

Laser: Αρχές λειτουργίας, αλληλεπίδραση με τους ιστούς, κίνδυνοι και ασφάλεια κατά τη χρήση τους.

Χ. ΜΠΟΥΤΣΙΟΥΚΗΣ¹, Ο. ΠΑΝΤΕΛΙΔΟΥ², Α. ΜΠΟΥΤΣΙΟΥΚΗΣ²
Εργαστήριο Ενδοδοντολογίας, Τμήμα Οδοντιατρικής Α.Π.Θ.

Laser: Principles of operation, interaction with tissue, hazards and safety during their use.

C. BOUTSIUKIS¹, O. PANTELIDOU², A. BOUTSIUKIS²
Department of Endodontology, School of Dentistry, Aristotle University of Thessaloniki.

Περίληψη

Οι συσκευές laser χρησιμοποιούνται εδώ και τέσσερις δεκαετίες στην ιατρική. Τα τελευταία χρόνια έχουν αρχίσει να αποτελούν μέρος της καθημερινής οδοντιατρικής πρακτικής. Σκοπός αυτής της εργασίας είναι η τεκμηριωμένη ενημέρωση των οδοντιάτρων γύρω από την νέα, για τα οδοντιατρικά δεδομένα, τεχνολογία. Η παραγωγή των ακτίνων laser στηρίζεται στην αρχή της εξαναγκασμένης εκπομπής. Μία συσκευή laser περιλαμβάνει το ενεργό μέσο, την οπτική κοιλότητα και την αντλία. Βασικά χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας laser είναι η μονοχρωματικότητα, η συμφωνία, η μεγάλη λαμπρότητα και η κατευθυντικότητα. Συζητούνται, επίσης, η ταξινόμηση των διαφόρων συσκευών και ο τρόπος λειτουργίας τους. Η αλληλεπίδραση ακτινοβολίας και ιστών οφείλεται κυρίως στο ποσό της ακτινοβολίας που απορροφάται από τους ιστούς και περιλαμβάνει φωτοχημικά, φωτοθερμικά και φωτομηχανικά φαινόμενα. Κίνδυνοι κατά την χρήση των laser ελλοχεύουν κυρίως για τους οφθαλμούς και δευτερευόντως για το δέρμα. Τα βασικά μέτρα ασφαλείας περιλαμβάνουν τη χρήση ειδικών απορροφητικών γυαλιών καθώς και περιορισμούς στην πρόσβαση στο χώρο εργασίας.

Summary

Laser devices have been in use for more than four decades in Medicine, replacing the scalpel in surgical treatment. During the last decade they have also entered the dental clinic and become part of the everyday clinical practice for some colleagues. The present paper aims at informing dentists about this cutting-edge technology.

The operation of a laser device is based on the stimulated emission of radiation, described by Einstein in 1917. A typical device consists of the active medium, the optical cavity and optical resonators and the pump. The continuous flow of external energy from the pump into the active medium results in a condition known as 'inversion of population'. Photons are then emitted and, because of their repeated reflection between the two optical resonators (optical feedback), the radiation is amplified. The main characteristics of a laser beam are monochromaticity, coherence, brightness and directionality. Devices are categorized by the type of the active medium (gas, solid state, liquid or diode) or by their power features (Classes 1, 2, 3A, 3B and 4). Laser devices operate either in a continuous wave mode or in a pulsed mode.

During the interaction between the laser beam and the tissue, four distinct procedures take place: transmission, reflection, scattering and absorption. The tissue effects are produced almost exclusively by the amount of energy that is absorbed. These effects include photothermal, photochemical and photomechanical alteration of the tissue.

Eyes and skin are the organs most sensitive to laser radiation. Safety precautions suggest the use of special eye-glasses with adequate absorption of laser radiation of the wavelength used and warning signs outside the working area. Entrance should be limited to staff specially trained.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: Αλληλεπίδραση, ασφάλεια, ιστός, laser, λειτουργία.

KEY WORDS: Interaction, laser device, operation, safety, tissue.

Στάλθηκε στις 31.10.2003. Εγκρίθηκε στις 20.4.2004.

- ¹ Οδοντίατρος, μεταπτυχιακός φοιτητής
² Επίκουρος Καθηγητής / ήτρια

Received on 31th Oct. 2003. Accepted on 20th April 2004.

- ¹ Dentist, postgraduate student
² Assistant Professor

Εισαγωγή

Η αλματώδης εξέλιξη της τεχνολογίας εδώ και μισό αιώνα, εκτός από τη βελτίωση των συνθηκών ζωής και των παρεχομένων προϊόντων, έθεσε στη διάθεση της ιατρικής επιστήμης πλήθος συσκευών. Υπό αυτό το πρίσμα σημαντική υπήρξε η συμβολή των συσκευών laser, οι οποίες από την πρώτη εφαρμογή τους στην οφθαλμολογία το 1961¹, διεκδικούν ένα ολοένα αυξανόμενο πεδίο εφαρμογών^{2,3}. Ο όρος LASER προέρχεται από τα αρχικά των λέξεων *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*⁴ (Ενίσχυση Φωτός με Εξαναγκασμένη Εκπομπή Ακτινοβολίας). Τα laser αποτελούν εδώ και δεκαετίες αντικείμενο έρευνας στην Οδοντιατρική⁵⁻⁷, ενώ τα τελευταία χρόνια η επιστημονική τεκμηρίωση των πλεονεκτημάτων τους και η διάθεση συσκευών με λειτουργικά πλεονεκτήματα και σχετικά χαμηλότερο κόστος έχουν συντελέσει στην διάδοσή τους μεταξύ των οδοντιάτρων. Βέβαια, επειδή η τεχνολογία των laser δεν αποτελούσε μέχρι σήμερα μέρος της προπτυχιακής εκπαίδευσης των οδοντιάτρων στη χώρα μας, πολλοί συνάδελφοι δε γνωρίζουν λεπτομέρειες γύρω από το θέμα, παρά μόνο όσα αναφέρουν οι εκάστοτε εμπορικοί αντιπρόσωποι των εταιρειών κατασκευής.

Σκοπός αυτής της εργασίας είναι η επεξήγηση των βασικών αρχών λειτουργίας, του τρόπου αλληλεπίδρασης με τους ιστούς, των κινδύνων και των βασικών κανόνων ασφαλείας που διέπουν τη χρήση των συσκευών laser. Ο οδοντίατρος δεν είναι απαραίτητο να έχει πλήρη γνώση των περίπλοκων φυσικών φαινομένων που εμπλέκονται στην λειτουργία των συσκευών laser. Παρ' όλα αυτά, η κατανόηση των βασικών αρχών στις οποίες στηρίζεται η λειτουργία τους είναι χρήσιμη τόσο για την ορθή αξιολόγηση και επιλογή μίας συσκευής, όσο και για την αποτελεσματική και ασφαλή χρήση της³.

Η παρούσα εργασία δε φιλοδοξεί να αποτελέσει κείμενο αναφοράς γύρω από τη φυσική και τη φωτοβιολογία των laser, αλλά περισσότερο ένα εισαγωγικό κείμενο. Αυτό, άλλωστε, επιβάλλεται και λόγω της περιορισμένης έκτασής της. Καταβλήθηκε προσπάθεια, ώστε οι γνώσεις φυσικής που προαπαιτούνται να είναι οι ελάχιστες δυνατές δεδομένου ότι απευθύνεται κυρίως σε οδοντιάτρους, σε αντίθεση με τα κλασικά συγγράμματα φυσικής όπου συνήθως η κατανόηση ενός κεφαλαίου προαπαιτεί μελέτη των προηγούμενων. Ωστόσο, ο αναγνώστης που θα θελήσει να εμβαθύνει περισσότερο, μπορεί να ανατρέξει στις βιβλιογραφικές πηγές.

Ιστορική ανασκόπηση

Η θεωρητική τεκμηρίωση της λειτουργίας των laser ξεκίνησε στις αρχές του 20^{ου} αιώνα, όταν ο Planck, στηριζόμενος στην *Ηλεκτρομαγνητική Θεωρία* του

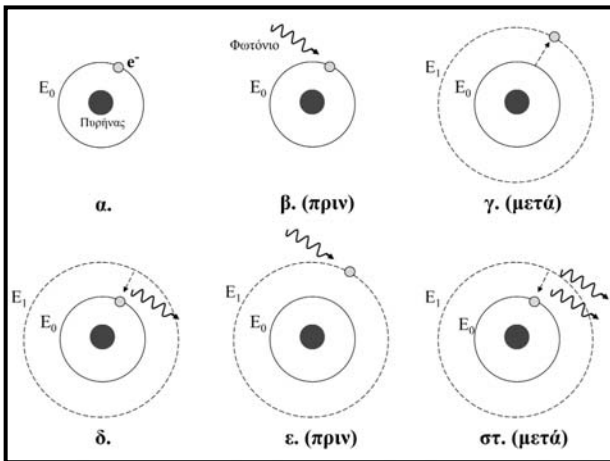
Maxwell (1862)⁸, ανέπτυξε την ιδέα της δυαδικής φύσης του φωτός, δηλαδή ότι το φως εμφανίζει τόσο κυματικές όσο και σωματιδιακές ιδιότητες⁹. Επεκτείνοντας την παραπάνω θεώρηση του φωτός, ο Einstein το 1905 πρότεινε την *Κβαντική Θεωρία του Φωτός*, βασικό στοιχείο της οποίας ήταν η παραδοχή ότι η μεταφορά ενέργειας με την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία γίνεται σε ασυνεχείς ποσότητες με τα *φωτόνια*^{3,9}. Το 1913 ο Bohr έδωσε την θεωρητική ερμηνεία της *αυθόρμητης εκπομπής*^{3,9}, ενώ ο Einstein διατύπωσε λίγα χρόνια μετά (1917) την *αρχή της εξαναγκασμένης εκπομπής*¹⁰.

Το 1951 οι Purcell και Pound έθεσαν τη θεωρητική βάση της λειτουργίας του maser, προγόνου του laser¹. Η λέξη MASER προέρχεται από τα αρχικά των λέξεων *microwave amplification by stimulated emission of radiation*^{8,11} (Ενίσχυση Μικροκυμάτων με Εξαναγκασμένη Εκπομπή Ακτινοβολίας). Το πρώτο maser κατασκευάστηκε το 1955 από τους Gordon και συν.¹². Το 1958 οι Schawlow και Townes¹³ υποστήριξαν τη δυνατότητα κατασκευής ενός laser βασιζόμενοι στο maser. Το 1960 ο Maiman κατασκεύασε το πρώτο laser με ενεργό μέσο έναν κρύσταλλο ρουμπινίου¹⁴ και τον ίδιο χρόνο έγινε η πρώτη εφαρμογή του στην οφθαλμολογία¹. Οι Stern & Sognoaes^{5,6} και Goldman και συν.⁷ το 1964 ήταν οι πρώτοι που διερεύνησαν τις πιθανές χρήσεις του laser ρουμπινίου στην οδοντιατρική. Από την εποχή εκείνη έως σήμερα πολλά είδη laser έχουν κατασκευαστεί για χρήση στη στοματική χειρουργική¹⁵, την οδοντική χειρουργική¹⁶, την ενδοδοντία¹⁷⁻¹⁹ και την περιοδοντολογία²⁰, που όμως όλα στηρίζονται στη ίδια βασική αρχή λειτουργίας.

Εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας

Για να γίνει καλύτερα κατανοητός ο τρόπος λειτουργίας των laser θα παραθέσουμε ορισμένα στοιχεία από την Ατομική Φυσική. Σύμφωνα με το Ατομικό Πρότυπο του Bohr (το οποίο δε θεωρείται ορθό σύμφωνα με τα σημερινά δεδομένα, αλλά εξυπηρετεί καλύτερα από το μοντέλο της Κβαντομηχανικής την ανάγκη για απλότητα και κατανόηση³), το άτομο αποτελείται από έναν πυρήνα γύρω από τον οποίο περιφέρονται τα ηλεκτρόνια (e^-) σε καθορισμένες, θερμοδυναμικά επιτρεπτές τροχιές συγκεκριμένης ενέργειας^{3,9}. Υπό συνθήκες ενεργειακής ισορροπίας, τα ηλεκτρόνια καταλαμβάνουν τις χαμηλότερες δυνατές ενεργειακές στάθμες, οπότε το άτομο βρίσκεται στο κατώτερο επίπεδο ενέργειας που λέγεται *θεμελιώδης κατάσταση* (E_0). Στην κατάσταση αυτή βρίσκεται σε ηρεμία και διατηρείται σταθερό^{21,22}. Για την προσέγγιση των φαινομένων θα θεωρήσουμε ένα άτομο που φέρει ένα ηλεκτρόνιο σε τροχιά γύρω από τον πυρήνα του (Εικ. 1α).

Όταν το άτομο δεχθεί την επίδραση ακτινοβολίας ορισμένης συχνότητας (ν), άρα και ορισμένου μήκους κύματος (λ), μπορεί να απορροφήσει ένα φωτόνιο και



Εικ. 1. Αλληλεπίδραση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και ατόμων. α. θεμελιώδης κατάσταση, β., γ. απορρόφηση, δ. αυθόρμητη εκπομπή, ε., στ. εξαναγκασμένη εκπομπή.

τότε ένα ηλεκτρόνιο να μεταπηδήσει από την τροχιά της θεμελιώδους κατάστασης (E_0) σε άλλη τροχιά υψηλότερης ενέργειας (E_1) (απορρόφηση) (Εικ. 1β,γ), όπου και παραμένει για μικρό χρονικό διάστημα^{3,11,22}. Η απορρόφηση συμβαίνει, μόνο αν η ενεργειακή διαφορά μεταξύ των δύο τροχιών ($\Delta E = E_1 - E_0$) είναι ίση με την ενέργεια του φωτονίου^{3,23} ($E_\varphi = h\nu = hc/\lambda$, όπου E_φ η ενέργεια του φωτονίου, ν η συχνότητα, h η σταθερά του Planck, c η ταχύτητα του φωτός και λ το μήκος κύματος^{9,11}). Στη συνέχεια, το ηλεκτρόνιο μεταπίπτει μόνο του, χωρίς την επίδραση κάποιου εξωτερικού αιτίου, στην αρχική του τροχιά εκπέμποντας ένα φωτόνιο της ίδιας ενέργειας, άρα και του ίδιου μήκους κύματος με αυτό που προκάλεσε τη διέγερση. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται *αυθόρμητη εκπομπή*^{11,21-23} (Εικ. 1δ). Τα φωτόνια που παράγονται με αυτό τον τρόπο δεν έχουν καθορισμένη διεύθυνση εκπομπής¹¹ ούτε βρίσκονται σε συμφωνία φάσης μεταξύ τους^{3,23} και έτσι, η ακτινοβολία που παράγεται είναι ασθενής²². Παράδειγμα ακτινοβολίας από αυτόματη εκπομπή είναι η ακτινοβολία των λαμπτήρων Ne (λαμπτήρες φθορισμού)²¹.

Υπάρχει όμως και η δυνατότητα να προκαλέσουμε την εκπομπή του φωτονίου. Κατά την *εξαναγκασμένη εκπομπή*, η επίδραση ενός φωτονίου (του ίδιου μήκους κύματος με αυτό που προκάλεσε την διέγερση) σε ένα ήδη διεγερμένο άτομο έχει ως αποτέλεσμα τη μεταπήδηση του ηλεκτρονίου από την ασταθή (E_1) στην θεμελιώδη κατάσταση (E_0) με ταυτόχρονη εκπομπή ενός φωτονίου το οποίο έχει το ίδιο μήκος κύματος, την ίδια διεύθυνση, την ίδια πόλωση με αυτό που προκάλεσε την αποδιέγερση και βρίσκεται σε χωρική και χρονική συμφωνία με αυτό^{1,3,11,23} (Εικ. 1ε,στ). Η εξαναγκασμένη εκπομπή συμβαίνει προτού συμβεί η αυθόρμητη εκπομπή από το διεγερμένο άτομο³. Κατά τη διάρκεια της λειτουργίας μιας συσκευής laser και οι τρεις παραπάνω διαδικασίες συμβαίνουν ταυτόχρονα, όμως η εξαναγκασμένη εκπομπή είναι η κρίσιμη διαδικασία για τη

δημιουργία της ακτινοβολίας laser³.

Η παραγωγή της ακτινοβολίας laser, που είναι μια δέσμη τέτοιων φωτονίων, προϋποθέτει δύο στοιχεία: την ύπαρξη ατόμων σε διεγερμένη κατάσταση για ικανό χρονικό διάστημα και την ύπαρξη φωτονίων συγκεκριμένου μήκους κύματος, για την εξαναγκασμένη αποδιέγερση των ατόμων (εξαναγκασμένη εκπομπή)³.

Σε συνθήκες θερμοδυναμικής ισορροπίας η αναλογία των διεγερμένων ατόμων προς τα μη διεγερμένα (άτομα σε θεμελιώδη κατάσταση) σε οποιοδήποτε μέσο είναι εξαιρετικά μικρή^{11,22-24}. Αυτό έχει ως συνέπεια η εξαναγκασμένη εκπομπή να είναι περιορισμένη ή ασήμαντη και να επικρατεί η απορρόφηση^{3,11}. Αν όμως επιτευχθεί με κάποιο τρόπο αύξηση του αριθμού των διεγερμένων ατόμων σε βάρος των μη διεγερμένων (δηλαδή δημιουργηθεί η λεγόμενη *αναστροφή πληθυσμών*) τότε επικρατεί η εξαναγκασμένη εκπομπή και η δέσμη των φωτονίων αυξάνει σε ένταση^{3,8,11,23}. Η αναστροφή των πληθυσμών και η διατήρησή της επιτυγχάνεται με τη συνεχή προσφορά ενέργειας από εξωτερική πηγή στα άτομα, ώστε να διατηρούνται για ικανό χρονικό διάστημα σε κατάσταση διέγερσης, διαδικασία γνωστή ως *άντληση*^{1,3,11,22,24}. Έτσι, αυξάνεται η πιθανότητα ένα φωτόνιο κατάλληλου μήκους κύματος να αλληλεπιδράσει με ένα διεγερμένο άτομο και να προκληθεί η εξαναγκασμένη εκπομπή³.

Η δεύτερη προϋπόθεση, δηλαδή η συνεχής παραγωγή φωτονίων συγκεκριμένου μήκους κύματος για την εξαναγκασμένη αποδιέγερση, πραγματοποιείται αρχικά με τυχαίο τρόπο, δηλαδή φωτόνια από αυθόρμητη εκπομπή κάποιων ατόμων προκαλούν την εξαναγκασμένη αποδιέγερση άλλων ατόμων^{3,8,23}. Στη συνέχεια όμως, τα παραγόμενα από εξαναγκασμένη πλέον εκπομπή φωτόνια, όλα του ίδιου μήκους κύματος, της ίδιας διεύθυνσης και σε συμφωνία φάσης, προκαλούν την εξαναγκασμένη αποδιέγερση και άλλων ατόμων οδηγώντας στην αναπαραγωγή του φαινομένου^{3,22,23}.

Βέβαια, αυτή δεν είναι παρά μια απλοποιημένη προσέγγιση του φαινομένου. Στην πραγματικότητα τα ηλεκτρόνια μεταπίπτουν σε διαδοχικές ενεργειακές στάθμες (τουλάχιστον τρεις²³) και όχι μόνο μεταξύ δυο καταστάσεων (θεμελιώδης – ασταθής)^{3,22}, ενώ η διέγερση μπορεί να αφορά εκτός από άτομα, μόρια ή ιόντα³, αλλά η αναλυτική περιγραφή των φαινομένων αυτών πιστεύουμε ότι δεν εξυπηρετεί τον σκοπό της παρούσας εργασίας.

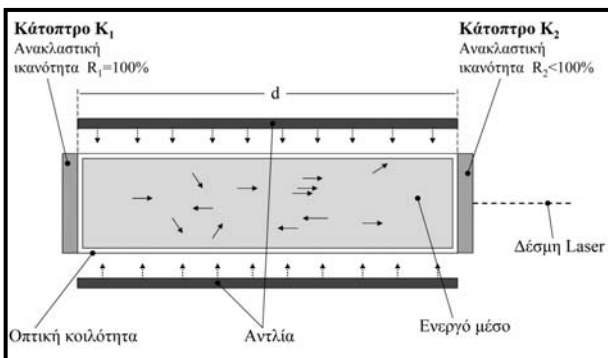
Περιγραφή συσκευής laser

Τα βασικά μέρη μιας συσκευής laser είναι:

- το *ενεργό μέσο*, τα άτομα του οποίου υφίστανται διαδοχικές διεγέρσεις και αποδιεγέρσεις και παράγουν την ακτινοβολία.
- η *αντλία*, που είναι η εξωτερική πηγή ενέργειας η οποία συντηρεί την αναστροφή πληθυσμών.

- η *οπτική κοιλότητα*, που είναι ο χώρος μέσα στον οποίο δημιουργείται η ακτινοβολία laser. Στα άκρα της βρίσκονται οι *οπτικοί ανακλαστήρες* (κάτοπτρα)^{4,8,21,22,24,25}.

Μια απλοποιημένη διάταξη laser παρουσιάζεται στην Εικόνα 2. Ένας κυλινδρικός σωλήνας αποτελεί την οπτική κοιλότητα, μέσα στην οποία βρίσκεται το ενεργό μέσο. Στα άκρα του σωλήνα βρίσκονται τα επίπεδα κάτοπτρα K_1 και K_2 , απόλυτα παράλληλα μεταξύ τους (συνθήκη, εξαιρετικά, δύσκολη στην εφαρμογή της³, αλλά χρήσιμη για την επεξήγηση των φαινομένων). Η απόσταση μεταξύ των κατόπτρων (d) είναι σταθερή και καθορισμένη με ακρίβεια, εξαρτάται δε από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που επιθυμούμε να παράγει η συσκευή (είναι ίση με ακέραιο αριθμό ημικυμάτων (m), $d = m\lambda/2$)^{1,3}.



Εικ. 2. Σχηματική απεικόνιση μιας συσκευής laser.

Η διέγερση του ενεργού μέσου γίνεται με προσφορά εξωτερικής ενέργειας από την αντλία είτε με συνεχή είτε με παλμικό τρόπο, οπότε δημιουργείται η αναστροφή πληθυσμών και παράγονται φωτόνια^{1,3,11,23}. Αρχικά, τα παραγόμενα φωτόνια προέρχονται από αυθόρμητη εκπομπή και έχουν τυχαίες διευθύνσεις^{3,8,23} και ενδεχομένως ποικίλα μήκη κύματος^{8,23}. Όσα κατευθύνονται προς τα τοιχώματα του κυλίνδρου εξέρχονται από την οπτική κοιλότητα^{22,25} ή απορροφούνται από μη διεγερμένα άτομα του ενεργού μέσου ή ακόμη και από τα τοιχώματα^{3,22}. Από αυτά που κινούνται σε διεύθυνση παράλληλη με τον επιμήκη άξονα του κυλίνδρου, όσα φωτόνια δεν έχουν το συγκεκριμένο μήκος κύματος διαρρέουν έξω από την οπτική κοιλότητα εξαιτίας των διαθλαστικών ιδιοτήτων των κατόπτρων³, ενώ μόνο όσα έχουν συγκεκριμένο μήκος κύματος (που ικανοποιεί τη συνθήκη $d = m\lambda/2$) ανακλώνται διαδοχικά στα κάτοπτρα K_1 , K_2 και εκτελούν μια παλινδρομική κίνηση (ταλάντωση) μεταξύ των κατόπτρων^{3,8}.

Λόγω της αναστροφής πληθυσμών, τα φωτόνια αυτά αλληλεπιδρούν με διεγερμένα άτομα προκαλώντας την εξαναγκασμένη αποδιέγερσή τους και νέα φωτόνια του ίδιου μήκους κύματος και σε χωρική και χρονική συμφωνία μεταξύ τους παράγονται συνεχώς,

με αποτέλεσμα την *οπτική ενίσχυση* της ακτινοβολίας^{1,11}. Η όλη διαδικασία συμβαίνει μέσα σε χρονικό διάστημα ορισμένων nsec, δεδομένου ότι τα φωτόνια κινούνται μεταξύ των κατόπτρων με την ταχύτητα του φωτός³.

Είναι προφανές ότι μόνο φωτόνια που κινούνται παράλληλα προς τον επιμήκη άξονα του κυλίνδρου και έχουν συγκεκριμένο μήκος κύματος συντελούν στην ενίσχυση της ακτινοβολίας³. Βέβαια, η παραδοχή της απόλυτης παραλληλότητας των επιπέδων κατόπτρων είναι μόνο θεωρητική και επιπλέον δίνει τη δυνατότητα παλινδρόμησης των φωτονίων σε πολλούς επιμήκεις άξονες, όλους παράλληλους μεταξύ τους. Στην πράξη, τα κάτοπτρα κατασκευάζονται κοίλα²¹ και παρέχουν την δυνατότητα συγκέντρωσης σχεδόν όλων των φωτονίων σε μία διεύθυνση (έναν άξονα), ακόμα και αν τα κάτοπτρα δεν είναι απόλυτα παράλληλα μεταξύ τους^{3,11,24}. Ακόμη, τα χρησιμοποιούμενα κάτοπτρα έχουν συγκεκριμένες διαθλαστικές ιδιότητες, ώστε τα ανακλώμενα φωτόνια να βρίσκονται σε χωρική και χρονική συμφωνία^{3,24}.

Αν και τα δύο κάτοπτρα (K_1 , K_2) είχαν ανακλαστική ικανότητα $R=100\%$, τότε η έξοδος της δέσμης από την οπτική κοιλότητα θα ήταν αδύνατη. Γι'αυτό, το ένα από τα κάτοπτρα (K_2) κατασκευάζεται με ανακλαστική ικανότητα $R_2<100\%$, οπότε το $100\%-R_2$ της δέσμης φωτονίων εξέρχεται με τη μορφή της δέσμης laser^{1,3,8,11,22,23}. Το $100\%-R_2$ ίσως να φαίνεται μικρό ποσοστό, όμως είναι απαραίτητο ένα ικανό μέρος της δέσμης των φωτονίων να παλινδρομεί μέσα στην οπτική κοιλότητα ώστε να συντηρείται η παραγωγή της ακτινοβολίας^{3,8} και να υπερκαλύπτονται οι απώλειες (απορρόφηση από μη διεγερμένα άτομα του ενεργού μέσου, απώλειες των κατόπτρων κ.α.) και το ποσοστό των φωτονίων που εξέρχονται από την οπτική κοιλότητα με τη μορφή δέσμης^{3,11,23}.

Βέβαια, η σχέση $d = m\lambda/2$, για δεδομένη απόσταση μεταξύ των κατόπτρων (d), προβλέπει άπειρο αριθμό δυνατών μηκών κύματος για διάφορες τιμές του m . Παρόλα αυτά, μόνο για ορισμένα μήκη κύματος (συνήθως 2 ή 3 μήκη κύματος⁸) το κέρδος από την οπτική ενίσχυση είναι μεγαλύτερο από τις απώλειες, οπότε ευνοείται η παλινδρόμηση των φωτονίων και η εξαναγκασμένη εκπομπή⁸. Από αυτά τα μήκη κύματος, σε ορισμένες περιπτώσεις μπορεί να γίνει επιλογή του ενός με κατάλληλη τροποποίηση του κέρδους από την οπτική ενίσχυση, ενώ σε περιπτώσεις όπου αυτό δεν είναι δυνατό, η εφαρμογή μεθόδων με υψηλή επιλεκτικότητα (όπως mode-locking¹¹, βλ. παρακάτω) στην παραγόμενη δέσμη οδηγεί στην παραγωγή μονοχρωματικής ακτινοβολίας του επιθυμητού μήκους κύματος²⁶.

Βασικές ιδιότητες της ακτινοβολίας laser

1. *Μονοχρωματικότητα*: το μήκος κύματος της ακτινοβολίας καλύπτει μία εξαιρετικά στενή περιοχή

(τυπικά $\ll 1\text{nm}$) και όχι ένα ευρύ φάσμα, όπως το φως που παράγεται από έναν κοινό λαμπτήρα πυρακτώσεως¹¹. Έτσι, η ενέργεια της ακτινοβολίας είναι συγκεντρωμένη σε μία πολύ μικρή περιοχή συχνοτήτων^{1,8,23} και με αυτό τον τρόπο μπορούμε να προβλέψουμε με ακρίβεια την αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας laser με την ύλη^{3,23}.

2. **Συμφωνία:** Τα φωτόνια που αποτελούν την ακτινοβολία laser βρίσκονται σε χωρική και χρονική συμφωνία μεταξύ τους^{1,8,23,25}. Η ιδιότητα αυτή προκύπτει από την διαδικασία της εξαναγκασμένης εκπομπής και της οπτικής ενίσχυσης^{3,8}, όπως περιγράφηκε παραπάνω. Αποτέλεσμα αυτής της ιδιότητας είναι η εύκολη εστίαση της δέσμης με τη βοήθεια ενός φακού σε μια κουκίδα (spot) πολύ μικρού εμβαδού^{8,21}, που θεωρητικά μπορεί να έχει διάμετρο ίση με το μήκος κύματος της ακτινοβολίας (ορισμένα μm)³.

3. **Μεγάλη λαμπρότητα:** το laser είναι μια πολύ ισχυρή πηγή φωτός και εκπέμπει πολύ μεγάλο ποσό ενέργειας ανά μονάδα επιφάνειας (ενεργειακή πυκνότητα, Joule/cm^2)^{8,23}. Αναφέρεται ότι ένα laser He-Ne ισχύος 1mW εμφανίζει λαμπρότητα περίπου 10-50 φορές μεγαλύτερη από τον Ήλιο^{11,21}. Η ιδιότητα αυτή προκύπτει από την συμφωνία της δέσμης³.

4. **Κατευθυντικότητα:** Η δέσμη στην πορεία της αποκλίνει πολύ λίγο από την παραλληλότητα^{1,8,11}. Τυπικά, για να ανοίξει η διάμετρος της δέσμης κατά 1m πρέπει η δέσμη να διανύσει 1km^{8,11,22}. Έτσι, η δέσμη διατηρεί την λαμπρότητά της, ακόμα και σε μεγάλη απόσταση από την πηγή³. Και η ιδιότητα αυτή προκύπτει από τη συμφωνία της δέσμης³.

Είδη συσκευών laser

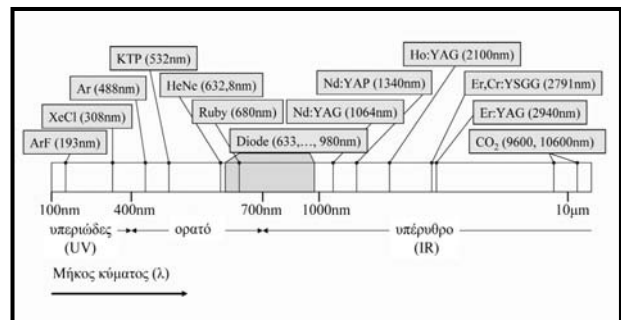
Τα laser ταξινομούνται ανάλογα με το είδος του ενεργού μέσου σε:

- **Laser αερίων (gas):** το ενεργό μέσο είναι αέριο ή μίγμα αερίων. Διαχωρίζονται περαιτέρω σε laser ατόμων (π.χ. He-Ne), ιόντων (π.χ. Cr^{++} , Ar^+) και μορίων (π.χ. CO_2). Στην ίδια κατηγορία μπορούν να συμπεριληφθούν και τα laser διηγεργμένων διμερών (excimer) (π.χ. ArF)^{1,8,11,23,27}.
- **Laser στερεάς κατάστασης (solid state):** το ενεργό μέσο είναι στερεό [π.χ. ρουμπίνι, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG. Οι προηγούμενες ονομασίες αποτελούν συντομογραφίες. Για παράδειγμα, στο laser Nd:YAG το ενεργό μέσο είναι ο Γαρνιτίτης Υτρίου-Αργιλίου (Yttrium Aluminium Garnet), είδος ερυθρού πολύτιμου λίθου, με προσμίξεις τρισθενών ιόντων Νεοδυμίου (Nd^{+3})^{1,8,11,23,24,27,28}.
- **Laser υγρών (dye):** το ενεργό μέσο είναι μια σύνθετη οργανική χρωστική¹¹. Με κατάλληλη επιλογή της χρωστικής και της συγκέντρωσής της μπορεί να παραχθεί ακτινοβολία σχεδόν κάθε μήκους κύματος στην περιοχή του ορατού φάσματος^{1,8,27} και σε ορισμένες περιπτώσεις του εγγύς υπέρυθρου⁸.

- **Laser ημιαγωγών (Semiconductor or Diode):** το ενεργό μέσο αποτελείται από διαδοχικά στρώματα ημιαγωγών (π.χ. GaAlAs)^{1,8,11,23,27,29}.

Στην κλινική οδοντιατρική πράξη χρησιμοποιούνται σήμερα κυρίως τα laser Er:YAG, Nd:YAG, ημιαγωγών (Diode), CO_2 , KTP, Er,Cr:YSGG, Ar, He-Ne^{29,30}.

Ως ενεργό μέσο μπορεί να χρησιμοποιηθεί κάθε ουσία που έχει τη δυνατότητα να υφίσταται διαδοχικές διεγέρσεις και αποδιεγέρσεις των ατόμων της χωρίς να προκαλούνται αλλαγές στη δομή της και ταυτόχρονα να διατηρεί την αναστροφή πληθυσμών [ύπαρξη ενεργειακών σταθμών υψηλότερων από τη θεμελιώδη και ενδιάμεσων (μετασταθερών) ενεργειακών σταθμών]^{3,11}. Κάθε συσκευή laser παράγει ακτινοβολία διαφορετικού μήκους κύματος, ανάλογα με το ενεργό μέσο που διαθέτει (Εικ. 3), το οποίο συνήθως δίνει και την ονομασία στην συσκευή³. Επίσης, ανάλογα με το ενεργό μέσο είναι διαφορετικός και ο μηχανισμός προσφοράς ενέργειας στο σύστημα (η αντλία μπορεί να είναι π.χ. μία ηλεκτρική πηγή που δημιουργεί ηλεκτρικές εκκενώσεις, ένας ισχυρός λαμπτήρας Xe ή ακόμα και μια άλλη συσκευή laser)^{1,11,21}. Άλλες ταξινομήσεις των συσκευών laser λαμβάνουν υπόψη την ισχύ εξόδου ή το μήκος κύματος της ακτινοβολίας^{3,8}.

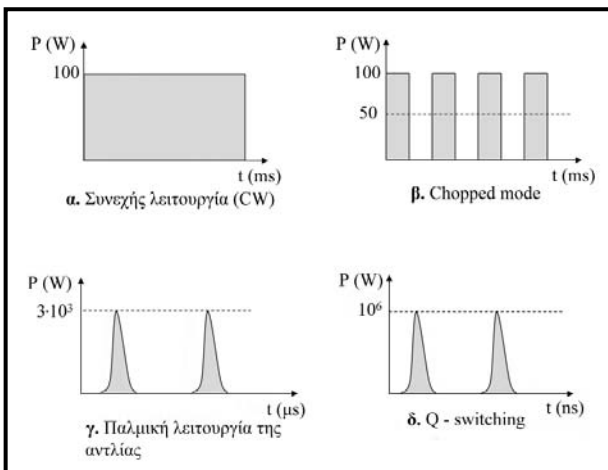


Εικ. 3. Μήκος κύματος της ακτινοβολίας που παράγεται από διάφορες συσκευές laser, ανάλογα με το ενεργό μέσο (τροποποιημένο από Kimura et al²⁹).

Οι διάφορες συσκευές laser παράγουν ακτινοβολία υπό μορφή:

- **συνεχούς δέσμης (continuous wave, cw)** (Εικ. 4α).
- **μεμονωμένων ή επαναλαμβανόμενων παλμών βραχείας διάρκειας (pulsed).**

Η δημιουργία παλμών είναι ιδιαίτερα επιθυμητή, όπως θα εξηγήσουμε παρακάτω. Στα laser **συνεχούς δέσμης (cw)**, παλμοί μπορούν να δημιουργηθούν με τη χρήση **ηλεκτρονικά ελεγχόμενου ηλεκτρο-οπτικού ή ηχο-οπτικού φράγματος** στην έξοδο της δέσμης¹¹, του οποίου η ταχύτητα και διάρκεια λειτουργίας μπορεί θεωρητικά να είναι μικρότερη από 1 msec (chopped mode), όμως η διαδικασία αυτή δεν παράγει αληθείς παλμούς, καθ' ότι η μέγιστη ισχύς παραμένει ίδια με την ισχύ σε συνεχή λειτουργία ενώ η συνολική ενέργεια που μεταφέρεται στον ιστό-στόχο σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα είναι μικρότερη³ (Εικ. 4β). Βρα-



Εικ. 4. Μορφές της παραγόμενης ακτινοβολίας laser. Η κλίμακα κάθε διαγράμματος υποδηλώνεται από τις μονάδες μέτρησης της ισχύος και του χρόνου. Το εμβάδόν της χρωματισμένης περιοχής εκφράζει το ποσό ενέργειας που μεταφέρεται με την δέσμη σε δεδομένο χρονικό διάστημα (τροποποιημένο από Gutknecht¹).

χείς παλμοί διάρκειας ορισμένων μsec μπορούν να παραχθούν με παλμική λειτουργία της αντλίας. Σε αυτή την περίπτωση η μέγιστη ισχύς κάθε παλμού είναι πολύ υψηλή (της τάξης των KW)^{1,3,8,21} (Εικ. 4γ). Ακόμη, πολύ βραχείας διάρκειας παλμοί, της τάξης των nsec, παράγονται με την τεχνική μεταγωγής του παράγοντα Q (Q-switching)^{11,31}, με τη βοήθεια ηλεκτρονικά ελεγχόμενων διατάξεων που παρεμβάλλονται μεταξύ του ενός κατόπτρου της συσκευής και του ενεργού μέσου^{3,23,24}. Λόγω της βραχύτατης διάρκειας των παλμών, η μέγιστη ισχύς μπορεί να είναι της τάξης των MW^{8,21,27} ή και GW¹¹ (Εικ. 4δ).

Μετά την παραγωγή τους, οι παλμοί μπορούν να τροποποιηθούν περαιτέρω με τη βοήθεια ειδικών τεχνικών, όπως κλείδωμα των ρυθμών (mode-locking), συγχρονισμένη άντληση (synchronous pumping) και συμπίεση παλμών (pulse compression), ώστε να βελτιωθεί η μονοχρωματικότητα της δέσμης, να αυξηθεί η μέγιστη ισχύς ή να ελαττωθεί η διάρκεια των παλμών¹¹.

Τα πιο ουσιαστικά χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας laser είναι η πυκνότητα ισχύος (power density or irradiance, Watt/cm²) και η πυκνότητα ενέργειας (energy density or fluence, Joule/cm²). Τα παραπάνω χαρακτηριστικά σε συνάρτηση με το χρόνο εφαρμογής της δέσμης (sec), την έκταση της ακτινοβολουμένης επιφάνειας (mm²), τα χαρακτηριστικά των παραγόμενων παλμών αν πρόκειται για παλμικό laser [ενέργεια παλμού (mJoule), χρόνος παλμού (msec, μsec ή nsec), συχνότητα παλμών (Hz), μέση ισχύς (Watt)], τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης, καθώς και το μήκος κύματος της ακτινοβολίας (nm), περιγράφουν τη λειτουργία της συσκευής και καθορίζουν την αποτελεσματικότητά της και την καταλληλότητα για συγκεκριμένες εφαρμο-

γές^{3,32}. Έτσι, από τη σκοπιά της φυσικής γίνεται φανερό ότι η ονομαστική (μέση) ισχύς μίας συσκευής (Watt), που είναι συνήθως το μόνο τεχνικό χαρακτηριστικό που αναφέρεται από τους εμπορικούς αντιπροσώπους των εταιρειών, δεν μπορεί από μόνη της να περιγράψει τα πραγματικά χαρακτηριστικά λειτουργίας της συσκευής και να καθορίσει την καταλληλότητά της για συγκεκριμένες εφαρμογές.

Από τη συσκευή ως το σημείο εφαρμογής, η ακτινοβολία laser μεταφέρεται:

1. Με οπτικές ίνες: παρέχουν ευελιξία^{1,22} αλλά προς το παρόν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για ακτινοβολίες με μήκος κύματος έως 3000nm¹.

2. Με αρθρωτούς βραχίονες με κάτοπτρα: έχουν πολύ μικρές απώλειες, μπορούν να μεταφέρουν ακτινοβολία οποιουδήποτε μήκους κύματος, αλλά δεν είναι ευέλικτοι και απαιτούν προσοχή στην χρήση λόγω ευαισθησίας σε μικρές παρεκκλίσεις των κατόπτρων^{1,21,27}.

3. Με κοίλους μεταλλικούς κυματοαγωγούς: έχουν μεγάλες απώλειες ενέργειας³, περιορισμένη ευελιξία³, δεν επιτρέπουν την άριστη εστίαση της δέσμης³ και κατασκευάζονται για συγκεκριμένο μήκος κύματος¹.

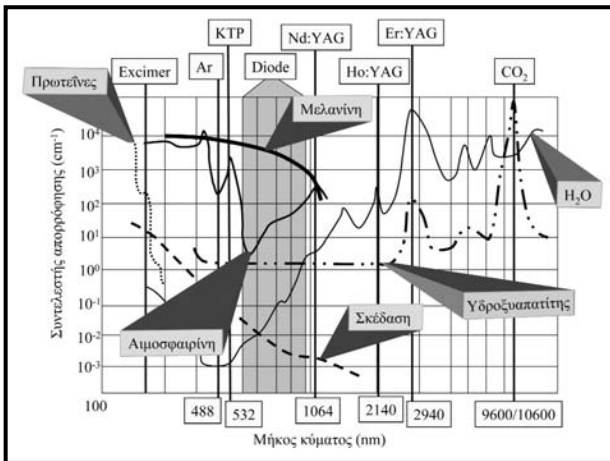
4. Απευθείας, όπως στα laser ημιαγωγών^{21,27}.

Επίδραση της ακτινοβολίας laser στους ιστούς

Όταν μια δέσμη ακτινοβολίας laser προσπέσει σε έναν ιστό λαμβάνουν χώρα τέσσερις διαφορετικές διαδικασίες:

1. Ανάκλαση.
2. Απορρόφηση από μόρια του ιστού.
3. Διάχυση ή σκέδαση, δηλαδή μεταβολή της κατεύθυνσης της προσπίπτουσας ακτινοβολίας προς τυχαίες διευθύνσεις λόγω πρόσκρουσης σε μόρια του ιστού.
4. Διάδοση δια μέσω του ιστού, που αφορά το ποσό της ακτινοβολίας που δεν υπόκειται στις παραπάνω διαδικασίες^{1,3,11,33}.

Οι βιολογικές επιδράσεις της ακτινοβολίας laser προέρχονται σχεδόν αποκλειστικά από το ποσό της ακτινοβολίας που απορροφάται από τον ιστό και μεταβάλλει την ενεργειακή του κατάσταση^{3,25,34}. Το ποσό αυτό εξαρτάται κυρίως από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας και την σύσταση του ιστού^{3,21,33}. Διαφορετικά μόρια και ιστικές δομές απορροφούν ακτινοβολία διαφορετικού μήκους κύματος³⁵. Έτσι, παρατηρείται η επιλεκτική απορρόφηση μιας δέσμης με δεδομένο μήκος κύματος από ορισμένα μόρια¹¹. Σε παρατεταμένη επίδραση της ακτινοβολίας προκαλείται αλλαγή των χαρακτηριστικών του ιστού^{21,25}, οπότε η απορρόφηση καθίσταται μη προβλέψιμη. Η απορρόφηση της ακτινοβολίας laser ανάλογα με το μήκος κύματος και για διάφορες βιολογικές ουσίες παρουσιάζεται στην Εικόνα 5. Υψηλή απορρόφηση από έναν ιστό σημαίνει συγκέντρωση της ενέργειας στα επιφανειακά στρώματα του



Εικ. 5. Η απορρόφηση της ακτινοβολίας laser σε σχέση με το μήκος κύματος, για διάφορες βιολογικές ουσίες (τροποποιημένο από Gutknecht¹).

ιστού (μικρή διεισδυτικότητα), άρα και μεγάλη άνοδο της θερμοκρασίας σε αυτά τα στρώματα^{3,25}. Σε μικρότερο βαθμό προκαλούνται επιδράσεις και από το ποσό της ακτινοβολίας που υφίσταται σκέδαση³.

Η ακτινοβολία laser προκαλεί διάφορα φαινόμενα όταν απορροφάται από κάποιο ιστό^{3,21,22,27,30,36,37} (Πιν. I). Στη βιβλιογραφία δεν υπάρχει ομοφωνία ως προς την ονοματολογία, την κατάταξη και τις ακριβείς φυσικές και βιολογικές διαδικασίες που εμπλέκονται στην γένεση αυτών των φαινομένων. Τα αποτελέσματα της επίδρασης ακτινοβολίας laser σε έναν ιστό εξαρτώνται γενικά από τα χαρακτηριστικά της δέσμης (μήκος κύματος, πυκνότητα ισχύος και ενέργεια, συνεχής ή

παλμική λειτουργία, συχνότητα και εύρος παλμών, γεωμετρικά χαρακτηριστικά) και από την σύσταση του ιστού³.

Από το κυανό άκρο του ορατού προς μικρότερα μήκη κύματος, τα αποτελέσματα στους ιστούς είναι κυρίως, *φωτοχημικά*. Η ενέργεια των φωτονίων επαρκεί για να προκαλέσει χημικές μεταβολές άμεσα. Έτσι, απορροφάται από τα μόρια και προκαλεί την διέγερση των μοριακών και ατομικών δεσμών ή σε πολλές περιπτώσεις, την διάσπασή τους²¹. Σε ορισμένες περιπτώσεις παρατηρείται και ιονισμός ατόμων ή μορίων²⁷, ενώ φωτοχημικά είναι και τα αποτελέσματα της φωτοδυναμικής θεραπείας (Photo-Dynamic Therapy, PDT), όπου χρησιμοποιούνται laser χαμηλής ενέργειας για τη διέγερση της ιστικής επούλωσης και την ενεργοποίηση του ανοσοποιητικού συστήματος³, αν και δε υπάρχει ομοφωνία ως προς την αποτελεσματικότητα της μεθόδου^{1,21,25,30,38}. Κατά την πρόκληση φωτοχημικών φαινομένων είναι πιθανή και η δημιουργία ελευθέρων ριζών^{22,36}.

Από το ερυθρό άκρο του ορατού προς μεγαλύτερα μήκη κύματος η ενέργεια των φωτονίων δεν επαρκεί για την άμεση πρόκληση χημικών μεταβολών και έτσι, τα αποτελέσματα είναι κυρίως *θερμικά*, εξαρτώμενα σε μεγάλο βαθμό από τον αριθμό των φωτονίων που πλήττουν τον ιστό-στόχο²¹. Τα θερμικά φαινόμενα οφείλονται στη μετατροπή μεγάλου μέρους της φωτεινής ενέργειας σε θερμότητα^{21,27}, με αποτέλεσμα την αύξηση της θερμοκρασίας του ιστού και την επακόλουθη εμφάνιση μεταβολών^{1,3,21,39} (Εικ. 6). Παράλληλα, συμβαίνει και αγωγή της θερμότητας προς τους παρακείμε-

ΠΙΝΑΚΑΣ I

Φαινόμενα κατά την επίδραση της ακτινοβολίας laser στους ιστούς

A. Θερμικά φαινόμενα

- Φωτοπηξία (photocoagulation) – μετουσίωση πρωτεϊνών^{3,21,27}.
- Φωτοεξάτμιση (photovaporization) – τοπική εξάχνωση του ιστού^{3,27}.

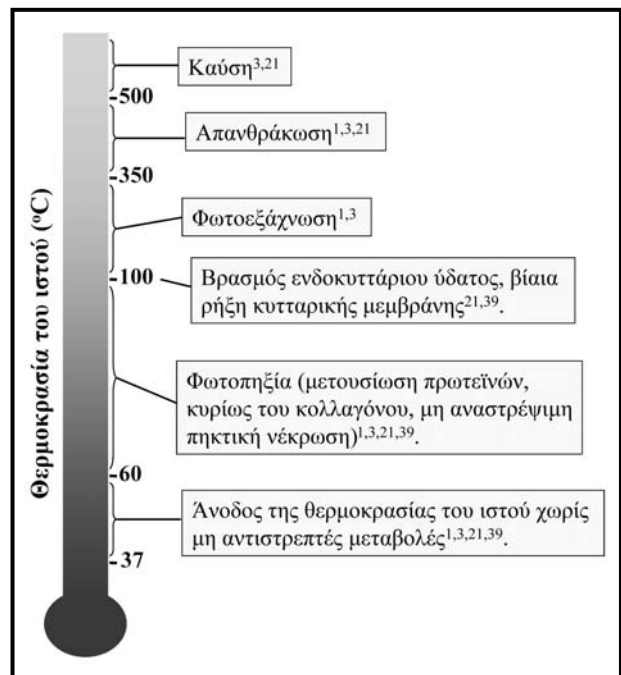
B. Μη θερμικά φαινόμενα

1. Φωτοχημικά φαινόμενα

- Πρόκληση ή κατάλυση χημικών αντιδράσεων^{3,21,27}
- Δημιουργία ιόντων²⁷.
- Δημιουργία ελευθέρων ριζών – πιθανή κυτταροτοξική δράση^{22,27}.

2. Φωτομηχανικά φαινόμενα

- Δημιουργία θερμोकρουστικού^{3,21,22,27} ή φωτοακουστικού^{1,30} κύματος λόγω:
 - δημιουργίας πλάσματος στον ιστό και κατάρρευσης του³
 - θερμικής διαστολής ενός τμήματος του ιστού και βίαιης αύξησης του όγκου του^{1,27,30}.



Εικ. 6. Μεταβολές των ιστών από την επίδραση της θερμότητας.

νους ιστούς.

Όταν το ποσό της ενέργειας που μεταβιβάζεται στον ιστό είναι σχετικά μικρό, ο ιστός υφίσταται κυρίως *φωτοπηξία*, δηλαδή μετουσίωση των πρωτεϊνών (κολαγόνο, ένζυμα κ.α.)^{3,21,27}. Η κατάσταση αυτή διαφέρει σαφώς από το έγκαυμα³. Με την επίδραση μεγαλύτερου ποσού ενέργειας, το ενδοκυττάριο και εξωκυττάριο υγρό εξατμίζεται ταχύτατα και ο ιστός υφίσταται *φωτοεξάχνωση* (photovaporization)^{3,27}.

Ιδιαίτερα σημαντικό είναι το γεγονός ότι αν χρησιμοποιηθεί ακτινοβολία με τη μορφή παλμών βραχείας διάρκειας και υψηλής ισχύος, το αποτέλεσμα είναι φωτοεξάχνωση του ιστού στο σημείο πρόπτωσης της ακτινοβολίας χωρίς να παρατηρούνται σημαντικές θερμικές επιδράσεις στους παρακείμενους ιστούς. Η εντοπισμένη αυτή επίδραση εξαρτάται από την ικανότητα ψύξης των ιστών αυτών αλλά και την ύπαρξη ικανού χρονικού διαστήματος ηρεμίας μεταξύ των παλμών³. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνουμε τομή των ιστών²¹.

Κατά την επίδραση δέσμης laser υψηλής ενέργειας κατά εξαιρετικά βραχείς παλμούς σε έναν ιστό, είναι δυνατό να προκληθούν και *φωτομηχανικά φαινόμενα*. Η συγκέντρωση υψηλής ενέργειας σε μικρό όγκο ιστού έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία μιας παροδικής κατάστασης πλάσματος (*οπτικό πλάσμα*, optical plasma) στο μικρό αυτό τμήμα του ιστού. Κατά την κατάρρευση του πλάσματος παράγεται θερμοκρουστικό κύμα που μπορεί να καταστρέψει μηχανικά τους εγγύς ιστούς (photodisruption)^{3,21,22,27,37}. Ακόμη, εξαιτίας της θερμικής διαστολής ενός τμήματος τους ιστού και της ταχείας αύξησης του όγκου του, μπορεί να παραχθεί φωτοακουστικό κύμα με παρόμοια αποτελέσματα^{1,36,37}.

Τα παραπάνω φαινόμενα δεν είναι ανεξάρτητα μεταξύ τους. Κατά την επίδραση της ακτινοβολίας laser σε έναν ιστό, φωτοθερμικά, φωτοχημικά και φωτομηχανικά φαινόμενα συμβαίνουν συγχρόνως και συχνά αλληλεπιδρούν μεταξύ τους^{3,36}.

Με την μεσολάβηση φωτοθερμικών, φωτομηχανικών ή και φωτοχημικών φαινομένων είναι δυνατόν να επιτευχθεί διαστρωματική αφαίρεση (ablation) ενός ιστού. Κατά τη διαδικασία αυτή, έντονη απορρόφηση της ακτινοβολίας laser από έναν ιστό έχει ως αποτέλεσμα τη συγκέντρωση της ενέργειας στην επιφανειακή, κάθε φορά, στοιβάδα αυτού και την απόσπασή της. Έτσι, επιτυγχάνεται σταδιακή αφαίρεση τμημάτων του ιστού^{30,37}.

Εκτός από τα φαινόμενα που περιγράφηκαν, η επίδραση παλμικής ακτινοβολίας laser σε ένα μέσο προκαλεί και την εμφάνιση άλλων περίπλοκων φαινομένων^{21,32,40,41}, η περιγραφή των οποίων ξεφεύγει από τον σκοπό αυτής της εργασίας και κρίνεται μη απαραίτητη για τον αναγνώστη-οδοντίατρο.

Κίνδυνοι και προστασία από την ακτινοβολία laser

Οι ιδιότητες που καθιστούν την ακτινοβολία laser

τόσο χρήσιμη είναι και εκείνες που επιφέρουν τα επιβλαβή αποτελέσματά της^{3,11,21}. Οι παράγοντες που συντελούν στην πρόκληση αυτών των βλαβών είναι κυρίως:

- Ελαττωματικές συσκευές laser.
- Έλλειψη προστατευτικών μέτρων.
- Λάθη κατά την χρήση των συσκευών^{1,3}.

Η έκταση της θερμικής βλάβης σε έναν ιστό εξαρτάται τόσο από τα χαρακτηριστικά της δέσμης^{1,3,21,42}, όσο και από τα χαρακτηριστικά του ιστού (οπτικές ιδιότητες του ιστού^{1,3}, δυνατότητα απαγωγής θερμότητας, π.χ. μέσω των αγγείων^{1,3,42}). Τα πιο ευάλωτα όργανα στην ακτινοβολία laser είναι οι οφθαλμοί και, δευτερευόντως, το δέρμα^{1,3,11,25,32}.

Βλάβη στο κεντρικό βοθρίο της ωχρής κηλίδας του αμφιβληστροειδή, που είναι υπεύθυνο για την κεντρική όραση, μπορεί να οδηγήσει σε απώλεια αυτής³. Βλάβη στο περιφερικό τμήμα του αμφιβληστροειδή είναι συνήθως, κλινικά, μη σημαντική²¹. Η εξασθένηση και η μετάδοση της ακτινοβολίας laser μέσω του οφθαλμού όπως και το τμήμα του οφθαλμού που κινδυνεύει από υπερέκθεση εξαρτώνται από το μήκος κύματος^{3,11,21}. Ακτινοβολίες της περιοχής του μέσου (IRB) και άπω (IRC) υπεριώθους (1400nm – 1nm) και του μέσου υπεριώθους (UVB, 180nm – 315nm) επηρεάζουν τον κερατοειδή χιτώνα¹¹. Ακτινοβολίες του εγγύς υπεριώθους (UVA, 315nm – 400nm) απορροφώνται και επιδρούν κυρίως στον φακό του οφθαλμού¹¹, ενώ η περιοχή του ορατού και του εγγύς υπέρυθρου (IRA) (400nm - 1400nm) είναι ιδιαίτερως επικίνδυνη, γιατί η ακτινοβολία διαπερνά τον κερατοειδή και τον φακό και εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή^{11,25}. Είναι χαρακτηριστικό το ότι τα βλέφαρα δεν παρέχουν προστασία στους οφθαλμούς^{3,11}. Ιδιαίτερα επικίνδυνες είναι οι συσκευές που εκπέμπουν αόρατη δέσμη^{3,11,21}. Επίδραση ακτινοβολίας laser σε ακάλυπτο δέρμα μπορεί να έχει, επίσης, σοβαρές συνέπειες, όπως επώδυνα εγκαύματα^{11,21,25}. Παρόλα αυτά, απαιτούνται γενικά υψηλότερα επίπεδα ενέργειας και τα αποτελέσματα είναι πιο ήπια³.

Η μέγιστη επιτρεπτή έκθεση (Maximum Permissible Exposure, MPE) καθορίζεται ως το όριο της ακτινοβολίας laser στο οποίο μπορεί να εκτεθεί κάποιο άτομο υπό φυσιολογικές συνθήκες, χωρίς να υποστεί βλαπτικό αποτέλεσμα. Τα επίπεδα MPE ορίζονται ξεχωριστά για τους οφθαλμούς και το δέρμα (Πιν. II). Εξαρτώνται από το μήκος κύματος, τη διάρκεια εκπομπής και, για μήκος κύματος 400-1400nm, από το εμβαδόν της ακτινοβολουμένης επιφάνειας στον αμφιβληστροειδή²¹. Για την καλύτερη οργάνωση των μέτρων ασφαλείας οι συσκευές laser χωρίζονται σε τάξεις, ανάλογα με τα χαρακτηριστικά λειτουργίας τους^{1,3,11,30,32} (Πιν. III).

Αναφορικά με τις πιθανές βλαπτικές επιδράσεις της ακτινοβολίας laser, υποστηρίζεται ακόμη ότι οι σχηματιζόμενες ελεύθερες ρίζες^{22,36} μπορούν να έχουν καρκινογόνο δράση, χωρίς όμως να υπάρχουν σαφείς ενδείξεις για καρκινογόνο δράση στους ιστούς με τα

ΠΙΝΑΚΑΣ II

Μέγιστη επιτρεπτή έκθεση (Maximum Permissible Exposure, MPE) για Nd:YAG Laser.
(Από Γκοτζαμάνη-Ψαρράκου²¹)

Χρόνος (sec)	Έκθεση οφθαλμών MPE (Watt/m ²)	Έκθεση μη προστατευόμενου δέρματος MPE (Watt/m ²)
0,25	127	31000
1	90	11000
5	60	3200
10	50	2000

ΠΙΝΑΚΑΣ III

Βασικές αρχές της Διεθνούς Ταξινόμησης (ANSI) των συσκευών laser, ανάλογα με τον κίνδυνο για πρόκληση βλαβών στους οφθαλμούς και το δέρμα^{1,3,11,30,32}.

Τάξη	Χαρακτηριστικά	Κίνδυνοι
1	συσκευές πολύ χαμηλής ισχύος (<0,4 mW), συνεχούς εκπομπής στο ορατό φάσμα (400-700 nm)	● τελείως ακίνδυνη, θεωρητικά ^{1,3,11,21,32}
2	συσκευές ορατής δέσμης με μέγιστη ισχύ 1 mW	● επικίνδυνη για τους οφθαλμούς σε παρατεταμένη έκθεση ^{1,11,32} ● να αποφεύγεται έκθεση ακόμα και σε ανακλώμενη δέσμη ^{3,21}
3A	συσκευές ορατής δέσμης με ισχύ 1-5 mW	● επικίνδυνη για τους οφθαλμούς, ακόμη και σε στιγμιαία έκθεση ^{3,21,32}
3B	συσκευές ορατής ή αόρατης δέσμης, με μέγιστη ισχύ της τάξης των 0,5 W	● πιο επικίνδυνα από τα laser τάξης 3A ^{3,11,21} ● κίνδυνος για βλάβες των οφθαλμών από ανακλάσεις και για καταστροφή του δέρματος ^{1,11} ● απαιτείται ειδική διαρρύθμιση του χώρου ¹
4	συσκευές υψηλής ισχύος (>0,5 W σε συνεχή λειτουργία)	● ακόμα και διάχυτες ανακλάσεις προκαλούν βλάβες ^{1,3,11,21,30,32}

σημερινά πειραματικά δεδομένα. Αυτό πιθανόν να οφείλεται στον τρόπο χρήσης των συσκευών laser στην ιατρική και οδοντιατρική²¹.

Ακτινοβολίες laser στην περιοχή του υπεριώδους (π.χ. excimer)^{41,43} και των ακτίνων Χ θεωρούνται γενικά επικίνδυνες και στις βιολογικές τους επιδράσεις περιλαμβάνεται πιθανώς και η καρκινογένεση^{21,22,32}. Παρόλα αυτά, laser διηγεμένων διμερών (excimer) χαμηλής

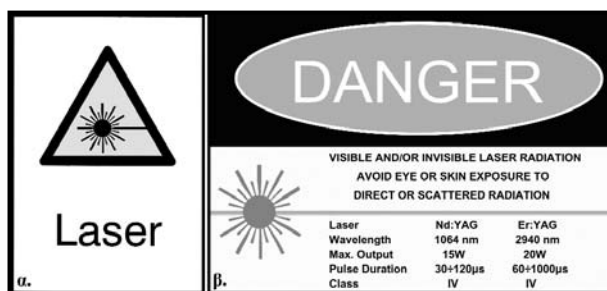
συχνότητας, σχετικά ακίνδυνα^{41,43}, χρησιμοποιούνται στην ιατρική σε απόλυτα εξειδικευμένες εφαρμογές λόγω ορισμένων μοναδικών ιδιοτήτων τους^{25,43}. Ακτινοβολία στην περιοχή του ορατού και του υπέρυθρου δεν είναι ιοντίζουσα^{25,30} και δεν υπάρχουν μέχρι στιγμής ενδείξεις ότι αποτελεί κίνδυνο για το έμβρυο^{3,25}.

Επίσης, οι ατμοί που παράγονται κατά την εξαγωγή των ιστών είναι πιθανό να περιέχουν ενώσεις ερεθιστικές για το αναπνευστικό σύστημα, ακόμα και καρκινογόνες ουσίες⁴⁴ καθώς και σωματίδια μικροοργανισμών και υπολείμματα ιστών^{3,25,45}. Έχει αναφερθεί στη βιβλιογραφία η απομόνωση αέριων ιών του ανθρώπινου θηλώματος (HPV)³, καθώς και ιών HIV⁴⁶.

Τέλος, πρέπει να επισημανθεί ότι η συσκευή laser λειτουργεί με ηλεκτρική ενέργεια υψηλής τάσης. Έτσι, ο κίνδυνος ηλεκτροπληξίας σε περίπτωση λανθασμένης χρήσης ή απόπειρας επισκευής από μη εξειδικευμένο προσωπικό είναι υπαρκτός^{11,25,45}.

Βασικό μέτρο ασφαλείας για την προστασία των οφθαλμών από τυχαία επαφή με την δέσμη είναι η υποχρεωτική χρήση ειδικών απορροφητικών γυαλιών (κατάλληλων για το μήκος κύματος της χρησιμοποιούμενης ακτινοβολίας laser) από όσα άτομα βρίσκονται στο χώρο όπου λειτουργεί η συσκευή laser, δεδομένου ότι τυχαία επαφή με τη δέσμη μπορεί να οδηγήσει σε βλάβες ακόμη και σε μεγάλη απόσταση από την συσκευή^{1,3,4,11,25}. Ακόμη όμως και με τη χρήση των παραπάνω γυαλιών, πρέπει να αποφεύγεται αυστηρά η εσκεμμένη έκθεση των οφθαλμών στην δέσμη της ακτινοβολίας³, έστω και από συσκευή τάξης 1^{1,11}.

Επιπρόσθετα μέτρα ασφαλείας (υποχρεωτικά για συσκευές τάξης 3B και άνω) περιλαμβάνουν ειδική σήμανση του χώρου όπου λειτουργεί η συσκευή^{1,3,25} (Εικ. 7α) αλλά και της συσκευής³² (Εικ. 7β), περιορισμό της πρόσβασης άλλων ατόμων πέραν του ειδικά εκπαιδευμένου προσωπικού στο χώρο^{1,11,32}, αναρρόφηση του παραγόμενου καπνού^{1,3}, χρήση ειδικών χειρουργικών масκών με δυνατότητα φιλτραρίσματος ανώτερη από αυτή των κοινών^{3,25}, απομάκρυνση των εύφλεκτων υλικών^{1,3,4,11,25} και ειδική διαρρύθμιση του χώρου, ώστε να αποκλείεται η έξοδος της δέσμης από κάποιο παράθυρο ή η ανάκλαση σε κάποια στιλπνή επιφάνεια.



Εικόνα 7: α. Ειδικό σήμα που τοποθετείται στην είσοδο χώρων όπου λειτουργούν συσκευές laser. β. Ειδικό σήμα που τοποθετείται στο περιβλήμα συσκευών laser.

νεια^{1,3,4,11,32,45}. Όλες οι συσκευές για ιατρική και οδοντιατρική χρήση τάξης 3B και άνω, τίθενται σε λειτουργία με διακόπτη ON-OFF με κλειδί^{1,3,8,25,32} και φέρουν σε εμφανές σημείο διακόπτη εκτάκτου ανάγκης, ο οποίος απενεργοποιεί άμεσα την συσκευή σε περίπτωση οποιουδήποτε προβλήματος^{1,3}.

Πάντως, η ασφαλής χρήση των συσκευών laser εξαρτάται πρωτίστως από τη σωστή ενημέρωση και εκπαίδευση του επεμβαίνοντος^{1,3,11,25}. Ακόμα και το οδοντογλύφανο χαμηλών ταχυτήτων μπορεί να προκαλέσει βλάβες στους ιστούς αν χρησιμοποιείται λανθασμένα. Δυστυχώς, στη χώρα μας η εκπαίδευση στη χρήση της συσκευής δεν είναι υποχρεωτική και οποιοςδήποτε συνάδελφος μπορεί να προμηθευτεί και να χρησιμοποιεί κάποια συσκευή χωρίς κανέναν απολύτως έλεγχο. Ελπίζουμε ότι σύντομα θα θεσπιστούν κανονισμοί που θα διέπουν όλες τις εφαρμογές και τη χρήση των laser από τους οδοντιάτρους ειδικά, αλλά και από οποιονδήποτε γενικότερα, όπως συμβαίνει και σε άλλες χώρες³.

Ευχαριστίες

Ευχαριστούμε την κ. Α. Γκοτζαμάνη-Ψαρράκου, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής, Ιατρικό Τμήμα Α.Π.Θ. για τις πολύτιμες παρατηρήσεις της, καθώς και τον κ. Μ. Καραμανλή, ηλεκτρολόγο μηχανικό, Διευθυντή Παραγωγής της εταιρείας Siemens για την βοήθεια σε θέματα της ειδικότητάς του.

Βιβλιογραφία

- Gutknecht N. Lasertherapie in der zahnärztlichen praxis. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 1999: 11-60.
- Stabholz A, Stabholz A, Leopold Y, Rosenberg Y, Moshonov J. Lasers in dentistry. Part A – Development, characteristics, structure, principles of operation and types of lasers. Refuat Hapeh Vehashinayim 2001; 18:11-23, 61.
- Catone GA, Aling CC. Laser applications in oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: WB Saunders, 1997: 7-38, 45-52, 65-8, 73-88, 92-4, 116-24, 168, 257-61, 287-9, 293.
- Pick RM, Powell GL. Lasers in dentistry: soft tissue procedures. Dent Clin North Am 1993; 37:281-96.
- Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. J Dent Res 1964; 43:873.
- Stern RH, Sognnaes RF, Goodman F. Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility. J Am Dent Assoc 1966; 78:838-43.
- Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries. Nature 1964; 203:417.
- Seippel RG. Optoelectronics. Virginia: Reston Publishing Company, 1981; 1-2, 18-23, 270-320.
- Ψαρράκος Κ. Ιατρική Φυσική. Τόμος Α. 3η έκδοση. Θεσ/νίκη: University Studio Press, 1997: 17-28.
- Einstein A. Zur quanten theorie der stralung. Phys Zeit 1917; 18:121.
- Van Hecke GR, Karukstis KK. A guide to lasers in chemistry. Boston: Jones and Bartlett Publishers, 1998: 4-68, 202-11, 221-4, 229-30, 241-42, 247.
- Gordon JP, Zeigler HJ, Townes CH. The maser – new type of amplifier, frequency standard and spectrometer. Physiol Rev 1955; 99:1264.
- Schawlow AL, Townes CH. Infrared and optical red maser. Physiol Rev 1958; 112:1940.
- Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. Nature 1960; 187:493-4.
- Fisher SE, Frame JW. The effects of the carbon-dioxide surgical laser on oral soft tissues. Br J Oral Maxillofac Surg 1984; 22: 414-25.
- Corona SA, Borsatto MC, Pecora JD, De La Rocha RA, Ramos TS, Palma-Dibb RG. Assessing microleakage of different class V restorations after Er:YAG laser and bur preparation. J Oral Rehabil 2003; 30:1008-14.
- Koba K, Kimura Y, Matsumoto K, Takeuchi T, Ikarugi T, Shimizu T, et al. Pulsed Nd:YAG laser application to one-visit treatment of infected root canals in dogs: a histopathological study. J Clin Laser Med Surg 1998; 16: 217-21.
- Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Sperr W. Advantages of a pulsed CO₂ laser in direct pulp capping: a long-term in-vivo study. Lasers Surg Med 1998; 22: 288-93.
- Matsumoto K. Lasers in endodontics. Dent Clin North Am 2000; 44:889-905.
- Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Schauer P, Doertbudak O, Wemisch J, et al. Treatment of periodontal pockets with a diode laser. Lasers Surg Med 1998; 22: 302-11.
- Γκοτζαμάνη-Ψαρράκου Α. Ακτινοβολία laser. Στο: Ψαρράκος Κ. Ιατρική Φυσική. Τόμος Β. 3η έκδοση. Θεσ/νίκη: University Studio Press, 1997:65-75.
- Πολυχρονιάδης ΕΚ, Καμπάς ΚΑ, Στοιμίμενος ΙΝ, Οικονόμου ΝΑ. Φυσική με εφαρμογές στις βιολογικές επιστήμες. Θεσ/νίκη: Εκδόσεις Γιαχούδη-Γιαπούλη, 1989:180-2, 232-42.
- Serway RA, Moses CJ, Moyer CA. Σύγχρονη φυσική. Ηράκλειο: Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Κρήτης, 2000: 312-43.
- Lyubavsky Y, Ovchinnikov V. Solid-state laser technology. Moscow: Mir Publishers, 1975:11-9,34,43-8,72-5,171-2,180.
- Clayman L, Kuo L. Lasers in maxillofacial surgery and dentistry. New York: Thieme, 1997:1-9,11-4,16-7,19-25,127,183-4.
- Mocker HW. The CO₂ laser and its applications to systems. In: Elion HA, Tiziani H. Proceedings of the First European electro-optics markets and technology conference. Geneva, 13-15 September, 1972. Geneva: IPC Science and Technology Press, 1973: 106-15.
- Μολυβδά-Αθανασοπούλου Ε. Εφαρμογές της ακτινοβολίας laser στην ιατρική. Στο: Δ.Ε.Π. εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής. Εισαγωγή στην βιοϊατρική τεχνολογία. Θεσ/νίκη: Υπηρεσία Δημοσιευμάτων Α.Π.Θ, 2002:1-9.
- Pressley RJ. Current status of Nd:YAG lasers. In: Elion HA, Tiziani H. Proceedings of the First European electro-optics markets and technology conference. Geneva, 13-15 September, 1972. Geneva: IPC Science and

- Technology Press, 1973: 73-6.
29. Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. *Int Endod J* 2000; 33:173-85.
 30. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J* 2003; 48:146-55.
 31. Arrastia-Jitosho AM, Liaw LH, Lee W, Wilder-Smith P. Effects of a 532 nm Q-switched nanosecond pulsed laser on dentin. *J Endod* 1998; 24:427-31.
 32. Goldman L. The biomedical laser: technology and clinical applications. New York: Springer-Verlag, 1981:3-23,206-11.
 33. Moshonov J, Stabholz A, Leopold Y, Rosenberg I, Stabholz A. Lasers in dentistry. Part B – Interaction with biological tissues and the effect on the soft tissues of the oral cavity, the hard tissues of the tooth and the dental pulp. *Refuat Hapeh Vehashinayim* 2001; 18:21-8, 107-8.
 34. Χανιώτης Α, Κοντακιώτης ΕΓ. Laser και μικροδιδείωση στην ενδοδοντία. *Συγχ Οδοντ* 2002; 22:24-37.
 35. Fisher JC. Basic laser physics and interaction of laser light with soft tissue. In: Shapshay SM. *Endoscopic laser surgery handbook*. New York: Marcel Dekker, 1987: 31-46.
 36. Wolbarsht ML. *Laser applications in medicine and biology*. Vol 3. New York: Plenum Press, 1977:78-82,133-50,175-84,201-2,216-7.
 37. Wolbarsht ML. *Laser applications in medicine and biology*. Vol 5. New York: Plenum Press, 1991: 158-9.
 38. Walsh LJ. The current status of low level laser therapy in dentistry. *Aust Dent J* 1997; 42:247-54.
 39. Gutknecht N, Kanehl S, Moritz A, Mittermayer C, Lampert F. Effects of Nd:YAG-laser irradiation on monolayer cell cultures. *Lasers Surg Med* 1998; 22:30-6.
 40. More RM. *Laser interactions with atoms, solids and plasmas*. New York: Plenum Press, 1994:69-79,207-36.
 41. Abraham NB, Arecchi FT, Mooradian A, Sona A. *Physics of new laser sources*. New York: Plenum Press, 1985:40, 381.
 42. Fuller TA. *Fundamentals of lasers in surgery and medicine*. In: Dixon JA. *Surgical application of lasers*. 2nd ed. Chicago: Year Book Medical Publishers, 1987: 23.
 43. Karoutis AD, Guiti Z, Charvalos G, Tselentis I, Helidonis E. Bacteridal effect of ArF Excimer laser radiation: I. Gram negative bacteria. *Lasers in the Life Sciences* 1996; 7:59-70.
 44. Nezhat C, Winer WK, Nezhat F, Nezhat C, Forrest P, Reeves WG. Smoke from laser surgery: is there a health hazard? *Lasers Surg Med* 1987; 7:376-82.
 45. Keon TP. Anesthetic management during laser surgery. *Int Anesthesiol Clin* 1992; 30:99-107.
 46. Baggish MS, Polesz BJ, Jovet D, Williamson P, Refai A. Presence of human immunodeficiency virus DNA in laser smoke. *Lasers Surg Med* 1991; 11:197-203.