τα lasers στοχεύουν παρόμοια δερματικά ζητήματα με τα αφαιρετικά (ρυτίδες, δυσχρωμίες, γήρανση, ουλές). Αυτό στο οποίο υπερτερεί η μη αφαιρετική μέθοδος είναι ο πολύ μικρότερος χρόνος ανάρρωσης, ενώ ένα μειονέκτημά της είναι τα πολύ πιο ήπια αποτελέσματα που επιφέρει στο δέρμα. Συνήθως με τα μη αφαιρετικά lasers χρειάζονται μερικές συνεδρίες για να επιτευχθεί το αποτέλεσμα που θα υπήρχε με μία συνεδρία ενός αφαιρετικού laser.

Κάποια από τα μη αφαιρετικά lasers που χρησιμοποιούνται σήμερα είναι το laser γρανάτη αλουμινίου υτρίου με πρόσμιξη νεοδυμίου (neodymium-doped yttrium aluminum garnet ή Nd:YAG) των 1320 nm και το διοδικό laser (diode laser) των 1450 nm [4, 8].

Το κλασματικό laser (fractional laser) αποτελεί έναν τρόπο ακτινοβολήσης ανεξάρτητο από το αν το laser είναι αφαιρετικό ή μη. Τα κλασματικά lasers χρησιμοποιούν την ενέργεια τους για να προκαλέσουν τις θερμικές τους βλάβες (αφααιρετικές ή μη) σε μικροσκοπικές, μη γειτονικές λωρίδες δέρματος (Εικόνα 3.24), ενώ αφήνουν ανεπηρέαστο τον ιστό ανάμεσα στις λωρίδες αυτές. Με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνονται τα επιθυμητά αποτελέσματα, ενώ ο ανεπηρέαστος ιστός συμβάλλει στην ταχύτερη επούλωση του δέρματος. Όσο πιο πολλά είναι τα περάσματα που θα γίνουν πάνω στο δέρμα, τόσο μειώνεται η ανεπηρέαστη περιοχή δέρματος ανάμεσα σε 2 λωρίδες. Αυτό σημαίνει ότι το laser γίνεται πιο αποτελεσματικό, αλλά μεγαλώνει ο κίνδυνος παρενεργειών. Τα κλασματικά lasers έχουν εισαχθεί προκειμένου να καλύψουν την ανάγκη για πιο αισθητά αποτελέσματα

σε σχέση με τα μη αφαιρετικά lasers, χωρίς όμως τις παρενέργειες και τον χρόνο που απαιτείται για επούλωση από ένα αφαιρετικό laser [4].



Εικόνα 3.24: Οι συνηθέστεροι τρόποι εφαρμογής του κλασματικού laser στο δέρμα [4].

4 Εφαρμογές των lasers και του IPL στην αισθητική

Στο παρόν κεφάλαιο θα μελετηθούν επιμέρους είδη lasers, καθώς και το IPL, με έμφαση στις εφαρμογές τους στην επιστήμη της αισθητικής. Στην εικόνα 4.1 φαίνονται τα είδη αυτά (με τη σειρά ανάλυσής τους) μαζί με τα βασικότερα μήκη κύματος της ακτινοβολίας που εκπέμπουν.

Laser/IPL	Βασικό μήκος κύματος (nm)
Nd:YAG laser	1064
KTP laser	532
Dye laser	510-595
laser ρουμπινιού	694
laser αλεξανδρίτη	755
διοδικό laser	800-810, 1450
laser διοξειδίου του άνθρακα	10.600
Er:YAG laser	2940
IPL	400-1200

Εικόνα 4.1: Τα βασικότερα είδη laser και το IPL που συναντώνται στην αισθητική και το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που εκπέμπουν.

4.1 Nd:YAG lasers

Το laser γρανάτη-αργιλίου-υτρίου με προσμίξεις νεοδυμίου (Neodymium doped Yttrium Aluminum Garnet laser ή Nd:YAG laser) είναι ένα laser στερεάς κατάστασης, δηλαδή το ενεργό του μέσο είναι σε κρυσταλλική μορφή. Ο κρύσταλλος αυτός σχηματίζεται με την πρόσμιξη τριπλά ιονισμένου νεοδυμίου στην κρυσταλλική δομή του YAG [7]. Το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που εκπέμπεται από τα Nd:YAG lasers είναι κατά κανόνα τα 1064 nm, ωστόσο υπάρχει η δυνατότητα διπλασιασμού της συχνότητας και άρα επίτευξης μήκους κύματος 532 nm (αυτή η περίπτωση θα εξεταστεί εκτενέστερα στην παράγραφο 4.2). Η συνολική αποδοτικότητα ενός Nd:YAG laser με πηγή έναν λαμπτήρα φλας είναι μικρότερη από 2%, επομένως απαιτείται η ψύξη με νερό. Στην αισθητική τα Nd:YAG lasers μπορούν να χρησιμοποιηθούν είτε με εκπομπή συνεχούς ακτινοβολίας (CW) με ισχύ

μέχρι 100 W, είτε με ευρείς χρονικά παλμούς (long pulse), είτε με Q διακόπτη (Q-Switched) για πολύ σύντομους και ισχυρούς παλμούς [4].

Μία πρώτη εφαρμογή αυτού του είδους laser στην αισθητική αφορά την αντιμετώπιση της τηλαγγειεκτασίας (telangiectasia) και των εμφανών φλεβών στα πόδια. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιούνται Nd:YAG lasers 1064 nm χρονικά ευρέων παλμών (long pulse), με διάρκεια παλμών της τάξης των δεκάδων ms. Η ακτινοβολία αυτού του είδους laser καταφέρνει να στοχεύσει πιο αποτελεσματικά στις μεγάλες φλέβες των ποδιών. Το μήκος κύματος του εκπεμπόμενου φωτός είναι 1064 nm και έχει την ιδιότητα να διεισδύει βαθιά στο δέρμα χωρίς να απορροφάται από τη μελανίνη σε μεγάλο βαθμό. Για τον περιορισμό των επιδερμικών τραυματισμών κατά τη διάρκεια της συνεδρίας προτιμάται ένας υψηλός ρυθμός ροής και ταυτόχρονη χρήση συσκευών ψύξης. Πολλές έρευνες έχουν αποδείξει την αποτελεσματικότητα αυτού του laser για περιπτώσεις τηλαγγειεκτασίας στα χαμηλά άκρα. Μία από αυτές έδειξε βελτίωση έως και 75% μέσα σε διάρκεια τριών μηνών, ενώ σύμφωνα με μία άλλη παρατηρήθηκε βελτίωση άνω του 75% στο 88% των σημείων που ακτινοβολήθηκαν με Nd:YAG laser [27].

Πολύ σημαντική είναι η χρήση των Nd:YAG lasers και για την αντιμετώπιση δυσχρωμιών αλλά και για το σβήσιμο τατουάζ στο δέρμα. Σε αυτές τις περιπτώσεις το χρωμοφόρο-στόχος είναι η μελανίνη και τα μελάνια εντός του δέρματος αντίστοιχα, τα οποία καταστρέφονται από την κατάλληλου μήκους κύματος ακτινοβολία μέσω της επιλεκτικής φωτοθερμόλυσης. Μάλιστα, κάποιες φορές (αν και όχι πολύ συχνά) τα Nd:YAG lasers 1064 nm με Q διακόπτη (Q-switched) χρησιμοποιούνται για την αντιμετώπιση του μελάσματος, πάντα όμως με μικρό ρυθμό ροής για την πρόληψη της υπερμελάγχρωσης που θα προκληθεί σε περίπτωση τραυματισμού του δέρματος [4]. Για την περίπτωση των τατουάζ σκούρου χρώματος (μπλε ή μαύρο), είναι πιο αποτελεσματικά τα Nd:YAG lasers με Q διακόπτη των 1064 nm [8].

Ένας άλλος τομέας όπου συναντώνται τα Nd:YAG lasers είναι αυτός της αποτρίχωσης. Πιο συγκεκριμένα, τα Nd:YAG lasers των 1064 nm με διάρκεια παλμού της τάξης των millisecond (ευρείς παλμοί) χρησιμοποιούνται για αυτόν τον σκοπό, και μάλιστα με πολύ καλά αποτελέσματα. Το μεγάλο μήκος κύματος που ακτινοβολούν αυτά τα lasers παίζει καθοριστικό ρόλο στο βάθος διείσδυσης της δέσμης φωτός στο δέρμα, ενώ παράλληλα το συγκεκριμένο μήκος κύματος δεν απορροφάται πολύ από τη μελανίνη του δέρματος. Αυτό καθιστά το συγκεκριμένο είδος laser ιδανικό για την αποτρίχωση και σε σκουρόχρωμες επιδερμίδες (Εικόνα 4.2). Ωστόσο φαίνεται ότι παρά την μικρή απορρόφηση της φωτεινής ενέργειας αυτού του μήκους κύματος από τη μελανίνη του δέρματος, η μελανίνη του θύλακα της τρίχας την απορροφάει αρκετά ώστε να προκληθεί βλάβη σε αυτόν (επιλεκτική φωτοθερμόλυση). Φυσικά για να επιτευχθεί το επιθυμητό αποτέλεσμα με τις λιγότερες δυνατές παρενέργειες πρέπει να γίνει σωστή ρύθμιση του ρυθμού ροής καθώς και να χρησιμοποιούνται παράλληλα με το laser συσκευές ψύξης του δέρματος [8]. Έχουν πραγματοποιηθεί πολλές έρευνες ανά τα χρόνια για την

αποτελεσματικότητα των Nd:YAG lasers είτε μόνα τους είτε σε σύγκριση με άλλα lasers. Μία έρευνα έχει αποδείξει την αποτελεσματικότητα του εν λόγω laser σε σύγκριση με το απλό ξύρισμα στην επανεμφάνιση των τριχών (24% μείωση στις τρίχες με το laser και 0% με το ξύρισμα βραχυπρόθεσμα), η οποία αποτελεσματικότητα αυξάνεται όσο μεγαλώνει το διάστημα παρατήρησης [29]. Επιπλέον έχει φανεί πως η μείωση στην επανεμφάνιση των τριχών μακροπρόθεσμα είναι καλύτερη με επαναλαμβανόμενες συνεδρίες απ' ό τι με μόνο μία (>50% μείωση τριχών στο 40% των ασθενών μετά από 5 συνεδρίες σε σύγκριση με <25% μετά από 1 συνεδρία) [28]. Παρόλο που τα Nd:YAG lasers συνήθως δεν έχουν τόσο καλά αποτελέσματα όσο άλλα είδη laser, αυτό στο οποίο υπερτερούν είναι η μειωμένη απορρόφηση του μήκους κύματος που εκπέμπουν από τη μελανίνη του δέρματος και συνεπώς η μείωση του ρίσκου για ανεπιθύμητες παρενέργειες. Για παράδειγμα κάποιες πρώιμες κλινικές μελέτες έχουν δείξει ότι η μείωση στην επανεμφάνιση των τριχών με τα Nd:YAG lasers δεν είναι εξίσου μεγάλη με αυτή που παρουσιάζεται με τα lasers ρουμπινιού ή αλεξανδρίτη [8].

Τύπος δέρματος	I	II	III	IV	V	VI
Laser – Μήκος κύματος (nm)						
Ρουμπινιού - 694	●	●	●			
Αλεξανδρίτη - 755	●	●	●	●		
Διοδικό - 800, 810	●	●	●	●	●	
Nd:YAG – 1,064	●	●	●	●	●	●
IPL – 590–1,200*	●	●	●			

Εικόνα 4.2: Οι φωτότυποι δέρματος (I-VI) στους οποίους συστήνεται να χρησιμοποιούνται συγκεκριμένα lasers και μήκη κύματος για την αποτρίχωση [4].

Τέλος, τα Nd:YAG lasers χρησιμοποιούνται συχνά και σε ασθενείς που επιθυμούν βελτίωση κάποιας ουλής ή και των ρυτίδων τους. Οι ατροφικές ουλές αποτελούν ένα είδος ουλών που έχει αποδειχτεί ότι βελτιώνεται με χρήση του laser αυτού είτε στα 1064 nm είτε στα 1320 nm. Η αποτελεσματικότητα του Nd:YAG σε αυτήν την περίπτωση έγκειται και πάλι στην αρχή της επιλεκτικής φωτοθερμόλυσης. Πιο συγκεκριμένα, η σχεδόν υπέρυθη ακτινοβολία που εκπέμπουν αυτά τα lasers είναι στο ιδανικό μήκος κύματος για την απορρόφηση της από το νερό των ιστών, πράγμα που σε συνδυασμό με παράλληλη χρήση συσκευών ψύξης επιτυγχάνει στοχευμένη θερμική βλάβη στην δερμίδα αφήνοντας την επιδερμίδα ανεπηρέαστη. Για βέλτιστα αποτελέσματα η γενική αρχή που ακολουθείται είναι 3 συνολικά συνεδρίες με 1 μήνα απόσταση μεταξύ τους. Έχει παρατηρηθεί ότι μετά το πέρας των 3 αυτών συνεδριών με το Nd:YAG των 1320 nm η βελτίωση στις ατροφικές ουλές είναι της τάξης του 40-50%. Ωστόσο, γενικά για τις ατροφικές ουλές συνήθως προτιμούνται αφαιρετικά laser. Για την λείανση των ρυτίδων του προσώπου χρησιμοποιείται και πάλι η αύξηση της θερμότητας στην δερμίδα που προκαλείται με ένα Nd:YAG των 1064 nm, άυξηση η οποία με τη σειρά της προκαλεί την παραγωγή

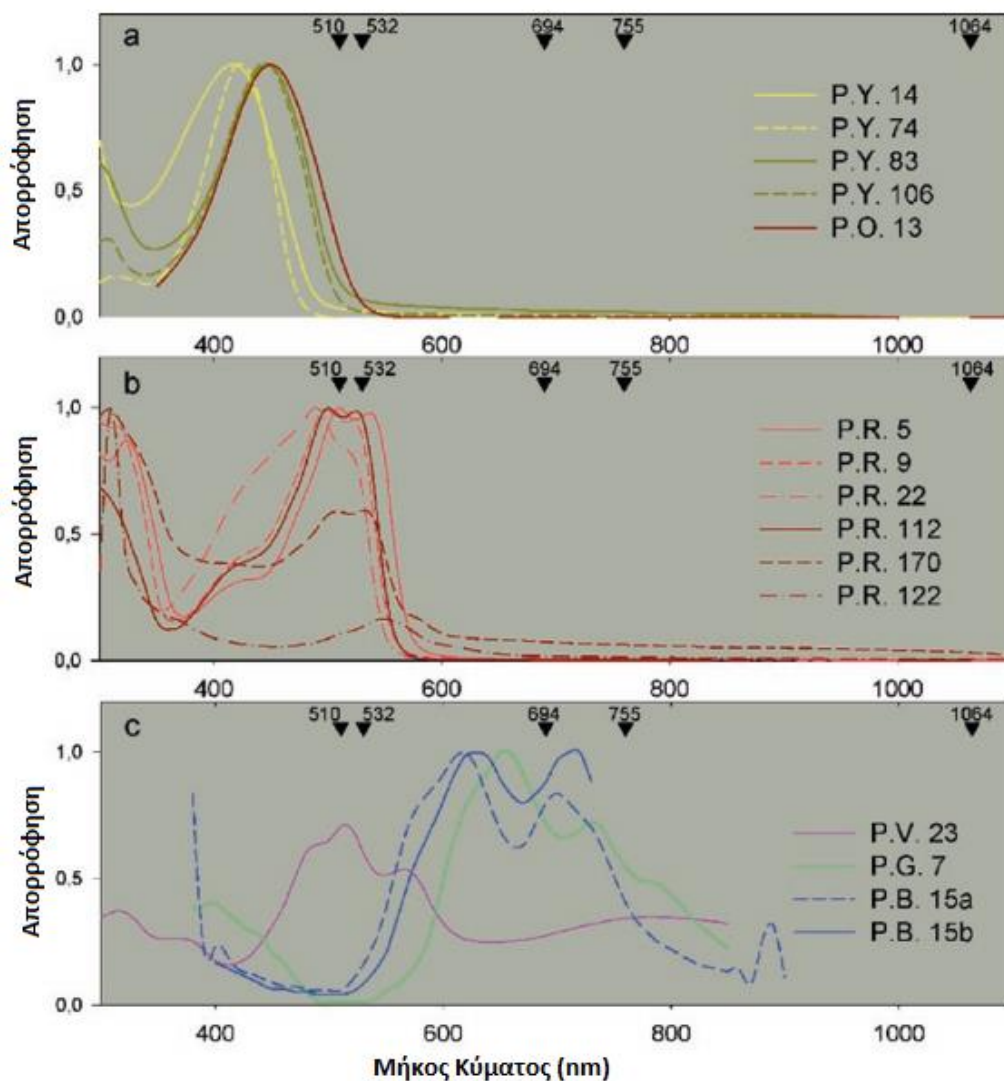
κολλαγόνου. Το αυξημένο κολλαγόνο βοηθάει στην βελτίωση των ρυτίδων και της υφής του δέρματος, γι' αυτό άλλωστε αποτελεί στόχο σε πολλές αισθητικές θεραπείες. Για τις ρυτίδες συγκεκριμένα φαίνεται πως απαιτούνται τουλάχιστον 4 συνεδρίες, και η βελτίωση φαίνεται σταδιακά για 6-9 μήνες μετά την ολοκλήρωση της θεραπείας [4]. Σύμφωνα με έρευνες το Nd:YAG των 1064 nm με παλμούς διάρκειας milliseconds έχει βελτιώσει κατά 12% τις ρυτίδες, κατά 17% την χαλάρωση του δέρματος, και κατά 20% την συνολική εμφάνιση του δέρματος, σε ασθενείς με φωτότυπους I-V και μετά από τουλάχιστον 7 συνεδρίες [30].

4.2 KTP lasers (Nd:YAG lasers διπλασιασμένης συχνότητας)

Το laser τιτανυλοφωσφορικού καλίου (Potassium Titanyl Phosphate ή KTP laser) αποτελεί μία υποκατηγορία του Nd:YAG laser, όπου ένας κρύσταλλος KTP τοποθετείται στο μονοπάτι της ακτίνας laser επιτυγχάνοντας διπλασιασμό της συχνότητας (frequency doubled Nd:YAG laser) [8]. Συνεπώς το KTP laser, ή αλλιώς Nd:YAG laser διπλασιασμένης συχνότητας, εκπέμπει ακτινοβολία μήκους κύματος 532 nm (πράσινου χρώματος), στοχεύοντας έτσι στη μελανίνη και στην οξυαιμοσφαιρίνη του δέρματος (κυρίως σε μικρό βάθος) [4].

Όπως προαναφέρθηκε, το μήκος κύματος ακτινοβολίας του KTP laser το καθιστά πολύ αποτελεσματικό όταν στόχος είναι η μελανίνη. Πιο συγκεκριμένα, για περιπτώσεις καλοηθών επιδερμικών δυσχρωμιών το Q-switched Nd:YAG laser διπλασιασμένης συχνότητας παρουσιάζει ιδιαίτερη χρησιμότητα. Έχει αποδειχτεί ότι η ακτινοβολία των φακίδων με τα lasers αυτά συμβάλλει καθοριστικά στην μείωσή τους, ενώ τα ίδια lasers σε λειτουργία ευρέως παλμού (long pulse) έχουν επίσης αποδειχτεί αποτελεσματικά και προτιμούνται ιδιαίτερα σε ασθενείς με σκούρο δέρμα, γιατί παρουσιάζουν μικρότερο ρίσκο εμφάνισης μεταφλεγμονόδους υπερμελάγχρωσης [17]. Επιπλέον, μία τρίμηνης διάρκειας έρευνα εξέτασε την αποτελεσματικότητα του KTP laser στην εξαφάνιση σημαδιών υπερμελάγχρωσης σε 49 ασθενείς, και επέδειξε βελτίωση των δυσχρωμιών κατά 75% στο 60% των σημαδιών που ακτινοβολήθηκαν με υψηλούς ρυθμούς ροής (4-5 J/cm²). Βέβαια, ορισμένοι ασθενείς παρουσίασαν παρενέργειες όπως ερύθημα, υπομελάγχρωση και υπερμελάγχρωση αμέσως μετά τη συνεδρία, που όμως διήρκεσαν το πολύ 3 μήνες πριν φύγουν από μόνα τους [31].

Τα Q-switched KTP lasers παρουσιάζουν ιδιαίτερη χρησιμότητα και στην αφαίρεση τατουάζ, ιδίως κόκκινου και πορτοκαλί χρώματος. Αυτό ισχύει διότι τα συγκεκριμένα χρώματα απορροφούν πολύ καλά ακτινοβολία των 532 nm (Εικόνες 4.3, 4.4), σε αντίθεση με τα πιο σκούρα χρώματα που απαιτούν μεγαλύτερα μήκη κύματος [4].



Εικόνα 4.3: Φάσματα απορρόφησης των συνηθέστερων (πέραν του μαύρου) χρωμάτων που συναντώνται στα τατουάζ. Τα σύμβολα στο πάνω μέρος των σχημάτων δείχνουν τα μήκη κύματος λειτουργίας των Q-switched lasers που χρησιμοποιούνται για αφαίρεση τατουάζ, ενώ αυτά στα δεξιά αφορούν στις διάφορες αποχρώσεις των εξεταζόμενων χρωμάτων (Κίτρινο, Πορτοκαλί, Κόκκινο, Μωβ, Πράσινο, Μπλε) [4].

	Μαύρο	Καφέ	Μπλε	Μωβ	Κόκκινο	Πορτοκαλί	Κίτρινο	Πράσινο
Laser ρουμπινιού	+++	+	+++	+	-	-	-	+++
Nd:YAG laser (1,064 nm)	+++	+	+++	-	-	-	-	-
Nd:YAG laser (532 nm)	-	+	-	-	+++	++	+	-
Laser αλεξανδρίτη	+++	+	+++	-	-	-	-	+++
Laser βαφής	-	-	-	+	+++	+++	+	-

Εικόνα 4.4: Ορισμένα από τα συνηθέστερα lasers για την αφαίρεση τατουάζ και τα χρώματα που αφαιρούν πιο αποτελεσματικά. +++=εξαιρετικά αποτελεσματικό, ++=μέτρια αποτελεσματικό, +=λίγο αποτελεσματικό [4].

Τα οφέλη των KTP lasers δεν σταματούν εκεί, αφού η απορρόφηση της ακτινοβολίας τους από την οξυαιμοσφαιρίνη τα καθιστά ιδανικά για την αντιμετώπιση της τηλαγγειεκτασίας (telangiectasia) στο πρόσωπο. Αυτό το είδος τηλαγγειεκτασίας αποτελεί έναν από τους συνηθέστερους λόγους για τον οποίο οι ασθενείς επισκέπτονται κέντρα αισθητικής. Σε μελέτες αυτής της περίπτωσης χρήσης των KTP lasers, φάνηκε πως οποιαδήποτε έκθεση ακτινοβολίας εντός του εύρους 8-24 J/cm² ήταν εξίσου αποτελεσματική για την τηλαγγειεκτασία, και μάλιστα χωρίς τη δημιουργία ουλής ή δυσχρωμιών [32]. Επίσης, έχει εκτιμηθεί και η χρησιμότητα κάποιου τρόπου ψύξης του δέρματος κατά τη διάρκεια της συνεδρίας με το KTP laser. Όπως φάνηκε, η ψύξη μείωσε σημαντικά τις παρενέργειες από το laser και ταυτόχρονα δεν μείωσε την αποτελεσματικότητά του στην αντιμετώπιση της τηλαγγειεκτασίας [8].

Τέλος, τα Nd:YAG lasers διπλασιασμένης συχνότητας μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αντιμετώπιση της κοινής ακμής. Παρότι αυτό το είδος laser επηρεάζει κατά βάση επιφανειακά σωματίδια, φαίνεται πως έχει την ικανότητα να ενεργοποιεί βακτηριακές πορφυρίνες ενώ παράλληλα προκαλεί κάποια θερμική βλάβη στους σημηματογόνους αδένες, συμβάλλοντας έτσι στην αντιμετώπιση της ακμής [18]. Σύμφωνα με μία έρευνα, η χρήση KTP laser με ακτινοβολία 12 J/cm², χρόνο 30-40 ms μεταξύ διαδοχικών παλμών, και συχνότητα 1-5 Hz, επέφερε σημαντική βελτίωση σε ορισμένα είδη ακμής (παρατηρήθηκε μείωση της ακμής κατά περισσότερο από 45%) μέσα σε μόλις 1 εβδομάδα, ωστόσο κάποια άλλα είδη επέδειξαν πολύ μικρή βελτίωση μέσα στο διάστημα των 4 εβδομάδων που διήρκησε η μελέτη. Συνολικά, η ακμή παρουσίασε βελτίωση κατά 25% 1 εβδομάδα μετά την συνεδρία και 21% μετά από 4 εβδομάδες. Αξίζει να σημειωθεί ότι κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης με το laser χρησιμοποιούταν συσκευή για την ψύξη του δέρματος, καθώς και ότι κανένα από τα υποκείμενα δεν είχε παρενέργειες όπως ερυθρότητα και ερεθισμό μετά τη συνεδρία [33].

Μία άλλη έρευνα εξέτασε ένα KTP laser με χαρακτηριστικά 4 mm διάμετρος ακτίνας, ακτινοβολία 7-9 J/cm², 20 ms χρόνο μεταξύ διαδοχικών παλμών, και συχνότητα 3-5 Hz. Ένα μήνα μετά την πραγματοποίηση 6-10 συνεδριών σε κάθε ασθενή σε διάστημα 2 εβδομάδων, παρατηρήθηκε βελτίωση κατά 36% της ελαφριάς έως μέτριας ακμής. Πιο συγκεκριμένα, μετά την παρέλευση του διαστήματος αυτού, η παραγωγή σμήγματος στα υποκείμενα είχε μειωθεί κατά 28%, όμως η επίδραση στο βακτήριο P.acnes (που αποτελεί βασικό παράγοντα για την πρόκληση ακμής) ήταν ασήμαντη [34]. Σε γενικές γραμμές φαίνεται πως το KTP laser από μόνο του οδηγεί σε μέτρια βελτίωση της ακμής, ωστόσο σε συνδυασμό με τοπικές και συστηματικές θεραπείες (π.χ ισοτρετινοΐνη) μπορεί να είναι ιδιαίτερα ωφέλιμο [18].

4.3 Dye lasers (lasers βαφής)

Τα lasers βαφής (Dye lasers) είναι lasers υγρής κατάστασης, καθώς το ενεργό τους μέσο είναι ένα υγρό σε συνδυασμό με κάποιο είδος βαφής. Ένα από τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα αυτών των lasers είναι η δυνατότητα ρύθμισης του μήκους κύματος της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας σε τιμές έως ± 100 nm με μία μόλις βαφή. Το χαρακτηριστικό αυτό, σε συνδυασμό με την ύπαρξη πληθώρας επιλογών για την βαφή που θα χρησιμοποιηθεί στο ενεργό μέσο, καθιστά τα lasers βαφής ικανά να εκπέμπουν φως σε οποιοδήποτε μήκος κύματος εντός του ορατού φάσματος. Μερικές από τις πιο συχνά συναντώμενες φθορίζουσες βαφές που χρησιμοποιούνται σε lasers βαφής είναι η ροδαμίνη 6G, η φλουορεσκεΐνη, η κουμαρίνη, η ομπελιφερόνη, το τετρακένιο, και ο πράσινος μαλαχίτης [4]. Στην αισθητική συνήθως συναντάται το παλμικό laser βαφής (Pulsed Dye Laser ή PDL), γι' αυτό και στο παρόν κεφάλαιο θα επικεντρωθούμε σε αυτό.

Όταν είχε εισέλθει στην αγορά για πρώτη φορά, το παλμικό laser βαφής (PDL) των 585 nm με διάρκεια παλμού 450 μ s είχε φανεί ιδιαίτερα αποτελεσματικό στην αντιμετώπιση δερματικών αγγειακών βλαβών, όπως τα επίπεδα αιμαγγειώματα (Port Wine Stains ή PWS) και η τηλαγγειεκτασία του προσώπου. Σήμερα, το ίδιο laser χρησιμοποιείται στο μήκος κύματος 595 nm (το οποίο απορροφά πολύ αποτελεσματικά η αιμοσφαιρίνη) και με διάρκεια παλμού 1,5-20 ms για να επιτελέσει την ίδια λειτουργία, ενώ παράλληλα χρησιμοποιείται και κάποια τεχνική ψύξης του δέρματος για ελαχιστοποίηση της πιθανότητας παρουσίας παρενεργειών. Κατά τη συνεδρία, το δέρμα δέχεται μία σειρά παλμών, επικαλυπτόμενων μεταξύ τους κατά 10-20%, οι οποίοι ιχνηλατούν τα αγγεία-στόχους και τα ακτινοβολούν στα προαναφερθέντα μήκη κύματος [17]. Σε έρευνα που χρησιμοποιήθηκε PDL διάρκειας παλμών 0,45 ms, με ακτινοβολία 6-7,75 J/cm², και με διάμετρο ακτίνας 5 mm, τα αποτελέσματα ήταν εντυπωσιακά. Στο 83,5% των ασθενών υπήρξε βελτίωση κατά 76-100%, ενώ στους υπόλοιπους ασθενείς η βελτίωση και πάλι ήταν σημαντική, συγκεκριμένα 51-75%. Βέβαια μετά τη συνεδρία και για έως 2 εβδομάδες παρατηρήθηκε ερυθρότητα στο δέρμα των ασθενών, η οποία γενικά είναι ένα συχνό επακόλουθο μίας συνεδρίας με PDL μικρής διάρκειας παλμών [35]. Ένας τρόπος αντιμετώπισης αυτού είναι η χρήση διάρκειας παλμών τουλάχιστον 6 ms, ενώ αν θέλουμε παράλληλα με τη μείωση της ερυθρότητας να αυξήσουμε την αποτελεσματικότητα, ενδείκνυται η χρήση διπλών ή και τριπλών παλμών σε μικρούς ρυθμούς ροής. Για παράδειγμα, νεότερα PDLs με μεγαλύτερη διάρκεια παλμού (Long-Pulse Dye Laser ή LPDL), ακτινοβολία 10 J/cm², και διάμετρο ακτίνας 10 mm συνήθως προκαλούν εξαφάνιση της τηλαγγειεκτασίας του προσώπου κατά 90% σε μόλις μία συνεδρία, ενώ η παράλληλη χρήση προηγμένων τεχνικών ψύξης του δέρματος συμβάλλει στην ελαχιστοποίηση του πόνου και της επακόλουθης ερυθρότητας [17].

Τα PDLs των 510 nm είναι πολλές φορές χρήσιμα και για αφαίρεση τατουάζ. Όπως εξετάστηκε και στην παράγραφο 4.2 με τα KTP lasers, κόκκινα και πορτοκαλί μελάνια εντός του δέρματος απορροφούν σε μεγάλο βαθμό ακτινοβολίες στο εύρος 500-535 nm (Εικόνα 4.3), επομένως τα lasers που εκπέμπουν εντός αυτού του εύρους είναι ιδανικά για το σβήσιμο κόκκινων και πορτοκαλί τατουάζ. Μάλιστα,

συγκρίνοντας τα PDLs για αφαίρεση μελανιού και τα KTP lasers (Εικόνα 4.4) θα παρατηρήσουμε ότι παρουσιάζουν πολύ μεγάλη ομοιότητα, καθώς εκπέμπουν σε πολύ κοντινά μήκη κύματος. Οι μόνες διαφορές έγκεινται στην λίγο μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα του KTP στο σβήσιμο του καφέ χρώματος, ενώ από την άλλη το PDL είναι λίγο καλύτερο στο σβήσιμο του πορτοκαλί και του μωβ μελανιού [8].

Επιπροσθέτως, τα PDL μπορούν να συμβάλλουν στην εξαφάνιση δυσχρωμιών της επιδερμίδας. Λόγω του μικρού μήκους κύματος ακτινοβολίας (510 nm), η ενέργεια απορροφάται κατά βάση από τα πρώτα στρώματα του δέρματος και ένα πολύ μικρό κομμάτι της φτάνει στα βαθύτερα. Έτσι, σημάδια όπως πανάδες, φακίδες, και μεταφλεγμονώδεις υπερμελαγχρώσεις αποκρίνονται πολύ καλά στην ακτινοβολία με ένα PDL. Από την άλλη, αν ο πυρήνας των δυσχρωμιών βρίσκεται στην δερμίδα τότε το PDL δεν αποτελεί τον κατάλληλο υποψήφιο για την πραγματοποίηση της θεραπείας. Αν και τα lasers βαφής συνεχούς κύματος (continuous wave-CW) στα 577 και 585 nm φαίνεται να δρουν θετικά σε τέτοιες δυσχρωμίες, ο κίνδυνος θερμικής βλάβης είναι αρκετά μεγαλύτερος [8].

Η χρήση του PDL επεκτείνεται και σε άλλες περιπτώσεις όπως η κοινή ακμή. Οι μηχανισμοί λειτουργίας αυτού του είδους laser σε ασθενείς με ακμή είναι 2, ο φωτοχημικός και ο φωτοθερμικός (βλ. παραγράφους 3.4.1 και 3.4.2). Ο φωτοχημικός μηχανισμός σχετίζεται με την μείωση των βακτηρίων *P.acnes*, που αποτελούν βασικό παράγοντα ανάπτυξης της ακμής, μέσω οξειδωτικών αντιδράσεων που προκαλούνται από την απορρόφηση ακτινοβολίας από τις πορφυρίνες. Ταυτόχρονα, με τη θερμότητα που προκαλείται στο δέρμα από την ενέργεια του laser, προκαλείται βλάβη στους σημηματογόνους αδένες, γεγονός που επίσης συμβάλλει στη μείωση της ακμής. Έχουν διεξαχθεί πολλές μελέτες για την επίδραση των PDLs στην κοινή ακμή, καθώς και πολλές άλλες που συγκρίνουν διάφορους τρόπους αντιμετώπισης της ακμής (μεταξύ αυτών και το PDL) [36, 37, 38]. Ένα βέβαιο συμπέρασμα είναι ότι όντως υπάρχει βελτίωση της ακμής όταν ο ασθενής ακολουθεί θεραπεία με PDL. Παρόλα αυτά, τα αποτελέσματα της σύγκρισης των μεθόδων δεν δίνουν ένα σαφές αποτέλεσμα ως προς το ποια είναι τελικά η καλύτερη μέθοδος (ή συνδυασμός μεθόδων) για την αντιμετώπιση της ακμής [19].

Βέβαιη είναι η χρησιμότητα των PDLs και στη βελτίωση ουλών. Σύμφωνα με έρευνες, το PDL των 595 nm μπορεί να οδηγήσει σε αισθητή βελτίωση χειλοειδών και γενικότερα κόκκινων υπερτροφικών ουλών. Μάλιστα, φαίνεται πως το PDL αποτελεί μία από τις πιο αποτελεσματικές επιλογές laser για την εξαφάνιση τέτοιων ουλών από το δέρμα [39].

Ολοκληρώνοντας, τα PDLs μπορούν να συμβάλλουν στην βελτίωση μελανιών και ραγάδων. Σε ό, τι αφορά τις μελανιές, έχουν μελετηθεί οι περιπτώσεις μελανιών μετά από επεμβάσεις, και φαίνεται πως το αποτέλεσμα ακτινοβολήσής τους με το συγκεκριμένο laser είναι πολλά υποσχόμενο. Ο μηχανισμός λειτουργίας του PDL για τις μελανιές βασίζεται στην απορρόφηση της ακτινοβολίας από την οξυαιμοσφαιρίνη, η οποία στη συνέχεια εξασφαλίζει τη μεταφορά της ενέργειας στο εσωτερικό των κυττάρων-στόχων, με αποτέλεσμα την καταστροφή τους [19]. Μία έρευνα σε 34

ασθενείς έδειξε κατά μέσο όρο βελτίωση των μελανιών κατά 75%, ενώ οι παρενέργειες ήταν ελαφρύ οίδημα και πόνος. Για αυτή την εφαρμογή οι μελέτες δείχνουν ότι οι μικρότεροι παλμοί PDL (μικρότεροι από 6 ms) επιφέρουν καλύτερα αποτελέσματα [40]. Από την άλλη, η περίπτωση των ραγάδων είναι πιο σύνθετη. Τα αποτελέσματα σε ασθενείς που έκαναν συνεδρίες με PDL για αυτόν τον λόγο ποικίλουν, ωστόσο κατά γενική ομολογία θεωρείται ότι το PDL βοηθάει στη μείωση της ερυθρότητας των ραγάδων (όσο είναι ακόμα στο αρχικό στάδιο) και πιθανώς βελτιώνει την συνολική υφή και εμφάνισή τους στο δέρμα [41].

4.4 Ruby lasers (lasers ρουμπινιού)

Το laser ρουμπινιού είναι laser στερεάς κατάστασης, αφού το ενεργό του μέσο είναι ένας κρύσταλλος ρουμπινιού. Το συγκεκριμένο είδος laser εκπέμπει ακτινοβολία μήκους κύματος 694 nm (κόκκινο), ιδανική για απορρόφηση από τη μελανίνη. Το γεγονός αυτό, σε συνδυασμό με την κακή απορρόφηση του εν λόγω μήκους κύματος από την αιμοσφαιρίνη, καθιστά τα lasers ρουμπινιού ιδανικά για την αντιμετώπιση δυσχρωμιών στο δέρμα [8]. Η διάρκεια των παλμών ενός τέτοιου laser ποικίλει ανάλογα με την εφαρμογή, αλλά συνήθως συναντάται το laser ρουμπινιού με Q διακόπτη (Q-Switched) που χαρακτηρίζεται από εξαιρετικά σύντομους παλμούς με πολύ μεγάλες ενέργειες.

Με την τόσο καλή απορρόφηση του φωτός που παράγει ένα laser ρουμπινιού από τη μελανίνη, η χρησιμότητα αυτού του laser στην αντιμετώπιση φακίδων και πανάδων είναι εμφανής. Πιο συγκεκριμένα, το laser ρουμπινιού με Q διακόπτη (Q-Switched Ruby Laser ή QSRL) παράγει ακτινοβολία πολύ μεγάλης ενέργειας, που οδηγεί σε μία απότομη αύξηση της θερμοκρασίας των μελανοκυττάρων (1000 °C). Η υψηλή θερμοκρασία προκαλεί με τη σειρά της την εξάτμιση των μελανοκυττάρων ή τη βλάβη τους (φωτοθερμική βλάβη), ενώ υπάρχει ταυτόχρονη διάλυση των χρωμοφόρων αυτών λόγω της έντονης διαφοράς θερμοκρασίας με τους περιβάλλοντες ιστούς (φωτομηχανική βλάβη) [18]. Μία έρευνα σε 8 γυναίκες έδειξε ότι το QSRL παλμού διάρκειας 40 ns με εμβαδόν ακτίνας 4 mm² κατάφερε σε μία μόλις συνεδρία να μειώσει σημαντικά τις επιδερμικές δυσχρωμίες (μέγιστου βήθους 0,6 mm) στα χέρια τους [42]. Επίσης, το laser ρουμπινιού με ευρείς παλμούς (Long-Pulsed Ruby Lasers ή LPRL) φαίνεται πως είναι και αυτό αποτελεσματικό για την αντιμετώπιση φακίδων και πανάδων, και μάλιστα είναι προτιμότερο από το QSRL σε άτομα με σκούρο δέρμα καθότι υπάρχει μικρότερος κίνδυνος εμφάνισης μεταφλεγμονώδους υπερμελάγχρωσης (Post-Inflammatory Hyperpigmentation ή PIH) [4].

Η αφαίρεση τατουάζ είναι και αυτή εντός των δυνατοτήτων ενός QSRL. Μάλιστα, το συγκεκριμένο laser αποτελεί μία από τις καλύτερες επιλογές για αυτόν τον σκοπό, και παρουσιάζει την καλύτερη απόδοση σε περιπτώσεις μαύρου, μπλε και πράσινου μελανιού (Εικόνα 4.4). Όταν επιλέγεται το επίπεδο ενέργειας για την αφαίρεση τατουάζ με QSRL, στόχος θα πρέπει να είναι η άμεση λεύκανση της υπό

ακτινοβολήση περιοχής με καθόλου ή ελάχιστη αιμορραγία, ενώ θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη και η ένταση του χρώματος του τατουάζ. Για τις περισσότερες περιπτώσεις συνίσταται διάμετρος ακτίνας 6,5 mm με αρχικό ρυθμό ροής 3-5 J/cm². Θα πρέπει ωστόσο να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή διότι η εξαιρετική απορρόφηση της ακτινοβολίας από τη μελανίνη μπορεί να οδηγήσει σε υπομελάγχρωση, η οποία ενδέχεται να παραμείνει για μήνες στο δέρμα [8].

Τέλος, τα lasers ρουμπινιού χρησιμοποιούνται για την αποτρίχωση. Για την επίτευξη της θερμικής βλάβης στους θύλακες των τριχών η διάρκεια παλμού χρειάζεται να είναι μικρότερη από τον θερμικό χρόνο χαλάρωσης (thermal relaxation time) του θύλακα της τρίχας. Επομένως, δεδομένης της εκτίμησης του χρόνου αυτού σε 10-100 ms (ανάλογα με το μέγεθος της τρίχας), αρχικά θεωρούνταν πως θα πρέπει οι παλμοί του laser να έχουν διάρκεια της τάξης του ms. Έτσι, τα lasers ρουμπινιού κανονικής λειτουργίας κρίθηκαν κατάλληλα για την αποτρίχωση. Παρόλα αυτά, στην αποτρίχωση με laser ο πραγματικός στόχος δεν έχει χρώμα και βρίσκεται σε κάποια απόσταση από τις δομές με χρώμα. Κατά συνέπεια, έχει προταθεί ότι παλμοί με διάρκεια μεγαλύτερη του θερμικού χρόνου χαλάρωσης του θύλακα της τρίχας επιτρέπουν στη θερμική βλάβη να φτάσει στον θύλακα και να προκαλέσει μόνιμη απώλεια τριχών. Φαίνεται λοιπόν ότι τα LPRLs (διάρκεια παλμού >100 ms) θερμαίνουν τον ιστό αρκετά ώστε να επιτευχθεί μακροχρόνια αποτρίχωση [14]. Έχουν διεξαχθεί αρκετές έρευνες που εξετάζουν την αποτελεσματικότητα των lasers ρουμπινιών στην αποτρίχωση, με αποτελέσματα που ποικίλουν. Δύο από αυτές έδειξαν 38-49% μείωση στην τριχοφυΐα (ανάλογα με τον χρησιμοποιούμενο ρυθμό ροής) 2-4 μήνες μετά από μία συνεδρία με laser ρουμπινιού [43, 44], ωστόσο 2 άλλες έρευνες κατέληξαν στο ότι δεν υπήρξε ουσιαστική μακροχρόνια μείωση της τριχοφυΐας με 1-3 συνεδρίες με laser ρουμπινιού [44, 45]. Συνολικά φαίνεται πως το εν λόγω είδος laser είναι χρήσιμο για την αποτρίχωση, αλλά δεν προσφέρει θεαματικά αποτελέσματα, ειδικά βραχυπρόθεσμα και με λίγες συνεδρίες [4].

4.5 Alexandrite Lasers (lasers αλεξανδρίτη)

Το laser αλεξανδρίτη είναι ένα laser στερεάς μορφής. Το ενεργό του μέσο αποτελείται από χρυσοβέρυλο με πρόσμειξη χρωμίου (γνωστό και ως αλεξανδρίτης) και μπορεί να λειτουργήσει εκπέμποντας είτε συνεχή (μέχρι και 100W) είτε παλμική ακτινοβολία. Γενικά αποτελεί ένα laser με ρυθμιζόμενο μήκος κύματος ακτινοβολίας στο εύρος 700-830 nm, ωστόσο στις περιπτώσεις χρήσης που θα μελετήσουμε στο παρόν κεφάλαιο το μήκος κύματος του laser θα είναι τα 755 nm. Αυτού του είδους η ακτινοβολία απορροφάται κατά βάση από τη μελανίνη (της οποίας το εύρος απορρόφησης ακτινοβολίας φτάνει από τα 351 έως και τα 1064 nm) και μελάνια εντός του δέρματος, ενώ παράλληλα η απορρόφηση από το αίμα δεν είναι σημαντική. Γι' αυτό και το laser αλεξανδρίτη έχει ως κύριο στόχο την καταστροφή δομών του δέρματος που περιέχουν μελανίνη ή άλλα μελάνια [4].

Έχοντας τη μελανίνη ως κύριο στόχο, το laser αλεξανδρίτη καθίσταται ιδανικό για την αντιμετώπιση φακίδων και ηλιακών πανάδων του δέρματος. Πιο συγκεκριμένα, το εν λόγω laser σε λειτουργία με Q διακόπτη (Q-Switched Alexandrite Laser ή QSAL) έχει μελετηθεί, στα πλαίσια έρευνας, σε 197 ασθενείς με φακίδες. Η ακτινοβολία των φακίδων έγινε με παλμούς διάρκειας 100 ns και μεγέθους ακτίνας 3 mm². Με μία μόλις συνεδρία τα αποτελέσματα του 64% των συμμετεχόντων ήταν εξαιρετικά, ενώ για το πλήρες ξεθώριασμα του 76% των συνολικών φακίδων απαιτούνταν κατά μέσο όρο 1,5 συνεδρία με ρυθμό ροής 7 J/cm². Αξίζει να σημειωθεί ότι δεν παρατηρήθηκαν ουλές, επίμονες δερματικές δυσχρωμίες ή αλλαγές στην υφή μετά τις συνεδρίες [46]. Ένα πλεονέκτημα της χρήσης του QSAL είναι η μικρή πιθανότητα εμφάνισης μεταφλεγμονώδους υπερμελάγχρωσης (PIH) σε σκούρα δέρματα (περίπου 20%) [17]. Αυτό ισχύει επειδή τα μεγαλύτερα μήκη κύματος (>600 nm) διεισδύουν σε μεγαλύτερο βάθος στην dermίδα και απορροφώνται σε μικρότερο βαθμό από την επιδερμική μελανίνη. Παράλληλα, σε τέτοια μήκη κύματος η απορρόφηση του φωτός από την οξυαιμοσφαιρίνη είναι πολύ μικρή, με αποτέλεσμα να υπάρχει πολύ λιγότερη ερυθρότητα στο δέρμα αμέσως μετά τη συνεδρία. Από την άλλη, σε lasers με μήκη κύματος ακτινοβολίας εντός του φάσματος 400-600 nm, η οξυαιμοσφαιρίνη ανταγωνίζεται τη μελανίνη για την απορρόφηση της φωτεινής ενέργειας και πιθανώς να προκύψουν αγγειακές βλάβες [18]. Αυτό το μεγαλύτερο βάθος διείσδυσης της ακτινοβολίας του laser αλεξανδρίτη όμως μπορεί να προκαλέσει και προβλήματα. Αν χρησιμοποιηθεί υψηλός ρυθμός ροής, μπορεί να προκληθεί μόνιμη βλάβη στα μελανοκύτταρα των θυλάκων των τριχών (που βρίσκονται σε βάθος όπου φτάνει το φως των 755 nm), προκαλώντας έτσι λευκοτριχία [17].

Φυσικά, η χρήση των lasers αλεξανδρίτη επεκτείνεται και στην αφαίρεση τατουάζ. Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 4.4, το μήκος κύματος του συγκεκριμένου laser είναι ιδανικό για την αφαίρεση μαύρου, μπλε, και πράσινου μελανιού. Αμέσως μετά τη συνεδρία αναμένεται τοπική λεύκανση του τμήματος δέρματος με το τατουάζ, που αποτελεί ένδειξη της καλής απορρόφησης της ακτινοβολίας από το μελάνι [4].

Μία από τις βασικότερες εφαρμογές των lasers αλεξανδρίτη είναι η αποτρίχωση. Όπως προαναφέρθηκε, το μήκος κύματος των 755 nm συνδυάζει την καλή απορρόφηση από τη μελανίνη και τη βαθιά διείσδυση στη dermίδα, καθιστώντας έτσι εφικτή τη θέρμανση του θύλακα της τρίχας μέχρι το σημείο μόνιμης βλάβης του. Για αυτή την εφαρμογή χρησιμοποιούνται χρονικά ευρείς χρονικοί παλμοί (Long-pulse Alexandrite Laser ή LPAL). Συγκριτικά με το laser ρουμπινιού (βλ. παράγραφο 4.4), το μεγαλύτερο βάθος διείσδυσης της ακτινοβολίας του laser αλεξανδρίτη το καθιστά ασφαλέστερο για πιο σκούρα δέρματα (Εικόνα 4.2). Έχουν διεξαχθεί πολλές έρευνες που αποδεικνύουν την αποτελεσματικότητα του laser αλεξανδρίτη. Μία από αυτές έδειξε μείωση των τριχών κατά 40-56% 6 μήνες μετά από μία μόνο συνεδρία με laser αλεξανδρίτη στο άνω χείλος, πόδια και πλάτη των συμμετεχόντων [47]. Επιπλέον, έρευνες που συνέκριναν διάφορες διάρκειες παλμών κατέληξαν στο ότι η μείωση της τριχοφυΐας δεν επηρεάζεται, ωστόσο με τη διάρκεια

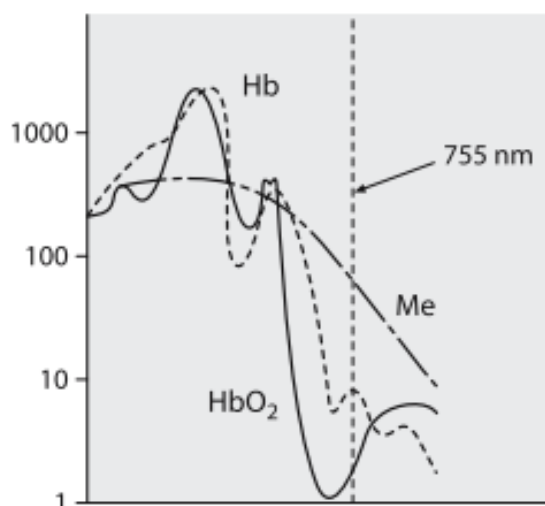
των 20 ms η μεταφλεγμονώδης υπερμελάγχρωση ήταν λιγότερο σοβαρή απ' ότι στα 5 και 10 ms [48, 49].

Τα lasers αλεξανδρίτη μπορούν τέλος να χρησιμοποιηθούν για την αντιμετώπιση της τηλαγγειεκτασίας των φλεβών στα πόδια (Εικόνα 4.5).

Laser	Μήκος κύματος (nm)	Διάρκεια παλμού (ms)
KTP	532	1-200
Παλμικό βαφής	585	0.45
Παλμικό βαφής (long-pulse)	585, 590, 595, 600	0.5-40
Αλεξανδρίτη	755	3-40
Διοδικό	800, 810, 930	1-250
Nd:YAG	1064	0.3-100

Εικόνα 4.5: Τα lasers που χρησιμοποιούνται για την αντιμετώπιση των εμφανών φλεβών στα πόδια [8].

Αν παρατηρήσουμε την καμπύλη απορρόφησης ακτινοβολίας της αιμοσφαιρίνης (Εικόνα 4.6), θα δούμε ότι υπάρχει μία μικρή κορυφή στα 700-900 nm, πράγμα που ενθάρρυνε τη δοκιμή αυτού του laser (λόγω και του μεγαλύτερου βάθους διείσδυσης) για τις μεγαλύτερες και βαθύτερες αυτές φλέβες. Το εν λόγω laser, όταν χρησιμοποιείται με διάρκεια παλμού 3-20 ms (δηλαδή LPAL) θεωρείται ότι φτάνει σε βάθος 2-3 mm στο δέρμα [8].



Εικόνα 4.6: Οι καμπύλες απορρόφησης ακτινοβολίας για τη μελανίνη (Me), την αιμοσφαιρίνη (Hb), και την οξυαιμοσφαιρίνη (HbO₂), καθώς και το μήκος κύματος ακτινοβολίας του laser αλεξανδρίτη [8].

Η κατάλληλη επιλογή των παραμέτρων του LPAL έχει ερευνηθεί από πολλές μελέτες. Τα βέλτιστα αποτελέσματα παρατηρήθηκαν με ρυθμό ροής 20 J/cm^2 και με διπλούς παλμούς. Άλλες έρευνες εξέτασαν την απόκριση ασθενών, φωτότυπων I-III κατά Fitzpatrick, στην ακτινοβολία των φλεβών των ποδιών τους με laser αλεξανδρίτη. Το laser είχε διάρκεια παλμών 3 ms, διάμετρο ακτίνας 8 mm και ρυθμό ροής εντός του εύρους $60\text{-}80 \text{ J/cm}^2$, ενώ κατά τη διάρκεια της συνεδρίας εφαρμοζόταν εξωτερική ψύξη στην επιδερμίδα. 4 εβδομάδες μετά από μία μόνο συνεδρία, το 35% των φλεβών που είχαν ακτινοβοληθεί ήταν λιγότερο εμφανές κατά 75%, ενώ το 33% των φλεβών παρουσίασε βελτίωση κατά περισσότερο από 50. Στις 12 εβδομάδες υπήρχε βελτίωση άνω του 75% στο 65% των φλεβών που είχαν ακτινοβοληθεί. Ωστόσο, στο 35% των ακτινοβολουμένων περιοχών του δέρματος υπήρξε επακόλουθη υπερμελάγχρωση, και οι ασθενείς σημείωσαν ότι η συνεδρία τους ήταν ενοχλητική [8].

4.6 Diode lasers (διοδικά lasers)

Το διοδικό laser είναι ένα laser στερεάς κατάστασης, το οποίο έχει ως ενεργό μέσο έναν ημιαγωγό. Στον ημιαγωγό αυτό, λόγω του ρεύματος που υπάρχει από τη μετακίνηση οπών και ηλεκτρονίων, δημιουργούνται οι κατάλληλες συνθήκες για να πραγματοποιηθεί το φαινόμενο του lasing. Τα δυνατά μήκη κύματος της ακτινοβολίας που εκπέμπει ένα διοδικό laser είναι πολλά, με τα συνηθέστερα από αυτά να βρίσκονται στην περιοχή γύρω από τα 800 nm και τα 1450 nm σε ό, τι αφορά τις εφαρμογές στη αισθητική. Τα lasers αυτά είναι πολύ αποδοτικά, καθώς η μετατροπή ηλεκτρικού ρεύματος σε φως μπορεί να φτάσει μέχρι και το 60%. Επομένως, αποτελούν πολύ ισχυρά (μέχρι 100 W) lasers, και σε συνδυασμό με το μικρό μέγεθός τους και την ευελιξία στην επιλογή μήκους κύματος (μπορούν να φτάσουν από υπεριώδεις μέχρι και υπέρυθρο φως), καθίστανται χρήσιμα σε πληθώρα ιατρικών εφαρμογών, και φυσικά στην αισθητική [4].

Μεγάλη είναι η χρησιμότητα των διοδικών lasers σε περιπτώσεις κοινής ακμής. Υπάρχουν 2 επιλογές μήκους κύματος των διοδικών lasers για αυτές τις εφαρμογές, τα 800-810 nm και τα 1450 nm. Στην πρώτη περίπτωση, αρχικά εφαρμόζεται τοπικά στις περιοχές του δέρματος με ακμή το εξωγενές χρωμοφόρο πράσινο ινδοκυανίνης (indocyanine green ή ICG), το οποίο απορροφά βέλτιστα ακτινοβολία στα 805 nm και που λίγο μετά την εφαρμογή του στο δέρμα συσσωρεύεται στους σμηγματογόνους αδένες. Έπειτα, ακτινοβολείται η περιοχή του δέρματος με διοδικό laser μήκους κύματος 800-810 nm, επιδρώντας στους αδένες αυτούς τόσο με φωτοδυναμικό όσο και με φωτοθερμικό μηχανισμό (βλ. παραγράφους 3.4.1, 3.4.2) [18]. Σε μία έρευνα που διεξήχθη, 22 ασθενείς με ακμή στην πλάτη και το πρόσωπο ακτινοβολήθηκαν με διοδικό laser 803 ή 809 nm αφού είχαν περάσει 5-15 λεπτά από την εφαρμογή του ICG στο δέρμα, και το αποτέλεσμα ήταν μικρότερος βαθμός φλεγμονής, μείωση του πρηξίματος από την ακμή, και

μείωση του P.acnes και της παραγωγής σμηγματογόνων [50]. Επίσης, σε μία άλλη έρευνα, οι συμμετέχοντες ασθενείς πέρασαν 24 ώρες με το ICG πριν γίνει η συνεδρία με το διοδικό laser (810 nm, διάμετρος ακτίνας 4mm, ρυθμός ροής 40 J/cm², παλμός διάρκειας 50 ms), με την ιστολογική εξέταση αυτών των ασθενών να δείχνει επιλεκτική νέκρωση των σμηγματογόνων αδένων, συντελώντας έτσι στη βελτίωση της ακμής [51]. Η μείωση της ακμής μπορεί να επέλθει και από διοδικό laser των 1450 nm, καθώς έχει αποδειχτεί ικανό να προκαλέσει βλάβη στους σμηγματογόνους αδένες [4]. Μία έρευνα εξέτασε την αποτελεσματικότητα του εν λόγω laser σε 20 ασθενείς με ακμή στο πρόσωπο, χρησιμοποιώντας είτε 14 J/cm² είτε 16 J/cm². Στους ασθενείς χρησιμοποιήθηκε τοπικό αναισθητικό και έκαναν 3 συνεδρίες, ανά 3-4 εβδομάδες. Μετά τις συνεδρίες αυτές, υπήρξε μείωση της ακμής κατά 75,1% στην περίπτωση των 14 J/cm² και κατά 70,6% στην περίπτωση των 16 J/cm², η οποία διήρκεσε μέχρι και 12 μήνες. Ο πόνος των ασθενών κατά τη διάρκεια των συνεδριών ήταν μέτριος, ενώ μετά τις συνεδρίες παρατηρήθηκε ερυθρότητα και οίδημα στα ακτινοβολημένα σημεία [52].

Το διοδικό laser των 1450 nm, λόγω του μεγάλου μήκους κύματος, μπορεί να στοχεύσει το νερό των ιστών (το οποίο απορροφά βέλτιστα στο υπέρυθρο φάσμα), προκαλώντας έτσι εξάτμισή του και κατά συνέπεια μη αφαιρετική (γιατί δεν επηρεάζεται η επιδερμίδα αλλά μόνο η δερμίδα) αναζωογόνηση και αναδόμηση του δέρματος [4]. Η αναζωογόνηση αυτή μεταξύ άλλων περιλαμβάνει την διέγερση των ινοβλαστών για να παράξουν κολλαγόνο, με επακόλουθη μείωση των ρυτίδων του δέρματος [18]. Σύμφωνα με μία έρευνα, 4 συνεδρίες με διοδικό laser 1450 nm οδήγησαν σε ελαφριά προς μέτρια βελτίωση των ρυτίδων του προσώπου και στους 25 συμμετέχοντες, αλλά και σε αύξηση του κολλαγόνου του δέρματος 6 μήνες μετά την τελευταία συνεδρία, με ελαφρές παρενέργειες όπως ερυθρότητα, οίδημα και μεταφλεγμονώδη υπερμελάγχρωση [53]. Πέρα από τις ρυτίδες όμως, η αναδόμηση του δέρματος μπορεί να φανεί χρήσιμη όταν στόχος είναι η βελτίωση της όψης των ατροφικών ουλών. Σε γενικές γραμμές, 1 συνεδρία το μήνα για διάστημα 3 μηνών με διοδικό laser 1450 nm οδηγεί σε βελτίωση των ατροφικών ουλών κατά 40-50%, αν και το αποτέλεσμα εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό και από την ικανότητα του οργανισμού του ασθενούς να επουλώνει τις πληγές του [4].

Από τους συχνότερους τομείς χρήσης των διοδικών lasers είναι αυτός της αποτρίχωσης. Σε τέτοιες εφαρμογές χρησιμοποιούνται μήκη κύματος 800-810 nm, τα οποία, λόγω μειωμένης σκέδασης, διεισδύουν βαθιά στο δέρμα και φτάνουν στον θύλακα της τρίχας πιο εύκολα απ' ότι μικρότερα μήκη κύματος. Στα 800 nm, το 24% του προσπίπτοντος ρυθμού ροής φτάνει σε βάθος 3 mm, σε αντίθεση με τα 700 nm όπου το αντίστοιχο ποσοστό είναι μόλις 5%. Αξιοσημείωτο είναι επίσης το γεγονός πως, αν και η ενέργεια φωτός 800 nm απορροφάται 30% λιγότερο από τη μελανίνη συγκριτικά με το φως που παράγει ένα laser ρουμπινιού, στα 800 nm παρατηρούμε μεγαλύτερο βάθος διείσδυσης. Το διοδικό laser αποτελεί καλύτερη επιλογή για άτομα με πιο σκούρες επιδερμίδες (Εικόνα 4.2) λόγω της μικρότερης απορρόφησης του εκπεμπόμενου φωτός από την επιδερμική μελανίνη. Πολλές μελέτες έχουν εξετάσει την αποτελεσματικότητα του διοδικού laser 810 nm στην αποτρίχωση [8]. Τα

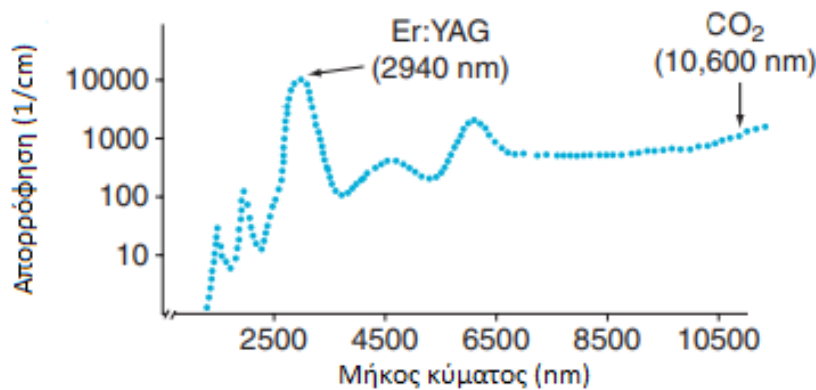
ποσοστά επιτυχίας κυμαίνονται από 65% έως 75% 3 μήνες μετά από 1-2 συνεδρίες, με ρυθμούς ροής 10-40 J/cm² [54]. Εντούτοις το ποσοστό αυτό αυξήθηκε σε άνω του 75% σε 91% των ασθενών 8 μήνες μετά από 3-4 συνεδρίες στα 40 J/cm² [55]. Όσον αφορά το διοδικό laser 800 nm, οι έρευνες δείχνουν επιτυχία (μόνιμη απώλεια τριχών) σε ποσοστό μεγαλύτερο του 89% των ασθενών [56, 57].

Αν και όχι πολύ συχνή, η χρήση των διοδικών lasers σε τηλαγγειεκτασίες των φλεβών των ποδιών μπορεί να είναι ωφέλιμη. Σε αυτές τις εφαρμογές τα χρησιμοποιούμενα μήκη κύματος είναι 810 nm και 940 nm [18]. Σε μία έρευνα, διοδικό laser 810 nm με διάμετρο ακτίνας 12 mm, διάρκεια παλμού 60 ms, και ρυθμό ροής 80-100 J/cm², με παράλληλη ψύξη του δέρματος, εξαφάνισε πλήρως τις φλέβες των ποδιών σε 15 από τους 35 ασθενείς, όμως 6 μήνες μετά τη δεύτερη συνεδρία επανεμφανίστηκαν οι φλέβες σε 7 ασθενείς [58]. Μία άλλη έρευνα εξέτασε την αποτελεσματικότητα του διοδικού laser 940 nm, με 300-350 J/cm², διάρκεια παλμού 40-70 ms, και διάμετρο ακτίνας 1 mm. Η όψη των φλεβών βελτιώθηκε κατά >50% σε 20 ασθενείς, και κατά >75% σε 12 ασθενείς, ενώ 1 χρόνο μετά την τελευταία συνεδρία υπήρχε βελτίωση >75% στο 75% των ασθενών [59, 60]. Βέβαια, είναι σημαντικό να αναφερθεί πως σε μία άλλη έρευνα το ποσοστό βελτίωσης ήταν πολύ χαμηλότερο [61], καθώς και ότι σε πολλές περιπτώσεις υπήρχε πόνος κατά τη διάρκεια της συνεδρίας και παρενέργειες μετά τη συνεδρία [18].

4.7 CO₂ lasers (lasers διοξειδίου του άνθρακα)

Το laser διοξειδίου του άνθρακα (CO₂ laser) είναι ένα laser αέριας κατάστασης, καθώς το ενεργό του μέσο περιλαμβάνει ένα μίγμα αερίων, CO₂ (1-9%), N₂ (13-45%), και He (60-85%). Το εύρος των ισχύων που μπορεί να παράξει είναι ιδιαίτερα μεγάλο (από mW μέχρι δεκάδες kW σε λειτουργία CW) και η αποδοτικότητά του μπορεί να φτάσει το 30%. Όλα αυτά, σε συνδυασμό με το μικρό μέγεθος και κόστος του CO₂ laser, το καθιστούν συχνά χρησιμοποιούμενο στην αισθητική, με τις εφαρμογές του να αφορούν το μήκος κύματος των 10.600 nm [4].

Σε μήκος κύματος 10.600 nm η ενέργεια απορροφάται από το νερό εντός και εκτός των κυττάρων (Εικόνα 4.7), προκαλώντας ταχεία αύξηση της θερμοκρασίας και εξάτμιση του ιστού-στόχου. Η θέρμανση της δερμίδας (στα στρώματα που δεν αφαιρούνται) προκαλεί μία απόκριση επούλωσης τραύματος από τον οργανισμό, η οποία περιλαμβάνει την παραγωγή κολλαγόνου και τη σύσφιξη του δέρματος που θερμάνθηκε [4].



Εικόνα 4.7: Ο συντελεστής απορρόφησης του νερού σε συνάρτηση με το μήκος κύματος, και τα μήκη κύματος εκπομπής ακτινοβολίας των σημαντικότερων αφαιρετικών laser [4].

Παρόλα αυτά, οι παρενέργειες, τα ρίσκα, και η περίοδος ανάρρωσης μετά τη συνεδρία με CO₂ laser είναι σημαντικά. Το γεγονός αυτό οδήγησε στην εισαγωγή των κλασματικών CO₂ lasers ως εναλλακτική για την αναδόμηση του δέρματος. Τα lasers αυτά, επιχειρούν να συνδυάσουν τα πλεονεκτήματα της παραδοσιακής αφαιρετικής μεθόδου (μεγάλη αποτελεσματικότητα) με αυτά της μη αφαιρετικής μεθόδου (ελάχιστες παρενέργειες). Όπως σε όλες τις περιπτώσεις, έτσι κι εδώ οι παράμετροι του laser παίζουν καθοριστικό ρόλο στο αποτέλεσμα που θα έχουμε [4].

Στον τομέα της αισθητικής, όλα τα οφέλη του CO₂ laser απορρέουν από την αναδόμηση και αναζωογόνηση που προκαλεί στο δέρμα. Αρχικά, η αφαίρεση του πάνω στρώματος του δέρματος που προκαλεί το CO₂ laser συνεχούς κύματος (Continuous Wave-CW) οδηγεί σε αισθητή μείωση των δυσχρωμιών του δέρματος. Για παράδειγμα το μέλασμα, ένα είδος επίκτητης υπερμελάγχρωσης, αντιμετωπίζεται πολύ αποτελεσματικά με laser διοξειδίου του άνθρακα, αν και σε σχεδόν όλους τους ασθενείς υπήρξε επακόλουθη παροδική μεταφλεγμονώδης υπερμελάγχρωση, και σε πολλούς από αυτούς το μέλασμα τελικά επέστρεψε [8].

Επίσης, η παραγωγή κολλαγόνου μετά την ακτινοβολία με CO₂ laser μπορεί να βελτιώσει σημαντικά την όψη ατροφικών ουλών. Στην περίπτωση αυτή η ακτινοβολία γίνεται σε πολύ μικρούς χρονικά παλμούς, και το βάθος διείσδυσης του φωτός είναι ελεγχόμενο μέσω της ενέργειας κάθε παλμού και του αριθμού των παλμών που θα προσπέσουν στην εκάστοτε περιοχή του δέρματος. Έτσι, μπορεί να αφαιρεθούν τα στρώματα δέρματος που χρειάζεται, ανάλογα την ουλή, χωρίς να προκληθούν επιπλέον θερμικές βλάβες [62, 63].

Σε μία έρευνα εξετάστηκε η αποτελεσματικότητα ενός κλασματικού CO₂ laser σε 30 ασθενείς με φωτοβλάβη στο δέρμα του λαιμού και του στήθους τους [64]. Προηγήθηκε τοπική αναισθησία, και το laser ρυθμίστηκε σε διάμετρο ακτίνας 120 μm, με ενέργεια μέχρι 20 mJ/παλμό, και πυκνότητα μέχρι 1200 MTZ/cm² στο στήθος και 800 MTZ/cm² στο λαιμό. Όπως αναμενόταν, μετά τη συνεδρία και για τις πρώτες

48 ώρες, παρατηρήθηκε ερυθρότητα, οίδημα και μικρή αιμορραγία, ενώ η ερυθρότητα και το οίδημα ήταν ορατά μετά από 1 εβδομάδα, αλλά και μετά από 1 μήνα στο 33% της αρχικής τους έντασης. Επίσης, το 20% των ασθενών εμφάνισε μεταφλεγμονώδη υπερμελάγχρωση. Κατά τη διάρκεια του επόμενου τριμήνου παρατηρούνταν διαρκής βελτίωση των ρυτίδων και της χαλάρωσης του δέρματος, ενώ στο τέλος του τριμήνου αυτού η ερυθρότητα και το οίδημα είχαν εξαφανιστεί πλήρως. Στο τέλος της έρευνας, παρατηρήθηκε βελτίωση 50-100% στο 83% των συμμετεχόντων. Πέραν της φωτογήρανσης όμως, η βελτίωση των ουλών έχει επίσης μελετηθεί από έρευνες, με μία από αυτές να δείχνει βελτίωση κατά 26-50% στην υφή και τις ατροφικές ουλές και κατά 43-79,9% στο βάθος των ουλών ακμής, 3 μήνες μετά το τέλος ενός κύκλου 2-3 συνεδριών [65]. Στη συγκεκριμένη έρευνα οι παράμετροι που επιλέχθηκαν ήταν ενέργειες παλμών 20-100 mJ/παλμό, πυκνότητες ενέργειας ανά πέρασμα 100-400 MTZ/cm², και πυκνότητες ενέργειας της συνολικής θεραπείας 200-1200 MTZ/cm², ανάλογα με την περιοχή του δέρματος που ακτινοβολείται. Και σε αυτή την περίπτωση υπήρχαν παρενέργειες όπως ερυθρότητα και οίδημα, που όμως εξαφανίστηκαν σχεδόν πλήρως μέσα σε μόλις 1 εβδομάδα.

4.8 Er:YAG lasers

Το laser γρανάτη-αργιλίου-υτρίου με προσμίξεις ερβίου (Erbium doped Yttrium Aluminum Garnet laser ή Er:YAG laser) είναι ένα laser στερεάς μορφής, του οποίου το ενεργό μέσο αποτελείται από την κρυσταλλική δομή YAG (όπως και των Nd:YAG lasers) στην οποία υπάρχουν προσμίξεις ιόντων ερβίου. Το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που εκπέμπει το εν λόγω laser είναι 2940 nm (υπέρυθρο φως), το οποίο απορροφάται εξαιρετικά από το νερό των ιστών (Εικόνα 4.7), και λειτουργεί μόνο ως παλμικό laser. Τα παλμικά Er:YAG συστήματα laser (διάρκεια παλμών 100-500 μs) έχουν μέση ισχύ έως 30 W, ρυθμό αναπλήρωσης μέχρι και 50 Hz, και αποδοτικότητα 1-2% [4].

Μία πρώτη εφαρμογή του Er:YAG laser είναι η αφαίρεση των επιφανειακών στρωμάτων του δέρματος και άρα η επακόλουθη αναδόμηση και αναζωογόνησή του, με τον FDA να εγκρίνει το εν λόγω laser με μικρούς παλμούς (250 μs) για τέτοια χρήση το 1996. Ο μηχανισμός λειτουργίας είναι ίδιος με την περίπτωση του CO₂ laser, δηλαδή το νερό του δέρματος απορροφά την ενέργεια της ακτινοβολίας και εξατμίζεται προκαλώντας αφαίρεση του ιστού. Ωστόσο, σε αντίθεση με το CO₂ laser, το Er:YAG laser προκαλεί πιο επιφανειακή αφαίρεση και μικρότερες θερμικές βλάβες στην δερμίδα, με αποτέλεσμα η επούλωση του τραυματισμένου δέρματος να επιτυγχάνεται γρηγορότερα και οι παρενέργειες να είναι σαφώς λιγότερες στην περίπτωση αυτή. Για τον ίδιο λόγο, το Er:YAG laser γενικά δεν μπορεί να επιφέρει εξίσου δραματικά αποτελέσματα με το CO₂ laser. Επιπλέον, το Er:YAG laser μπορεί να χρησιμοποιηθεί με τη μέθοδο της κλασματικής αφαίρεσης, με σκοπό και πάλι να μειωθούν οι παρενέργειες και ο χρόνος επούλωσης ενώ τα αποτελέσματα παραμένουν ίδια. Η αφαίρεση τμήματος του δέρματος, που προκαλεί το Er:YAG laser, αποτελεί

τη βάση για τη θετική επίδραση του laser αυτού σε πολλά αισθητικά ζητήματα [4, 66].

Η ακτινοβολία του δέρματος με ένα Er:YAG laser προκαλεί αναδόμηση και αυξημένη παραγωγή κολλαγόνου, συμβάλλοντας έτσι στη μείωση της όψης των ρυτίδων και των ατροφικών ουλών [18]. Σύμφωνα με μία έρευνα, όπου συγκρίθηκε ένα είδος Er:YAG laser με ένα CO₂ laser, φάνηκε πως οι ρυτίδες, αν και παρουσίασαν μείωση και στις 2 περιπτώσεις, ήταν λιγότερο εμφανείς μετά την ακτινοβολία με το CO₂ laser [67]. Φυσικά αυτό ήταν ένα αναμενόμενο αποτέλεσμα, όπως και ο μικρότερος χρόνος επώλωσης στην περίπτωση του Er:YAG, σύμφωνα με όσα αναλύθηκαν παραπάνω. Μία άλλη έρευνα εξέτασε την αποτελεσματικότητα του Er:YAG στη βελτίωση ατροφικών ουλών ακμής, και έδειξε ότι στην πλειοψηφία των συμμετεχόντων υπήρξε βελτίωση κατά 70-90% [68].

Μία δεύτερη περίπτωση χρήσης του Er:YAG laser είναι η βελτίωση δυσχρωμιών του δέρματος, ιδιαίτερα των επιδερμικών. Βάσει ερευνών, πιστεύεται ότι οι ηλιακές πανάδες χρειάζονται μόλις 1-3 συνεδρίες για να εξαφανιστούν, ενώ οι μελέτες που αφορούν το μέλασμα κατέληξαν σε παρόμοια αποτελέσματα με αυτά στην περίπτωση των CO₂ lasers (αρχική βελτίωση με επακόλουθη επανεμφάνιση του μελάσματος σε πολλούς ασθενείς) [8, 69].

Οι έρευνες που έχουν διεξαχθεί για την αποτελεσματικότητα των Er:YAG lasers σε δέρμα με ηλιακές βλάβες καταλήγουν σε ικανοποιητικά συμπεράσματα. Σε μία εξ αυτών 28 ασθενείς με ήπια έως μέτρια φωτοβλάβη στο δέρμα τους ακτινοβολήθηκαν με κλασματικό Er:YAG laser με αποτέλεσμα την αφαίρεση μικρού μέρους (120-140 μm πάχος) του δέρματος. 2 μήνες μετά το πέρας των συνεδριών, οι οποίες ήταν το πολύ 4 στο πλήθος, το 75% των ασθενών παρουσίασε υψηλή βελτίωση, ενώ το υπόλοιπο 25% καλή βελτίωση. Επιπλέον, η πλειοψηφία των συμμετεχόντων συνέχισε να παρουσιάζει βελτίωση 6-9 μήνες μετά το τις συνεδρίες [70].

4.9 IPL

Η μεγάλη ευελιξία που χαρακτηρίζει τις IPL συσκευές (μεγάλο και ρυθμιζόμενο εύρος μηκών κύματος της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας) τις καθιστά ένα πολύ χρήσιμο εργαλείο για την αντιμετώπιση πληθώρας αισθητικών προβλημάτων του δέρματος.

Πολύ σημαντική είναι η συμβολή της IPL τεχνολογίας στην βελτίωση της ακμής. Με την αποκοπή της υπερϊώδους ακτινοβολίας, η οποία προκαλεί σοβαρές βλάβες στο δέρμα, το IPL φαίνεται πως είναι αποτελεσματικό στην εξάλειψη του σμήγματος και των βακτηρίων που επιδεινώνουν την ακμή. Συγκεκριμένα, το βακτήριο *P. acnes*, υπεύθυνο για την πρόκληση ακμής, απελευθερώνει πορφυρίνες κατά τη διάρκεια των μεταβολικών του διαδικασιών. Οι πορφυρίνες απορροφούν βέλτιστα την ακτινοβολία στην ορατή περιοχή, αμέσως μετά το υπερϊώδες φάσμα,

επομένως με ακτινοβολήσή τους σε αυτά τα μήκη κύματος διεγείρονται και προκαλούν μία φωτοδυναμική αντίδραση που απελευθερώνει οξυγόνο. Τα P. Acnes ωστόσο ζουν σε αναερόβια περιβάλλοντα (όπως στο εσωτερικό του θύλακα της τρίχας), οπότε με την απελευθέρωση οξυγόνου πεθαίνουν, οδηγώντας σε βελτίωση της ακμής [9]. Οι περισσότερες έρευνες δείχνουν βελτίωση κατά 80% με μόλις 3 συνεδρίες IPL, ενώ έχει επίσης αποδειχτεί ότι η θεραπεία με IPL είναι πιο αποτελεσματική από τη χρήση τοπικών δραστικών ουσιών, όπως υπεροξειδίου του βενζοϋλίου [71, 72, 73].

Ένας δεύτερος τομέας που εφαρμόζεται πολύ συχνά το IPL είναι σε αγγειακές βλάβες, όπως ροδόχρου ακμή, PWS, τηλαγγειεκτασία, και ερυθρότητα. Ο μηχανισμός λειτουργίας στηρίζεται και πάλι στην αρχή της επιλεκτικής φωτοθερμόλυσης, αυτή τη φορά με στόχο την αιμοσφαιρίνη του δέρματος [20]. Όσον αφορά το PWS (Port Wine Stains), σε μία έρευνα 15 ασθενείς με PWS ανθεκτικό στα PDLs (Pulsed Dye Lasers) ακτινοβολήθηκαν με IPL φάσματος ακτινοβολίας 555-950 nm, μεγέθους ακτίνας 10 x 48 mm, διάρκειας παλμού 8-30 ms, και ρυθμού ροής 13-22 J/cm² [74]. Σε 7 από τους 15 ασθενείς υπήρξε βελτίωση μεγαλύτερη από 50%, και συνολικά δεν παρατηρήθηκε η δημιουργία ουλών και τα ποσοστά παρουσίας υπερμελάγχρωσης και υπομελάγχρωσης ήταν πολύ μικρά. Μία άλλη έρευνα εξέτασε την αποτελεσματικότητα του IPL φάσματος 560-1200 nm, μεγέθους ακτίνας 34 x 8 mm, ρυθμού ροής 24-32 J/cm², και διπλών παλμών διαρκειών 2,4 και 4-6 ms (ανάλογα με τον τύπο δέρματος) στην αντιμετώπιση της ροδόχρου ακμής τύπου I (ερυθρότητα και τηλαγγειεκτασία) 34 ασθενών [75]. Έγιναν συνολικά 4 συνεδρίες, μία ανά 3 εβδομάδες, και στο τέλος αυτών η βελτίωση της ερυθρότητας ανήλθε στο 46% και της τηλαγγειεκτασίας στο 55%. Τέλος, σε μία ακόμα μελέτη της επίδρασης του IPL (ρυθμός ροής 9-12 J/cm², διάρκεια παλμού 10-20 ms, μέγεθος ακτίνας 20 x 50 mm) στη δερματική ερυθρότητα 34 ασθενών (22 γυναίκες και 12 άντρες) έγιναν συνολικά 5 συνεδρίες με IPL, μία ανά 3 εβδομάδες, και στο τέλος 22 από τους ασθενείς είχαν πλήρη υποχώρηση της ερυθρότητας, ενώ σε 5 άλλους το ερώτημα δεν παρουσίασε βελτίωση [76].

Το IPL είναι πολύ χρήσιμο και στην αντιμετώπιση δυσχρωμιών του δέρματος. Μάλιστα, το γεγονός ότι οι συσκευές IPL εκπέμπουν παλμούς διάρκειας μερικών ms, τις καθιστά εξαιρετική επιλογή για αυτόν τον σκοπό, μετά από τα συστήματα laser με Q διακόπτη (Q-switched laser systems) [20]. Σε μία έρευνα μελετήθηκε η επίδραση του IPL στο μέλασμα 89 κινέζων ασθενών [77]. Ο ρυθμός ροής ήταν 13-17 J/cm², τα φίλτρα αποκοπής ρυθμισμένα στα 560/590 nm, οι παλμοί ήταν διπλοί ή τριπλοί με φίλτρα 590/615/640 nm, η διάρκεια κάθε παλμού 3-4 ms, και ο χρόνος μεταξύ διαδοχικών παλμών 25-40 ms. Οι ασθενείς έλαβαν 4 συνεδρίες, μία ανά 3 εβδομάδες, και στο τέλος 69 από τους 89 (77,5%) παρουσίασαν 51-100% βελτίωση. Επίσης, έχει αποδειχτεί ότι είναι πολύ ωφέλιμος για τους ασθενείς ο συνδυασμός του IPL με κάποιο laser. Για παράδειγμα, σε έρευνα όπου συνδυάστηκε το IPL με QSRL (Q-Switched Ruby Laser) το 60% των ασθενών έδειξε 76-100% βελτίωση στις δυσχρωμίες, και το 76% έδειξε βελτίωση κατά τουλάχιστον 50% [78].

Τέλος, δεν θα μπορούσε να παραλειφθεί η χρήση της IPL τεχνολογίας στη φωτοαποτρίχωση. Και πάλι, η επιλεκτική φωτοθερμόλυση αποτελεί τη βάση για τη συγκεκριμένη εφαρμογή του IPL, και το χρωμοφόρο-στόχος της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας είναι η μελανίνη του θύλακα της τρίχας. Είναι πιθανό να μειωθεί κατά 20-40% ο αριθμός των τριχών μετά από μία μόλις συνεδρία, ποσοστό που αυξάνεται όσο πιο σκούρες είναι οι τρίχες και ανοιχτόχρωμο το δέρμα. Συνολικά, φαίνεται πως οι έρευνες που έχουν διεξαχθεί καταλήγουν στο ότι το IPL έχει παρόμοια αποτελέσματα με το laser στην αποτρίχωση, ωστόσο οι ασθενείς προτιμούν το πρώτο λόγω του μικρότερου κόστους και της μικρότερης ενόχλησης κατά τη διάρκεια της συνεδρίας [9, 79, 80]. Το φάσμα της ακτινοβολίας του IPL συνήθως ρυθμίζεται στα 640-690 nm και σε λειτουργία μονού παλμού. Επίσης, η συχνότητα των παλμών παίζει σημαντικό ρόλο και πρέπει να είναι μεγαλύτερη όταν στόχος είναι η αφαίρεση πιο μακριών τριχών. Για βέλτιστα αποτελέσματα, συστήνεται η πραγματοποίηση μίας συνεδρίας IPL ανά 4 εβδομάδες [9].

5 Συμπεράσματα

Τεχνολογίες φωτός όπως το laser και το IPL γίνονται όλο και πιο δημοφιλείς στην επιστήμη της αισθητικής και της δερματολογίας. Η δυνατότητα εκπομπής οποιουδήποτε μήκους κύματος ακτινοβολίας, από υπεριώδη μέχρι και υπέρυθρη, σε συνδυασμό με τη ρύθμιση παραμέτρων όπως η ισχύς, το μέγεθος της προσπίπτουσας στο δέρμα ακτίνας, και ο ρυθμός ροής, καθιστούν τέτοιες τεχνολογίες εξαιρετικά ευέλικτες και ιδανικές για την αντιμετώπιση πολλών αισθητικών ζητημάτων, όπως ακμή, δυσχρωμίες, ρυτίδες, τριχοφυία κ.λπ.

Στην παρούσα διπλωματική μελετήθηκαν διεξοδικά οι φυσικές αρχές και η οργανολογία πίσω από τη λειτουργία ενός laser, από την εξαναγκασμένη εκπομπή φωτονίων μέχρι την ενίσχυση εντός του ενεργού μέσου και τελικά την εκπομπή συνεκτικής, μονοχρωματικής ακτινοβολίας. Επίσης περιγράφηκε η βάση της λειτουργίας ενός IPL συστήματος, το οποίο παράγει φως ευρέως φάσματος μέσω λαμπτήρων φλας, και πραγματοποιήθηκε μία σύγκριση των χαρακτηριστικών laser και IPL.

Επιπροσθέτως, εξετάστηκε η δομή του δέρματος και οι φωτότυποι κατά Fitzpatrick, που αποτελούν απαραίτητες γνώσεις για την κατανόηση των μηχανισμών της αλληλεπίδρασης φωτός-δέρματος, και ακολούθως περιγράφηκαν τα φαινόμενα που συναντώνται όταν ακτινοβολία προσπίπτει σε ύλη. Μελετήθηκαν επίσης οι οπτικές ιδιότητες των κυριότερων βιολογικών μακρομορίων με ιδιαίτερη έμφαση στην απορρόφηση αυτών. Με εφόδιο αυτές τις γνώσεις έγιναν κατανοητοί και οι 5 μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φωτός-δέρματος που αναλύθηκαν διεξοδικά, καθώς και οι πολύ σημαντικές έννοιες της επιλεκτικής φωτοθερμόλυσης και του θερμικού χρόνου χαλάρωσης. Επιπλέον, έγινε αναφορά στην αφαιρετική και τη μη αφαιρετική αναδόμηση και αναζωογόνηση του δέρματος, καθώς και στην κλασματική μέθοδο, τα οποία αποτελούν πολύ σημαντικά κομμάτια της κατανόησης της λειτουργίας ορισμένων lasers.

Τέλος, ένα μεγάλο τμήμα της διπλωματικής εργασίας αφιερώθηκε στην εξέταση εφαρμογών των lasers που συναντώνται πιο συχνά στην αισθητική, καθώς και του IPL. Έγινε εμφανές ότι το μήκος κύματος όπου κάθε συσκευή εκπέμπει ακτινοβολία παίζει καθοριστικό ρόλο στις ιδιότητες που θα έχει αυτή η συσκευή (laser ή IPL), ενώ παράλληλα φάνηκε η διαφοροποίηση των αποτελεσμάτων που έχει το ίδιο laser στο δέρμα αν αλλάξουν μόνο οι παράμετροί του, αποδεικνύοντας και τη δική τους σημασία. Επιπλέον, φάνηκε ο σημαντικός ρόλος του φωτότυπου του δέρματος, της επιλεκτικής απορρόφησης ακτινοβολίας που χαρακτηρίζει κάθε σωματίδιο, αλλά και της ικανότητας κάθε οργανισμού να επουλώσει τις πληγές του και να ανεχτεί τον πόνο μίας θεραπείας.

Αν λάβουμε υπόψη όλα τα παραπάνω πλεονεκτήματα των τεχνολογιών Laser και IPL, και κυρίως την ολοένα αυξανόμενη προτίμησή τους από τους ασθενείς, είναι βέβαιο ότι η αγορά τους θα συνεχίσει να μεγαλώνει ραγδαία, αφήνοντας χώρο για την εξέλιξη τους προκειμένου να επιτυγχάνονται ακόμα πιο θεαματικά αποτελέσματα με ελαχιστοποίηση των παρενεργειών.

Βιβλιογραφία

- [1] Houk, L.D. and Humphreys, T.R. (2007) “Masers to magic bullets: an updated history of lasers in dermatology,” *Clinics in Dermatology*, 25(5), pp. 434–442. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.clindermatol.2007.05.004>.
- [2] Bertolotti, M. (2004) *The history of the laser*. Available at: <http://www.gbv.de/dms/hebis-darmstadt/toc/126172250.pdf>.
- [3] Lobitz, W.C. (1988) “A tribute with thanks to Leon Goldman, M.D.,” *Journal of the American Academy of Dermatology*, 19(1), pp. 160–162. Available at: [https://doi.org/10.1016/s0190-9622\(88\)80243-3](https://doi.org/10.1016/s0190-9622(88)80243-3).
- [4] Raulin, C. and Karsai, S. (2011) *Laser and IPL Technology in Dermatology and Aesthetic Medicine, Springer eBooks*. Available at: <https://doi.org/10.1007/978-3-642-03438-1>.
- [5] Reinisch, L. (1996) “Laser Physics And Tissue Interactions,” *Otolaryngologic Clinics of North America*, 29(6), pp. 893–914. Available at: [https://doi.org/10.1016/s0030-6665\(20\)30288-7](https://doi.org/10.1016/s0030-6665(20)30288-7).
- [6] Webb, C. and Jones, J.D.C. (2003) *Handbook of Laser Technology and Applications (Three- Volume Set), CRC Press eBooks*. Available at: <https://doi.org/10.1201/noe0750309608>.
- [7] Renk, K.F. (2012) *Basics of Laser Physics: For Students of Science and Engineering*. Available at: https://cds.cern.ch/record/1453293/files/978-3-642-23565-8_BookTOC.pdf.

- [8] Goldberg, D.J. (2012) *Laser Dermatology*. Springer Science & Business Media.
- [9] Soltes, B. (2010) “Intense Pulsed Light Therapy,” *Obstetrics and Gynecology Clinics of North America*, 37(4), pp. 489–499. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ogc.2010.09.005>.
- [10] Kulikov, K. and Koshlan, T. (2018) *Laser Interaction with Heterogeneous Biological Tissue: Mathematical Modeling*. Springer.
- [11] Grimes, P.E. (2008) *Aesthetics and Cosmetic Surgery for Darker Skin Types*. Lippincott Williams & Wilkins.
- [12] Niemz, M.H. (2007) *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications*. Springer Science & Business Media.
- [13] Finlayson, L. *et al.* (2021) “Depth Penetration of Light into Skin as a Function of Wavelength from 200 to 1000 nm,” *Photochemistry and Photobiology*, 98(4), pp. 974–981. Available at: <https://doi.org/10.1111/php.13550>.
- [14] Dierickx, C.C. (2002) “Hair removal by lasers and intense pulsed light sources,” *Dermatologic Clinics*, 20(1), pp. 135–146. Available at: [https://doi.org/10.1016/s0733-8635\(03\)00052-4](https://doi.org/10.1016/s0733-8635(03)00052-4).
- [15] Boen, M. *et al.* (2017) “The Role of Photodynamic Therapy in Acne: An Evidence-Based Review,” *American Journal of Clinical Dermatology*, 18(3), pp. 311–321. Available at: <https://doi.org/10.1007/s40257-017-0255-3>.
- [16] Shokrollahi, K., Raymond, E.G. and Murison, M. (2004) “Lasers: Principles and Surgical Applications,” *The Journal of Surgery*, 2(1), pp. 28–34. Available at: [https://doi.org/10.1016/s1743-9191\(06\)60023-x](https://doi.org/10.1016/s1743-9191(06)60023-x).
- [17] Baran, R. and Maibach, H. (2010) *Textbook of Cosmetic Dermatology, Fourth Edition*. CRC Press.

- [18] Carniol, P. and Sadick, N.S. (2007) *Clinical Procedures in Laser Skin Rejuvenation*. CRC Press.
- [19] Forbat, E. and Al-Niaimi, F. (2019) “Nonvascular uses of pulsed dye laser in clinical dermatology,” *Journal of Cosmetic Dermatology*, 18(5), pp. 1186–1201. Available at: <https://doi.org/10.1111/jocd.12924>.
- [20] Babilas, P. (2010) “Light-assisted therapy in dermatology: The use of intense pulsed light (IPL),” *Medical Laser Application*, 25(2), pp. 61–69. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.mla.2010.01.001>.
- [21] Gupta, V., & Sharma, V. (2019). Skin typing: Fitzpatrick grading and others. *Clinics in Dermatology*, 37(5), 430–436. <https://doi.org/10.1016/j.clindermatol.2019.07.010>
- [22] Ash, C., Dubec, M., Donne, K. E., & Bashford, T. (2017). Effect of wavelength and beam width on penetration in light-tissue interaction using computational methods. *Lasers in Medical Science*, 32(8), 1909–1918. <https://doi.org/10.1007/s10103-017-2317-4>
- [23] Calixto, Giovana & Bernegossi, Jéssica & de Freitas, Laura & Fontana, Carla & Chorilli, Marlus. (2016). Nanotechnology-Based Drug Delivery Systems for Photodynamic Therapy of Cancer: A Review. *Molecules*. 21. 342. [10.3390/molecules21030342](https://doi.org/10.3390/molecules21030342).
- [24] Gold, M. H. (2011). *Photodynamic Therapy in Dermatology*. Springer Science & Business Media.
- [25] Anderson, R. R., & Parrish, J. A. (1983). Selective Photothermolysis: Precise Microsurgery by Selective Absorption of Pulsed Radiation. *Science*, 220(4596), 524–527. <https://doi.org/10.1126/science.6836297>

- [26] Choi, B., & Welch, A. J. (2001). Analysis of thermal relaxation during laser irradiation of tissue. *Lasers in Surgery and Medicine*, 29(4), 351–359.
<https://doi.org/10.1002/lsm.1128>
- [27] Eremia S, Li C, Umar SH. A side-by-side comparative study of 1064 nm Nd:YAG, 810 nm diode and 755 nm alexandrite lasers for treatment of 0.3-3 mm leg veins. *Dermatol Surg*. 2002 Mar;28(3):224-30. doi: 10.1046/j.1524-4725.2002.01162.x. PMID: 11896773.
- [28] Lin, T., Manuskiatti, W., Dierickx, C. C., Farinelli, W. A., Fisher, M. E., Flotte, T. J., Baden, H. P., & Anderson, R. R. (1998). Hair Growth Cycle Affects Hair Follicle Destruction by Ruby Laser Pulses. *Journal of Investigative Dermatology*, 111(1), 107–113. <https://doi.org/10.1046/j.1523-1747.1998.00227.x>
- [29] Fournier N, Aghajan-Nouri N, Barneon G, Mordon S. Hair removal with an Athos Nd:YAG 3.5 ms pulse laser: a 3-month clinical study. *J Cutan Laser Ther*. 2000 Sep;2(3):125-30. doi: 10.1080/14628830050516362. PMID: 11360328.
- [30] Dayan SH, Vartanian AJ, Menaker G, Mobley SR, Dayan AN. Nonablative laser resurfacing using the long-pulse (1064-nm) Nd:YAG laser. *Arch Facial Plast Surg*. 2003 Jul-Aug;5(4):310-5. doi: 10.1001/archfaci.5.4.310. PMID: 12873868.
- [31] Kilmer SL, Wheeland RG, Goldberg DJ, Anderson RR. Treatment of epidermal pigmented lesions with the frequency-doubled Q-switched Nd:YAG laser. A controlled, single-impact, dose-response, multicenter trial. *Arch Dermatol*. 1994 Dec;130(12):1515-9. PMID: 7986124.

- [32] Goldberg DJ, Meine JG. A comparison of four frequency-doubled Nd:YAG (532 nm) laser systems for treatment of facial telangiectases. *Dermatol Surg.* 1999 Jun;25(6):463-7. doi: 10.1046/j.1524-4725.1999.09021.x. PMID: 10469093.
- [33] Baugh WP, Kucaba WD. Nonablative phototherapy for acne vulgaris using the KTP 532 nm laser. *Dermatol Surg.* 2005 Oct;31(10):1290-6. doi: 10.1111/j.1524-4725.2005.31205. PMID: 16188181.
- [34] Bowes LE, Manstein D, Anderson RR. Effect of 532nm KTP laser exposure on acne and sebaceous glands. *Lasers Med Sci.*2003;18:S6–S7.
- [35] Ruiz-Esparza J, Goldman MP, Fitzpatrick RE, Lowe NJ, Behr KL. Flash lamp-pumped dye laser treatment of telangiectasia. *J Dermatol Surg Oncol.* 1993 Nov;19(11):1000-3. doi: 10.1111/j.1524-4725.1993.tb00991.x. PMID: 8245298.
- [36] Lekwuttikarn R, Tempark T, Chatproedprai S, Wananukul S. Randomized, controlled trial split-faced study of 595-nm pulsed dye laser in the treatment of acne vulgaris and acne erythema in adolescents and early adulthood. *Int J Dermatol.* 2017 Aug;56(8):884-888. doi: 10.1111/ijd.13631. Epub 2017 Apr 26. PMID: 28447362.
- [37] Salah El Din MM, Samy NA, Salem AE. Comparison of pulsed dye laser versus combined pulsed dye laser and Nd:YAG laser in the treatment of inflammatory acne vulgaris. *J Cosmet Laser Ther.* 2017 Jun;19(3):149-159. doi: 10.1080/14764172.2016.1262962. Epub 2017 Feb 2. PMID: 27911144.
- [38] Voravutinon N, Rojanamatin J, Sadhwani D, Iyengar S, Alam M. A Comparative Split-Face Study Using Different Mild Purpuric and Subpurpuric Fluence Level of 595-nm Pulsed-Dye Laser for Treatment of Moderate to

- Severe Acne Vulgaris. *Dermatol Surg.* 2016 Mar;42(3):403-9. doi: 10.1097/DSS.0000000000000658. PMID: 26890802.
- [39] Forbat E, Ali FR, Al-Niaimi F. Treatment of keloid scars using light-, laser- and energy-based devices: a contemporary review of the literature. *Lasers Med Sci.* 2017 Dec;32(9):2145-2154. doi: 10.1007/s10103-017-2332-5. Epub 2017 Oct 18. PMID: 29047002.
- [40] Alegre-Sánchez A, Saceda-Corralo D, Segurado-Miravalles G, de Perosanz-Lobo D, Fonda-Pascual P, Moreno-Arrones OM, Buendía-Castaño D, Perez-García B, Boixeda P. Pulsed dye laser on ecchymoses: clinical and histological assessment. *Lasers Med Sci.* 2018 Apr;33(3):683-688. doi: 10.1007/s10103-017-2142-9. Epub 2017 Jan 11. PMID: 28078504.
- [41] Nehal KS, Lichtenstein DA, Kamino H, Levine VJ, Ashinoff R. Treatment of mature striae with the pulsed dye laser. *J Cutan Laser Ther.* 1999 Jan;1(1):41-4. doi: 10.1080/14628839950517084. PMID: 11360424.
- [42] Kopera D, Hohenleutner U, Landthaler M. Quality-switched ruby laser treatment of solar lentigines and Becker's nevus: a histopathological and immunohistochemical study. *Dermatology.* 1997;194(4):338-43. doi: 10.1159/000246131. PMID: 9252754.
- [43] Grossman MC, Dierickx C, Farinelli W, Flotte T, Anderson RR. Damage to hair follicles by normal-mode ruby laser pulses. *J Am Acad Dermatol.* 1996 Dec;35(6):889-94. doi: 10.1016/s0190-9622(96)90111-5. PMID: 8959946.
- [44] Polderman MC, Pavel S, le Cessie S, Grevelink JM, van Leeuwen RL. Efficacy, tolerability, and safety of a long-pulsed ruby laser system in the removal of unwanted hair. *Dermatol Surg.* 2000 Mar;26(3):240-3. doi: 10.1046/j.1524-4725.2000.09149.x. PMID: 10759801.

- [45] Wheeland RG. Simulated consumer use of a battery-powered, hand-held, portable diode laser (810 nm) for hair removal: A safety, efficacy and ease-of-use study. *Lasers Surg Med.* 2007 Jul;39(6):476-93. doi: 10.1002/lsm.20518. PMID: 17659582.
- [46] Jang KA, Chung EC, Choi JH, Sung KJ, Moon KC, Koh JK. Successful removal of freckles in Asian skin with a Q-switched alexandrite laser. *Dermatol Surg.* 2000 Mar;26(3):231-4. doi: 10.1046/j.1524-4725.2000.09243.x. PMID: 10759799.
- [47] McDaniel DH, Lord J, Ash K, Newman J, Zukowski M. Laser hair removal: a review and report on the use of the long-pulsed alexandrite laser for hair reduction of the upper lip, leg, back, and bikini region. *Dermatol Surg.* 1999 Jun;25(6):425-30. doi: 10.1046/j.1524-4725.1999.08118.x. PMID: 10469087.
- [48] Goldberg DJ, Ahkami R. Evaluation comparing multiple treatments with a 2-msec and 10-msec alexandrite laser for hair removal. *Lasers Surg Med.* 1999;25(3):223-8. doi: 10.1002/(sici)1096-9101(1999)25:3<223::aid-lsm6>3.0.co;2-y. PMID: 10495299.
- [49] Nanni CA, Alster TS. Long-pulsed alexandrite laser-assisted hair removal at 5, 10, and 20 millisecond pulse durations. *Lasers Surg Med.* 1999;24(5):332-7. doi: 10.1002/(sici)1096-9101(1999)24:5<332::aid-lsm3>3.0.co;2-2. PMID: 10406473.
- [50] Tuchin VV, Genina EA, Bashkatov AN, Simonenko GV, Odoevskaya OD, Altshuler GB. A pilot study of ICG laser therapy of acne vulgaris: photodynamic and photothermolysis treatment. *Lasers Surg Med.* 2003;33(5):296-310. doi: 10.1002/lsm.10211. PMID: 14677157.

- [51] Lloyd JR, Mirkov M. Selective photothermolysis of the sebaceous glands for acne treatment. *Lasers Surg Med.* 2002;31(2):115-20. doi: 10.1002/lsm.10080. PMID: 12210595.
- [52] Jih, M. H., Friedman, P. A., Goldberg, L. H., Robles, M., Glaich, A. S., & Kimyai-Asadi, A. (2006). The 1450-nm diode laser for facial inflammatory acne vulgaris: Dose-response and 12-month follow-up study. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 55(1), 80–87.
<https://doi.org/10.1016/j.jaad.2006.02.018>
- [53] Tanzi EL, Williams CM, Alster TS. Treatment of facial rhytides with a nonablative 1,450-nm diode laser: a controlled clinical and histologic study. *Dermatol Surg.* 2003 Feb;29(2):124-8. doi: 10.1046/j.1524-4725.2003.29046.x. PMID: 12562339.
- [54] Lou WW, Quintana AT, Geronemus RG, Grossman MC. Prospective study of hair reduction by diode laser (800 nm) with long-term follow-up. *Dermatol Surg.* 2000 May;26(5):428-32. doi: 10.1046/j.1524-4725.2000.99260.x. Erratum in: *Dermatol Surg* 2000 Nov;26(11):1084. PMID: 10816229.
- [55] Williams RM, Gladstone HB, Moy RL. Hair removal using an 810 nm gallium aluminum arsenide semiconductor diode laser: A preliminary study. *Dermatol Surg.* 1999 Dec;25(12):935-7. doi: 10.1046/j.1524-4725.1999.99174.x. PMID: 10594625.
- [56] Dierickx CC, Grossman MC, Farinelli WA, et al: Hair removal by a pulsed, infrared laser system. *Lasers Surg Med Suppl* 10: 198, 1998
- [57] Handrick C, Alster TS. Comparison of long-pulsed diode and long-pulsed alexandrite lasers for hair removal: a long-term clinical and histologic study.

- Dermatol Surg. 2001 Jul;27(7):622-6. doi: 10.1046/j.1524-4725.2001.00338.x. PMID: 11442611.
- [58] Wollina U, Konrad H, Schmidt WD, Haroske G, Astafeva LG, Fassler D. Response of spider leg veins to pulsed diode laser (810 nm): a clinical, histological and remission spectroscopy study. *J Cosmet Laser Ther.* 2003 Dec;5(3-4):154-62. doi: 10.1080/14764170310017071. PMID: 14741819.
- [59] Kaudewitz P, Klövekorn W, Rother W. Effective treatment of leg vein telangiectasia with a new 940 nm diode laser. *Dermatol Surg.* 2001 Feb;27(2):101-6. doi: 10.1046/j.1524-4725.2001.00266.x. PMID: 11207679.
- [60] Kaudewitz P, Klövekorn W, Rother W. Treatment of leg vein telangiectases: 1-year results with a new 940 nm diode laser. *Dermatol Surg.* 2002 Nov;28(11):1031-4. doi: 10.1046/j.1524-4725.2002.02083.x. PMID: 12460299.
- [61] Passeron T, Olivier V, Duteil L, Desruelles F, Fontas E, Ortonne JP. The new 940-nanometer diode laser: an effective treatment for leg venulectasia. *J Am Acad Dermatol.* 2003 May;48(5):768-74. doi: 10.1067/mjd.2003.191. PMID: 12734507.
- [62] Alster TS. Cutaneous resurfacing with CO₂ and erbium: YAG lasers: preoperative, intraoperative, and postoperative considerations. *Plast Reconstr Surg.* 1999 Feb;103(2):619-32; discussion 633-4. doi: 10.1097/00006534-199902000-00040. PMID: 9950554.
- [63] Alster TS, Tanzi EL, Lazarus M. The use of fractional laser photothermolysis for the treatment of atrophic scars. *Dermatol Surg.* 2007 Mar;33(3):295-9. doi: 10.1111/j.1524-4725.2007.33059.x. PMID: 17338686.

- [64] Rahman Z, MacFalls H, Jiang K, Chan KF, Kelly K, Tournas J, Stumpp OF, Bedi V, Zachary C. Fractional deep dermal ablation induces tissue tightening. *Lasers Surg Med.* 2009 Feb;41(2):78-86. doi: 10.1002/lsm.20715. PMID: 19226572.
- [65] Chapas AM, Brightman L, Sukal S, Hale E, Daniel D, Bernstein LJ, Geronemus RG. Successful treatment of acneiform scarring with CO2 ablative fractional resurfacing. *Lasers Surg Med.* 2008 Aug;40(6):381-6. doi: 10.1002/lsm.20659. PMID: 18649382.
- [66] Alster TS, Lupton JR. Erbium:YAG cutaneous laser resurfacing. *Dermatol Clin.* 2001 Jul;19(3):453-66. doi: 10.1016/s0733-8635(05)70286-2. PMID: 11599402.
- [67] Newman JB, Lord JL, Ash K, McDaniel DH. Variable pulse erbium:YAG laser skin resurfacing of perioral rhytides and side-by-side comparison with carbon dioxide laser. *Lasers Surg Med.* 2000;26(2):208-14. doi: 10.1002/(sici)1096-9101(2000)26:2<208::aid-lsm12>3.0.co;2-r. PMID: 10685094.
- [68] Weinstein C. Modulated dual mode erbium/CO2 lasers for the treatment of acne scars. *J Cutan Laser Ther.* 1999 Dec;1(4):204-8. PMID: 11360461.
- [69] Sanchez NP, Pathak MA, Sato S, Fitzpatrick TB, Sanchez JL, Mihm MC Jr. Melasma: a clinical, light microscopic, ultrastructural, and immunofluorescence study. *J Am Acad Dermatol.* 1981 Jun;4(6):698-710. doi: 10.1016/s0190-9622(81)70071-9. PMID: 6787100.
- [70] Lapidoth, M. M., MD, Odo, M. E. Y., & Odo, L. M. (2008). Novel Use of Erbium:YAG (2,940-nm) Laser for Fractional Ablative Photothermolysis in the Treatment of Photodamaged Facial Skin: A Pilot Study. *Dermatologic Surgery*, 34(8), 1048–1053. <https://doi.org/10.1111/j.1524-4725.2008.34204.x>

- [71] Elman M, Slatkine M, Harth Y. The effective treatment of acne vulgaris by a high-intensity, narrow band 405-420 nm light source. *J Cosmet Laser Ther.* 2003 Jun;5(2):111-7. PMID: 12850803.
- [72] Elman M, Lask G. The role of pulsed light and heat energy (LHE) in acne clearance. *J Cosmet Laser Ther.* 2004 Jun;6(2):91-5. doi: 10.1080/14764170410035584. PMID: 15203999.
- [73] Cartier H. Use of intense pulsed light in the treatment of scars. *J Cosmet Dermatol.* 2005 Jan;4(1):34-40. doi: 10.1111/j.1473-2165.2005.00157.x. PMID: 17134420.
- [74] Bjerring P, Christiansen K, Troilius A. Intense pulsed light source for the treatment of dye laser resistant port-wine stains. *J Cosmet Laser Ther.* 2003 Apr;5(1):7-13. PMID: 12745594.
- [75] Papageorgiou P, Clayton W, Norwood S, Chopra S, Rustin M. Treatment of rosacea with intense pulsed light: significant improvement and long-lasting results. *Br J Dermatol.* 2008 Sep;159(3):628-32. doi: 10.1111/j.1365-2133.2008.08702.x. Epub 2008 Jun 28. PMID: 18565174.
- [76] Madonna Terracina FS, Curinga G, Mazzocchi M, Onesti MG, Scuderi N. Utilization of intense pulsed light in the treatment of face and neck erythrosis. *Acta Chir Plast.* 2007;49(2):51-4. PMID: 17684842.
- [77] Li YH, Chen JZ, Wei HC, Wu Y, Liu M, Xu YY, Dong GH, Chen HD. Efficacy and safety of intense pulsed light in treatment of melasma in Chinese patients. *Dermatol Surg.* 2008 May;34(5):693-700; discussion 700-1. doi: 10.1111/j.1524-4725.2008.34130.x. Epub 2008 Mar 3. PMID: 18318729.
- [78] Park JM, Tsao H, Tsao S. Combined use of intense pulsed light and Q-switched ruby laser for complex dyspigmentation among Asian patients.

- Lasers Surg Med. 2008 Feb;40(2):128-33. doi: 10.1002/lsm.20603. PMID: 18306166.
- [79] Haedersdal M, Gøtzsche PC. Laser and photoepilation for unwanted hair growth. Cochrane Database Syst Rev. 2006 Oct 18;(4):CD004684. doi: 10.1002/14651858.CD004684.pub2. PMID: 17054211.
- [80] Olsen EA. Methods of hair removal. J Am Acad Dermatol. 1999 Feb;40(2 Pt 1):143-55; quiz 156-7. doi: 10.1016/s0190-9622(99)70181-7. PMID: 10025738.
- [81] Κουρής, Σ. (2015). *Φυσική των λέιζερ* [Προπτυχιακό εγχειρίδιο]. Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. <https://hdl.handle.net/11419/5366>
- [82] Γιώβα Διδώ. (2011). *Εισαγωγή στη Νανοβιοφυσική και Οπτική Απεικόνιση*. Εκδόσεις Συμμετρία.
- [83] Σιμσερίδης, Κ. (2015). *Κβαντική οπτική και lasers* [Προπτυχιακό εγχειρίδιο]. Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. <https://hdl.handle.net/11419/2108>
- [84] Svelto Orazio. (1986). *Αρχές των Lasers* (2nd ed.). Εκδόσεις Συμμετρία.

