

Η αξιοπιστία των συσκευών πολυμερισμού στα οδοντιατρεία της Θεσσαλονίκης

Ε. ΚΟΛΙΝΙΩΤΗ - ΚΟΥΜΠΙΑ¹, Ε. ΠΑΝΑΓΙΩΤΟΥ², Π. ΓΕΡΑΣΙΜΟΥ³, Ε. ΚΟΥΜΠΙΑ⁴, Ι.Δ. ΧΑΤΖΗΝΙΚΟΛΑΟΥ⁵
Εργαστήριο Οδοντικής Χειρουργικής, Τομέας Παθολογίας και Θεραπευτικής των Οδοντικών Ιστών.
Οδοντιατρική Σχολή, Α.Π.Θ.

The reliability/efficacy of polymerising devices in dental surgeries in Thessaloniki

Ε. ΚΟΛΙΝΙΟΥ-ΚΟΥΜΠΙΑ¹, Ε. ΠΑΝΑΓΙΟΥ², Π. ΓΕΡΑΣΙΜΟΥ³, Ε. ΚΟΥΜΠΙΑ⁴, Ι.Δ. ΧΑΤΖΗΝΙΚΟΛΑΟΥ⁵
Department of Operative Dentistry, Dental School Aristotle University of Thessaloniki

Περίληψη

Ο φωτοπολυμερισμός των σύγχρονων σύνθετων ρητινών και συνδετικών συστημάτων επιτυγχάνεται με τη βοήθεια ορατού φωτός. Για την έναρξη του πολυμερισμού οι οδοντίατροι έχουν να επιλέξουν μια πηγή φωτός από ένα πλήθος συσκευών. Η επιλογή της συσκευής είναι μεταξύ αλογόνου, πλάσματος, αργού laser, και φωτοδιόδου (LED). Ο πλήρης πολυμερισμός των σύνθετων ρητινών είναι πολύ σημαντικός τόσο για τις φυσικομηχανικές ιδιότητες, όσο και τη βιοσυμβατότητά τους.

Οι οδοντίατροι στην καθημερινή πράξη πιθανόν να έχουν ήδη μειωμένης έντασης συσκευές χωρίς να το γνωρίζουν, και, για το λόγο αυτό, ο τρόπος του πολυμερισμού παρουσιάζει προβλήματα κατά την κλινική εφαρμογή.

Σκοπός της έρευνας ήταν να εξετάσει την ισχύ της πηγής του φωτός των συσκευών πολυμερισμού και των παραγόντων που επηρεάζουν τον πολυμερισμό των σύνθετων ρητινών σε οδοντιατρεία της Θεσσαλονίκης.

Η συλλογή των πληροφοριών και οι μετρήσεις της έντασης των λυχνιών έγιναν από τους ίδιους ερευνητές. Η ισχύς μετρήθηκε με τη βοήθεια ραδιομέτρου.

Εξετάστηκαν:

- ο τύπος της συσκευής
- τα έτη λειτουργίας τους
- η συχνότητα της ημερήσιας λειτουργίας
- η συχνότητα ελέγχου της σωστής λειτουργίας
- η καθαρότητα του ρύγχους
- η συχνότητα αντικατάστασης της λυχνίας
- ο τρόπος τοποθέτησης της σύνθετης ρητίνης και τέλος
- η ένταση της ισχύος της συσκευής

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι: 82,9% των οδοντιάτρων χρησιμοποιεί συσκευές LED και μόνο 17,1% συσκευές αλογόνου. Ποσοστό 66,7% συσκευών λειτουργούν με ένταση κάτω των 500 mW/cm² και ένα 6,6% κάτω από 300 mW/cm².

Το κύριο συμπέρασμα που προκύπτει είναι ότι θα πρέπει να ελέγχονται συχνότερα τόσο η ένταση όσο και η καθαρότητα του ρύγχους των συσκευών πολυμερισμού.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: ένταση συσκευών πολυμερισμού, έτη λειτουργίας, καθαρότητα ρύγχους, συσκευές αλογόνου, συσκευές LED, σύνθετες ρητίνες

Στάλθηκε στις 2.7.2010. Εγκρίθηκε στις 19.9.2010.

¹ Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

² Οδοντίατρος, Απόφοιτος Οδοντιατρικής Σχολής ΑΠΘ

³ Λέκτορας

⁴ Οδοντίατρος - Ορθοδοντικός. Υποψ. Διδάκτωρ Εργ. Ορθοδοντικής Οδοντιατρικής Σχολής ΑΠΘ

⁵ Τελειόφοιτος φοιτήτρια Οδοντιατρικής Σχολής ΑΠΘ

Summary

The photopolymerization (light-curing) of modern composite resins and bonding systems is succeeded with the help of visible light. The dentists have a wide variety of devices to choose from to achieve the initiation of polymerising. The choice varies among quartz tungsten halogen (QTH), plasma arc curing, (PAC), argon-ion laser (AL), light emitting diode (LED). The complete polymerisation of composite resins is very important for the physical and mechanical properties as well as the biocompatibility of the material. A minimum of 400mW/cm² within the correct wavelength range (450-500nm) is generally accepted for routine polymerization of light activated dental resin composites.

Dentists maybe unaware that they are already using devices with reduced power in an everyday setting and for that reason the mode of polymerisation arouses problems in clinical application.

The purpose of this study was to examine the power of the light emitted by the polymerisation devices and the factors that affected the polymerisation of composite resins in dental surgeries located in Thessaloniki, Greece.

The collection of the data and the measurements on the intensity of the lamps were completed by the same researchers. The power was measured with the help of a radiometer (Bluephase meter, Ivocal Vivadent). The following were examined:

- the type of device
- the years of use
- the frequency of daily use
- the frequency of testing the correct use
- the cleanliness of the tip
- the frequency of the replacement of the lamp
- the mode of the application of the composite resin

KEY WORDS: polymerisation devices, years of use, intensity, tip cleanliness, composite resins

Received on 2th July, 2010. Accepted on 19th Sept., 2010.

¹ Associate Professor

² Dentist

³ Lektor

⁴ Orthodontist, PhD student, Department of Orthodontics, Aristotle University of Thessaloniki

⁵ Dental Student, Aristotle University of Thessaloniki

- the intensity of the power of the device

The results revealed the following: 82.9% of the dentists use LED devices and only a 17.1% quartz tungsten halogen. A great percentage of devices work with intensity under 500 mW/cm² and a small percentage of 6.6% under 300 mW/cm². Intensity of photo curing was statistically significant different between quartz tungsten halogen and LED devices (Kruskal Wallis, $X^2(1) = 15.852$, $p < 0.001$), 84.6% of quartz tungsten halogen devices and 35.75% of LED devices operate with intensity >500Mw/cm². Concerning years of operation of LED devices, there were no statistical significant differences between them (Kruskal Wallis, $X^2(2) = 2.226$, $p = 0.331$). On the contrary, years of operation between quartz tungsten halogen devices presented statistical significant differences (Kruskal Wallis, $X^2(1) = 6.536$, $p = 0.035$).

The main conclusion of that emerges from the study is that the intensity as well as the cleanliness of the tip of polymerisation devices should be checked more frequently.

Εισαγωγή

Η δημιουργία δεσμού των σύνθετων ρητινών με τους οδοντικούς ιστούς αποτελεί μια ασφαλή και αποτελεσματική μέθοδο της αποκαταστατικής οδοντιατρικής. Σήμερα στη σύγχρονη κλινική πράξη χρησιμοποιούνται ευρέως οι φωτοπολυμεριζόμενες σύνθετες ρητίνες¹.

Ο πολυμερισμός των σύγχρονων σύνθετων ρητινών και συνδετικών συστημάτων επιτυγχάνεται με τη βοήθεια του ορατού φωτός σε μήκος κύματος μεταξύ 450 και 500 nm¹. Ικανοποιητική ισχύς 500-800 mW/cm² του φωτός, και για χρόνο 30-40 sec (15-24 Jcm²), είναι αναγκαία – ούτως ώστε η ισχύς να φθάσει σε όλες τις επιφάνειες για να πολυμερισθεί ένα στρώμα σύνθετης ρητίνης, το οποίο θα πρέπει να είναι μέχρι 2 mm – για να είμαστε βέβαιοι ότι επήλθε επαρκής πολυμερισμός του υλικού και η έμφραξη έχει αποκτήσει τις ευνοϊκότερες φυσικομηχανικές και κλινικές ιδιότητες².

Τα τελευταία χρόνια, για τη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων των συνθέτων ρητινών, τη μείωση του χρόνου ακτινοβολίας και τη βράχυνση του χρόνου της οδοντιατρικής θεραπείας, εμφανίσθηκαν στο εμπόριο διάφοροι τύποι συσκευών πολυμερισμού. Για την έναρξη του πολυμερισμού οι οδοντίατροι έχουν να επιλέξουν μια πηγή φωτός από ένα πλήθος συσκευών³⁻⁵. Η επιλογή της συσκευής⁶ είναι μεταξύ: αλογόνου (quartz tungsten halogen QTH), πλάσματος (plasma arc curing, PAC), αργού-λείζερ (Argon-ion laser) (AL), φωτοδιόδου (light emitting diode LED), με λάμπες που αποδίδουν επίπεδα ενέργειας κυμαινόμενα από 150mW/cm² έως 2000 mW/cm². Σήμερα υπάρχει επαρκής επιστημονική ενημέρωση στην πολυπλοκότητα των συσκευών πολυμερισμού των σύνθετων ρητινών⁷⁻⁹.

Παράγοντες που επηρεάζουν τον πολυμερισμό των σύνθετων ρητινών είναι η συσκευή, το επίπεδο

ενέργειάς της, δηλαδή η έντασή της (η οποία για τις λάμπες αλογόνου δεν είναι σταθερή καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής τους)⁸⁻¹³, ο τρόπος λειτουργίας της, η απόσταση της φωτεινής πηγής από την σύνθετη ρητίνη, η καθαρότητα του ρύγχους τους, καθώς και ο τρόπος τοποθέτησης της σύνθετης ρητίνης στην κοιλότητα¹⁴⁻¹⁸. Στην κλινική πράξη, όμως, οι συνθήκες δεν είναι πάντα ιδανικές. Παρουσιάζονται ορισμένες δυσκολίες όπως: 1) η δυσκολία να κατευθυνθεί η δέσμη του φωτός από την ιδανική θέση σε κάθε φάση του πολυμερισμού και 2) εάν αυξηθεί η απόσταση της λάμπας από τη σύνθετη ρητίνη, το αποτέλεσμα είναι η μείωση της έντασης¹⁴⁻¹⁷.

Ο πλήρης πολυμερισμός των σύνθετων ρητινών είναι πολύ σημαντικός τόσο για τις φυσικομηχανικές ιδιότητες όσο και τη βιοσυμβατότητά τους¹⁸⁻²³. Θεωρητικά μια 100% μετατροπή των μονομερών σε πολυμερή είναι εφικτή, αλλά, ωστόσο, σε ένα ποσοστό 25-50%, συνήθως, δεν γίνεται ανόρθωση όλων των διπλών δεσμών των μεθακρυλικών μονομερών, δηλαδή, στην πραγματικότητα παραμένουν μονομερή που δεν έχουν αντιδράσει^{18,19}. Ωστόσο, κάθε απολυμέριστο μονομερές στις σύνθετες ρητίνες καθίσταται ένας πιθανός βιολογικός κίνδυνος εάν αποσπασθεί και διηθηθεί από τις ρητίνες, προς τον πολφό του δοντιού²⁴.

Οι οδοντίατροι στην καθημερινή πράξη είναι πιθανόν, χωρίς όμως να το γνωρίζουν, να χρησιμοποιούν ήδη μειωμένης έντασης συσκευές^{12,13,25} και έτσι ο τρόπος πολυμερισμού να παρουσιάζει κινδύνους κατά την κλινική εφαρμογή.

Επιπτώσεις ανεπαρκούς πολυμερισμού κατά την κλινική άσκηση είναι οι πρώιμες αποτυχίες των εμφράξεων των σύνθετων ρητινών. Μεταξύ αυτών συμπεριλαμβάνονται ο αποχρωματισμός των ορίων, η μικροδιείσδυση, η προσρόφηση νερού, και η μειωμένη σκληρότητα.

Σκοπός της ερευνητικής αυτής εργασίας ήταν να εξετάσει την ένταση των συσκευών πολυμερισμού και τους παράγοντες που επηρεάζουν τον πολυμερισμό των σύνθετων ρητινών σε οδοντιατρεία της Θεσσαλονίκης.

Υλικά και μέθοδος

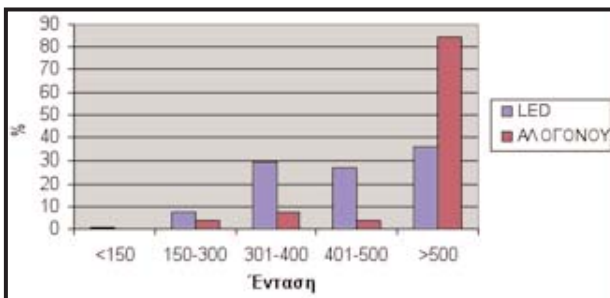
Στην έρευνα αυτή έγινε έλεγχος σε 152 (εκατόν πενήντα δύο) συσκευές πολυμερισμού σε τυχαίο δείγμα οδοντιατρείων της Θεσσαλονίκης.

Συντάχθηκε ένα ερωτηματολόγιο (Πίνακας Ι) το οποίο συμπλήρωσε ο οδοντίατρος και μετά έγινε μέτρηση της έντασης των συσκευών πολυμερισμού.

Η συλλογή των πληροφοριών και οι μετρήσεις της έντασης των λυχνιών των συσκευών έγιναν συγχρόνως από δύο ερευνητές. Η ισχύς μετρήθηκε με τη βοήθεια ραδιομέτρου (Bluephase meter, Ser. No

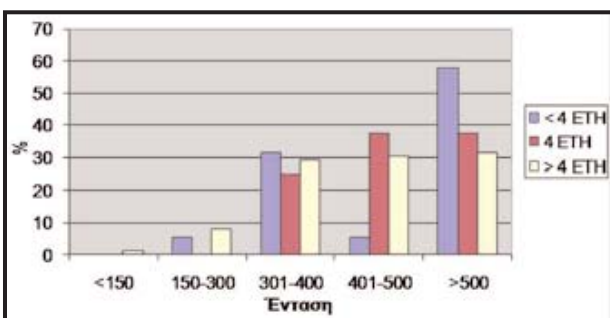
νίκης βρέθηκε ότι:

1. Οι περισσότεροι οδοντίατροι χρησιμοποιούν πλέον συσκευές LED σε ποσοστό 82,9% και μόλις ένα 17,1% συσκευές αλογόνου.
2. Όσον αφορά τον τύπο της συσκευής μεταξύ (αλογόνου και LED) υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δυο συσκευών ως προς την ένταση πολυμερισμού, (Kruskal Wallis, $\chi^2(1)=15.852$, $p<0.001$), η οποία οφείλεται στο ότι 84,6% των συσκευών αλογόνου, λειτουργούν με ένταση >500, ενώ για τη συσκευή LED το ποσοστό για την ίδια κατηγορία είναι 35,7% και δε διαφέρει σημαντικά από τις κατηγορίες «401-500» (27%) και «301-400» (29,4%), ($\chi^2(2)=1.672$, $p=0.433$) (Εικ. 2).
3. Συγκρίνοντας τα έτη λειτουργίας των συσκευών ως προς την ένταση τους βρέθηκε:
 - α) για τις συσκευές LED, δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ετών λειτουργίας τους ως προς την ένταση της συσκευής. (Kruskal Wallis, $\chi^2(2)=2.226$, $p=0.331$) (Εικ. 3).
 - β) για τις συσκευές αλογόνου υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ετών λειτουργίας ως προς την ένταση της συσκευής, (Kruskal Wallis, $\chi^2(1)=6.536$, $p=0.035$) (Εικ. 4), που



Εικόνα 2. Σύγκριση τύπων συσκευής ως προς την ένταση πολυμερισμού.

Υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δυο συσκευών ως προς την ένταση πολυμερισμού. Kruskal Wallis, $\chi^2(1)=15.852$, $p<0.001$.

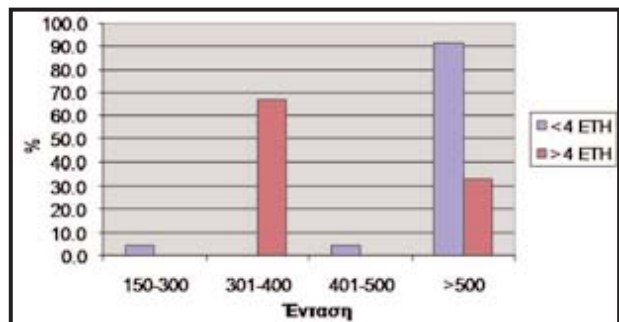


Εικόνα 3. Σύγκριση των ετών λειτουργίας ως προς την ένταση (συσκευές LED)

Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ετών λειτουργίας ως προς την ένταση της συσκευής (Kruskal Wallis, $\chi^2(2)=2.226$, $p=0.331$).

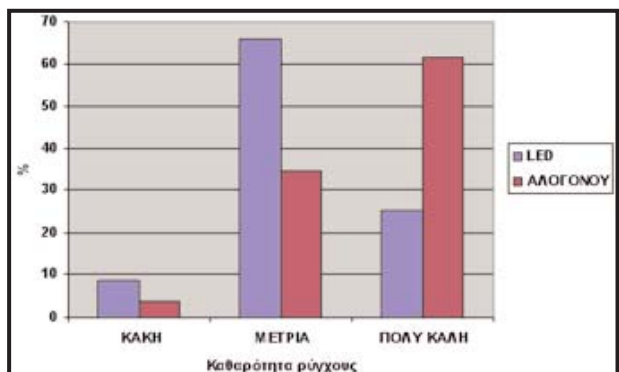
οφείλεται στο ότι 66,7% που λειτουργούν >4 έτη, σχετίζονται με ένταση 301-400 ενώ 91,3% που λειτουργούν <4 έτη σχετίζονται με ένταση >500.

4. Συγκρίνοντας την ένταση λειτουργίας τους με τη συχνότητα λειτουργίας τους ημερησίως βρέθηκε:
 - α) για τις συσκευές LED, υπάρχει ασθενής θετική μη στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ της συχνότητας λειτουργίας ημερησίως και της έντασης συσκευής (Kendall's tau-b= 0,117, $p=0,161$).
 - β) για τις συσκευές αλογόνου, υπάρχει ασθενής αρνητική μη στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ της συχνότητας λειτουργίας ημερησίως και της έντασης συσκευής, (Kendall's tau-b= -0,059, $p=0,758$).
5. Όσον αφορά την καθαρότητα του ρύγχους της συσκευής ευρέθη ότι το 8,7% των συσκευών LED και το 3,8 % των συσκευών αλογόνου είχαν



Εικόνα 4. Σύγκριση των ετών λειτουργίας ως προς την ένταση (συσκευές Αλογόνου).

Υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ετών λειτουργίας ως προς την ένταση της συσκευής, (Kruskal Wallis, $\chi^2(1)=6.536$, $p=0.035$), που οφείλεται στο ότι 66,7% (2/3) που λειτουργούν >4 έτη, σχετίζονται με ένταση 301-400 ενώ 91,3% (21/23) που λειτουργούν <4 έτη σχετίζονται με ένταση >500.

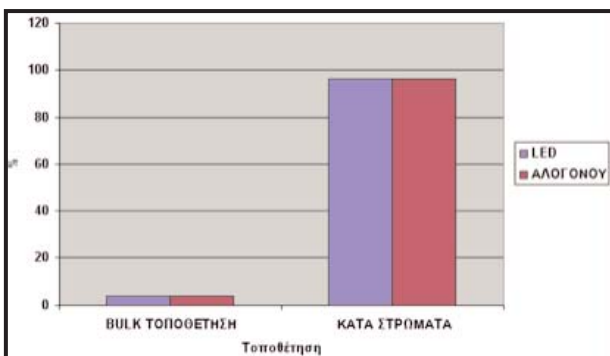


Εικόνα 5. Έλεγχος καθαρότητας του ρύγχους των συσκευών.

Το 65,9% των συσκευών Led και το 34,6% των αλογόνου έδειξαν μέτρια καθαρότητα ενώ πολύ καλή μόνο το 25% και 61% αντίστοιχα.

κακή καθαρότητα, το 65,9% των συσκευών LED και το 34,6% των συσκευών αλογόνου είχαν μέτρια καθαρότητα, ενώ πολύ καλή, εμφάνισαν το 25% και 61% αντίστοιχα (Εικ. 5).

6. Η αντικατάσταση των λυχνιών σε χρόνο μεγαλύτερο των τριών χρόνων γίνεται για μεν τις συσκευές αλογόνου σε ποσοστό 57,7%, ενώ για τις συσκευές LED το ποσοστό ανέρχεται στο 38,9%.
7. Κατά την έρευνα του τρόπου τοποθέτησης της σύνθετης ρητίνης βρέθηκε ότι ανεξάρτητα από τη συσκευή οι οδοντίατροι σε ποσοστό 96% τοποθετούν τη σύνθετη ρητίνη κατά στρώματα (Εικ. 6).



Εικόνα 6. Τύπος Συσκευής και Τοποθέτηση σύνθετης ρητίνης.

Συζήτηση

Τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιούνται τέσσερις τύποι πηγών φωτός πολυμερισμού: Οι συσκευές αλογόνου (quartz tungsten halogen QTH), οι συσκευές πλάσματος (plasma arc curing, PAC), οι συσκευές αργού laser (argon-ion laser AL), και οι συσκευές φωτοδιόδου (light emitting diode LED)^{3,4}.

Οι συσκευές αλογόνου, quartz tungsten halogen (QTH) είναι οι καθιερωμένες συσκευές πολυμερισμού για πάρα πολλά χρόνια. Καθόσον οι λάμπες των συσκευών αλογόνου εκπέμπουν σε ένα ευρύ φάσμα μήκους κύματος, είναι απαραίτητα φίλτρα για τον περιορισμό του μήκους κύματος μεταξύ των 370 και 550 nm, ούτως ώστε, να εναρμονισθούν με το μέγιστο της απορρόφησης της καμφοροκινόνης²⁷. Η εκπομπή στο ιδανικό μήκος κύματος για την ενεργοποίηση του φωτοκαταλύτη γίνεται όταν η παραγόμενη δέσμη περνά μέσα από το ειδικό φίλτρο ώστε στην έξοδο του φωτοαγωγού να επικεντρώνεται στη ζώνη 425-490 nm με κορυφή τα 470 nm⁵. Οι συσκευές αλογόνου έχουν περιορισμένο χρόνο ζωής, 100 ώρες, με συνεχή μείωση της έντασης της λάμπας²⁸. Το κάτοπτρο ανάκλασης και το φίλτρο των συσκευών αλογόνου επηρεάζονται από την υψηλή ανάπτυση θερμότητας. Θα πρέπει να τονισθεί ότι κατά τη διάρκεια του πολυμερισμού αναπτύσσεται αξιοσημείωτη θερμοκρασία. Αυτό συνεπάγεται μείωση της

απόδοσης του πολυμερισμού με το χρόνο, ως επακόλουθο της γήρανσης των στοιχείων της συσκευής²⁸. Πολλές συσκευές, που χρησιμοποιούνται στα ιατρεία, λειτουργούν με ισχύ πολύ κατώτερη από εκείνη που έχει καθορισθεί από τους κατασκευαστές⁹. Το γεγονός αυτό επιδεινώνεται με το χρόνο εξαιτίας της ανεπαρκούς συντήρησης της πηγής φωτός και ειδικότερα του άκρου της φωτεινής πηγής. Στις λάμπες των συσκευών αλογόνου το 5% της συνολικής ενέργειας είναι ορατό φως, το 12% θερμότητα και το 80% φως εκπεμπόμενο στο υπέρυθρο φάσμα^{8,27,28}. Τοιουτοτρόπως, φίλτρα είναι απαραίτητα για τη μείωση της θερμότητας, αλλά όπως προαναφέρθηκε, και για την ενεργοποίηση του φωτοκαταλύτη^{8,27}.

Οι συσκευές πλάσματος (plasma arc curing, PAC), εκπέμπουν σε μεγαλύτερες εντάσεις³⁰ από τις συσκευές αλογόνου και εμφανίζουν επίπεδα ενέργειας μέχρι και 2000 mW/cm². Κυρίως, σχεδιάστηκαν με σκοπό την ελάττωση του χρόνου ακτινοβολίας. Οι συσκευές πλάσματος χαρακτηρίζονται από υψηλές εντάσεις σε στενό φάσμα μήκους κύματος γύρω στα 470 nm³⁰. Στην αρχή της εμφάνισής τους ήταν πολύ δημοφιλείς αλλά πολύ γρήγορα μερικώς αποσύρθηκαν μετά από επιστημονικά τεκμηριωμένες συγκρίσεις με τις συσκευές αλογόνου^{8,9}. Λόγω της προαναφερθείσας υψηλής έντασής τους, οι κατασκευαστές διατείνονται ότι φωτοπολυμερισμός για 3 sec με τις συσκευές πλάσματος προσδίδει στις σύνθετες ρητίνες παρόμοιες ιδιότητες, σε σύγκριση με εκείνες που επιτυγχάνονται με φωτοπολυμερισμό για 40 sec με τις συσκευές αλογόνου. Όμως αυτή η υπόθεση έχει πλήρως καταρριφθεί²⁹⁻³². Θα πρέπει να τονισθεί ότι η πολύ υψηλή ένταση δεν προϋποθέτει πάντα και βαθύτερο πολυμερισμό. Επίσης ο πολύ μικρός χρόνος πολυμερισμού έχει αποδειχθεί ότι προκαλεί μεγάλη συστολή πολυμερισμού, εσωτερικά κενά, κατάγματα στην παρακείμενη οδοντική δομή και αποτυχία του δεσμού³³.

Στα μειονεκτήματά τους προστέθηκαν η μείωση της έντασής τους και το υψηλό κόστος αντικατάστασης της λάμπας^{32,33}.

Οι συσκευές αργού-laser, argon-ion laser (AL), εκπέμπουν μπλε-πράσινο φως των ενεργοποιημένων ιόντων αργού σε μήκος κύματος 450-500 nm, συνεπώς, είναι κατάλληλες και για το φωτοπολυμερισμό των συνθέτων ρητινών³⁴. Εκπομπή με τις συσκευές αργού laser σε ένταση 250 ± 50 mW/cm² για 10 sec έχει ως αποτέλεσμα βελτιωμένο (πολύ καλό) πολυμερισμό των σύνθετων ρητινών σε βραχύτερο χρόνο και με αποτελέσματα ίδια ή ανώτερα όσο αφορά τις φυσικομηχανικές ιδιότητες σε σύγκριση με τον φωτοπολυμερισμό που επιτυγχάνεται με τις συμβατικές συσκευές αλογόνου που κυκλοφορούν στο εμπόριο³⁵. Όμως, η αναπτυσσόμενη θερμότητα, σε συνδυασμό με την αξιοσημείωτη

αρχική υψηλή συστολή πολυμερισμού, αποτελεί μεγάλο πρόβλημα³⁶. Σε σύγκριση με τις συμβατικές συσκευές αλογόνου εμφανίζουν μεγαλύτερη μετατροπή διπλών δεσμών και μεγαλύτερο βάθος πολυμερισμού³⁴. Στη διεθνή βιβλιογραφία υπάρχει μια ισχυρή αντιπαράθεση για την αποτελεσματικότητα αυτών των συσκευών³⁷.

Για την επίλυση των προβλημάτων των προηγούμενων συσκευών εμφανίστηκαν στην οδοντιατρική αγορά οι πρώτες συσκευές LEDs (light emitting diode)³⁸⁻⁴⁰.

Η αρχή της λειτουργίας τους βασίζεται στη μετάβαση ηλεκτρονίων μεταξύ ενεργειακών στιβάδων ημιαγωγών στερεάς κατάστασης^{5,8}. Παράγουν μονοχρωματική ακτινοβολία στο μπλε φάσμα του ορατού φωτός (450-470 nm) χωρίς να χρειάζονται φίλτρα, η δε καμφοροκινόνη παρουσιάζει την μέγιστη απορρόφηση στο εύρος φάσματος της ακτινοβολίας των^{4,8,41,42}.

Πρόσφατες αναφορές αποδεικνύουν ότι οι λάμπες των συσκευών LED εμφανίζουν υψηλότερη αποδοτικότητα πολυμερισμού^{41,43} και καταναλώνουν λιγότερη ενέργεια σε σύγκριση με τις συσκευές αλογόνου.

Οι συσκευές LED μπορούν να χρησιμοποιούνται, λειτουργώντας για χιλιάδες ώρες, με σταθερή ισχύ και φάσμα⁴², όπως επισημάνθηκε και στη έρευνά μας. Εκπέμπουν 15% ορατό φως και 85% θερμότητα^{42,43}. Όμως, η θερμότητα κατευθύνεται στην πίσω κατεύθυνση και όχι προς την κατεύθυνση της εξόδου της φωτεινής πηγής. Οι συσκευές LED, τα δέκα τελευταία χρόνια, υπέστησαν σημαντικές αλλαγές στην τεχνολογία τους με σοβαρές βελτιώσεις ως προς την έντασή τους.

Συσκευές αλογόνου και συσκευές LEDs χρησιμοποιούνται κατά κόρον στην καθημερινή κλινική πράξη⁴.

Η έρευνα έδειξε ότι οι περισσότεροι οδοντίατροι της Θεσσαλονίκης χρησιμοποιούν συσκευές LED. Οι συσκευές LED, όμως, που χρησιμοποιούνται και ελέγχθηκαν θα πρέπει να είναι της πρώτης γενιάς των LEDs, καθόσον βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ως προς την ένταση μεταξύ των δύο συσκευών. Το 84,6% των συσκευών αλογόνου εμφάνισαν ένταση μεγαλύτερη από 500 mW/cm², ενώ για τις συσκευές LED μόνο το 35,7%. mW/cm².

Αντίθετα με τις πρώτες γενιές LEDs τα νεότερα μηχανήματα εμφανίζουν ισχύ πολύ μεγαλύτερη από 400 mW/cm², που εμφάνιζαν οι πρώτες συσκευές⁴⁴, και δίδουν τη δυνατότητα μικρότερου χρόνου έκθεσης πολυμερισμού από τον προτεινόμενο από τις κατασκευάστριες εταιρίες⁴³. Όμως το μειονέκτημα των συσκευών LED είναι η παραγόμενη υψηλή θερμοκρασία γεγονός που θα πρέπει να ληφθεί σοβαρά υπ' όψιν για εντάσεις πάνω από 2000 mW/cm²,^{31,39,44}.

Οι λάμπες αλογόνου είναι χαμηλού κοστολογίου⁴¹ και το μήκος κύματός τους πολυμερίζει όλες τις σύνθετες ρητίνες⁵.

Η έρευνα μας συμφωνεί με έρευνα των Miyazaki και συν. 1998, που έδειξαν ότι αρκετές συσκευές αλογόνου δεν αποδίδουν το επιθυμητό μήκος κύματος, που ορίζεται από τον κατασκευαστή⁹. Στην παρούσα έρευνα, το 84,6% των συσκευών αλογόνου εμφάνισαν ένταση μεγαλύτερη από 500 mW/cm² και το 16,4 κάτω από το επιθυμητό μήκος κύματος, που ορίζεται από τον κατασκευαστή.

Έτσι, γι' αυτό το λόγο, οι συσκευές θα πρέπει να ελέγχονται αρχικά, αλλά και κατά τη διάρκεια της λειτουργίας τους σε τακτά χρονικά διαστήματα⁸, γεγονός που παρατηρήσαμε και στην παρούσα έρευνα. Συγκρίνοντας τα έτη λειτουργίας, ως προς την ένταση, η παρούσα έρευνα επιβεβαιώνει τη μείωση της έντασης των συσκευών αλογόνου με το πέρασμα του χρόνου.

Το όριο της ζωής των συσκευών αλογόνου, τοποθετείται σε 100 ώρες με συνεχή μείωση της έντασης της λάμπας και κυμαίνεται μεταξύ 30-50 ωρών, άψογης λειτουργίας¹² και, στη συνέχεια, μείωση της απόδοσής τους, που μεταγενέστερα επιδρά αρνητικά στη περαιτέρω λειτουργία τους, για την επιτυχία των αποκαταστάσεων¹³.

Ο απρόσκοπτος πολυμερισμός είναι ουσιαστικής σημασίας για την τελική επιτυχία των αποκαταστάσεων¹⁰.

Επί πλέον θα πρέπει να επισημανθεί και η παράμετρος, καθαρότητα του ρύγχους της συσκευής, για την οποία οι οδοντίατροι θα πρέπει να είναι πιο προσεκτικοί γιατί, όπως έδειξε η έρευνα, μόνο στο 25% των συσκευών LEDs και στο 61% των αλογόνου παρατηρήθηκε πολύ καλή καθαρότητα. Ο βαθμός επίσης του πολυμερισμού των σύνθετων ρητινών μπορεί να επιδράσει στις μηχανικές ιδιότητες, τη διαλυτότητα, τη σταθερότητα των διαστάσεων όπως και τη σταθερότητα του χρώματος, αλλά και τη βιοσυμβατότητα^{21,22,24}. Το βάθος πολυμερισμού και η μικροσκληρότητα συνδέονται άμεσα με τις πηγές πολυμερισμού^{23,24}.

Τέλος, θα πρέπει να τονισθεί ότι το 95% των οδοντιάτρων, όπως βρέθηκε στην έρευνα, τοποθετούν τις σύνθετες ρητίνες κατά στρώματα, πράγμα σημαντικό για τη συστολή πολυμερισμού, τη μικροδιδείσδυση και τη μετεπεμβατική ευαισθησία στη συμπεριφορά των αποκαταστάσεων²⁵.

Τελειώνοντας, θα πρέπει να αναφερθεί ότι οι συσκευές θα πρέπει να ελέγχονται τόσο για την έντασή τους, σύμφωνα με τα ευρήματα και της παρούσας έρευνας, όσο και για την καθαρότητα του ρύγχους, γιατί αυτά είναι δυνατόν να μειώσουν την απόδοσή τους.

Συμπεράσματα

Τα συμπεράσματα που προέκυψαν από την μελέτη και αξιολόγηση των ευρημάτων αυτής της έρευνας είναι τα εξής:

- 1) Το 82,9% των οδοντιάτρων χρησιμοποιεί συσκευές LED και μόνο το 17,1% συσκευές αλογόνου.
- 2) Ένα μεγάλο ποσοστό συσκευών λειτουργούν με ένταση κάτω των 500 Mw/cm² αλλά μόνο ένα μικρό ποσοστό 6,6% κάτω από <300 Mw/cm².
- 3) Οι συσκευές θα πρέπει να ελέγχονται συχνότερα τόσο για την ένταση όσο και για την καθαρότητα του ρύγχους των.

Βιβλιογραφία

1. Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. Light-curing technology. Past, present and future. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23:18-24.
2. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC. Curing- light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc* 2002; 133:429-34.
3. Jimenez-Planas A, Martin J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int.* 2008; 39(2):e74-84.
4. Oberholpez G, Botha CT, du Preez IC. Hervas. Advances in light curing units and curing techniques: a literature review. *SADJ* 2005; 60(10):451-4.
5. Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent.* 2005; 30(2):257-64.
6. Zhu S, Platt AJ. Curing efficiency of three different curing lights at different distances for hybrid composite. *Am J Dent* 2009; 22:381-6.
7. Krämer N, Lohbauer U, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent* 2008; 21:135-42.
8. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials.* 2002; 23(14):2955-63.
9. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent.* 1998; 23(2):50-4.
10. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 2002; 29:1165-73.
11. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci* 2004; 112:89-94.
12. Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen nad LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res.* 2002; 63(6):729-38.
13. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.* 2000; 16(1):41-7.
14. E. Koliniotou-Kubia, P.H. Jacobsen: "The effect of irradiation time on the physical properties of light cured resins." *Clinical Materials* 1990; 6:21-8.
15. J.S. Rees, P.H. Jacobsen, E. Koliniotou-Kubia: "The current status of composite materials and adhesive systems. 4. Some clinically related research." *Restorative Dentistry* 1990; 6:4-8.
16. Leloup G, Holvoet PE, Bebelman S, Devaux J. Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites: Influence of different clinically relevant parameters. *J Oral Rehabil* 2002; 29:510-5.
17. Rode KM, Kawano Y, Turbino ML. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent* 2007; 32:571-8.
18. Asmussen R. Restorative resins hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res.* 1982; 90(6):484-9.
19. Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dent Mater.* 2001; 17(2):178-83.
20. Hinoura K, Akiyama Y, Miyazaki M, Kuroda T, Onose H. Influence of irradiation sequence on dentin bond of resin inlays. *Oper Dent.* 1995; 20(1):30-3.
21. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degree of cure. *J Dent Res.* 1997; 76(8):1508-16.
22. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater.* 2001; 17(4):309-15.
23. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc.* 2002; 133(3):335-41.
24. Hume WR, Gerzina TM. Bioavailability of components of resin-based materials which are applied to teeth. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7:172-9.
25. Barghi N, Fischer DE, Pham T. Revisiting the intensity output of curing lights in private dental offices. *Compend Contin Educ Dent* 2007; 28(7):380-4; quiz 385-6.
26. Mehta C, Patel NR. *SPSS Exact Tests 7.0 for Windows*, SPSS Inc, 1996.
27. Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater* 2006; 22:576-84.
28. Thormann J, Lutz F. The type testing of light-polymerization equipment, II: 1998 status. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1999; 109:1299-323. (In German).
29. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing. An update. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23:889-92, 94, 96.
30. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 20 S4-15.
31. Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schäfer E. Polymerization characteristics of resin composites polymerized with different curing units. *J Dent* 2004; 32:479-88.
32. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing

- units. *Dent Mater* 2000; 16:330-6.
33. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dent Mater* 2003; 19:517-22.
 34. Meniga A, Tarle Z, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. Pulsed blue laser curing of hybrid composite resins. *Biomaterials* 1997; 18:1349-54.
 35. Powell GL, Blankenau RJ. Laser curing of dental materials. *Dent Clin North Am* 2000; 44:923-30.
 36. Strydom C. Polymerization and polymerization stress: Fast cure versus conventional cure. *SADJ* 2005; 60:252-3.
 37. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999; 65:447-50.
 38. Mills RW. Blue light emitting diodes. Another method of light curing? *Br Dent J* 1995; 178:169.
 39. Yap AU, Soh MS. Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. *Oper Dent*. 2005; 30(6):758-63.
 40. Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD. The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dent Mater*. 2004; 20(1):21-8.
 41. Price PB, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials*. 2005; 26(15):2631-41.
 42. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomaterials*. 2000; 21(13):1379-85.
 43. Fleming GJ, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth. *Dent Mater*. 2008; 24(4):522-9.
 44. Aravamudhan K, Floyd CJ, Rakowski D, Flaim G, Dickens SH, Eichmiller FC, Fan PL. Light emitting diode curing light irradiance and polymerization of resin-based composite. *J Am Dent Assoc* 2006 137:213-23.