

ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ
ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

**ΜΕΛΕΤΗ ΤΩΝ ΟΠΤΙΚΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΓΧΡΟΝΩΝ ΣΚΕΥΑΣΜΑΤΩΝ ΣΥΝΘΕΤΩΝ
ΡΗΤΙΝΩΝ**

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ ΓΙΑΝΝΑΚΟΠΟΥΛΟΣ
ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΟΣ

ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗ 2010

ΤΟΜΕΑΣ ΠΑΘΟΛΟΓΙΑΣ ΚΑΙ ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΗΣ ΤΩΝ ΟΔΟΝΤΙΚΩΝ ΙΣΤΩΝ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗΣ

Διευθύντρια : Χελβατζόγλου – Αντωνιάδη Μαρία, Καθηγήτρια

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Παλαγγιάς Γεώργιος, Καθηγητής (Επιβλέπων)

Ηλιάδης Γεώργιος, Καθηγητής (Μέλος)

Καρανίκα – Κούμα Άρτεμις, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια (Μέλος)

ΕΠΤΑΜΕΛΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Παλαγγιάς Γεώργιος, Καθηγητής (Επιβλέπων)

Ηλιάδης Γεώργιος, Καθηγητής (Μέλος)

Καρανίκα – Κούμα Άρτεμις, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια (Μέλος)

Χελβατζόγλου – Αντωνιάδη Μαρία, Καθηγήτρια

Διονυσόπουλος Παύλος, Καθηγητής

Πισιώτης Αργύριος, Καθηγητής

Κουλαουζίδου Ελισάβετ, Επίκουρη Καθηγήτρια

Στη μνήμη της Φρόσως
και του Κώστα

Στη μητέρα μου Ελένη
*Για την αγάπη της και την
απόλυτη στήριξη που μου
προσφέρει σε όλη μου τη ζωή*

Στον γιο μου Φίλιππο,
*Για το όραμα, το νόημα
της ζωής και τη θετική
ενέργεια που μου προσφέρει*

Στους Καθηγητές μου

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

	Σελίδα
ΠΡΟΛΟΓΟΣ.....	1
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	5
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1.....	7
ΟΠΤΙΚΗ ΣΤΕΡΕΩΝ.....	7
1.1 ΦΩΣ ΚΑΙ ΧΡΩΜΑ.....	8
1.1.1 Φως και Πηγές Φωτός.....	8
1.1.2 Θερμοκρασία Χρώματος	10
1.1.3 Δείκτης Χρωματικής Απόδοσης (Color Rendering Index – C.R.I.)	10
1.1.4 Τυποποιημένες Πηγές Φωτός	11
1.2. ΧΡΩΜΑ ΚΑΙ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΑ.....	13
1.2.1 Αλληλεπίδραση Φωτός με τα Αντικείμενα	13
1.2.2 Μεταμερισμός	14
1.2.3 Οι Διαστάσεις του Χρώματος	14
1.2.4 Χρωματικός Χώρος CIE $L^*a^*b^*$	15
1.2.5 Ανωμαλίες της Επιφάνειας.....	17
1.2.6 Σκέδαση	18
1.2.7 Διάχυση - Διάθλαση	18
1.2.8 Μετάδοση	19
1.2.9 Απορρόφηση - Αντανάκλαση	19
1.2.10 Αντανεκλαστικότητα Επιφάνειας (gloss ή specular reflectance)	20
1.2.11 Οξύτητα της Εικόνας (Distinctness of Image - DOI).....	22
1.2.12 Ομίχλωση	23

1.2.13 Επιφανειακή Μορφολογία.....	24
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.....	27
ΤΟ ΧΡΩΜΑ ΣΤΗΝ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ.....	27
2.1 ΟΠΤΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΩΝ ΔΟΝΤΙΩΝ	28
2.1.1 Οπαλισμός	29
2.1.2 Φθορισμός	29
2.1.3 Ημιδιαφάνεια.....	30
2.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΤΩΝ ΔΟΝΤΙΩΝ.....	31
2.2.1 Περίγραμμα και Μορφολογία.....	32
2.2.2 Επιφανειακή Μορφολογία.....	32
2.2.3 Αντανακλαστικότητα Επιφάνειας.....	33
2.3 ΣΥΝΘΕΤΕΣ ΡΗΤΙΝΕΣ.....	34
2.3.1 Ρητινώδης Μήτρα	34
2.3.2 Ενισχυτικά Σωματίδια	35
2.3.3 Ταξινόμηση Συνθέτων Ρητινών	36
2.4. ΟΠΤΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΣΥΝΘΕΤΩΝ ΡΗΤΙΝΩΝ.....	42
2.4.1 Ρόλος των Ενισχυτικών Σωματιδίων και της Ρητινώδους Μήτρας στις Οπτικές Ιδιότητες των Συνθέτων Ρητινών	44
2.4.2 Οπαλισμός Συνθέτων Ρητινών	45
2.4.3 Φθορισμός Συνθέτων Ρητινών	47
2.5. ΑΛΛΑΓΕΣ ΣΤΙΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΩΝ ΣΥΝΘΕΤΩΝ ΡΗΤΙΝΩΝ ΚΑΤΑ ΤΟΝ ΠΟΛΥΜΕΡΙΣΜΟ	49
2.5.1 Ρόλος των Συστημάτων Κατάλυσης.....	49
2.5.2 Αλλαγές στην Ημιδιαφάνεια	50
2.6. ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΣΥΝΘΕΤΩΝ ΡΗΤΙΝΩΝ ΜΕΤΑ ΤΟΝ ΠΟΛΥΜΕΡΙΣΜΟ	53
2.6.1 Εξωγενείς Παράγοντες Δυσχρωμίας.....	53

2.6.2 Ενδογενείς Παράγοντες Δυσχρωμίας	54
2.6.3 Παλαίωση Δοκιμών σε in vitro εργασίες	56
2.6.4 Διατήρηση Δοκιμών σε in vitro εργασίες	57
2.7 ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ, ΛΕΙΑΝΣΗ ΚΑΙ ΣΤΙΛΒΩΣΗ ΤΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΩΝ ΣΥΝΘΕΤΗΣ ΡΗΤΙΝΗΣ.....	58
2.7.1 Στρώμα Πλούσιο σε Ρητίνη (Resin Rich Layer - RRL).....	59
2.7.2 Λειοτριπτικά Μέσα	60
2.7.3 Μεταλλογραφική Λείανση και Στίλβωση	64
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3.....	67
ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΗΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΤΡΑΧΥΤΗΤΑΣ, ΧΡΩΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ	67
3.1 ΜΕΤΡΟΛΟΓΙΑ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ	68
3.1.1 Προφιλόμετρα.....	68
3.1.2 Είδη Επιφανειακών Ανωμαλιών	70
3.1.3 Μετρήσεις Τραχύτητας	70
3.2 ΧΡΩΜΑΤΟΜΕΤΡΙΑ	76
3.2.1 Χρωματικοί Οδηγοί	76
3.2.2 Φασματοφωτόμετρα - Χρωματόμετρα	78
3.2.3 Πρωτόκολλο Χρωματοληψίας σε Κλινικές Εργασίες	80
3.3 ΜΕΤΡΗΣΗ ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ	83
3.3.1 Γωνιοφωτόμετρα	83
3.3.2 Μέτρηση Μέγιστης Αντανεκλαστικότητας Επιφάνειας (Peak Specular Reflectance ή RSPEC), Οξύτητας της Εικόνας (D.O.I.) και Ομίχλωσης (Haze)	84
ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	87
ΣΚΟΠΟΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ.....	89
ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ	90

ΕΠΙΛΟΓΗ ΥΛΙΚΩΝ	90
i Επιλογή Συνθέτων Ρητινών	90
ii Παρασκευή Δοκιμίων	92
iii Επιλογή Λειτουργικών Μέσων	93
iv Λείανση και Στίλβωση Δοκιμίων.....	94
v Διατήρηση των Δοκιμίων	95
ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΛΕΓΧΟΥ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΙΩΝ	96
i Οπτική Μικροσκοπία.....	96
ii Προφίλομετρία Ακίδος.....	96
iii Χρωματομετρία	97
iv Μέτρηση Αντανακλαστικότητας Επιφάνειας.....	98
v Οπτική Προφίλομετρία.....	99
ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ	101
i Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) για κάθε Μεταβλητή ανά Υλικό και Συνθήκη.....	101
ii Σύγκριση μεταξύ των Τεχνικών Κατεργασίας της Επιφάνειας για κάθε Υλικό.....	101
iii Σύγκριση μεταξύ των Υλικών για κάθε Τεχνική Κατεργασίας της Επιφάνειας.....	101
iv Μεταβολές	101
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	102
ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΔΟΚΙΜΙΩΝ ΜΕΣΩ ΕΙΚΟΝΩΝ ΟΠΤΙΚΗΣ ΜΙΚΡΟΣΚΟΠΙΑΣ	102
i Παρουσία του Πλούσιου σε Ρητίνη Στρώματος	102
ii Μετά από Λείανση με τα Συστήματα Κλινικής Χρήσης	103
iii Μετά από Μεταλλογραφική Λείανση και Στίλβωση	105

ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΤΡΑΧΥΤΗΤΑΣ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΙΩΝ ΜΕΣΩ ΠΡΟΦΙΛΟΜΕΤΡΙΑΣ	
ΑΚΙΔΟΣ	108
i Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) για κάθε Μεταβλητή ανά Υλικό και Συνθήκη.....	108
ii Σύγκριση μεταξύ των Τεχνικών Κατεργασίας της Επιφάνειας για κάθε Υλικό.....	111
iii Σύγκριση μεταξύ των Υλικών για κάθε Τεχνική Κατεργασίας της Επιφάνειας.....	119
ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΟΥ ΧΡΩΜΑΤΟΣ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΙΩΝ	128
i Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) για κάθε Μεταβλητή ανά Υλικό και Συνθήκη.....	128
ii Σύγκριση μεταξύ των Τεχνικών Κατεργασίας της Επιφάνειας για κάθε Υλικό.....	131
iii Σύγκριση μεταξύ των Υλικών για κάθε Τεχνική Κατεργασίας της Επιφάνειας.....	136
ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΙΩΝ	
.....	144
i Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) για κάθε Μεταβλητή ανά Υλικό και Συνθήκη.....	144
ii Σύγκριση μεταξύ των Τεχνικών Κατεργασίας της Επιφάνειας για κάθε Υλικό.....	145
iii Σύγκριση μεταξύ των Υλικών για κάθε Τεχνική Κατεργασίας της Επιφάνειας.....	146
ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΤΡΑΧΥΤΗΤΑΣ, ΧΡΩΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ.....	148

ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΙΩΝ ΚΑΙ ΤΩΝ ΛΕΙΟΤΡΙΠΤΙΚΩΝ ΜΕΣΩΝ ΜΕΣΩ ΕΙΚΟΝΩΝ ΚΑΙ ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΟΠΤΙΚΗΣ ΠΡΟΦΙΛΟΜΕΤΡΙΑΣ	160
i Παρουσία του Πλούσιου σε Ρητίνη Στρώματος.....	160
ii Μετά από Λείανση με τα Συστήματα Κλινικής Χρήσης.....	161
iii Μετά από Μεταλλογραφική Λείανση και Στίλβωση.....	163
iv Εικόνες των Λειοτριπτικών Μέσων.....	165
v Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) για κάθε Μεταβλητή ανά Υλικό και Συνθήκη.....	167
vi Σύγκριση μεταξύ των Τεχνικών Κατεργασίας της Επιφάνειας για κάθε Υλικό.....	170
vii Σύγκριση μεταξύ των Υλικών για κάθε Τεχνική Κατεργασίας της Επιφάνειας.....	178
viii Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) των Λειοτριπτικών Μέσων.....	185
ix Σύγκριση μεταξύ των Λειοτριπτικών Μέσων.....	186
ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	187
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	203
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	205
SUMMARY.....	207
BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	211

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Το 1908, ο G.V. Black δημοσίευσε το μνημειώδες έργο του στην Οδοντική Χειρουργική, όπου γίνεται η πρώτη αναφορά στην Οδοντιατρική σχετικά με τη σημασία της φωτεινότητας και της αντανακλαστικότητας κατά τον καθορισμό του χρώματος ενός δοντιού. Επίσης, πίστευε ότι η ημιδιαφάνεια παίζει σημαντικότερο ρόλο στην αισθητική από το χρώμα του δοντιού.

Σήμερα, στην παγκοσμιοποιημένη κοινωνία που ζούμε, όπου τα πρότυπα είναι διεθνή και παρουσιάζονται καθημερινά στα μέσα μαζικής ενημέρωσης, η αισθητική γενικότερα, αλλά και του χαμόγελου ειδικότερα, παίζει σημαντικό ρόλο στον ψυχισμό και την αυτοπεποίθηση του ατόμου.

Συνεπώς, η αποκατάσταση των προσθίων και σε πολλές περιπτώσεις και των οπισθίων δοντιών, απαιτείται να γίνεται με τρόπο τέτοιο, που να μιμείται την αισθητική που προσδίδει η φύση. Επίσης, απαιτείται, πέρα από τη σωστή λειτουργικότητα που θα προσφέρει στον ασθενή, να έχει όσο γίνεται μεγαλύτερη μακροβιότητα και διατήρηση του καλού, αρχικού αισθητικού αποτελέσματος.

Τα παραπάνω, από την πλευρά του αποκαταστατικού υλικού καλούνται να εκπληρώσουν οι σύνθετες ρητίνες, τα υλικά εκλογής για τις άμεσες αισθητικές αποκαταστάσεις. Στο εμπόριο, υπάρχει πληθώρα συστημάτων συνθέτων ρητινών που παρέχουν ποικίλες δυνατότητες αλλά πολλά από τα προβλήματα παραμένουν. Η αισθητική συναρμογή της σύνθετης ρητίνης με την παρακείμενη φυσική οδοντική ουσία επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες, μεταξύ άλλων από την επιφανειακή μορφολογία, τη λείανση και στίλβωση, την ημιδιαφάνεια, την αντανα-

κλαστικότητα της επιφάνειας και το χρώμα της αποκατάστασης. Επίσης, μεγάλη σημασία έχει η απόδοση του υλικού στο στόμα του ασθενή, γιατί οι σύνθετες ρητίνες, είναι υλικά των οποίων η αισθητική αλλάζει, με το πέρασμα του χρόνου, στο σύνθετο στοματικό περιβάλλον.

Ο σκοπός αυτής της διδακτορικής διατριβής είναι η συσχέτιση του χρώματος και της αντανακλαστικότητας επιφανείας, σύγχρονων σκευασμάτων συνθέτων ρητινών, με τις παραμέτρους τραχύτητας, μετά από τον πολυμερισμό τους με ταινία κελλουλοΐτη, προσομοίωση κλινικής λείανσης και στίλβωσης και μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση. Με άλλα λόγια, η συσχέτιση του μηχανισμού λείανσης και στίλβωσης των συνθέτων ρητινών με τα οπτικά χαρακτηριστικά τους. Ακόμη, στους σκοπούς περιλαμβάνεται η μελέτη της επίδρασης που έχει στα παραπάνω χαρακτηριστικά των υλικών, η παλαίωση σε περιβάλλον νερού.

Η εργασία χωρίζεται σε δύο μέρη, Γενικό και Ειδικό. Το Γενικό μέρος αποτελείται από 3 κεφάλαια, όπου αναλύονται τα αντικείμενα της οπτικής στερεών και οι αλληλεπιδράσεις του φωτός με τα αντικείμενα, το χρώμα στην Οδοντιατρική σε ότι αφορά τα φυσικά δόντια αλλά και τις σύνθετες ρητίνες και οι μέθοδοι μέτρησης της τραχύτητας, του χρώματος και της αντανακλαστικότητας επιφανείας. Το Ειδικό μέρος αποτελείται από 5 κεφάλαια, όπου αναλύεται ο σκοπός της διδακτορικής διατριβής και οι άκυρες υποθέσεις, παραθέτονται τα αποτελέσματα, γίνεται η συζήτηση και αναφέρονται τα τελικά συμπεράσματα.

Από τη θέση αυτή, θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στην Επιβλέπουσα, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια κα. Άρτεμις Καρανίκα – Κούμα για την τιμή ανάθεσης της εκπόνησης της παρούσας διατριβής και τον εν συνεχεία Επιβλέποντα Καθηγητή κ. Γεώργιο Παλαγγιά για την πολύτιμη βοήθεια και υποστήριξή του. Ιδιαίτερα πρέπει να ευχαριστή-

σω τον Καθηγητή κ. Γεώργιο Ηλιάδη, που αφ' ενός δέχθηκε να γίνει εξ' ολοκλήρου το πειραματικό μέρος της διατριβής στο Εργαστήριό Βιοϋλικών, του Τομέα Βασικών Επιστημών και Βιολογίας Στόματος, το οποίο διευθύνει, στην Οδοντιατρική Σχολή του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών και αφ' ετέρου, για την απεριόριστη και ουσιαστική βοήθειά του σε όλες τις φάσεις της πολυετούς εκπόνησης της εργασίας αυτής, παρά το ιδιαίτερα φορτωμένο πρόγραμμά του.

Εν συνεχεία, θα ήθελα ιδιαίτερα να ευχαριστήσω την Καθηγήτρια και Διευθύντρια του Εργαστηρίου της Οδοντικής Χειρουργικής, του Τομέα Παθολογίας και Θεραπευτικής Οδοντικών Ιστών της Οδοντιατρικής Σχολής του Αριστοτελείου Πανεπιστημίου Θεσσαλονίκης, κα. Χελβατζόγλου – Αντωνιάδη Μαρία, για την αμέριστη υποστήριξή της, τη βοήθεια και την εμπιστοσύνη που μου έχει δείξει κατά τη διάρκεια της θητείας μου στη θέση του υποψήφιου διδάκτορα.

Ιδιαίτερη αναφορά θα πρέπει να κάνω στην Καθηγήτρια κα Αφροδίτη Σοφού, χωρίς την παρακίνηση και βοήθεια της οποίας δε θα είχε ολοκληρωθεί αυτό το έργο. Για αυτό το λόγο την ευχαριστώ θερμότατα.

Στη συνέχεια, θα ήθελα να ευχαριστήσω τα μέλη της Επταμελούς εξεταστικής Επιτροπής, για τον κόπο που έκαναν και για τη βοήθεια που μου παρείχαν στην τελική φάση της διδακτορικής μου διατριβής.

Θερμά θα ήθελα να ευχαριστήσω και την κα Ροδίτου Κική, μαθηματικό, για τη στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων της διδακτορικής μου διατριβής και για την άμεση ανταπόκρισή της οποτεδήποτε χρειάστηκα κάποια βοήθεια.

Τέλος, θα πρέπει να ευχαριστήσω όλους τους Καθηγητές μου, που συνετέλεσαν στη διαμόρφωση της επιστημονικής μου και όχι μόνο,

οντότητας. Ιδιαίτερα και με μεγάλη αγάπη, θα πρέπει να αναφερθώ σε δύο ανθρώπους ορόσημα στη ζωή μου, τον Καθηγητή Stanley Handelman, που με εμπιστεύτηκε και με δέχτηκε στο μεταπτυχιακό Πρόγραμμα της Γενικής Οδοντιατρικής στο Eastman Dental Center στο Πανεπιστήμιο του Rochester της Νέας Υόρκης στις Η.Π.Α. Με ελάχιστες λέξεις ήξερε να σημαδεύει τη ζωή των φοιτητών του και να τους ορίζει την πορεία που θα ακολουθούσαν στην επιστήμη αλλά και τη ζωή γενικότερα. Ο δεύτερος, είναι ο Andre Mol, Επίκουρος Καθηγητής σήμερα στο Πανεπιστήμιο της Βόρειας Καρολίνας στο Chapel Hill των Η.Π.Α. για την απεριόριστη βοήθεια του και για τις αμέτρητες ώρες, ημέρας και νύχτας, που ξόδεψε για να μου δώσει στοιχεία έρευνας στην Οδοντιατρική.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΟΠΤΙΚΗ ΣΤΕΡΕΩΝ

Το φως μπορεί να περιγραφεί ως ένα είδος ορατής ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας. Το χρώμα δεν είναι μια φυσική ιδιότητα των αντικειμένων αλλά του φωτός που προσπίπτει σε αυτά. Το χρώμα που βλέπει ο παρατηρητής λοιπόν, επηρεάζεται από τα χαρακτηριστικά της πηγής του φωτός και από τον τρόπο που το αντικείμενο συμπεριφέρεται στο φως που πέφτει πάνω σε αυτό, από πλευράς αντανάκλασης και απορρόφησης. Το περιβάλλον στο οποίο γίνεται η παρατήρηση παίζει επίσης πολύ σημαντικό ρόλο, όπως επίσης και ο ανθρώπινος παράγων, συγκεκριμένα ο ανθρώπινος οφθαλμός αλλά και ο εγκέφαλος, που μεταφράζει τα οπτικά ερεθίσματα που του δίνει ο οφθαλμός¹.

Το φως μπορεί να είναι φυσικό ή τεχνητό και είναι δυνατό να υπάρχουν πάρα πολλές διακυμάνσεις στο κάθε ένα από αυτά τα δύο βασικά είδη, ανάλογα με τα μήκη κύματος που περιέχει. Το φυσικό φως προέρχεται άμεσα ή έμμεσα από τον ήλιο και ποικίλει από κίτρινο και εκτυφλωτικό, ένα καλοκαιρινό μεσημέρι, μέχρι το μπλε φως μίας βροχερής μέρας ή το κόκκινο ημίφως του ηλιοβασιλέμματος. Το τεχνητό φως για πολλούς αιώνες προερχόταν από την καύση διαφόρων υλικών, όπως το ξύλο ή το λίπος διαφόρων ζώων μέχρι την εφεύρεση, από τον Thomas Edison, του ηλεκτρικού λαμπτήρα πυρακτώσεως. Οι λαμπτήρες φθορίου, υδραργύρου ή αλογόνου και τελευταία οι λαμπτήρες οξειδίου του ψευδαργύρου αποτελούν νεώτερες προσθήκες στο χώρο του φωτισμού¹.

Χωρίς φως δεν μπορεί να υπάρξει χρώμα ούτε να συζητηθεί κάποιο αντικείμενο της επιστήμης της οπτικής.

1.1 ΦΩΣ ΚΑΙ ΧΡΩΜΑ

1.1.1 Φως και Πηγές Φωτός

Θεωρείται ότι τις αρχές για τις θεωρίες του χρώματος που υπάρχουν σήμερα τις έθεσε ο Άγγλος μαθηματικός και φιλόσοφος Ισαάκ Νεύτων (1642 – 1747). Το 1665, ο Νεύτων ξεκίνησε το έργο του γύρω από τη σύνθεση του φωτός, χρησιμοποιώντας αρχικά τα πρίσματα, που ήταν ήδη γνωστό ότι ανέλυαν το άσπρο φως στα χρώματα της ίριδος. Ο Νεύτων θεώρησε ότι υπήρχαν μόνο επτά χρώματα στο φάσμα του ορατού φωτός (κόκκινο, πορτοκαλί, κίτρινο, πράσινο, μπλε, ινδικό και ιώδες), ενώ στην πραγματικότητα υπάρχουν πολύ περισσότερα. Έδειξε επίσης, ότι δε μπορούσε να γίνει περαιτέρω διάσπαση του φωτός, όταν αυτό περνούσε μέσα από ένα δεύτερο πρίσμα. Παρ'όλα αυτά, με το δεύτερο πρίσμα, μπορούσε να ξαναενώσει τα χρώματα της ίριδος στο αρχικό λευκό φως, αποδεικνύοντας έτσι ότι το αχρωματικό φως (χωρίς χρώμα ή λευκό φως), είναι ένας συνδυασμός όλων των χρωμάτων της¹.

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία είναι κύμα και προσδιορίζεται από τη συχνότητα (ν) και το μήκος του κύματος (λ). Τα δύο μεγέθη είναι αντιστρόφως ανάλογα, με τη σχέση $\nu = 1/\lambda^2$.

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία κυμαίνεται από τις ραδιοφωνικές συχνότητες ($\lambda = 3 \text{ Km}$ και $\nu < 10^9 \text{ Hz}$) μέχρι τις υπέρυθρες ($\lambda = 0,03 \text{ mm}$ και $\nu = 10^{13} \text{ Hz}$), τις ακτίνες χ ($\lambda = 3 \text{ nm}$ και $\nu = 10^{17} \text{ Hz}$) και τις ακτίνες γάμμα ($\lambda = 3 \text{ pm}$ και $\nu > 10^{20} \text{ Hz}$).

Το ανθρώπινο μάτι είναι ευαίσθητο μόνο σε ένα κομμάτι του φάσματος της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, σε μήκος κύματος από 380 μέχρι 780 nm (δηλαδή σε συχνότητα από 8×10^{14} μέχρι $4 \times 10^{14} \text{ Hz}$),

που αντιστοιχεί σε ενέργεια περίπου ίση με 3,1 eV για το ιώδες και 1,8 eV για το ερυθρό².

Μια πηγή φωτός μπορεί θεωρητικά να περιέχει ένα μόνο μήκος κύματος, περισσότερα ή και όλα τα μήκη κύματος που βρίσκονται στο ορατό μέρος του φάσματος. Το ποια μέρη του φάσματος και σε ποια ποσότητα περιέχονται σε μια πηγή, μπορεί να βρεθεί με μια συσκευή που λέγεται φασματοφωτόμετρο, η οποία δίνει σε γραφική μορφή μια καμπύλη, που δείχνει τη σχετική ποσότητα του φωτός που εκπέμπεται σε κάθε μήκος κύματος, από τη φωτεινή πηγή που ελέγχεται. Αυτή η καμπύλη λέγεται καμπύλη διασποράς φασματικής ενέργειας³. Η μέτρηση που γίνεται με το φασματοφωτόμετρο χρησιμοποιείται για τον ποιοτικό έλεγχο μιας πηγής φωτός και για τον καθορισμό του κατά πόσον αυτή πλησιάζει σε κάποια πρότυπη πηγή, με την οποία και συγκρίνεται. Παραδοσιακά, ως μέτρο σύγκρισης χρησιμοποιούνταν το φως της ημέρας που προέρχεται από το βορρά, έτσι ώστε ακόμη και σήμερα οι καλλιτέχνες να φιλοτεχνούν τα έργα τους σε στούντιο που φωτίζονται από αυτό το βόρειο φως¹. Η πηγή αυτή όμως, πέρα από το ότι δεν είναι σταθερή και κυμαίνεται ανάλογα με τις καιρικές συνθήκες της κάθε ημέρας, παρουσιάζει μια ανισόποση κατανομή των διαφόρων μηκών κύματος, με περισσότερη ενέργεια στην περιοχή του μπλε και σημαντικά λιγότερη στην περιοχή του κόκκινου και του κίτρινου, γι' αυτό εξάλλου το βόρειο φως φαίνεται γαλάζιο – μπλε. Στο ακριβώς αντίθετο άκρο βρίσκονται οι περισσότερες ηλεκτρικές λάμπες πυρακτώσεως, με περισσότερη δηλαδή ενέργεια στην περιοχή του κόκκινου και κίτρινου. Οι λάμπες φθορίου διατίθενται σε μεγάλη ποικιλία χρωματικής απόδοσης, αλλά συνήθως βρίσκονται ανάμεσα στις δύο παραπάνω ακραίες περιπτώσεις⁴.

1.1.2 Θερμοκρασία Χρώματος

Ένα μαύρο μεταλλικό σώμα όταν θερμαίνεται, αλλάζει χρώμα, όπως ακριβώς όταν τοποθετείται ένα σύρμα μέσα στη φωτιά, που πρώτα γίνεται κόκκινο, μετά πορτοκαλί, κίτρινο, άσπρο και τελικά μπλε – άσπρο, ανάλογα με την αύξηση της θερμοκρασίας. Η θερμοκρασία του μαύρου αυτού μεταλλικού σώματος μετράται σε βαθμούς της κλίμακας Kelvin και το χρώμα που εκπέμπει εξαρτάται αποκλειστικά από τη θερμότητά του³.

Θερμοκρασία χρώματος μιας φωτεινής πηγής είναι εκείνη η θερμοκρασία στην οποία πρέπει να θερμανθεί ένα πρότυπο μαύρο μεταλλικό σώμα, για να ακτινοβολήσει χρώμα ίδιο με της φωτεινής πηγής. Παραδείγματα αυτών των διακυμάνσεων του χρώματος ανάλογα με τη θερμοκρασία είναι τα παρακάτω: 1800⁰K – κόκκινο, 2800⁰K κόκκινο – κίτρινο, 5000⁰K – άσπρο, 8000⁰K – απαλό μπλε³.

Δύο πηγές φωτός μπορεί να έχουν την ίδια θερμοκρασία χρώματος, αλλά να περιέχουν σημαντικά διαφορετικά μήκη κύματος μεταξύ τους, γι' αυτό, όταν επιλέγεται ποιοτικά ένας λαμπτήρας, θα πρέπει να ελέγχεται τόσο η καμπύλη της φασματικής του διασποράς, όσο και η θερμοκρασία του χρώματος που έχει⁵.

1.1.3 Δείκτης Χρωματικής Απόδοσης (Color Rendering Index – C.R.I.)

Ο Δείκτης Χρωματικής Απόδοσης κυμαίνεται από 0 έως 100 και δείχνει το κατά πόσο μια πηγή φωτός πλησιάζει την τέλεια ισορροπημένη πηγή φωτός, αυτή δηλαδή την πηγή που περιέχει ισόποσα όλα τα ορατά μήκη κύματος του φάσματος. Οι λαμπτήρες που πωλούνται στο εμπόριο αναγράφουν το Δείκτη Χρωματικής Απόδοσης που έχουν, ο οποίος συνήθως κυμαίνεται από 50 έως 80 και απέχει πολύ από την τέ-

λεια ισορροπημένη πηγή φωτός. Κάποιες εταιρίες κατασκευάζουν λαμπτήρες φθορίου με Δείκτη Χρωματικής Απόδοσης μεγαλύτερο από 95, που αποτελούν μια εξαιρετική πηγή φωτός για κάθε επιστημονική χρήση, από τη βιομηχανία των υφασμάτων μέχρι την επιλογή του χρώματος των δοντιών σε ένα οδοντιατρείο⁴.

Ο Δείκτης Χρωματικής Απόδοσης δείχνει τα ποιοτικά χαρακτηριστικά μίας πηγής φωτός (ποια μήκη κύματος υπάρχουν και σε ποιο ποσοστό το καθένα από αυτά), αλλά βέβαια δεν αναφέρει τίποτα για την ποσότητα του φωτός που βγαίνει από αυτή (το ποσόν της ενέργειας που απελευθερώνεται σε κάθε μήκος κύματος), χαρακτηριστικό εξίσου απαραίτητο. Για να μπορέσει να υπάρξει σωστή αντίληψη του χρώματος σε ένα χώρο όπως είναι το οδοντιατρείο, πρέπει να υπάρχει ποσότητα φωτός ίση με 75 – 250 κηρία (foot candles intensity)^{6,7,8,9,10}.

Συμπερασματικά, όταν γίνεται η επιλογή μίας πηγής φωτός κάτω από την οποία πρέπει να γίνει αξιόπιστα κάποια εργασία ή έρευνα σχετική με το χρώμα, πρέπει να λαμβάνονται υπ' όψιν η θερμοκρασία του χρώματος, η καμπύλη διασποράς της φασματικής ενέργειας και ο δείκτης χρωματικής απόδοσης. Επιπρόσθετα, όταν απαιτείται η μεταφορά χρωματικών δεδομένων σε άλλους χώρους (όπως για παράδειγμα από το οδοντιατρείο στο οδοντοτεχνικό εργαστήριο) ή όταν κάποια εργασία γίνεται σε περισσότερα από ένα ερευνητικά κέντρα, είναι απαραίτητο να υπάρχουν τυποποιημένες πηγές φωτός, ίδιες σε κάθε χώρο.

1.1.4 Τυποποιημένες Πηγές Φωτός

Το 1931 εξελίχθηκαν διάφορες τυποποιημένες πηγές φωτός από την CIE (Commission Internationale de l' Eclairage – Διεθνής Επιτροπή για το Φωτισμό)¹¹.

Αυτές οι πηγές καθορίστηκαν ως Πηγές A, B, C και D.

Πηγή A: Πρόκειται για λαμπτήρα πυρακτώσεως ή τουγκστενίου με θερμοκρασία χρώματος 2854⁰K.

Πηγή B: Παράγεται όταν περνά το φως της Πηγής A από ένα υγρό φίλτρο, έτσι ώστε να αποκτήσει θερμοκρασία χρώματος ίση με 4870⁰K. Αυτή η τυποποιημένη πηγή προτάθηκε ως προσομοίωση του φωτός του ήλιου στις 12 το μεσημέρι.

Πηγή C: Επίσης παράγεται από το φως της Πηγής A, όταν αυτό περνά από ένα φίλτρο που ανεβάζει τη θερμοκρασία χρώματος στους 6770⁰K. Αυτή η πηγή αναφέρεται ως Μέσο Βόρειο Φως Ημέρας (Average North Daylight).

Πηγή D: Πρόκειται για μια σειρά από πηγές φωτός, οι οποίες προτάθηκαν από τη CIE πιο πρόσφατα, για να αντιπροσωπεύσουν τις διάφορες εναλλαγές του φωτός της ημέρας. Η Τυποποιημένη Πηγή D₆₅, που χρησιμοποιείται κατά κόρον και στις in vitro οδοντιατρικές εργασίες, έχει θερμοκρασία χρώματος 6500⁰K και προσομοιάζει το μέσο φως ημέρας. Οι Πηγές D₅₀, D₅₅, και D₇₅ αντιστοιχούν σε θερμοκρασίες χρώματος ίσες με 5.000⁰K, 5.500⁰K και 7.500⁰K. Όταν εισήχθησαν οι Τυποποιημένες Πηγές D, καταργήθηκαν οι Πηγές A, B και C.

1.2. ΧΡΩΜΑ ΚΑΙ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΑ

1.2.1 Αλληλεπίδραση Φωτός με τα Αντικείμενα

Το φως που παράγει μία πηγή, πέφτει πάνω σε ένα αντικείμενο και τροποποιείται σημαντικά μέχρι να φτάσει στα μάτια του παρατηρητή, δίνοντάς του τη δυνατότητα να αντιληφθεί το χρώμα του συγκεκριμένου αντικειμένου. Το κάθε αντικείμενο μπορεί να απορροφήσει ή να αντανακλάσει συγκεκριμένη ποσότητα ενέργειας από την πηγή φωτός που το φωτίζει, αλλά και συγκεκριμένα μήκη κύματος¹.

Ας υποθεθεί ότι δύο αντικείμενα απορροφούν τη μισή από την ενέργεια που δέχονται και αντανακλούν την άλλη μισή. Το πρώτο αντικείμενο αντανακλά τη μισή ενέργεια σε όλα τα μήκη κύματος, ενώ το δεύτερο απορροφά πλήρως τα μισά μήκη κύματος και αντανακλά πλήρως τα άλλα μισά. Η ποσότητα της ενέργειας που απορροφάται από τα δύο αντικείμενα είναι η ίδια αλλά το χρώμα τους φαίνεται διαφορετικό. Το πρώτο φαίνεται γκρι ενώ το δεύτερο, αν υποθέσουμε ότι αντανακλά τα μεγαλύτερα μήκη κύματος, φαίνεται κίτρινο. Το χρώμα λοιπόν δεν έχει να κάνει με το ποσόν της ενέργειας που απορροφά ένα αντικείμενο αλλά με την ενέργεια του κάθε μήκους κύματος που απορροφάται ή αντανακλάται ή με άλλα λόγια, το χρώμα ενός αντικειμένου εξαρτάται από την ικανότητα που έχει να τροποποιεί το φως που πέφτει πάνω σε αυτό, και περιγράφεται από την καμπύλη φασματικής αντανάκλασης⁵. Βέβαια, για να γίνει η αντανάκλαση κάποιου μήκους κύματος, πρέπει αυτό να υπάρχει στην πηγή του φωτός. Το αντικείμενο του παραπάνω παραδείγματος που αντανακλά τα μεγαλύτερα μήκη κύματος, δε θα φαινόταν κίτρινο αν η πηγή του φωτός δεν περιείχε αυτά τα μήκη.

1.2.2 Μεταμερισμός

Μεταμερισμός λέγεται το φαινόμενο που παρουσιάζεται σε δύο αντικείμενα με διαφορετική καμπύλη φασματικής αντανάκλασης, τα οποία φαίνεται να έχουν το ίδιο χρώμα κάτω από κάποιες συνθήκες φωτισμού και διαφορετικό κάτω από κάποιες άλλες. Αυτό αποτελεί ένα μεγάλο πρόβλημα και στην Οδοντιατρική, καθότι τα φυσικά δόντια δεν έχουν ποτέ την ίδια καμπύλη φασματικής αντανάκλασης με τα αποκαταστατικά υλικά¹².

Άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν το χρώμα ενός αντικειμένου, είναι τα χρώματα που υπάρχουν στο περιβάλλον και βέβαια η ποιότητα της όρασης του παρατηρητή⁴.

1.2.3 Οι Διαστάσεις του Χρώματος

Το χρώμα έχει τρεις διαστάσεις και έτσι μπορεί να περιγραφεί με ένα τρισδιάστατο σύστημα παρόμοιο με το μήκος, το πλάτος και το ύψος. Οι τρεις βασικές παράμετροι του χρώματος είναι η χροιά, η χρωματική πυκνότητα και η φωτεινότητα¹³.

Χροιά είναι ο όρος που χρησιμοποιούμε για να διακρίνουμε μια ομάδα παρόμοιων χρωμάτων από μια άλλη και είναι το χαρακτηριστικό που δίνει στην κάθε οικογένεια χρώματος το όνομά της (κόκκινο, κίτρινο, πορτοκαλί, μπλε κ.λπ.).

Χρωματική πυκνότητα είναι το ποιοτικό χαρακτηριστικό που διακρίνει τα έντονα χρώματα από τα πιο απαλά (π.χ. έντονο μπλε, απαλό γαλάζιο).

Φωτεινότητα είναι ο όρος που χρησιμοποιούμε για να διακρίνουμε τα ανοιχτά από τα σκούρα χρώματα. Με άλλα λόγια, σε μια α-

σπρόμαυρη φωτογραφία, οι πιο ανοιχτές αποχρώσεις του γκρι έχουν υψηλότερη φωτεινότητα από τις πιο σκούρες.

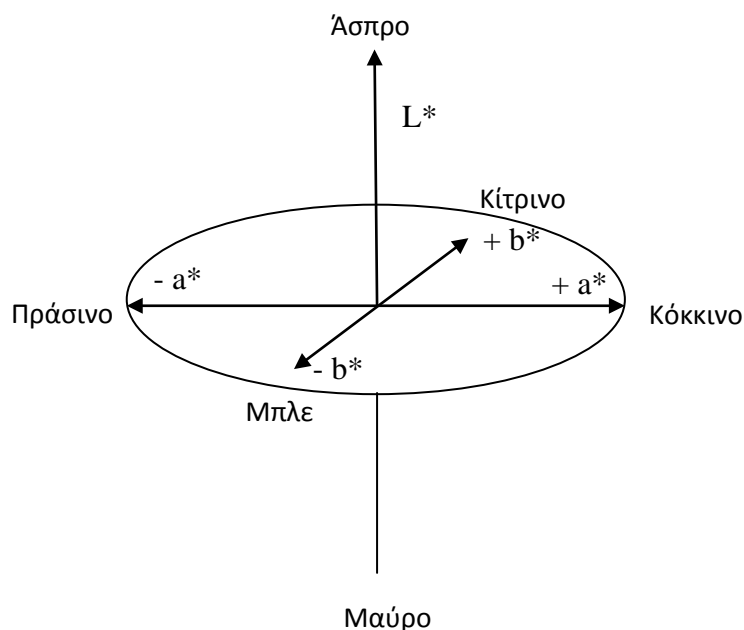
Τα παραπάνω χαρακτηριστικά μας επιτρέπουν να κάνουμε μόνο ένα χονδρικό προσδιορισμό του χρώματος (για παράδειγμα να πούμε ότι ένα χρώμα είναι σκούρο ή μουντό μπλε). Επειδή το χρώμα, όπως αναφέρθηκε, είναι τρισδιάστατο, αναπτύχθηκε η έννοια των χρωματικών χώρων, δηλαδή των χρωματικών συστημάτων που μας επιτρέπουν να περιγράψουμε με μεγαλύτερη ακρίβεια το χρώμα. Ο πιο διαδεδομένος χρωματικός χώρος αναπτύχθηκε από την CIE και είναι το CIE $L^*a^*b^*$ ^{14,15}.

1.2.4 Χρωματικός Χώρος CIE $L^*a^*b^*$

Το 1976, η CIE καθόρισε ένα χρωματικό χώρο, το CIE $L^*a^*b^*$, που δέχεται τη θεωρία ότι η αντίληψη του χρώματος βασίζεται σε τρεις διακριτούς υποδοχείς χρώματος (κόκκινο, πράσινο και μπλε) στο ανθρώπινο μάτι¹⁴. Το CIE $L^*a^*b^*$ αποτελεί ακόμα και σήμερα ένα από τα πρότυπα για τη μέτρηση των χρωμάτων^{15,16}.

Το CIE $L^*a^*b^*$ αντιπροσωπεύει ένα χώρο όπου οι αποστάσεις αντιστοιχούν στις χρωματικές διαφορές. Σε αυτό τον τρισδιάστατο χώρο οι τρεις άξονες είναι το L^* , το a^* και το b^* . Η τιμή του L^* αντιπροσωπεύει τη φωτεινότητα ενός αντικειμένου και μετριέται σε μια κλίμακα όπου το απόλυτο μαύρο έχει τιμή $L^* = 0$, και το απόλυτο λευκό, που αντανακλά απόλυτα όλα τα μήκη κύματος που προσπίπτουν σε αυτό, $L^* = 100$. Ο άξονας του a^* παρουσιάζει το πόσο κόκκινο (a^* θετικό) ή πράσινο (a^* αρνητικό) είναι ένα αντικείμενο, και ο άξονας του b^* δείχνει το πόσο κίτρινο (b^* θετικό) ή μπλε (b^* αρνητικό) είναι αυτό. Οι τιμές του a^* και του b^* πλησιάζουν το 0 για τα ουδέτερα χρώματα όπως το γκρι

και το άσπρο και αυξάνονται ή μειώνονται, ανάλογα με το χρώμα, όσο πιο έντονα και κορεσμένα είναι τα χρώματα (Σχήμα 1).



Σχήμα 1. Ο τρισδιάστατος χρωματικός χώρος CIE $L^*a^*b^*$

Το μεγάλο πλεονέκτημα του συστήματος CIE $L^*a^*b^*$ είναι ότι οι διαφορές του χρώματος μπορούν να εκφραστούν αριθμητικά και έτσι μπορούν να συσχετιστούν με την οπτική αντίληψη και την κλινική τους σημασία¹⁷.

Οι αστερίσκοι στο σύστημα CIE $L^*a^*b^*$ υποδηλώνουν ότι χρησιμοποιείται το συγκεκριμένο σύστημα και όχι άλλα εναλλακτικά συστήματα που έχουν προταθεί.

Ο χρωματικός χώρος CIE $L^*a^*b^*$ μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για να υπολογιστεί η χρωματική διαφορά μεταξύ δύο αντικειμένων, με την τιμή ΔE η οποία δίνεται από τον τύπο:

$$\Delta E^*_{ab} = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$





όπου τα ΔL^* , Δa^* και Δb^* αποτελούν τις διαφορές μεταξύ των παραμέτρων των δύο δειγμάτων. Σύμφωνα με αυτό το σύστημα, διαφορά μιας

μονάδας ΔE^*_{ab} ή μεγαλύτερη, γίνεται αντιληπτή. Σύμφωνα όμως με άλλους ερευνητές, διαφορά κάτω του 3,3, αν και μπορεί να γίνει αντιληπτή από το ανθρώπινο μάτι, δεν έχει κλινική σημασία¹⁸. Σημειώνεται ότι το ΔE δεν εξηγεί την κατεύθυνση της αλλαγής του χρώματος, οπότε είναι απαραίτητο να δει κανείς τα L^* , a^* και b^* για να εκτιμήσει το είδος της αλλαγής¹⁹. Σημαντικό επίσης είναι, ότι ενώ για το ΔE έχει μελετηθεί το μέγεθος που γίνεται αντιληπτό με το ανθρώπινο μάτι, για τα L^* , a^* και b^* όχι.

Πολλά συστήματα με τους αντίστοιχους χρωματικούς χώρους έχουν προταθεί μετά το 1976, αλλά κανένα δεν έχει αντικαταστήσει ακόμη ως πρότυπο το σύστημα CIE $L^*a^*b^*$ ^{9,11}.

1.2.5 Ανωμαλίες της Επιφάνειας

Υπάρχουν διάφορα είδη επιφανειακών ανωμαλιών που μπορούν να παρουσιαστούν. Εκτός λοιπόν από το μέγεθος, μπορούν να παρατηρηθούν αποκλίσεις στο περίγραμμα και τη θέση κάποιου αντικειμένου, κυματισμός της επιφάνειας και διάφοροι τύποι τραχύτητας²⁰ (Σχήμα 2).

	Ανωμαλία μορφής και περιγράμματος	Τάξη 1
	Κυματισμός	Τάξη 2
	Τραχύτητα (αυλακώσεις)	Τάξη 3
	Τραχύτητα (χαραγματιές, λεπιδώσεις, εξογκώματα)	Τάξη 4

Σχήμα 2. Τύποι ανωμαλιών της επιφάνειας κατά DIN 4760²⁰

Οι αποκλίσεις στο περίγραμμα και τη θέση αναφέρονται ως ανωμαλίες μεγάλης κλίμακος, ενώ ο κυματισμός και η τραχύτητα της επιφάνειας ως αποκλίσεις μικρής κλίμακος.

Όλα τα αντικείμενα τροποποιούν με κάποιο τρόπο το φως που πέφτει πάνω σε αυτά και τα κάνει ορατά, με τους εξής τρόπους^{21,22}:

1. Σκέδαση
2. Διάχυση - Διάθλαση
3. Μετάδοση
4. Απορρόφηση - Αντανάκλαση

1.2.6 Σκέδαση

Το φυσικό φως του ήλιου υφίσταται σκέδαση κυρίως λόγω σωματιδίων σκόνης και υδρατμών που υπάρχουν στην ατμόσφαιρα. Το χάραμα και το σούρουπο υπάρχει μεγαλύτερη σκέδαση του φωτός, μια που ο ήλιος πέφτει πλάγια στον παρατηρητή και διέρχεται από μεγαλύτερο πάχος ατμόσφαιρας. Η σκέδαση αφορά κυρίως στα μικρότερα μήκη κύματος (μπλε και πράσινα) τα οποία αλλάζουν κατεύθυνση, και γι' αυτό ο ήλιος φαίνεται σα να του λείπουν αυτά τα χρώματα, δηλαδή φαίνεται πορτοκαλί στην αρχή και το τέλος της ημέρας^{21,22}.

1.2.7 Διάχυση - Διάθλαση

Πρόκειται για φαινόμενο παρόμοιο με της σκέδασης, που όμως αφορά τα στερεά σώματα (ή τα υγρά οπότε λέγεται διάθλαση). Όταν το φως διέρχεται μέσα από δύο σώματα με διαφορετικές πυκνότητες, αλλάζει η διεύθυνση και η ταχύτητα του κάθε μήκους κύματος, ανάλογα με το δείκτη διάχυσης που έχει. Έτσι, όταν το λευκό φως περνάει μέσα από ένα γυάλινο πρίσμα, επειδή το κάθε μήκος κύματος διαχέεται δια-

φορετικά, χωρίζεται “εις τα εξ ων συνετέθη” δηλαδή τα χρώματα της ιρίδας. Ο Συντελεστής Διάχυσης είναι ο λόγος της ταχύτητας του φωτός στον αέρα προς την ταχύτητα του φωτός μέσα στο συγκεκριμένο υλικό στο οποίο διαχέεται. Η αλλαγή της διεύθυνσης του φωτός εξαρτάται από τη γωνία πρόσπτωσης του φωτός στο αντικείμενο και από το συντελεστή διάχυσης. Όταν το φως περνάει μέσα από ένα ανομοιογενές αντικείμενο, που αποτελείται δηλαδή από διαφορετικά σωματίδια (όπως συμβαίνει συνήθως), ο τύπος της διάχυσης που θα γίνει εξαρτάται από τους συντελεστές διάχυσης του καθενός από τα σωματίδια που το συνθέτουν^{21,22}.

1.2.8 Μετάδοση

Αντικείμενα που επιτρέπουν τη διέλευση του φωτός, μετά βέβαια από κάποια απορρόφηση ενέργειας που συνήθως γίνεται, λέγονται διαφανή. Τα μήκη κύματος που μεταδίδονται μέσω του αντικειμένου (δηλαδή το χρώμα αυτού) μπορεί κανείς να τα δει εάν κοιτάξει το αντικείμενο πίσω από το φως.

Εάν ένα μέρος του φωτός διαχέεται, μέρος του μεταδίδεται και ένα άλλο μέρος του απορροφάται, το αντικείμενο λέγεται ημιδιαφανές.

Τα αδιαφανή αντικείμενα έχουν την ιδιότητα να αντανακλούν και να απορροφούν, αλλά όχι να μεταδίδουν το φως^{21,22}.

1.2.9 Απορρόφηση - Αντανάκλαση

Ένα αντικείμενο μπορεί να απορροφά από όλα έως κανένα μήκος κύματος του φωτός που πέφτει πάνω του. Εάν απορροφά όλα τα μήκη κύματος τότε φαίνεται μαύρο, ενώ εάν δεν απορροφά κανένα τότε φαί-

νεται άσπρο. Το συνηθέστερο βέβαια είναι να απορροφά κάποια μήκη και να αντανακλά κάποια άλλα, οπότε φαίνεται έγχρωμο²¹.

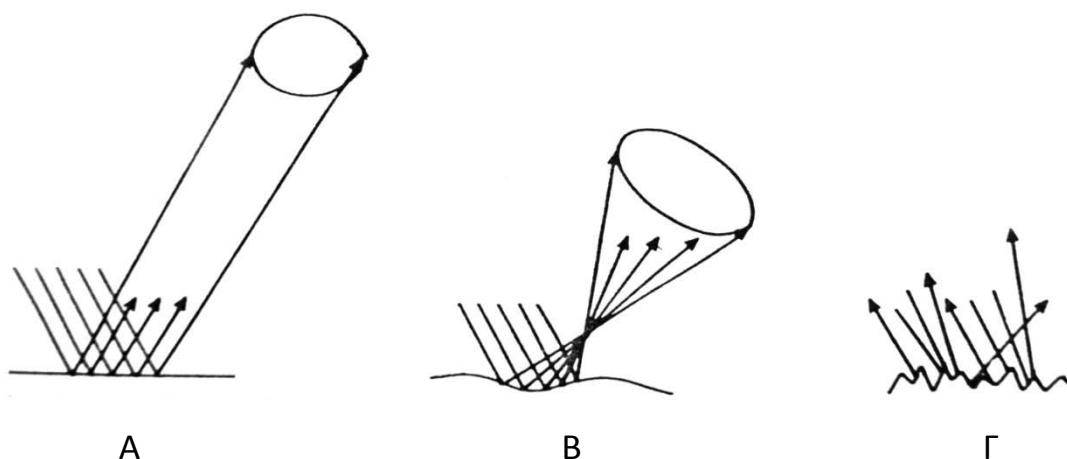
Όταν το φως πέφτει σε κάποια απόλυτα λεία επιφάνεια υπό κάποια γωνία, αντανακλάται υπό την ίδια γωνία. Όσο αλλάζει η επιφανειακή μορφολογία ή η καμπυλότητα της επιφάνειας, τόσο διαφοροποιείται η γωνία αντανάκλασης του φωτός και αλλάζει το χρώμα του αντικειμένου²².

1.2.10 Αντανεκλαστικότητα Επιφάνειας (gloss ή specular reflectance)

Η αντανεκλαστικότητα σχετίζεται με την τραχύτητα της επιφάνειας ενός σώματος. Μια επίπεδη επιφάνεια (όπως είναι για παράδειγμα ένας τοίχος) μπορεί να έχει από πολύ μεγάλη αντανεκλαστικότητα, μέχρι ένα ματ, καθόλου αντανεκλαστικό τελείωμα. Ο βαθμός της αντανεκλαστικότητας εξαρτάται από τα υλικά χρωματισμού της επιφάνειας, τον τρόπο εφαρμογής αυτών των υλικών και βέβαια από το πόσο λείο είναι το υπόστρωμα. Περίπου το 4% του φωτός που προσπίπτει σε ένα αντικείμενο αντανακλάται από την εξωτερική επιφάνεια του αντικειμένου, χωρίς να τροποποιείται με κανένα τρόπο, εκτός από την αλλαγή που γίνεται στην κατεύθυνσή του²². Αυτή η πρώτη αντανάκλαση που γίνεται λέγεται αντανεκλαστικότητα επιφάνειας και δεν έχει καμία σχέση με το χρώμα του υλικού. Η αντανεκλαστικότητα επιφάνειας έχει αυτόσιο το χρώμα της πηγής του φωτός. Αν η επιφάνεια του αντικειμένου είναι απόλυτα λεία, τότε το φως που προσπίπτει σε αυτό υπό κάποια γωνία αντανακλάται υπό την ίδια γωνία, προς την αντίθετη όμως κατεύθυνση. Όταν αυτή η επιφανειακή αντανάκλαση συγκεντρώνεται σε ένα στενό κώνο (γωνία), τότε έχει σημαντική επίδραση στον τρόπο που βλέπει ένας παρατηρητής το αντικείμενο και δεν του επιτρέπει να

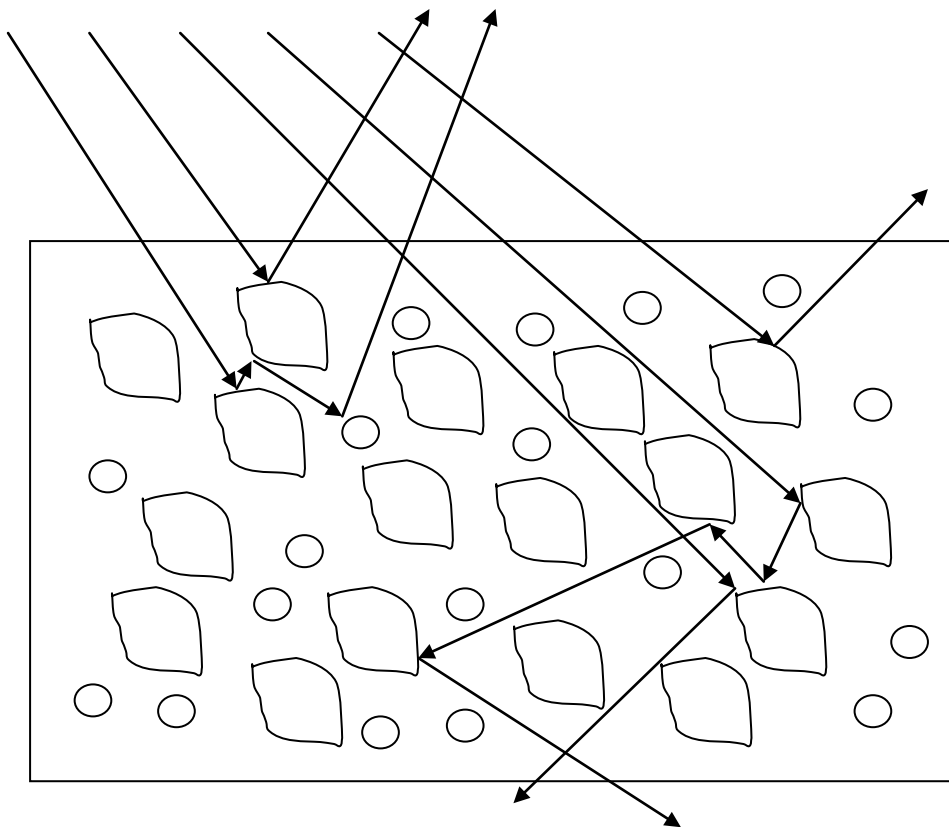
αξιολογήσει καθόλου το ίδιο το αντικείμενο^{22,23}. Ως παράδειγμα μπορεί να δοθεί η άσφαλτος του οδοστρώματος μια ηλιόλουστη μέρα, η οποία φαίνεται μακριά να έχει επιφάνειες συγκέντρωσης νερού που στην πραγματικότητα είναι αντανακλαστικότητα επιφάνειας του φωτός του ηλίου. Ένας καθρέπτης έχει τη μέγιστη αντανακλαστικότητα, καθότι αντανακλά όλο το φως που πέφτει πάνω σε αυτόν. Τονίζεται ότι όταν υπάρχει το φαινόμενο της αντανακλαστικότητας επιφάνειας, τα υπόλοιπα χρωματικά χαρακτηριστικά καλύπτονται, καθότι το χρώμα του φωτός που αντανακλάται, υπερिशύει σαφώς του χρώματος της υποκείμενης επιφάνειας²³.

Όσο αυξάνεται η τραχύτητα της επιφάνειας και αρχίζουν οι ακτίνες του φωτός να αντανακλούνται υπό διαφορετικές γωνίες, μειώνεται το φαινόμενο της αντανακλαστικότητας επιφάνειας και γίνεται λιγότερο ενοχλητικό για τον παρατηρητή, μέχρι το σημείο όμως που το αντικείμενο χάνει πλέον τη στιλπνή του εμφάνιση²² (Σχήμα 3).



Σχήμα 3. Α. Επιφάνεια μεγάλης στιλπνότητας με υψηλή αντανακλαστικότητα επιφάνειας Β. Επιφάνεια με χαμηλότερη αντανακλαστικότητα επιφάνειας Γ. Ματ επιφάνεια με χαμηλή αντανακλαστικότητα επιφάνειας

Η αντανάκλαση που γίνεται από τα σωματίδια του ίδιου του αντικειμένου, από τα εσωτερικά στρώματά του, λέγεται αντανакλαστικότητα διάχυσης (diffuse reflectance)²² (Σχήμα 4).



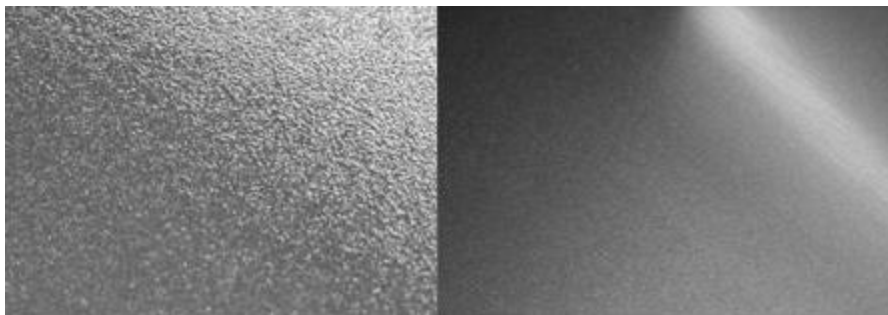
Σχήμα 4. Αντανакλαστικότητα διάχυσης που συμβαίνει μέσα στη μάζα του υλικού, κυρίως στα ανώτερα στρώματά του, όπου προσπίπτει άμεσα περισσότερο φως

Δύο έννοιες που σχετίζονται με την αντανакλαστικότητα επιφάνειας είναι η οξύτητα της εικόνας και η ομίχλωση.

1.2.11 Οξύτητα της Εικόνας (Distinctness of Image - DOI)

Πρόκειται, όπως φαίνεται και από την ονομασία, για την οξύτητα της αντανакλούμενης εικόνας σε κάποια επιφάνεια, που ουσιαστικά ορίζει την ποιότητα της αντανакλαστικότητας επιφάνειας²⁴. Δύο επιφάνειες μπορεί να εμφανίζουν την ίδια τιμή αντανакλαστικότητας επιφάνειας, αλλά οπτικά να διαφέρουν σημαντικά. Εάν παρατηρήσει κανείς

προσεκτικά την χειρότερη ποιοτικά επιφάνεια θα δει ότι έχει μία συγκεκριμένη μορφολογία που μοιάζει με στικτή φλούδα πορτοκαλιού (orange peel). Όταν η εικόνα αντανακλάται σε μία τέτοια επιφάνεια, γίνεται πιο θολή και παραμορφωμένη (Εικόνα 1). Αυτό το χαρακτηριστικό, όπως και ο κυματισμός, παίζει σημαντικό ρόλο σε βιομηχανικές εφαρμογές όπως οι βαφές των αυτοκινήτων, ή οι τελικές επιστρώσεις πολλών άλλων επιφανειών που απαιτούν υψηλή ποιότητα στην αντανακλαστικότητα επιφάνειας.

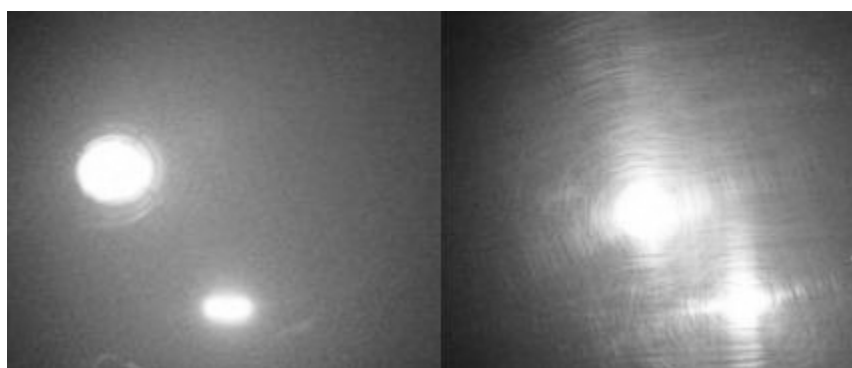


Εικόνα 1. Δύο επιφάνειες με την ίδια τιμή αντανακλαστικότητας επιφάνειας όπου η μία έχει χαμηλή τιμή οξύτητας της εικόνας (αριστερά) και η άλλη υψηλή (δεξιά)²⁴.

1.2.12 Ομίχλωση

Πρόκειται για την λευκή άλω που πολλές φορές παρουσιάζεται στα όρια της αντανακλούμενης εικόνας σε κάποια επιφάνεια²⁴. Η ομίχλωση αποτελεί και πάλι σημαντικό πρόβλημα ποιότητας σε επιφάνειες που έχουν υψηλή αντανακλαστικότητα επιφάνειας. Υπάρχουν διάφοροι λόγοι που παρουσιάζεται, όπως είναι η ασυμβατότητα των υλικών που έχουν χρησιμοποιηθεί, δυσκολίες στην εφαρμογή του υλικού που επιστρώνεται σε κάποια επιφάνεια και προβλήματα κατά το στέγνωμα, τον πολυμερισμό και την όπτηση του υλικού. Επιφάνειες χωρίς ομίχλωση φαίνεται ότι αντανακλούν το φως πιο βαθιά και με μεγαλύτερη αντίθε-

ση. Επιφάνειες με υψηλή ομίχλωση παρουσιάζουν μία γαλακτόχρωμη εικόνα (Εικόνα 2). Η ομίχλωση είναι πολύ σημαντική κυρίως για μεταλλικές επιφάνειες, και συχνά σχετίζεται με σημάδια από τη διαδικασία λείανσης ή με την κατεύθυνση χρήσης του λειοτριπτικού μέσου.



Εικόνα 2. Αντανάκλαση του φωτός με μέση (αριστερά) και υψηλή (δεξιά) τιμή ομίχλωσης²⁴.

1.2.13 Επιφανειακή Μορφολογία

Όταν μια επιφάνεια έχει διακριτούς γεωμετρικούς σχηματισμούς στην επιφάνειά της, οι οποίοι είναι αντιληπτοί και με την αφή, λέγεται ότι έχει επιφανειακή μορφολογία (surface texture)²². Τα σχήματα μπορεί να είναι τυχαία, να ακολουθούν συγκεκριμένο πρότυπο ή και να επαναλαμβάνονται (Εικόνα 3). Η ιδιαιτερότητα της εμφάνισης ενός αντικειμένου οφείλεται σε μεγάλο βαθμό στην επιφανειακή του μορφολογία, η οποία, ανάλογα με τα στοιχεία της, θα έχει διάφορους βαθμούς αντανάκλαστικότητας επιφάνειας. Ανάλογα με τον τρόπο που το φως αντανάκλαται ή διαχέεται στην επιφάνεια του αντικειμένου, προσδίδονται ιδιαίτερα χαρακτηριστικά σε αυτό. Η επιφανειακή μορφολογία κάποιου τεχνητού αντικειμένου ορίζεται από τον κατασκευαστή του ανάλογα με τη χρήση που πρέπει να επιτελέσει, αλλά εξαρτάται και από τα συστατικά του, όπως και από το πόσο αυτά μπορούν να λειανθούν, ε-

πίσης και από τον τρόπο κατασκευής και λείανσής του. Η επιφανειακή μορφολογία ενός αντικειμένου οπωσδήποτε μειώνει ή ακόμα και εξαφανίζει τελείως την αντανακλαστικότητα επιφάνειας^{22,23}.



Εικόνα 3. Επιφάνεια τσιμέντου με διακριτή επιφανειακή μορφολογία

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΤΟ ΧΡΩΜΑ ΣΤΗΝ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ

Το χρώμα των δοντιών αποτελεί μια βασική παράμετρο που καθορίζει την αισθητική ενός χαμόγελου, με τα λευκότερα δόντια να θεωρούνται από τη σημερινή κοινωνία πιο αισθητικά. Παρομοίως, το χρώμα των οδοντιατρικών αποκαταστάσεων και η ομοιότητά του με των παρακείμενων δοντιών αποτελεί μια από τις βασικές παραμέτρους που καθορίζουν την επιτυχία της αποκατάστασης.

Το χρώμα των δοντιών επηρεάζεται από εξωγενείς και ενδογενείς χρωστικές. Το εσωτερικό χρώμα των δοντιών επηρεάζεται από τις φυσικές ιδιότητες (διάχυση – μετάδοση – αντανάκλαση – απορρόφηση) της αδαμαντίνης και της οδοντίνης²⁵. Οι εξωγενείς χρωστικές προέρχονται από τη χρήση προϊόντων καπνού, την κατανάλωση τροφίμων με έντονες χρωστικές κ.λπ. Οι παράγοντες που σχετίζονται με τις ενδογενείς και τις εξωγενείς δυσχρωμίες των δοντιών έχουν ερευνηθεί εκτενώς στη βιβλιογραφία²⁶.

2.1 ΟΠΤΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΩΝ ΔΟΝΤΙΩΝ

Το χρώμα των δοντιών καθορίζεται από ένα συνδυασμό των οπτικών ιδιοτήτων του. Όταν πέφτει φως σε ένα δόντι, μπορούν να περιγραφούν τέσσερα φαινόμενα²⁷:

1. Μετάδοση μέρους του φωτός δια μέσου του δοντιού.
2. Αντανεκλαστικότητα επιφάνειας
3. Αντανεκλαστικότητα διάχυσης και
4. Απορρόφηση και διάχυση του φωτός μέσα στους οδοντικούς ιστούς.

Το φως πέφτοντας στο δόντι, μέσω των παραπάνω φαινομένων, ακολουθεί ιδιαίτερα περίπλοκες διαδικασίες πριν φτάσει στο μάτι του παρατηρητή^{28,29}.

Σχετικά με την αδαμαντίνη, έχει βρεθεί ότι οι κρύσταλλοι του υδροξυαπατίτη συντελούν σημαντικά στη διάχυση του φωτός, ενώ στην οδοντίνη, η οπτική ανομοιομορφία που παρατηρείται φαίνεται ότι οφείλεται κυρίως στα οδοντινοσωληνάκια^{30,31}. Στην απασβεστιωμένη αδαμαντίνη έχει βρεθεί ότι ο συντελεστής διάχυσης αυξάνεται³². Η αντανεκλαστικότητα διάχυσης, όπως και η μετάδοση και απορρόφηση του φωτός δια μέσου της αδαμαντίνης, έχει μελετηθεί σε φάσμα από 220 – 700nm και βρέθηκε ότι η μέγιστη απορρόφηση γίνεται στα 270 nm, περιοχή που βρίσκεται εκτός του ορατού φάσματος από τον ανθρώπινο οφθαλμό³³.

Σε εργασία όπου αφαιρέθηκε η αδαμαντίνη *in vitro*, βρέθηκε ότι το χρώμα των δοντιών πριν την εξαγωγή τους σχετίζεται με την οδοντίνη, με την αδαμαντίνη να παίζει μόνο μικρό ρόλο στη χρωματική απόδοση των δοντιών μέσω κάποιας διάχυσης στην κυανή πλευρά του φάσματος²⁵.

2.1.1 Οπαλισμός

Η αδαμαντίνη, όταν παρατηρείται στο φως της ημέρας, φαίνεται ελαφρά μπλε όταν αντανακλάται το φως και ελαφρά κίτρινη όταν μεταδίδεται μέσω αυτής³⁴. Αυτό το φαινόμενο λέγεται οπαλισμός, επειδή παρουσιάζεται εκτός από την αδαμαντίνη και στο φυσικό οπάλιο. Οι κρύσταλλοι του υδροξυαπατίτη λειτουργούν σαν πρίσματα και διαχέουν τα μήκη κύματος του φωτός σε ποικίλο βαθμό. Τα πιο μικρά μήκη κύματος διαχέονται περισσότερο και έτσι παραμένουν μέσα στην οδοντική ουσία περισσότερο από ότι τα κίτρινα – κόκκινα κύματα, κάνοντας έτσι την αδαμαντίνη, αν και δεν έχει χρώμα, να φαίνεται ελαφρά μπλε^{25,35,36}. Ο οπαλισμός της αδαμαντίνης κάνει το δόντι να φαίνεται πιο φωτεινό και με μεγαλύτερη φυσικότητα³⁷.

2.1.2 Φθορισμός

Ένα άλλο φαινόμενο που παρουσιάζεται στα φυσικά δόντια και έχει μελετηθεί εκτενώς είναι ο φθορισμός, που προκαλείται από το υπεριώδες φως, και μπορεί να έχει σημαντική επίπτωση στην εμφάνισή τους. Ο φθορισμός είναι το φαινόμενο κατά το οποίο απορροφάται το υπεριώδες φως που δεν είναι ορατό από τον άνθρωπο και αντανακλάται από την οδοντική ουσία σε μεγαλύτερο μήκος κύματος, που είναι ορατό³⁸, δίνοντας έτσι στα δόντια φως στη μπλε πλευρά του φάσματος, αν και αυτός μπορεί να συμβεί σε όλα τα μήκη κύματος. Στα φυσικά δόντια αυτό κυρίως συμβαίνει στην οδοντίνη λόγω της μεγαλύτερης περιεκτικότητάς της σε οργανικά μόρια και ειδικότερα κολλαγόνου, το οποίο περιέχει αμινοξέα με χαρακτηριστικά φθορισμού, όπως η τρυπτοφάνη^{35,36,39,40}. Όσο πιο πολύ φθορισμό έχει η οδοντίνη, τόσο μειώνεται η χρωματική πυκνότητα και τόσο αυξάνεται η φωτεινότητα^{35,41, 42}.

Κλινικά, αυτό σημαίνει ότι τα δόντια φαίνονται πιο ανοιχτόχρωμα στο φως της ημέρας λόγω της μεγάλης ποσότητας φωτός στα μπλε μήκη κύματος, που παράγεται από τον φθορισμό. Ακόμη, πολλοί λαμπτήρες φθορίου, φλας φωτογραφικών μηχανών, φώτα που χρησιμοποιούνται σε κέντρα διασκέδασης και ειδικοί λαμπτήρες γνωστοί ως “μαύρου φωτός”, εκπέμπουν ποικίλης έντασης υπεριώδες φως, με αποτέλεσμα τα δόντια να εκπέμπουν σημαντική ποσότητα ορατού φωτός λόγω του φθορισμού τους, κάτω από αυτές τις συνθήκες φωτισμού⁴³. Άλλοι ερευνητές όμως έχουν βρει ότι ο φθορισμός δεν έχει σημαντική επίπτωση στην οπτική εμφάνιση του χρώματος των δοντιών²⁵.

2.1.3 Ημιδιαφάνεια

Τα φυσικά δόντια χαρακτηρίζονται από διαφορετικούς βαθμούς ημιδιαφάνειας, η οποία ορίζεται ως κάποιο ενδιάμεσο σημείο μεταξύ του διαφανούς και του αδιαφανούς. Όσο αυξάνεται η ημιδιαφάνεια ενός δοντιού, τόσο μειώνεται η φωτεινότητά του, γιατί τόσο λιγότερο φως επιστρέφει στο μάτι του παρατηρητή. Η ημιδιαφάνεια της αδαμαντίνης διαφέρει ανάλογα με τη γωνία πρόσπτωσης του φωτός, την επιφανειακή μορφολογία και τη γυαλάδα, τα μήκη κύματος του φωτός που προσπίπτουν σε αυτή, καθώς και το βαθμό ενυδάτωσης που έχει σε κάθε δεδομένη στιγμή³⁶.

2.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΤΩΝ ΔΟΝΤΙΩΝ

Η χροιά και η χρωματική πυκνότητα βρίσκονται στην πέμπτη και έκτη θέση από πλευράς σημασίας για την επιτυχή εξομοίωση μιας οδοντιατρικής αποκατάστασης με την παρακείμενη φυσική οδοντοφυΐα. Ο παρατηρητής πρέπει να βρίσκεται πολύ κοντά για να διαπιστώσει μικρές διαφορές στη χροιά και τη χρωματική πυκνότητα, ενώ διαφορές στη φωτεινότητα, το σχήμα, την επιφανειακή μορφολογία και την ημιδιαφάνεια μπορεί να τις δει εύκολα από απόσταση άνω του ενός μέτρου⁴⁴.

Τα επιφανειακά χαρακτηριστικά ενός δοντιού ή μίας οδοντιατρικής αποκατάστασης καθορίζουν, σε μεγάλο βαθμό, τον τρόπο με τον οποίο το φως αντανακλάται, διαχέεται και μεταδίδεται, επηρεάζοντας έτσι τη χροιά, τη χρωματική πυκνότητα, τη φωτεινότητα και την ημιδιαφάνεια^{4,45,46}. Έτσι, η εμφάνιση των δοντιών σε μεγάλο βαθμό καθορίζεται από τον τρόπο που το φως αλληλεπιδρά με τους επιφανειακούς σχηματισμούς που παρουσιάζονται σε αυτά, καθότι ο παρατηρητής βλέπει μόνο το φως που επιστρέφει σε αυτόν. Όσο πιο αντανακλαστική η επιφάνεια, τόσο περισσότερα μήκη κύματος του φωτός επιστρέφουν στον παρατηρητή, αλλάζοντας έτσι εκτός από τη φωτεινότητα και τη χροιά του δοντιού.

Αυξάνοντας την τραχύτητα της επιφάνειας, μια αποκατάσταση που είναι πιο φωτεινή από τα φυσικά δόντια, θα εναρμονιστεί καλύτερα, από τη στιγμή που θα μειωθεί η αντανακλαστικότητα⁴⁵.

2.2.1 Περίγραμμα και Μορφολογία

Οι επιφάνειες που είναι κάθετες στο μάτι του παρατηρητή επιστρέφουν μεγαλύτερες ποσότητες φωτός. Γι' αυτό, πολλές φορές είναι επιθυμητά τα οπτικά τεχνάσματα σε μια οδοντιατρική αποκατάσταση, όπως λ.χ. κάνοντας την παρειακή επιφάνεια πιο καμπύλη ή πιο επίπεδη, δίνοντας έτσι την εντύπωση του στενότερου ή ευρύτερου δοντιού⁴⁷.

Τα φυσικά δόντια έχουν στην επιφάνειά τους διάφορες καμπυλότητες. Όσο οι κυρτές επιφάνειες επιπεδώνονται, τόσο αυξάνεται η αντανακλαστικότητα επιφάνειας, αλλάζοντας την οπτική εικόνα του δοντιού. Όσο λιγότερο γυαλισμένες είναι οι κοίλες επιφάνειες, τόσο μεγαλύτερη αντανακλαστικότητα διάχυσης γίνεται⁴⁸.

2.2.2 Επιφανειακή Μορφολογία

Ο χαρακτήρας και η προσωπικότητα των δοντιών καθορίζονται σε μεγάλο βαθμό από την επιφανειακή τους μορφολογία και τα χαρακτηριστικά που αυτή έχει. Τα δόντια των νέων ανθρώπων παρουσιάζουν έντονο επιφανειακό χαρακτηρισμό, ενώ σε πιο ηλικιωμένα άτομα παρατηρούνται πιο λείες επιφάνειες λόγω της φυσιολογικής αποτριβής τους. Η επιφανειακή μορφολογία επηρεάζει και πάλι τον τρόπο με τον οποίο αλληλεπιδρά το φως με το δόντι, άρα και την ποιότητα και την ποσότητα του φωτός που επιστρέφει στο μάτι του παρατηρητή⁴⁷.

Η τραχύτητα της επιφάνειας επιτρέπει περισσότερη αντανάκλαση διάχυσης, αλλάζει το τύπο της αντανάκλασης επιφάνειας και κάνει τα δόντια να φαίνονται πιο ανοιχτόχρωμα και με μεγαλύτερη φωτεινότητα⁴⁸.

2.2.3 Αντανεκλαστικότητα Επιφάνειας

Η αντανεκλαστικότητα επιφάνειας είναι ένα χαρακτηριστικό που προκαλεί την εντύπωση υψηλής στιλπνότητας μιας οδοντικής επιφάνειας ή μίας αποκατάστασης⁴⁹. Η αντανεκλαστικότητα επιφάνειας μετράται από την ποσότητα του φωτός που αντανεκλάται από μια επιφάνεια σε αντίθετη γωνία από την γωνία πρόσπτωσης, και συγκρίνοντάς την με ένα πρότυπο, που είναι το μαύρο γυαλί, κάτω από τις ίδιες γεωμετρικές συνθήκες⁵⁰. Το γυάλισμα των οδοντιατρικών υλικών φαίνεται ότι επηρεάζει σημαντικά την αντανεκλαστικότητα επιφάνειας τους αντιστρόφως ανάλογα, δηλαδή όσο αυξάνεται η τραχύτητα της επιφάνειας, τόσο μειώνεται η αντανεκλαστικότητα επιφάνειας της^{23,51,52,53,54,55}. Έχει βρεθεί ότι η ποσότητα του φωτός που αντανεκλάται στην επιφάνεια της αδαμαντίνης, *in vivo*, αυξάνεται μετά από βούρτσισμα των δοντιών⁵⁶.

Η μέτρηση της αντανεκλαστικότητας επιφάνειας γίνεται συνήθως σε γωνία 60° από την επιφάνεια.

2.3 ΣΥΝΘΕΤΕΣ ΡΗΤΙΝΕΣ

Ο στόχος μιας οδοντιατρικής αποκατάστασης είναι να επαναφέρει τον οδοντικό φραγμό σε κατάσταση υγείας από πλευράς μορφής, λειτουργικότητας και αισθητικής. Σε κάποιες περιπτώσεις μάλιστα, οδοντιατρικές αποκατάστασεις γίνονται με μόνο σκοπό την αισθητική βελτίωση του χαμόγελου του ασθενή. Η απωλεσθείσα οδοντική ουσία πρέπει να αντικατασταθεί με κάποιο τεχνητό υλικό, το οποίο θα πρέπει να τη μιμείται όσο γίνεται καλύτερα. Το υλικό εκλογής για τις άμεσες οδοντιατρικές αποκαταστάσεις στην αισθητική ζώνη είναι οι σύνθετες ρητίνες.

Ως σύνθετο, μπορεί να χαρακτηριστεί ένα υλικό που αποτελείται από περισσότερα του ενός υλικά, το οποίο εμφανίζει τις ιδιότητες όλων των υλικών που το αποτελούν με τρόπο τέτοιο, που οι ιδιότητες του ενός να βελτιώνουν τις ιδιότητες του άλλου, έτσι ώστε το τελικό αποτέλεσμα να είναι ένα υλικό με βελτιωμένα χαρακτηριστικά^{59,65}. Οι σύγχρονες σύνθετες ρητίνες συνήθως περιλαμβάνουν μια οργανική ρητινώδη μήτρα, ανόργανα ενισχυτικά σωματίδια, και κάποιο συνδετικό παράγοντα σιλανίου που συνδέει τη ρητινώδη μήτρα με τα ενισχυτικά σωματίδια. Επίσης, περιέχουν σε μικρές ποσότητες κάποιο φωτοκαταλύτη που θα ξεκινήσει τη διαδικασία πολυμερισμού, χρωστικές που ρυθμίζουν το χρώμα του υλικού, σταθεροποιητές χρώματος και αναστολείς πολυμερισμού.

2.3.1 Ρητινώδης Μήτρα

Το 1962 ο Rafael Bowen συνέθεσε, για χρήση σε οδοντιατρικές εφαρμογές, μια εποξική ακρυλική ρητίνη, χρησιμοποιώντας μεθακρυλι-

κό γλυκιδίλιο και εποξική διφαινόλη Α που ονομάστηκε Bis-GMA^{57,58}. Βασικό πρόβλημα της ρητίνης του Bowen ήταν το υψηλό ιξώδες, που μείωνε την ποσότητα των ενισχυτικών σωματιδίων που μπορούσαν να ενσωματωθούν στη σύνθετη ρητίνη. Έτσι, αργότερα κατασκευάστηκε το μονομερές TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate) το οποίο είχε χαμηλότερο ιξώδες και αναμιγνυόταν με το Bis-GMA. Ο συνδυασμός αυτών των μονομερών χρησιμοποιείται επιτυχώς ακόμη και σήμερα. Άλλες ρητίνες που χρησιμοποιούνται στη ρητινώδη μήτρα, με σκοπό και πάλι τη μείωση του ιξώδους, είναι το EGDMA (ethylen glycol dimethacrylate) και το UDMA (urethane dimethacrylate)⁵⁹.

2.3.2 Ενισχυτικά Σωματίδια

Οι φυσικομηχανικές ιδιότητες των συνθέτων ρητινών εξαρτώνται από το είδος και την ποσότητα των ανόργανων ενισχυτικών σωματιδίων που περιέχουν⁵⁹. Η εξέλιξη αυτών των σωματιδίων οδήγησε στη βελτίωση των χαρακτηριστικών αποτριβής, την αύξηση της ισχύος, τη μείωση του συντελεστή θερμικής διαστολής και τη μείωση της συστολής πολυμερισμού, μέσω της δυνατότητας μεγαλύτερης πλήρωσης των υλικών με αυτά. Επιπρόσθετα, η ενσωμάτωση βαρέων μετάλλων στα ενισχυτικά σωματίδια βελτίωσε την ακτινοσκοπιότητα των υλικών. Τα ενισχυτικά σωματίδια που χρησιμοποιήθηκαν αρχικά στις σύνθετες ρητίνες κυμαίνονταν σε μέγεθος από 0,1 - 100μm, λόγω της περιορισμένης δυνατότητας κοπής του υάλου, του χαλαζία, του βοροπυριτικού οξειδίου και των κεραμικών σωματιδίων. Μικρότερα σωματίδια έγινε δυνατόν να παρασκευαστούν μέσω υδρόλυσης ή κατακρήμνισης, με επακόλουθο να παραχθούν τα ονομαζόμενα άμορφα σωματίδια διοξειδίου του πυριτίου (fumed silica). Έτσι, τα σωματίδια μπόρεσαν να αποκτήσουν μέ-

γεθος από 0,06 - 0,1 μm ⁶⁰. Πιο πρόσφατες απόπειρες να βελτιωθούν τα ενισχυτικά σωματίδια των συνθέτων ρητινών, περιλαμβάνουν τη χρήση πυριτικών πρόδρομων ουσιών, που πολυμερίζονται για να σχηματίσουν σωματίδια μεγέθους μερικών νανομέτρων⁶¹. Η δυνατότητα να παραχθούν τόσο μικρά σωματίδια, επιτρέπει την παρασκευή οδοντιατρικών συνθέτων νανοϋβριδικών - ρητινών, όπου τα σωματίδια πλησιάζουν σε μέγεθος τα μόρια της ρητινώδους μήτρας. Θεωρητικά, αυτά τα νανοϋλικά, έχουν τη δυνατότητα να παρουσιάζουν εξαιρετικές φυσικομηχανικές ιδιότητες μέσω της μεγαλύτερης περιεκτικότητας σε ενισχυτικά σωματίδια⁶².

Το ποσοστό της περιεκτικότητας μίας σύνθετης ρητίνης σε ενισχυτικά σωματίδια μπορεί να αναφερθεί κατ' όγκον ή κατά βάρος. Το ποσοστό κατά βάρος είναι συνήθως μεγαλύτερο από το ποσοστό κατ' όγκο, αφού εξαρτάται από το ειδικό βάρος των σωματιδίων. Θεωρείται καλύτερη η αναφορά της ποσοστιαίας περιεκτικότητας κατ' όγκον, γιατί τα χαρακτηριστικά των υλικών αλλάζουν ανάλογα με τον όγκο των ενισχυτικών και όχι με το βάρος τους⁶³. Σε γενικές γραμμές, όσο μεγαλύτερη είναι η περιεκτικότητα του υλικού κατ' όγκον, τόσο καλύτερες οι φυσικομηχανικές ιδιότητές του, γιατί μειώνεται η ποσότητα της ρητινώδους μήτρας. Επίσης, όσο μικρότερα τα ενισχυτικά σωματίδια, τόσο πιο καλά γυαλίζεται ένα υλικό⁵⁹.

2.3.3 Ταξινόμηση Συνθέτων Ρητινών

Υπάρχουν διάφορα συστήματα για την ταξινόμηση των συνθέτων ρητινών^{59,64,65}:

1. Σύμφωνα με τα ενισχυτικά σωματίδια που περιέχουν (Πίνακας 1).

2. Σύμφωνα με το ιώδες. Βάσει αυτής της ταξινόμησης οι σύνθετες ρητίνες κατατάσσονται σε ρευστές, μέσου ιώδους και συμπυκνώσιμες.
3. Σύμφωνα με τον τρόπο πολυμερισμού/πήξης. Με αυτή την ταξινόμηση οι σύνθετες ρητίνες κατατάσσονται σε φωτοπολυμεριζόμενες, χημικά πολυμεριζόμενες ή αυτοπολυμεριζόμενες, διπλού πολυμερισμού και σύνθετες ρητίνες τύπου *compomer* που περιλαμβάνουν στο μηχανισμό πολυμερισμού τους και τη χημική αντίδραση οξέως - βάσεως.

Πίνακας 1. Ταξινόμηση συνθέτων ρητινών βάσει των ενισχυτικών σωματιδίων που περιέχουν^{59,64}.

Ταξινόμηση Συνθέτων Ρητινών	Περιεκτικότητα σε ενισχυτικά κατά βάρος	Περιεκτικότητα σε ενισχυτικά κατ' όγκο	Μέσο μέγεθος ενισχυτικών (μm)
Υβριδικές	74 - 87	57 - 72	0,2 - 0,3
Μικροϋβριδικές	74 - 87	57 - 72	0,04 - 1,0
Νανοϋβριδικές	72 - 87	58 - 71	0,4 - 0,9 + 0,015 - 0,05
Μικρόκοκκες	35 - 80	20 - 59	0,04 - 0,75
Ρευστές	40 - 60	30 - 55	0,6 - 1,0
Ormocers	74 - 87	57 - 72	0,02 - 1,0
Compomers	59 - 77	43 - 61	0,7 - 0,8

Υβριδικές Σύνθετες Ρητίνες. Η πλειονότητα των συνθέτων ρητινών που χρησιμοποιούνται σήμερα κατατάσσονται στις υβριδικές. Η κατηγορία αυτή περιλαμβάνει τις παραδοσιακές υβριδικές, τις μικροϋβριδικές και τις νανοϋβριδικές σύνθετες ρητίνες.

Ο όρος υβριδική, σημαίνει ότι η ρητίνη περιέχει συνδυασμό ενισχυτικών σωματιδίων διαφόρων μεγεθών, από τα οποία κάποια έχουν μέγεθος από 1 - 4μm και κάποια, όπως τα σωματίδια διοξειδίου του πυριτίου, έχουν μέγεθος 0,04μm. Ο συνδυασμός διαφόρων μεγεθών ενισχυτικών σωματιδίων έχει ως αποτέλεσμα τη βελτίωση των φυσικομηχανικών ιδιοτήτων με την παράλληλη διατήρηση ενός ικανοποιητικού επιπέδου λείανσης του υλικού^{65,66,68}.

Μικροϋβριδικές Σύνθετες Ρητίνες. Εξελίξεις στην τεχνολογία των ενισχυτικών σωματιδίων επέτρεψαν την ενσωμάτωση στις σύνθετες ρητίνες σωματιδίων μεγέθους από 0,1 - 1μm μαζί με τα σωματίδια διοξειδίου του πυριτίου μεγέθους 0,04μm. Τα μικρότερα σωματίδια βελτιώνουν στις μικροϋβριδικές σύνθετες ρητίνες τα χαρακτηριστικά χειρισμού, ενώ ταυτόχρονα επιτρέπουν καλύτερη λείανση και στίλβωση⁶⁵. Παρά ταύτα, αναφέρεται ότι οι μικροϋβριδικές σύνθετες ρητίνες δεν αποδίδουν καλύτερα σε αυτό τον τομέα από τις παραδοσιακές μικρόκοκκες σύνθετες ρητίνες^{65,66,72}.

Νανοϋβριδικές Σύνθετες Ρητίνες. Η τάση στα νεότερα σκευάσματα συνθέτων ρητινών είναι να αυξηθεί, όσο γίνεται, η περιεκτικότητα σε ενισχυτικά σωματίδια με την παράλληλη μείωση του μεγέθους τους⁶⁶. Έτσι δημιουργήθηκαν οι νανοϋβριδικές σύνθετες ρητίνες, που περιέχουν ενισχυτικά σωματίδια στην κλίμακα των νανομέτρων (0,005 - 0,01μm), συνήθως σε συνδυασμό με σωματίδια συμβατικής τεχνολογίας. Τα νανοϋβριδικά υλικά μπορούν να χαρακτηριστούν ως τα πρώτα υλικά που μπορούν να πλησιάσουν τα χαρακτηριστικά λείανσης και στίλβωσης των μικρόκοκκων υλικών, ενώ παράλληλα έχουν την ισχύ και την αντο-

χή στην αποτριβή, που παρουσιάζουν οι παραδοσιακές υβριδικές και μικροϋβριδικές σύνθετες ρητίνες⁶⁷.

Μικρόκοκκες Σύνθετες Ρητίνες. Οι μικρόκοκκες σύνθετες ρητίνες εισήχθησαν στα τέλη του 1970 και αποσκοπούσαν στην καλή αισθητική και στην άριστη λείανση και στίλβωση που μπορούσαν να δώσουν. Περιλαμβάνουν ενισχυτικά σωματίδια από 0,04 - 0,4μm. Οι πρώτες μικρόκοκκες ρητίνες δε μπορούσαν να έχουν μεγάλο ποσοστό ενισχυτικών (20 - 59% κατ' όγκο) λόγω του μεγέθους τους, το οποίο προκαλούσε μεγάλη αύξηση του ιξώδους. Ένας τρόπος για να αυξηθεί η ποσότητα αυτών των μικρών σωματιδίων είναι ο προ-πολυμερισμός τους. Σε αυτή τη διαδικασία, αυτά τα μικρά σωματίδια αναμιγνύονται με μονομερή Bis-GMA ή TEGDMA σε υψηλές θερμοκρασίες, υπό πίεση, με καταλύτη το υπεροξείδιο του βενζολίου. Μετά τον πολυμερισμό, γίνεται αποτριβή τους σε σωματίδια που έχουν μέγεθος από 1-200μm⁶⁸. Αυτά τα προπολυμερισμένα σωματίδια επιτρέπουν σημαντικά μεγαλύτερα ποσοστά ενισχυτικών σωματιδίων στο υλικό. Σημαντικό πρόβλημα όμως αποτελεί το ότι δε μπορούν να συγκολληθούν ισχυρά στη ρητινώδη μήτρα. Για το λόγο αυτό, πρέπει να αναμιχθούν καλά πριν τον πολυμερισμό του υλικού, έτσι ώστε μετά από αυτόν να εγκλωβιστούν μηχανικά, για να μην απομακρύνονται κατά τη λειτουργία τους στο στόμα.

Ρευστές Σύνθετες ρητίνες. Πρόκειται για υλικά με μικρότερη περιεκτικότητα σε ενισχυτικά σωματίδια (30-55% κατ' όγκο) και με σημαντικά μεγαλύτερη ρευστότητα. Το πλεονέκτημά τους είναι ότι μπορούν να διεισδύσουν σε πολύ μικρές οπές του δοντιού, όπου δε θα μπορούσε να στοιβαχθεί μια υβριδική σύνθετη ρητίνη. Επίσης, χρησιμοποιούνται εκτε-

νώς σε επιδιορθώσεις παλαιών εμφράξεων⁶⁹. Η συστολή πολυμερισμού, το ιξώδες και άλλες ιδιότητες, διαφέρουν σημαντικά μεταξύ των διαφόρων υλικών αυτής της κατηγορίας που κυκλοφορούν στο εμπόριο⁷⁰.

Συμπυκνώσιμες Σύνθετες Ρητίνες. Πρόκειται για υλικά που εξελίχθηκαν με σκοπό τα χαρακτηριστικά χειρισμού τους να είναι παρόμοια με αυτά του αμαλγάματος. Η αύξηση του ιξώδους επετεύχθη με αλλαγές που έγιναν στον τρόπο κατανομής των ενισχυτικών σωματιδίων και με την ενσωμάτωση ινών. Τα υλικά αυτά δεν έχουν καλύτερα φυσικομηχανικά χαρακτηριστικά από τις συμβατικές σύνθετες ρητίνες, ενώ φαίνεται ότι παρουσιάζουν αυξημένη αποτριβή και πόρους στις διεπιφάνειες κατά τη διαστρώματωση⁷¹.

Οργανικά Τροποποιημένες Κεραμικές Σύνθετες Ρητίνες (Ormocers)

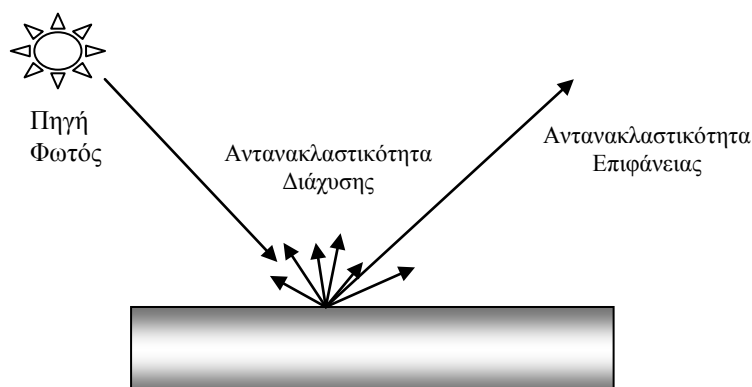
Σε αυτές τις σύνθετες ρητίνες χρησιμοποιούνται οργανικά τροποποιημένα κεραμικά νανο - σωματίδια, που ξεκινώντας από σιλάνια, τροποποιούνται μέσω υδρόλυσης και αντιδράσεων συμπύκνωσης. Αυτά τα νανοσωματίδια έχουν ένα δίκτυο πολυσιλοξάνης, κάτι παρόμοιο δηλαδή με τον ύαλο και τα κεραμικά. Μπορούν να περιγραφούν σαν ανόργανα - οργανικά υβριδικά σωματίδια, όπου η ανόργανη σιλοξάνη προσφέρει ισχύ και το οργανικό μεθακρυλικό καθιστά τα σωματίδια συμβατά με τη ρητινώδη μήτρα. Το μέγεθος αυτών των νανο - κεραμικών σωματιδίων μπορεί να είναι περίπου 2 - 3 nm, ενώ φυσικά στο υλικό υπάρχουν και συμβατικά ενισχυτικά σωματίδια μεγέθους περίπου 1 μm^{64,65,67}.

Compomers. Κάποια μονομερή που εξελίχθηκαν βασίζονται σε πολυ - όξινα τροποποιημένα ακρυλικά και χρησιμοποιήθηκαν για τη δημιουργία μιας άλλης κατηγορίας συνθέτων ρητινών, των compomers. Αυτά τα υλικά σχεδιάστηκαν για να έχουν τα χαρακτηριστικά χειρισμού των συνθέτων ρητινών και ταυτόχρονα την απελευθέρωση φθορίου που έχει μια υαλοϊονομερής κονία. Λόγω των πολυ - όξινων ομάδων που περιέχουν αυτά τα μονομερή, γίνεται μετά τον πολυμερισμό της ρητίνης, μια χημική αντίδραση τύπου οξέως - βάσεως, όπως γίνεται και στις υαλοϊονομερείς κονίες. Για να αποφευχθεί η εξέλιξη αυτής της αντίδρασης πρόωρα, πρέπει να αποφεύγεται οποιαδήποτε επαφή με νερό πριν από τον φωτοπολυμερισμό του υλικού. Επιπρόσθετα, λόγω της υδρόφιλης φύσης των compomers, απορροφούν υγρά από το στοματικό περιβάλλον, προκαλώντας έτσι μια σημαντική διόγκωση του υλικού, που θεωρητικά τουλάχιστον, επαναφέρει μέρος της συστολής πολυμερισμού. Τα compomers συνήθως περιέχουν ενισχυτικά σωματίδια πυριτιούχου υάλου και φθοριούχου νατρίου⁷².

2.4. ΟΠΤΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΣΥΝΘΕΤΩΝ ΡΗΤΙΝΩΝ

Η αισθητική συναρμογή της σύνθετης ρητίνης με την παρακείμενη φυσική οδοντική ουσία είναι μια ιδιαίτερα περίπλοκη διαδικασία, που επηρεάζεται από πληθώρα παραγόντων. Πρέπει να υπάρχει μεταξύ άλλων προσεκτικός έλεγχος του σχήματος, της επιφανειακής μορφολογίας, της λείανσης και στίλβωσης, της διαφάνειας και του χρώματος της αποκατάστασης⁷³.

Η οπτική εντύπωση που προκαλείται στον παρατηρητή από τα φυσικά δόντια, είναι ένα σύνθετο φαινόμενο, που προκαλείται από μια πολυεπίπεδη αντανάκλαση διάχυσης του φωτός διαμέσου των στρωμάτων της αδαμαντίνης και της οδοντίνης. Όπως και στα φυσικά δόντια, έτσι και εδώ, υπάρχει η αντανακλαστικότητα επιφάνειας, που σχετίζεται με τη γωνία υπό την οποία βλέπει το δόντι ο παρατηρητής, όπως και η αντανακλαστικότητα διάχυσης (Σχήμα 5).



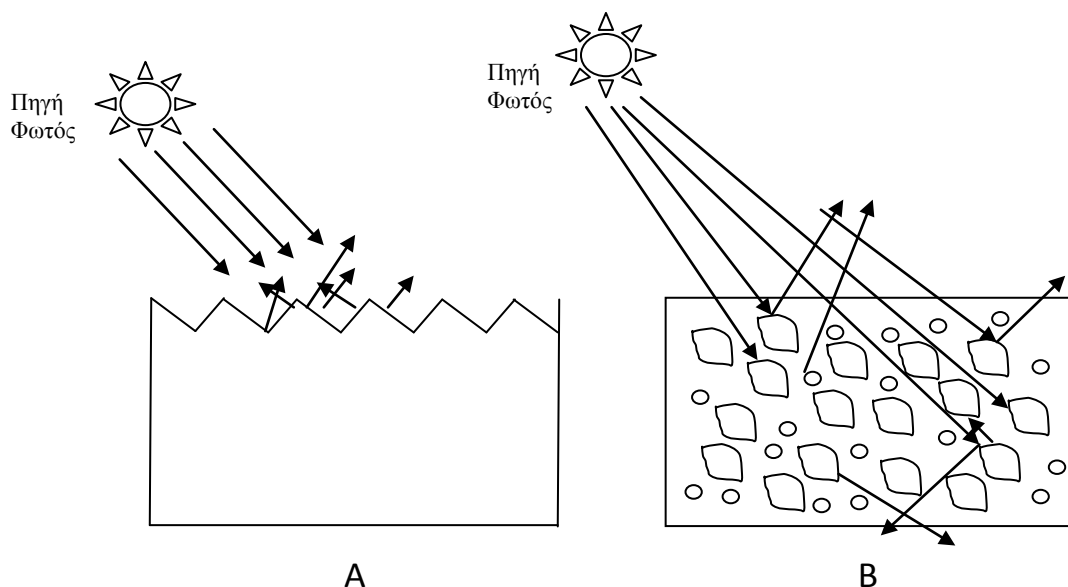
Σχήμα 5. Η αντανάκλαση των μηκών κύματος της πηγής του φωτός διακρίνεται στην αντανακλαστικότητα διάχυσης και την αντανακλαστικότητα επιφάνειας, οι οποίες πάντα συνυπάρχουν.

Η ανατομική μορφή και η επιφανειακή μορφολογία επηρεάζουν την αρχική αντανάκλαση διάχυσης του φωτός, ενώ η ημιδιαφάνεια ε-

πηρεάζει την βαθύτερη και μεταξύ των στρωμάτων αντανάκλαση διάχυσης⁷⁴.

Η αρχική αντανάκλαση διάχυσης στην επιφάνεια σχετίζεται με πολλές διαφορετικές αντανάκλασεις διάχυσης από πολλές επίπεδες επιφάνειες. Η λευκάζουσα εμφάνιση αδρών επιφανειών σχετίζεται με αυτού του τύπου την αντανάκλαση διάχυσης (Σχήμα 6A).

Όταν το φως διεισδύει στα εσωτερικά στρώματα της σύνθετης ρητίνης, αντανάκλαται και διαχέεται από τα ενισχυτικά σωματίδια και τα μόρια των χρωστικών που έχουν προστεθεί στο υλικό. Το υπόλοιπο φως είτε μεταδίδεται, είτε αντανάκλαται εσωτερικά προς άλλα σωματίδια τα οποία με τη σειρά τους το τροποποιούν παρομοίως (Σχήμα 6B). Το φως που προέρχεται από αυτή την αντανάκλαση διάχυσης που γίνεται στο εσωτερικό του υλικού, κατανέμεται ομοιόμορφα και δίνει το χρώμα της σύνθετης ρητίνης⁷⁵.



Σχήμα 6. A. Αντανάκλαση διάχυσης στα επιφανειακά στρώματα της σύνθετης ρητίνης (τυχαία) **B.** Αντάκλαση διάχυσης στη μάζα του υλικού.

Η ημιδιαφάνεια συντελεί στο φαινόμενο του χαμαιλεοντισμού που παρουσιάζουν οι σύνθετες ρητίνες και τις κάνουν να ενσωματώνο-

νται καλύτερα με την παρακείμενη οδοντική ουσία έτσι ώστε το τελικό αποτέλεσμα να είναι αισθητικά αρμονικό⁷⁶. Οποσδήποτε βέβαια συνεπάγεται και χρωματικά προβλήματα, γιατί ανάλογα με το βαθμό της ημιδιαφάνειας μπορεί να αποδίδεται και μέρος του χρώματος του οδοντικού ιστού στο βάθος της κοιλότητας ή να φεγγίζει το μαύρο χρώμα του εσωτερικού του στόματος, αλλοιώνοντας έτσι το αισθητικό αποτέλεσμα.

2.4.1 Ρόλος των Ενισχυτικών Σωματιδίων και της Ρητινώδους Μήτρας στις Οπτικές Ιδιότητες των Συνθέτων Ρητινών

Το μέγεθος, όπως και το σχήμα των ενισχυτικών σωματιδίων, παίζει σημαντικό ρόλο στα χαρακτηριστικά αλληλεπίδρασης του φωτός με τις σύνθετες ρητίνες^{77,78,79,80,81}. Αυτό έχει ιδιαίτερη σημασία, καθότι τα διάφορα εμπορικά σκευάσματα συνθέτων ρητινών έχουν μία μεγάλη ποικιλία μεγεθών, είδους, σχήματος, συνδυασμού, ποσότητας και διασποράς ενισχυτικών σωματιδίων⁸². Όταν μελετήθηκαν σφαιρικά ενισχυτικά σωματίδια βοροπυριτικού υάλου, με δείκτη διάθλασης 1,48, σε σύγκριση με ανώμαλου σχήματος σωματίδια χαλαζία με δείκτη διάθλασης 1,46, σε διάφορες αναλογίες με τη ρητινώδη μήτρα και σε διάφορα μεγέθη, βρέθηκε ότι όσο μεγαλύτερα ήταν τα ενισχυτικά σωματίδια, τόσο μειωνόταν το φως που μεταδιδόταν από τη σύνθετη ρητίνη (μειωνόταν η ημιδιαφάνεια), ανεξαρτήτως περιεκτικότητας. Όσο αυξανόταν η περιεκτικότητα σε ενισχυτικά σωματίδια ανώμαλου σχήματος, τόσο αυξανόταν το b^* (δηλαδή το υλικό κιτρίνιζε) και μειωνόταν το a^* (το υλικό πήγαινε προς το πράσινο). Το αντίθετο συνέβαινε με τα ενισχυτικά σωματίδια σφαιρικού σχήματος. Επίσης, βρέθηκε, ότι όσο αυξανόταν η περιεκτικότητα σε ενισχυτικά σωματίδια, τόσο μειωνόταν το μεταδιδό-

μενο φως και αυξανόταν το αντανακλώμενο, δηλαδή μειωνόταν η ημιδιαφάνεια του υλικού, κάτι που επιβεβαιώθηκε και από άλλους ερευνητές^{83,84}. Επίσης, με την αύξηση της ποσότητας των ενισχυτικών, επέρχονταν και σημαντικές διαφορές στο χρώμα του υλικού. Το μέγεθος των ενισχυτικών φαίνεται ότι επηρεάζει και την αντανακλαστικότητα επιφάνειας του υλικού, ενώ το αναμενόμενο θα ήταν αυτή να αυξάνεται όσο μικρότερο είναι το μέγεθος των κόκκων⁸⁵. Μετά από αποτριβή με προσομοίωση βουρτσίσματος, βρέθηκε ότι το μέγεθος των ενισχυτικών σωματιδίων δεν επηρέασε το χρώμα των συνθέτων ρητινών⁸⁶.

Η ρητινώδης μήτρα έχει μεγάλη ημιδιαφάνεια που πλησιάζει μέχρι και το 90%⁸³.

Η σημασία των οπτικών φαινομένων του οπαλισμού και του φθορισμού που παρουσιάζονται στα φυσικά δόντια έχουν μελετηθεί εκτενώς για τα οδοντιατρικά υλικά, έτσι ώστε αυτά να παρουσιάζουν όσο το δυνατόν πιο φυσική αισθητική^{87,88}.

2.4.2 Οπαλισμός Συνθέτων Ρητινών

Το φαινόμενο του οπαλισμού στα φυσικά δόντια, τους δίνει μια μπλε απόχρωση στο χρώμα που αντανακλάται και μια πορτοκαλί/καφέ απόχρωση στο χρώμα που μεταδίδεται^{35,36}. Το φαινόμενο αυτό προκαλείται από σωματίδια μικρότερα από το μήκος κύματος του ορατού φωτός, που είναι κατανεμημένα μέσα σε ένα ημιδιαφανές δίκτυο, που είναι καθαρά ορατό στην κοπτική άλω^{43,89}. Το μέσο μέγεθος των κρυστάλλων του υδροξυαπατίτη στα φυσικά δόντια είναι στο μήκος 0,16μm και στο πλάτος 0,02 - 0,04μm. Η παρουσία μικροσωματιδίων υάλου έχει καταστήσει δυνατή τη δημιουργία οδοντιατρικής πορσελάνης με υψηλό επίπεδο οπαλισμού, παρόμοιο με των φυσικών δοντιών^{88,90}. Αυτό, όπως

και τα παρόμοια με τα φυσικά δόντια χαρακτηριστικά φθορισμού, έχει καταστήσει τις οδοντιατρικές πορσελάνες υλικά αισθητικά, που αλληλεπιδρούν με το φως με φυσικό τρόπο, όπως και τα φυσικά δόντια⁹¹. Στις σύνθετες ρητίνες, ο οπαλισμός είναι δυνατός ανάλογα με το δείκτη διάθλασης της ρητινώδους μήτρας και των ενισχυτικών σωματιδίων, άρα εξαρτάται από τη σύνθεσή τους. Έχουν παρουσιαστεί διάφορες μεθοδολογίες για τη μέτρηση του οπαλισμού των συνθέτων ρητινών^{88,92}, με πιο κοινή αυτή όπου μετράται η διαφορά στη χρωματική παράμετρο CIE Δb* (άξονας κίτρινου - μπλε), με την παράμετρο CIE Δa* (άξονας κόκκινου - πράσινου), μεταξύ των αντανακλώμενων και των μεταδιδόμενων χρωμάτων^{93,94,95}. Όταν η τιμή του οπαλισμού (OP) είναι μεγαλύτερη από 9, το υλικό θεωρείται ότι έχει οπαλισμό⁹⁴. Για διάφορα εμπορικά σκευάσματα συνθέτων ρητινών η τιμή οπαλισμού αναφέρεται ότι είναι από 5,7 - 23,7⁹³.

Ο οπαλισμός στις σύνθετες ρητίνες διαφέρει σημαντικά μεταξύ των εταιρειών και των διαφόρων χρωμάτων και επηρεάζει συν τοις άλλοις και τη δυνατότητα που έχει το υλικό να καλύψει το χρώμα της υποκείμενης οδοντικής ουσίας^{93,96}. Σε πολλές περιπτώσεις, ο οπαλισμός των συνθέτων ρητινών είναι πολύ μικρότερος από των φυσικών δοντιών και μικρότερος από την τιμή 9 που χαρακτηρίζει ένα υλικό ως οπαλίζον. Θα έπρεπε να ελέγχεται περισσότερο το μέγεθος, το σχήμα, η κατανομή των ενισχυτικών σωματιδίων, όπως και άλλες παράμετροι, έτσι ώστε να βελτιωθεί αυτό το χαρακτηριστικό. Ιδανικά, θα έπρεπε το μέγεθος των ενισχυτικών να είναι μεταξύ 100 - 400nm⁹⁷. Σύμφωνα με άλλους συγγραφείς, οι παράγοντες που παίζουν ρόλο για τη μεγιστοποίηση του οπαλισμού στις σύνθετες ρητίνες είναι οι εξής: 1. Η παρουσία ενός ή περισσότερων σωματιδίων μεγέθους 380 - 500nm. 2. Η με-

γάλη διαφορά στο δείκτη διάθλασης μεταξύ της ρητινώδους μήτρας και των ενισχυτικών σωματιδίων και 3. Η υψηλή διασπορά μεταξύ των διαφόρων σωματιδίων στο υλικό⁸⁸.

2.4.3 Φθορισμός Συνθέτων Ρητινών

Τα φυσικά δόντια όταν εκτίθενται σε υπεριώδη ακτινοβολία, εκπέμπουν μπλε φθορισμό, κάτι που τα κάνει να φαίνονται λευκότερα και φωτεινότερα στο φως της ημέρας^{98,99}. Είναι το φαινόμενο όπου όταν ένα δόντι δέχεται υπεριώδες φως που δεν είναι ορατό, το μετατρέπει σε ορατό φως μεγαλύτερου μήκους κύματος, κάνοντας έτσι το ίδιο το δόντι πηγή φωτός. Όταν η ανθρώπινη αδαμαντίνη ακτινοβολείται με υπεριώδες φως μήκους κύματος 365nm, ο φθορισμός εμφανίζεται με κορυφή στα $440 \pm 10\text{nm}$ ¹⁰⁰.

Ο φθορισμός στα οδοντιατρικά υλικά ορίζεται ως η διαφορά που προκαλείται στις μετρήσεις του φασματοφωτόμετρου, όταν συμπεριλαμβάνεται και όταν αποκλείεται το υπεριώδες μέρος του φωτός (UV)^{96,101,102}. Όταν ένα υλικό έχει τιμή φθορισμού (FL) πάνω από 3,7 θεωρείται ότι έχει φθορισμό¹⁰³. Ο φθορισμός στις σύνθετες ρητίνες επιτυγχάνεται με κάποια φθορίζοντα μόρια χρωστικών που προστίθενται σε αυτές, και λιγότερο από τη ρητινώδη μήτρα ή τα ενισχυτικά σωματίδια. Συνήθως, η σύνθεση των χρωστικών που προστίθενται, περιλαμβάνει οξειδία του ευρωπίου, του δημητρίου και του υπερβίου¹⁰⁴. Έχει βρεθεί ότι η χρωματική διαφορά που προκαλείται από το φθορισμό των υλικών σε μονάδες ΔE_{ab} κυμαίνεται από 0,6 - 2,4¹⁰⁵.

Οι τιμές οπαλισμού (OP) και φθορισμού (FL) των συνθέτων ρητινών αλλάζουν κατά τον πολυμερισμό του υλικού, σε βαθμό ανάλογο με τη σύσταση και τα χαρακτηριστικά του κάθε υλικού¹⁰⁶. Μετά από επι-

ταχυνόμενη τεχνητή παλαίωση δοκιμίων, βρέθηκε ότι μειώθηκε ο φθορισμός των 17 από τις 18 σύνθετες ρητίνες που μελετήθηκαν, όπως και της οδοντίνης, αλλά όχι της αδαμαντίνης¹⁰⁷. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώθηκαν από άλλους ερευνητές, ενώ φαίνεται ότι ο οπαλισμός δε μειώνεται με την τεχνητή παλαίωση¹⁰¹.

2.5. ΑΛΛΑΓΕΣ ΣΤΙΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΤΩΝ ΣΥΝΘΕΤΩΝ ΡΗΤΙΝΩΝ ΚΑΤΑ ΤΟΝ ΠΟΛΥΜΕΡΙΣΜΟ

Έχουν γίνει πολλές αναφορές σχετικά με τους ενδογενείς παράγοντες του υλικού που επηρεάζουν το χρώμα και την ημιδιαφάνεια των συνθέτων ρητινών κατά τον πολυμερισμό τους. Το μέγεθος της αλλαγής εξαρτάται από το υλικό, αλλά σε γενικές γραμμές μειώνεται το κίτρινο και αλλάζει η φωτεινότητα¹⁰⁸. Σε άλλη εργασία, στο σύστημα CIE $L^*a^*b^*$ φαίνεται ότι με τον φωτοπολυμερισμό αυξάνεται το L^* και το a^* , ενώ μειώνεται το b^* ¹⁰⁹. Έχει βρεθεί ότι χρωματική διαφορά $\Delta E^* < 3,3$ δεν γίνεται αντιληπτή από το ανθρώπινο μάτι^{18,110}. Οι περισσότερες φωτοπολυμεριζόμενες σύνθετες ρητίνες όμως, αλλάζουν πάνω από 4 μονάδες κατά τον πολυμερισμό τους, οπότε είναι προφανές ότι οι διαφορές γίνονται έντονα αντιληπτές^{109,111}.

2.5.1 Ρόλος των Συστημάτων Κατάλυσης

Τα περισσότερα συστήματα κατάλυσης συνθέτων ρητινών αποτελούνται από δύο συστατικά¹¹². Τον φωτοκαταλύτη που απορροφά το φως άμεσα και ένα συν - καταλύτη, που δεν απορροφά φως, αλλά αλληλεπιδρά με τον ενεργοποιημένο φωτοκαταλύτη, έτσι ώστε να δημιουργηθούν ελεύθερες ρίζες και να ξεκινήσει ο πολυμερισμός του υλικού. Η καμφοροκινόνη είναι ο πιο κοινός φωτοκαταλύτης που χρησιμοποιείται, και απαιτεί ένα δότη ηλεκτρονίων, που είναι κάποια τριτοταγής αρωματική αμίνη, συνήθως το διμεθυλ-αμινο-αιθυλ-μεθακρυλικό μεθύλιο (DMAEMA). Ο τύπος του φωτοκαταλύτη και του συν - καταλύτη για να επιτευχθεί ο καλύτερος δυνατός πολυμερισμός του υλικού έχει μελετηθεί εκτενώς^{112,113,114,115}.

Η αλλαγή στο χρώμα της σύνθετης ρητίνης κατά τον πολυμερισμό της οφείλεται στην καμφοροκινόνη, η οποία, αν και σε πολύ μικρές ποσότητες (0,03- 0,1%), είναι ιδιαίτερα κίτρινη πριν από τον πολυμερισμό, ενώ μετά χάνει το χρώμα της μέσω του μηχανισμού της φωτολεύκανσης (photobleaching)¹¹⁶. Για να γίνει ο καλύτερος δυνατός πολυμερισμός του υλικού, απαιτείται αρκετή ποσότητα καμφοροκινόνης και αμίνης. Εάν όμως ξεπεραστεί η ποσότητα που απαιτείται, τότε η υπολοίπουσα καμφοροκινόνη επιστρέφει στην αρχική της κατάσταση, κιτρινίζοντας και πάλι το υλικό¹¹⁷. Το μήκος κύματος που απορροφά η καμφοροκινόνη είναι τα 478 nm, και είναι απαραίτητο το φως πολυμερισμού να παρέχει αρκετή ενέργεια σε αυτό το μήκος κύματος για να την ενεργοποιήσει πλήρως. Έχουν προταθεί και άλλα υλικά ως φωτοκαταλύτες, όπως είναι η φαινυλπροπανεδιόλη (PPD), είτε μόνα τους, είτε σε συνδυασμό με την καμφοροκινόνη, για να μειωθεί το φαινόμενο της λεύκανσης και του κιτρινίσματος που προκαλεί η καμφοροκινόνη. Η απορρόφηση του φωτός σε αυτά τα μόρια γίνεται σε μικρότερα μήκη κύματος και φαίνεται ότι είναι λιγότερο κίτρινα πριν από τον πολυμερισμό. Αυτοί οι φωτοκαταλύτες χρησιμοποιούνται στα λευκότερα χρώματα συνθέτων ρητινών (bleach shades)^{118,119,120,121,122}. Παρ'όλα αυτά, αυτό φαίνεται ότι συμβαίνει μόνο όταν η ποσότητα του φωτοκαταλύτη είναι μικρή¹²³. Οι αμίνες που περιέχονται ιδίως στα συστήματα χημικής ενεργοποίησης του πολυμερισμού, συνήθως κιτρινίζουν¹²⁴.

2.5.2 Αλλαγές στην Ημιδιαφάνεια

Στις περισσότερες σύνθετες ρητίνες που κυκλοφορούν στο εμπόριο, με τον φωτοπολυμερισμό αυξάνεται η ημιδιαφάνεια¹²¹. Οι σύνθετες ρητίνες αποτελούνται από διαφορετικά σωματίδια, που το καθένα

έχει διαφορετικό συντελεστή διάχυσης του φωτός, και εμπερικλείονται μέσα σε μια ρητινώδη μήτρα. Όσο μεγαλύτερη η διαφορά του συντελεστή διάχυσης μεταξύ των σωματιδίων και της μήτρας, τόσο μεγαλύτερη η αδιαφάνεια των υλικών, από τη στιγμή που γίνονται πολλαπλές και σημαντικές αντανάκλασεις διάχυσης σε κάθε σημείο επαφής σωματιδίων – ρητινώδους μήτρας. Οι σύνθετες ρητίνες που κυκλοφορούν σήμερα περιέχουν επίσης μεταλλικά ιόντα για να είναι ακτινοσκοπικές, τα οποία έχουν σημαντικά μεγαλύτερο συντελεστή διάχυσης από τη ρητινώδη μήτρα¹²⁵. Η αύξηση της ημιδιαφάνειας προέρχεται από την αύξηση του συντελεστή διάχυσης της ρητινώδους μήτρας μετά τον πολυμερισμό της, λόγω του σχηματισμού δικτύου, και τη συνεπακόλουθη μείωση της διαφοράς του με αυτόν των ενισχυτικών σωματιδίων. Σημειώνεται ότι ο συντελεστής διάχυσης των ενισχυτικών σωματιδίων και της ρητινώδους μήτρας, δε σχετίζεται με την αντανάκλαστικότητα επιφάνειας¹²⁶.

Η αύξηση της ημιδιαφάνειας είναι ανάλογη της μείωσης της φωτεινότητας, λόγω της μεγαλύτερης μετάδοσης του φωτός που γίνεται από το πιο ημιδιαφανές υλικό¹²¹.

Σε υλικά που είναι ακτινοδιαπερατά (όπως κάποιες μικρόκοκκες ρητίνες που χρησιμοποιούνται και σήμερα), φαίνεται ότι γίνεται μια μικρή μείωση της ημιδιαφάνειας¹⁰⁸.

Η ημιδιαφάνεια της ανθρώπινης αδαμαντίνης είναι περίπου 60 – 65%¹²⁷. Η οδοντιατρική βιομηχανία για να καλύψει τις αυξανόμενες απαιτήσεις για υλικά που να μιμούνται καλύτερα τα φυσικά δόντια, έχει κατασκευάσει σύνθετες ρητίνες με ημιδιαφάνεια από 30 – 70%. Για να επιτευχθεί ένα άριστο, φυσικό αισθητικό αποτέλεσμα, απαιτείται η διαστρωματική τοποθέτηση συνθέτων ρητινών με διαφορετική ημιδια-

φάνεια ή και χρώμα, ανάλογα πάντα με τις απαιτήσεις του κάθε περιστατικού.

2.6. ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΣΥΝΘΕΤΩΝ ΡΗΤΙΝΩΝ ΜΕΤΑ ΤΟΝ ΠΟΛΥΜΕΡΙΣΜΟ

Η δυσχρωμία αποτελεί ένα μείζον αισθητικό πρόβλημα, που σημαίνει την αποτυχία μίας άμεσης αισθητικής αποκατάστασης. Μπορεί να προέρχεται από εξωγενείς παράγοντες, όπως είναι οι επιφανειακές χρωστικές που σχετίζονται με τροφές, κάπνισμα, τρυγία, στοματικά δι-αλύματα κ.α., από δυσχρωμία των ορίων λόγω μικροδιείσδυσης, από αλλαγές στην επιφανειακή μορφολογία λόγω αποτριβής ή από αστοχία της ίδιας της σύνθετης ρητίνης^{128,129,130,131}. Παράγοντες όπως οι εξωγε-νείς χρωστικές και η οριακή δυσχρωμία μπορούν να ελεγχθούν σε ένα βαθμό μέσω της κατάλληλης τεχνικής τοποθέτησης, της σωστής επιλο-γής και χρήσης του συγκολλητικού παράγοντα και της συμμόρφωσης του ασθενή σε ένα πρόγραμμα καλής στοματικής υγιεινής και διακοπής του καπνίσματος. Οι παράγοντες όμως που έχουν να κάνουν με τις ιδιό-τητες του υλικού, λίγο μπορούν να ελεγχθούν από τον Οδοντίατρο.

2.6.1 Εξωγενείς Παράγοντες Δυσχρωμίας

Υπάρχουν τρεις μηχανισμοί που εμπλέκονται στη δυσχρωμία των συνθέτων ρητίνων από εξωγενείς παράγοντες¹³²:

1. Η παραγωγή χρωματισμένων παραγώγων από τη μικροβιακή πλάκα που χρωματίζει το υλικό.
2. Η κατακράτηση χρωματισμένων ουσιών που περνούν από τη στομα-τική κοιλότητα, είτε πρόκειται για τροφές, είτε για υγρά, είτε για κα-πνό.
3. Η παραγωγή χρωματισμένων παραγόντων από χημικές αλληλεπιδρά-σεις του επίκτητου υμένα.

2.6.2 Ενδογενείς Παράγοντες Δυσχρωμίας

Οι ενδογενείς παράγοντες δυσχρωμίας των υλικών έχουν να κάνουν με τη ρητινώδη μήτρα, τα συστήματα κατάλυσης και τα ενισχυτικά σωματίδια που περιέχονται σε αυτά.

Ρητινώδης Μήτρα. Σημαντικό ρόλο στις δυσχρωμίες που έχουν να κάνουν με το υλικό φαίνεται ότι παίζουν η χημική σύνθεση της ρητινώδους μήτρας, ο βαθμός μετατροπής των διπλών δεσμών άνθρακα (conversion rate) και η απορρόφηση νερού που συμβαίνει^{133,134,135,136}. Η απορρόφηση νερού, σημαίνει και αύξηση της ημιδιαφάνειας του υλικού, με συνεπακόλουθη αλλαγή του χρώματός του προς το μπλε, καθότι αυτό πλαστικοποιείται, δηλαδή προσροφώντας νερό και ενσωματώνοντάς το στη μάζα του, διευρύνεται το δίκτυο των δεσμών της ρητίνης και αλλάζει ο δείκτης διάθλασης. Το νερό κατακρατάται στο σημείο σύνδεσης της οργανικής μήτρας με τα ανόργανα ενισχυτικά σωματίδια^{137,138}. Έχει βρεθεί ότι η απορρόφηση νερού, όπως και η τάση για δυσχρωμία του υλικού, μειώνεται, όταν προστίθεται UDMA στη μήτρα του BisGMA. Επίσης, όσο αυξάνεται η συγκέντρωση του TEGDMA, τόσο αυξάνεται η απορρόφηση νερού που γίνεται από τις ρητίνες με μονομερές τύπου BisGMA¹³⁹ λόγω της παρουσίας στο TEGDMA υδρόφιλων αιθερικών δεσμών.

Σχετικά με το βαθμό μετατροπής των δεσμών C=C της ρητίνης, έχει βρεθεί ότι εάν υπάρχουν περισσότεροι από 35% απολυμέριστοι δεσμοί C=C, παρουσιάζεται σημαντικά μεγαλύτερη δυσχρωμία¹⁴⁰.

Συστήματα κατάλυσης. Η υπολειπόμενη καμφοροκινόνη, φαίνεται ότι παίζει ρόλο στο κιτρίνισμα του υλικού που συμβαίνει με την πάροδο

του χρόνου¹⁴¹. Επίσης, οι αλιφατικές αμίνες και οι τριτοταγείς αρωματικές αμίνες που λειτουργούν ως συν-καταλύτες, οξειδώνονται και σχηματίζουν φωτοενεργά παράγωγα, που κιτρινίζουν με το πέρασμα του χρόνου^{141,142}. Οι αυτοπολυμεριζόμενες και οι διπλού πολυμερισμού σύνθετες ρητίνες, φαίνεται ότι έχουν μικρότερη χρωματική σταθερότητα από τις φωτοπολυμεριζόμενες σύνθετες ρητίνες¹⁴³. Αυτό μπορεί να συμβαίνει είτε λόγω της μεγαλύτερης περιεκτικότητας αυτών των υλικών σε τριτοταγείς αμίνες, οι οποίες οξειδώνονται σε μεγαλύτερο βαθμό από τις αλιφατικές αμίνες, που περιέχονται κυρίως σε φωτοπολυμεριζόμενα υλικά¹⁴⁴, είτε λόγω του χαμηλότερου βαθμού πολυμερισμού τους¹³⁴.

Σημαντικό είναι να αναφερθεί ότι το κάθε χρώμα σύνθετης ρητίνης (ακόμα και της ίδιας εταιρείας) περιέχει διαφορετική ποσότητα καμφοροκινόνης/αμίνης και απαιτείται διαφορετική ένταση φωτός για να γίνει ο πολυμερισμός του¹⁴⁵. Ίσως έτσι μπορούν να εξηγηθούν οι διαφορές που παρουσιάζονται στη δυσχρωμία των βαθύτερων στρωμάτων των υλικών, ανάλογα με το αρχικό τους χρώμα¹⁴⁶.

Ενισχυτικά Σωματίδια. Το μέγεθος των ενισχυτικών σωματιδίων παίζει και αυτό ρόλο στη χρωματική σταθερότητα των υλικών⁸⁴. Φαίνεται ότι τα υλικά που περιέχουν μεγαλύτερα ενισχυτικά, δυσχρωμούν περισσότερο μετά από παλαίωσή τους σε υδάτινο περιβάλλον¹⁴⁷. Άλλες εργασίες δείχνουν ότι το μέγεθος των ενισχυτικών σωματιδίων και η επιφανειακή τραχύτητα του υλικού δεν επηρεάζουν τη χρωματική σταθερότητα του⁸⁶.

2.6.3 Παλαίωση Δοκιμίων σε *in vitro* εργασίες

In vitro, φαίνεται ότι δυσχρωμούν όλα τα άμεσα αισθητικά αποκαταστατικά υλικά μετά από προσομοίωση ενός έτους κλινικής εφαρμογής, με τις φωτοπολυμεριζόμενες σύνθετες ρητίνες να έχουν σημαντικά καλύτερη σταθερότητα από τις υαλοϊονομερείς κονίες και τις χημικά πολυμεριζόμενες σύνθετες ρητίνες^{148,111}.

Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι παλαίωσης των δοκιμίων, από τη φύλαξη τους σε νερό ή διάφορα διαλύματα, μέχρι την ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδο της επιταχυνόμενης τεχνητής παλαίωσης των δοκιμίων μέσω φωτογήρανσης και σε θαλάμους αλλαγής περιβαλλοντικών συνθηκών, όπου εκτός από την υπεριώδη ακτινοβολία, μεταβάλλεται η θερμοκρασία και η υγρασία^{149,150}. Αυτές οι μέθοδοι αναπτύχθηκαν για τον έλεγχο βιομηχανικών προϊόντων όπως οι βαφές των αυτοκινήτων, αλλά άρχισαν να χρησιμοποιούνται και στην οδοντιατρική, για τον έλεγχο της σταθερότητας του χρώματος των συνθέτων ρητινών, από το 1978¹⁵¹. Παραμένει άγνωστο το κατά πόσο αυτή η μέθοδος προσομοιάζει σωστά την κλινική γήρανση μιας έμφραξης στο στόμα του ασθενή^{144,148,150}. Επιπρόσθετα, φαίνεται ότι με αυτό τον τρόπο παλαίωσης, δημιουργούνται αλλαγές στη μορφολογία της επιφάνειας, με μικροκατάγματα και ρωγμές, σχηματισμούς που επηρεάζουν σαφώς τις μετρήσεις του χρώματος της σύνθετης ρητίνης¹⁴⁴. Για να μη συμβούν αυτές οι αλλαγές στην επιφάνεια του υλικού, πρέπει η χρήση των θαλάμων παλαίωσης να γίνεται με ήπιες αλλαγές θερμοκρασίας και υγρασίας, όπως και έντασης της υπεριώδους ακτινοβολίας¹⁵².

2.6.4 Διατήρηση Δοκιμών σε in vitro εργασίες

Η χρωματική σταθερότητα της ρητινώδους μήτρας φαίνεται ότι επηρεάζεται σημαντικά από το pH του διαλύματος διατήρησης των δοκιμών^{153,154}, όπως και από τα αλκοολούχα διαλύματα^{155,156}. Σε πολλές in vitro εργασίες, έχει γίνει διατήρηση των δοκιμών σε διάφορα διαλύματα που προσομοιάζουν κλινικές καταστάσεις^{142,144,148,151,153,157,159}. Η εστεράση της χοληστερόλης και η ψευδοεστεράση, που αποδεδειγμένα προκαλούν αλλαγές στη σύνθεση των συνθέτων ρητινών, υπάρχουν στο σάλιο¹⁵⁷. Διαλύματα καφέ, τσαγιού και χλωρεξιδίνης φαίνεται ότι επίσης δυσχρωμούν τις σύνθετες ρητίνες¹³⁵. Ενώ όμως διαλύματα όπως τα παραπάνω ή το υπεροξείδιο του καρβαμιδίου, φαίνεται ότι προκαλούν χρωματική διαφορά $\Delta E < 2,2$, όταν τα δοκίμια εμβυθίζονται στο μπλε του μεθυλενίου, που χρησιμοποιείται γενικά για να καθοριστεί ο βαθμός δυσχρωμίας κάποιας σύνθετης ρητίνης¹⁵⁸, η δυσχρωμία είναι σημαντική¹⁵⁹.

Η διατήρηση των δοκιμών σε νερό, έχει προταθεί από τον Asmussen¹⁴⁸ και χρησιμοποιείται ευρέως καθότι παραμένει η μέθοδος αναφοράς^{108,147}.

2.7 ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ, ΛΕΙΑΝΣΗ ΚΑΙ ΣΤΙΛΒΩΣΗ ΤΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΕΩΝ ΣΥΝΘΕΤΗΣ ΡΗΤΙΝΗΣ

Η αισθητική εμφάνιση κάποιου υλικού, όπως οι σύνθετες ρητίνες, επηρεάζεται από το χρώμα, την ημιδιαφάνεια, την αντανάκλαση επιφάνειας και τη διάχυση του φωτός μέσα στο υλικό. Η διαμόρφωση της επιφάνειας, η επιφανειακή μορφολογία και η λείανση και στίλβωση μίας αποκατάστασης, όπως έχει εξηγηθεί εκτενώς παραπάνω, επηρεάζουν σαφώς τον τρόπο με τον οποίο το φως αλληλεπιδρά με το υλικό. Επιπρόσθετα, αποτελούν απαραίτητη διαδικασία κατά την κατασκευή μιας αποκατάστασης, καθότι μια γυαλισμένη επιφάνεια συγκεντρώνει λιγότερη μικροβιακή πλάκα, με αποτέλεσμα τη μικρότερη πιθανότητα εμφάνισης δευτερογενούς τερηδόνας και περιοδοντίτιδας^{160,161} και παρουσιάζει μικρότερη εναπόθεση εξωγενών χρωστικών, πράγμα που συντελεί στην αισθητική μακροβιότητα μιας αποκατάστασης¹⁶². Από αισθητικής πλευράς, η επιφάνεια μιας αποκατάστασης θεωρείται αποδεκτή από πλευράς λείανσης και στίλβωσης όταν είναι εξίσου γυαλισμένη και αντανάκλαστική όσο της αδαμαντίνης. Για να συμβεί αυτό, πρέπει όλες οι ανωμαλίες της επιφάνειας να είναι μεγέθους κάτω του 0,4μm (περίπου 400nm), καθότι αυτή είναι η ανάλυση των μηκών κύματος του ορατού φωτός που μπορεί να διακρίνει το ανθρώπινο μάτι¹⁶³.

Υπάρχουν πολλοί παράγοντες που επηρεάζουν την τελική λείανση και στίλβωση μίας αποκατάστασης. Αυτοί είναι : η ρητινώδης μήτρα και τα ενισχυτικά σωματίδια του υλικού, τα λειοτριπτικά μέσα, ο σχεδιασμός της κοιλότητας, ο βαθμός μετατροπής των δεσμών C=C και ο χρόνος που έχει περάσει από την κατασκευή της αποκατάστασης^{162,164}. Υλικά με μεγαλύτερο ποσοστό ενισχυτικών σωματιδίων απαιτούν πιο

αδρόκοκκα λειοτριπτικά μέσα, ενώ οι μικρόκοκκες ρητίνες απαιτούν πολύ πιο προσεκτική λείανση, καθότι μπορεί να καταστραφεί η επιφάνειά τους και να απομακρυνθούν μεγάλα τμήματα του υλικού, όπως τα προπολυμερισμένα σωματίδια, αφήνοντας την επιφάνεια πλημμελώς γυαλισμένη¹⁶³. Τα όρια της αποκατάστασης πρέπει οπωσδήποτε να είναι σωστά γυαλισμένα και να μην εξέχουν, καθότι οι δυνάμεις που ασκούνται στο υλικό όπως και η θερμική διαστολή του υλικού, στοχεύουν άμεσα σε αυτή την ευαίσθητη περιοχή¹⁶². Ο φωτοπολυμερισμός του υλικού πρέπει να είναι όσο γίνεται πληρέστερος, με κάποια κατάλληλη και ελεγμένη συσκευή¹⁷⁸. Έχει προταθεί στη βιβλιογραφία, η λείανση και στίλβωση των συνθέτων ρητινών να μη γίνεται άμεσα μετά τον πολυμερισμό τους γιατί έτσι υπάρχουν λιγότερες πιθανότητες να γίνει κάποια ζημιά στην επιφάνεια της αποκατάστασης¹⁶⁴.

2.7.1 Στρώμα Πλούσιο σε Ρητίνη (Resin Rich Layer - RRL)

Πολλές εργασίες έχουν δείξει, ότι η πιο λεία και πιο αντανakλαστική επιφάνεια σε μια σύνθετη ρητίνη επιτυγχάνεται, όταν τοποθετηθεί ταινία κελλουλοΐτη (mylar strip) πάνω σε αυτή πριν και κατά τη διάρκεια του πολυμερισμού της^{49,23,54,165,166,167,168,169,170,171,172,173,174}. Παρ' όλα αυτά, η διαμόρφωση, λείανση και στίλβωση της αποκατάστασης επιβάλλεται για τους εξής λόγους:

1. Η σύνθετη ρητίνη που πολυμερίζεται σε επαφή με ταινία κελλουλοΐτη, παρουσιάζει μεγαλύτερη περιεκτικότητα σε ρητινώδη μήτρα (Resin Rich Layer - RRL), που σημαίνει ότι η επιφάνειά της έχει χαμηλότερες φυσικομηχανικές ιδιότητες, μικρότερη αντίσταση στην αποτριβή και χρωματική διαφορά από την κύρια μάζα του υλικού¹⁷³.

2. Όταν ο πολυμερισμός γίνεται χωρίς κάλυψη (στον αέρα), υπάρχει το στρώμα αναστολής του πολυμερισμού της σύνθετης ρητίνης λόγω της παρουσίας οξυγόνου (oxygen inhibited layer), που εάν δεν προστεθεί κι άλλη σύνθετη ρητίνη σε αυτό, πρέπει να αφαιρεθεί. Το στρώμα αυτό είναι κολλώδες και μαλακό λόγω της μη σωστά πολυμερισμένης επιφανειακής ρητίνης, που ήταν σε επαφή με το οξυγόνο του αέρα^{175,176}. Επιπρόσθετα, είναι πιθανό αυτό το στρώμα να έχει κυτταροτοξικές ιδιότητες¹⁷⁷.
3. Δεν είναι δυνατόν να διαμορφωθεί με φυσικότητα η επιφάνεια της αποκατάστασης, έτσι ώστε να μιμείται τα παρακείμενα δόντια, όταν αυτή καλύπτεται με κάποια ταινία κελλουλοΐτη¹⁷¹.

Τα στάδια που ακολουθούνται κατά το τελείωμα μίας αποκατάστασης είναι¹⁷⁸:

1. Αφαίρεση των περισσειών και αδρή διαμόρφωση της μορφολογίας.
2. Διαμόρφωση του περιγράμματος έτσι ώστε να δοθεί η τελική μορφή της αποκατάστασης.
3. Λείανση της αποκατάστασης, που σημαίνει και την τελική διαμόρφωση των ορίων και της επιφανειακής μορφολογίας.
4. Στίλβωση της αποκατάστασης, η οποία δίνει στη σύνθετη ρητίνη την τελική της, λεία και αντανακλαστική επιφάνεια, που μιμείται την γυαλάδα της φυσικής αδαμαντίνης.

2.7.2 Λειτουργικά Μέσα

Υπάρχουν διάφορα είδη λειτουργικών μέσων που χρησιμοποιούνται στα παραπάνω βήματα λείανσης και στίλβωσης της σύνθετης ρητίνης:

Εγγλυφίδες διαμαντιού: Τα λειαντικά διαμάντια χρησιμοποιούνται για τη διαμόρφωση της ανατομίας, την εξισορρόπηση της σύγκλεισης, και την λείανση σε μακροσκοπικό επίπεδο της αποκατάστασης. Τα λεπτόκοκκα διαμάντια είναι ιδανικά για να διαμορφώσουν κοίλες και μασητικές επιφάνειες, για όρια δίκην φτερού, όπως συνήθως γίνεται στην αισθητική ζώνη μέσω μακριών λοξοτομών, για υποουλικά όρια και για εντοπισμένη διαμόρφωση ακριβείας^{178,179}. Έχουν κόκκους διαμαντιού ενσωματωμένους στις κοπτικές τους επιφάνειες και κατασκευάζονται σε μεγάλη ποικιλία σχημάτων, μεγεθών, και αποτριπτικής ικανότητας, με κόκκους από 8 - 50μm. Τα διαμάντια χρησιμοποιούνται πάντα με καταιωνισμό ύδατος και σε ταχύτητες μικρότερες των 50.000 στροφών ανά λεπτό. Μετά από τα διαμάντια, απαιτείται και η χρήση κάποιου άλλου λειαντικού μέσου, όπως για παράδειγμα τα ελαστικά ή οι πάστες στίλβωσης.

Εγγλυφίδες καρβιδίου του βολφραμίου. Οι εγγλυφίδες αυτές υπάρχουν σε μεγάλη ποικιλία σχημάτων και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη διαμόρφωση της ανατομίας και τα πρώτα βήματα της λείανσης μίας αποκατάστασης σύνθετης ρητίνης¹⁷⁸. Οι πιο κοινά χρησιμοποιούμενες έχουν από 8 έως 30 λεπίδες, οι οποίες μπορεί να είναι ευθείες ή με κλίση. Όσο περισσότερες είναι οι λεπίδες, τόσο λιγότερο αποτριπτική είναι μία εγγλυφίδα. Είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικές στα ουλικά όρια μίας αποκατάστασης, διότι είναι ήπιες προς τους μαλακούς ιστούς.

Τροχόλιθοι. Χρησιμοποιούνται για τη διαμόρφωση της ανατομίας και την εξισορρόπηση της σύγκλεισης και, γενικότερα, στις περιπτώσεις όπου απαιτείται η μεγαλύτερη δυνατή αποτριπτική ικανότητα. Δεν στίλβω-

νουν καθόλου την επιφάνεια της αποκατάστασης και με αυτούς η διαμόρφωση της ανατομίας είναι πολύ αδρή¹⁷⁸.

Ελαστικά κυπελλοειδή, δισκοειδή και κωνοειδή. Τα ελαστικά λείανσης χρησιμοποιούνται για τη λείανση και τη στίλβωση των συνθέτων ρητινών¹⁷⁸. Τα περισσότερα από αυτά δεν έχουν την ικανότητα διαμόρφωσης της ανατομίας. Υπάρχουν στο εμπόριο σε διάφορα σχήματα, μεγέθη, σκληρότητα και με ποικίλη αποτριπτική ικανότητα. Το αποτριπτικό υλικό που συνήθως υπάρχει στα ελαστικά είναι το καρβίδιο της σιλικόνης, οξείδιο του αλουμινίου ή σκόνη διαμαντιού. Το ελαστικό είναι κολλημένο πάνω σε κάποιο μανδρέλ για χρήση σε χειρολαβή χαμηλών ταχυτήτων και είναι επαναχρησιμοποιούμενο, μετά από τον κλιβανισμό του. Ο αριθμός των φορών που μπορεί να χρησιμοποιηθεί εξαρτάται από το ρυθμό αποτριβής του και κυμαίνεται σημαντικά ανάμεσα στα διάφορα συστήματα του εμπορίου. Συνήθως τα ελαστικά πωλούνται σε συσκευασίες με διάφορα σχήματα και τραχύτητες, καθότι αυτά τα εργαλεία δεν έχουν την ελαστικότητα που απαιτείται για να εισχωρήσουν σε κάθε σχηματισμό της επιφάνειας της αποκατάστασης, οπότε απαιτείται να έχουν κάθε φορά το ανάλογο σχήμα και μέγεθος. Είναι πολύ σημαντικό να μην ασκείται μεγάλη πίεση κατά τη χρήση τους, γιατί μπορεί να παράγουν ιδιαίτερα μεγάλη θερμότητα, που είναι ικανή να καταστρέψει την αποκατάσταση ή ακόμα και να προκαλέσει βλάβες στον πολφό του δοντιού. Παρ' όλα αυτά, απαιτούν κάποια πίεση για να είναι αποτελεσματικά και έτσι πολλές φορές έχουν καταστρεπτικά αποτελέσματα στα όρια¹⁸⁰. Απαιτείται λοιπόν προσοχή στη χρήση τους και κατά προτίμηση καταιωνισμός νερού, για να αποφευχθεί η υπερθέρμανση. Παρ' όλα αυτά, πολλοί κατασκευαστές προτείνουν η χρήση τους

να γίνεται χωρίς καταϊωνισμό νερού, σε χαμηλές στροφές, οπότε προτείνεται η διακοπτόμενη εφαρμογή τους στην αποκατάσταση.

Δίσκοι λείανσης. Οι δίσκοι λείανσης και στίλβωσης συνήθως υπάρχουν σε τρεις ή τέσσερις διαφορετικές αδρότητες και χρησιμοποιούνται για όλα τα στάδια, από τη διαμόρφωση της ανατομίας, μέχρι τη στίλβωση της αποκατάστασης¹⁷⁸.

Οι εύκαμπτοι, πολυεστερικοί δίσκοι λείανσης, που επιστρώνονται με σωματίδια οξειδίου του αλουμινίου, φαίνεται ότι είναι πιο ήπιοι προς την αποκατάσταση, αλλά και προς την οδοντική ουσία, ενώ δίνουν και τα καλύτερα αποτελέσματα¹⁸¹. Παρ' όλα αυτά, οι δίσκοι πολλές φορές δε μπορούν να ακολουθήσουν την επιφανειακή μορφολογία της προστομιακής περιοχής της αποκατάστασης με αποτέλεσμα είτε να αφήνουν αγυάλιστες τις κοιλάνσεις της επιφάνειας είτε να επιπεδώσουν όλη την επιφάνεια, χαλώντας έτσι την αισθητική. Γι' αυτό, είναι πιο χρήσιμοι για τις κυρτές και τις λείες επιφάνειες. Επίσης, δεν είναι κατάλληλοι για τα οπίσθια δόντια¹⁸⁰.

Ταινίες λείανσης. Οι ταινίες λείανσης χρησιμοποιούνται στις όμορες επιφάνειες άμεσων και έμμεσων αποκατάστασεων¹⁷⁸. Στο εμπόριο υπάρχουν με μεταλλική ή πλαστική οπίσθια επιφάνεια και σε ποικίλες αποτριπτικές ικανότητες. Οι μεταλλικές ταινίες είναι πολύ αποτελεσματικές όταν υπάρχουν σφιχτά σημεία επαφής, αλλά πρέπει να χρησιμοποιούνται με προσοχή, γιατί μπορούν εύκολα να τραυματίσουν τους μαλακούς ιστούς του ασθενή. Χρησιμοποιούνται κυρίως για τη λείανση αποκατάστασεων πορσελάνης, αλλά μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για σύνθετες ρητίνες. Είναι επαναχρησιμοποιούμενες μετά από τον κλιβανισμό

τους, αντίθετα με τις πλαστικές ταινίες που είναι μίας χρήσης. Αυτές χρησιμοποιούνται κυρίως για λείανση συνθέτων ρητινών, ρητινωδώς τροποποιημένων υαλοϊονομερών κονιών και ρητινωδών κονιών.

Πάστες στίλβωσης. Οι περισσότερες πάστες στίλβωσης που κυκλοφορούν στο εμπόριο έχουν σωματίδια οξειδίου του αλουμινίου¹⁸². Γίνεται εφαρμογή της πάστας στο δόντι και στη συνέχεια εφαρμόζεται κάποιο λειαντικό εργαλείο, ειδικό κυπελλοειδές ή ειδικός δίσκος, βρεγμένος με νερό. Άλλες πάστες περιέχουν σωματίδια διαμαντιού και δίνουν καλύτερα αποτελέσματα όταν χρησιμοποιούνται χωρίς νερό. Και τα δύο είδη παστών υπάρχουν σε διάφορες αδρότητες.

Ένα πρόβλημα που έχει αναφερθεί για τις πάστες στίλβωσης είναι ότι αποτρίβουν επιλεκτικά μόνο τη ρητινώδη μήτρα, έτσι ώστε πολλές φορές αποκαλύπτονται ή ακόμα και απομακρύνονται τα ανόργανα ενισχυτικά σωματίδια, αυξάνοντας τελικά την τραχύτητα της αποκατάστασης^{182,183}.

Όπως φαίνεται από τα παραπάνω, όλα τα συστήματα που χρησιμοποιούνται κλινικά, έχουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα, αποτελούν όμως ανεκτίμητα βοηθήματα στην επίτευξη μίας άρτιας αισθητικής αποκατάστασης.

2.7.3 Μεταλλογραφική Λείανση και Στίλβωση

Η μέθοδος της μεταλλογραφικής λείανσης και στίλβωσης αποτελεί το πρότυπο, αποκαλύπτοντας το μέγιστο δυνατό λείανσης και στίλβωσης των υλικών για τους εξής λόγους:

1. Υπάρχει ενιαία γεωμετρία του λειοτριπτικού μέσου.

2. Υπάρχει ενιαία και ομοιογενής πίεση των δοκιμίων στο λειοτριπτικό μέσον.

3. Υπάρχει ενιαίο μέτωπο της λειαντικής επιφάνειας.

Η μέθοδος αυτή μπορεί να εξαντλήσει τη δυνατότητα λείανσης και στίλβωσης των συνθέτων ρητινών, χωρίς τις παραμέτρους της ανομοιόμορφης πίεσης, του σχήματος των λειοτριπτικών μέσων και του τρόπου χειρισμού τους από τον κλινικό, που επηρεάζουν την αποτελεσματικότητα των συστημάτων που χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΗΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΤΡΑΧΥΤΗΤΑΣ, ΧΡΩΜΑ- ΤΟΣ ΚΑΙ ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ

Η εμφάνιση είναι ένα υποκειμενικό χαρακτηριστικό που δε μπορεί να μετρηθεί από κάποια συσκευή ή σύστημα. Ο μονος τρόπος για να ποσοτικοποιηθεί είναι να συσχετιστούν τα μεγέθη κάποιων χαρακτηριστικών της, με αυτό που θεωρείται από το μάτι των ανθρώπων ως όμορφο.

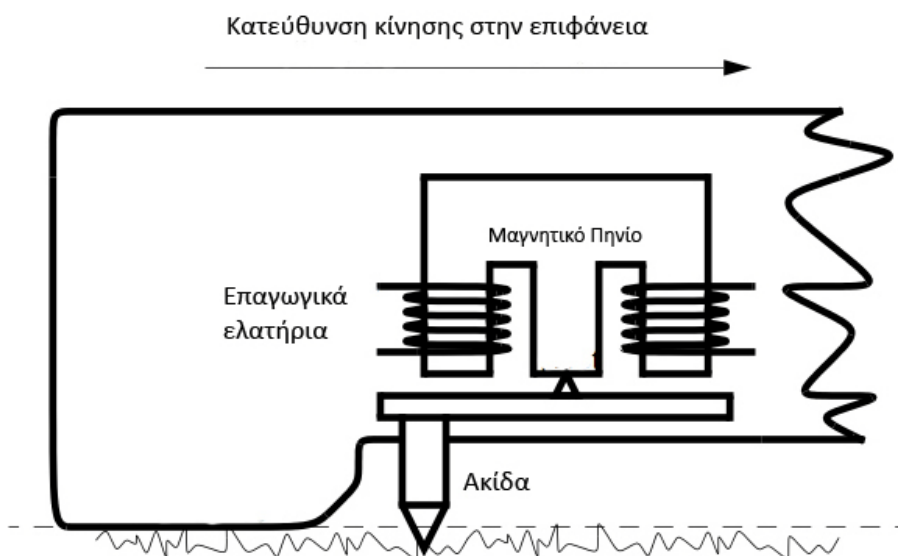
3.1 ΜΕΤΡΟΛΟΓΙΑ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ

3.1.1 Προφιλόμετρα

Στις οδοντιατρικές ερευνητικές εργασίες, οι μετρήσεις που σχετίζονται με τις ανωμαλίες της επιφάνειας των υλικών, γίνονται με τη βοήθεια ειδικών συσκευών που ονομάζονται προφιλόμετρα^{164,184,185,186,187}. Υπάρχουν δύο κατηγορίες προφιλόμετρων, τα μηχανικά προφιλόμετρα ακίδος και τα οπτικά, τρισδιάστατα προφιλόμετρα.

Προφιλόμετρα Ακίδος:

Στα προφιλόμετρα ακίδος, υπάρχει κάποιος βραχίονας (skid) που μετακινείται και ανιχνεύει μεγάλες ανωμαλίες στην επιφάνεια, πάνω στον οποίο είναι αναρτημένη μια ακίδα (Stylus) που ανιχνεύει μικρές ανωμαλίες της επιφάνειας. Η σχετική μετακίνηση μεταξύ του βραχίονα και της ακίδας γίνεται με ένα μαγνητικό κύκλωμα με επαγωγικά πηνία (Σχήμα 7).



Σχήμα 7. Σχηματική αναπαράσταση του βραχίονα ενός προφιλόμετρου ακίδος

Αυτά τα όργανα, δε μπορούν να καταγράψουν πολύ μικρές ανωμαλίες, λόγω του μεγέθους της ακίδας που συνήθως είναι $5\mu\text{m}^{188}$. Έτσι, οι μετρήσεις που δίνουν τα προφιλόμετρα ακίδος για τις ίδιες επιφάνειες είναι μεγαλύτερες από τις μετρήσεις που δίνουν τα οπτικά προφιλόμετρα¹⁸⁹.

Τα προφιλόμετρα ακίδος έχουν ως βασικό πλεονέκτημα την εξαιρετική σχέση κόστους – απόδοσης.

Οπτικά Προφιλόμετρα:

Τα οπτικά προφιλόμετρα εξετάζουν την επιφάνεια μέσω της αντανάκλασης κάποιας ακτίνας laser ή φωτός που επιστρέφει από το αντικείμενο και συγκρίνοντας αυτή με κάποια επιφάνεια αναφοράς μέσω κάποιου μικρο – συμβολόμετρου. Πρόκειται για μια μη επαφική, τρισδιάστατη μέθοδο μέτρησης των χαρακτηριστικών κάποιας επιφάνειας. Η μέθοδος της οπτικής προφίλομετρίας έχει τα εξής πλεονεκτήματα έναντι της συμβατικής μεθόδου προφίλομετρίας ακίδος^{191,193}:

1. Επειδή η μέθοδος είναι μη επαφική, δε δημιουργείται καμία καταστροφή στο υλικό που εξετάζεται. Έτσι, οι μετρήσεις έχουν υψηλότερη επαναληψιμότητα και συνεπώς ακρίβεια.
2. Μετριέται ολόκληρη η επιφάνεια (400 – 500 μετρήσεις) και όχι μόνο ένα δείγμα συγκεκριμένου μήκους και εύρους (τρειςδιάστατη αντί δισδιάστατης προφίλομετρίας).
3. Μπορεί να παραχθεί εικόνα της επιφάνειας και της τραχύτητας αυτής, με τη δυνατότητα να γίνει επεξεργασία μέσω κατάλληλου λογισμικού.

Μειονέκτημα της οπτικής προφίλομετρίας, εκτός από το υψηλό κόστος του εξοπλισμού, είναι η αδυναμία να μετρηθούν επιφάνειες χα-

μηλής ποιότητας με πολλές και έντονες ανωμαλίες, γιατί σε αυτή την περίπτωση, το φως διαχέεται προς όλες τις κατευθύνσεις και η εικόνα δεν είναι πλέον αντιπροσωπευτική της επιφάνειας¹⁹⁰.

3.1.2 Είδη Επιφανειακών Ανωμαλιών

Οι επιφανειακές ανωμαλίες χωρίζονται σε²⁰:

1. Παρεκκλίσεις στο μέγεθος, το σχήμα και τη θέση.
2. Κυματισμούς.
3. Τραχύτητα, που αποτελεί το σημείο ενδιαφέροντος στην Οδοντιατρική.

Σύμφωνα με το DIN 4760 , οι επιφανειακές ανωμαλίες χωρίζονται σε 6 τάξεις, οι 4 πρώτες από τις οποίες φαίνονται στο Σχήμα 2. Οι άλλες 2 τάξεις δεν μπορούν να παρουσιαστούν σε σχηματική μορφή, καθώς αφορούν την κρυσταλλική (τάξη 5) ή τη δικτυωτή δομή κάποιου σώματος (τάξη 6).

Η μετρολογία επιφάνειας ασχολείται μόνο με τις κατηγορίες 1 – 4, ενώ οι κατηγορίες 5 και 6 εξετάζονται με ελέγχους του υλικού και όχι της επιφάνειας¹⁹⁰.

3.1.3 Μετρήσεις Τραχύτητας

Τραχύτητα θεωρείται ότι υπάρχει όταν η απόσταση μεταξύ των εσοχών της επιφάνειας (S_m) είναι περίπου 5 – 100 φορές το βάθος των εσοχών (R_z)²⁰ (Σχήμα 8). Εάν είναι κάτω από 5 φορές, τότε είναι πιθανό να υπάρχει κάποια θραύση ή πόρος στο υλικό.



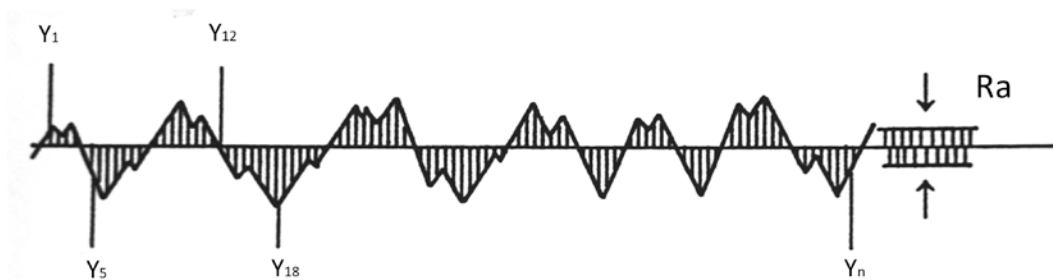
Σχήμα 8. Τραχύτητα ($Sm=5-100 \times Rz$)

Για να μπορούν να γίνουν μετρήσεις της τραχύτητας κάποιας επιφάνειας πρέπει να οριστεί μια γραμμή αναφοράς, προς την οποία γίνονται όλες οι συγκρίσεις. Αυτή η γραμμή υπολογίζεται μαθηματικά, έτσι ώστε να βρίσκεται σ' εκείνο το σημείο του προφίλ όπου ο αριθμός των κορυφών (πάνω από τη γραμμή αναφοράς) να ισούται με τον αριθμό των χαμηλών (κάτω από τη γραμμή αναφοράς).

Το προφίλ τραχύτητας (roughness profile / R – Profile) μίας επιφάνειας περιλαμβάνει τις ακόλουθες παραμέτρους^{20,191}:

Ra – Μέσος όρος τραχύτητας (DIN 4768, ISO 4287/1)

Το Ra είναι ο μέσος όρος όλων των κορυφών και χαμηλών καθ' όλο το μήκος μέτρησης l_m . (Σχήμα 12).



$$Ra = \frac{Y_1 + Y_2 + Y_3 + Y_4 + Y_5 + Y_n}{n}$$

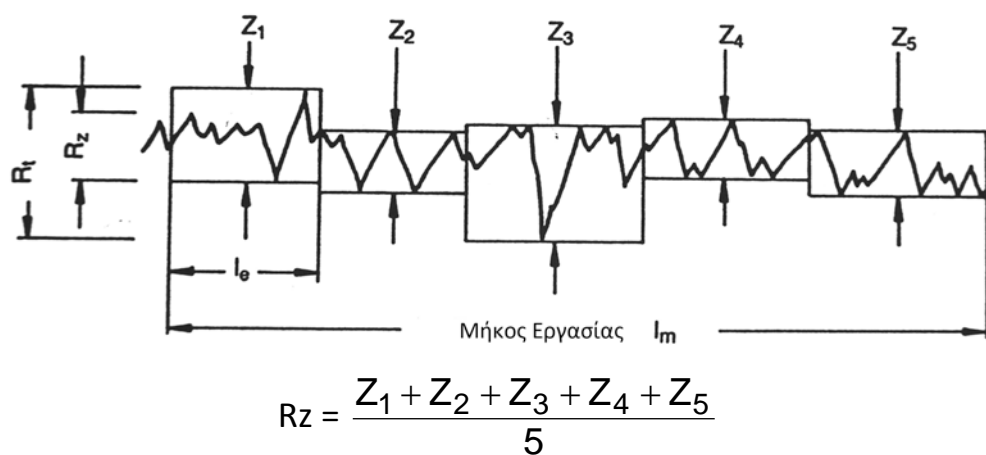
Σχήμα 9. Ο αριθμητικός μέσος όρος της τραχύτητας του προφίλ.

Αν και το Ra δίνει λίγες πληροφορίες σχετικά με το είδος και το σχήμα του προφίλ, έτσι ώστε η πρακτική του σημασία να είναι μικρή, αυτή η παράμετρος – όπως και το Rz χρησιμοποιούνται ευρέως.

Για το Ra έχουν χρησιμοποιηθεί και άλλοι όροι, όπως CLA και AA, ανάλογα με το κράτος και το μετρικό σύστημα που χρησιμοποιείται.

Rz – Μέσο ύψος κορυφών και χαμηλών (DIN 4768/1)

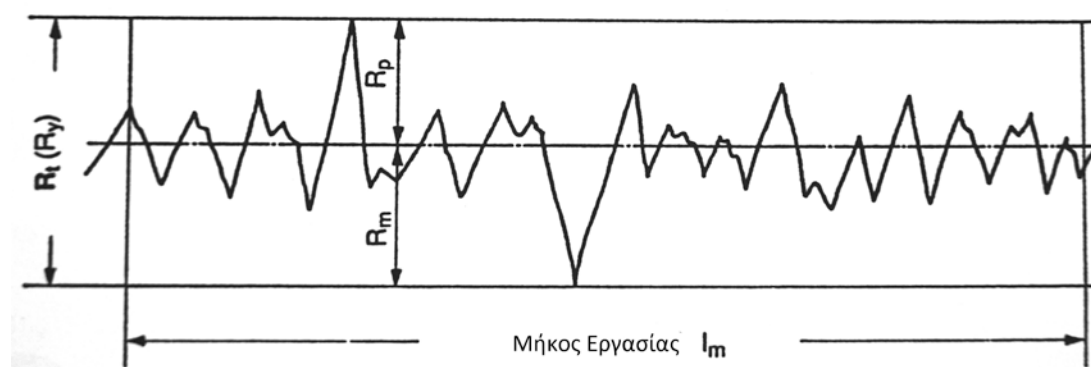
Το Rz είναι ο μέσος όρος των 5 ακραίων μετρήσεων κορυφών – χαμηλών όταν το μήκος μέτρησης l_m , χωρίζεται σε 5 τμήματα l_e ($l_e = 0,2 l_m$) (Σχήμα 10). Έτσι, μια ακραία κορυφή ή χαμηλό επηρεάζει την παράμετρο μόνο κατά 20%. Οι παράμετροι Rz και Ra θεωρούνται οι πιο σημαντικές παράμετροι κατά τη μέτρηση της τραχύτητας μιας επιφάνειας¹⁹².



Σχήμα 10. Η παράμετρος Rz παρουσιάζει το μέσο όρο των 5 ακραίων μετρήσεων του προφίλ όταν το μήκος εργασίας έχει χωριστεί σε 5 τμήματα

Rt – Μέγιστη απόκλιση κορυφής – χαμηλού (DIN 4762 του 1960 – αποσύρθηκε το 1978)

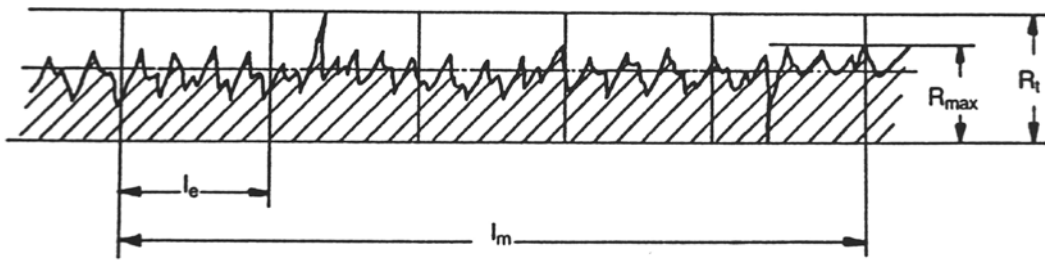
Το R_t είναι η απόσταση ανάμεσα στο υψηλότερο και το χαμηλότερο σημείο του προφίλ, σε όλο το μήκος l_m που περιλαμβάνει η μέτρηση (Σχήμα 11). Επειδή το R_t περιλαμβάνει μόνο τις ακραίες μετρήσεις και επιπρόσθετα, δεν υπάρχουν τυποποιημένες συνθήκες για τις μετρήσεις αυτής της παραμέτρου, προτείνεται η χρήση των παραμέτρων R_z ή R_{max} αντί της R_t .



Σχήμα 11. Η παράμετρος R_t παρουσιάζει τη μέγιστη απόκλιση από τη μέση γραμμή του προφίλ.

R_{max} – Μέγιστο βάθος των τραχυτήτων (DIN 4768)

Το R_{max} είναι η μεγαλύτερη απόσταση κορυφής – χαμηλού, από τις 5 περιοχές στις οποίες χωρίστηκε το μήκος μέτρησης l_m . Το R_{max} δεν είναι το ίδιο με το R_t αν και μερικές φορές θεωρείται ότι είναι. Ο λόγος είναι ότι το μήκος μέτρησης στο οποίο αναφέρεται το R_{max} είναι 5 φορές μικρότερο από το μήκος μέτρησης στο οποίο αναφέρεται το R_t . Αυτό έχει το πλεονέκτημα ότι το προφίλ τραχύτητας της επιφάνειας επηρεάζεται λιγότερο από στοιχεία που προκαλούν τον κυματισμό της. Τα R_{max} και R_t μιας επιφάνειας μπορεί να έχουν την ίδια τιμή. Συνήθως όμως, το R_{max} είναι μικρότερο από το R_t . (Σχήμα 12).



Σχήμα 12. Η διαφορά μεταξύ των παραμέτρων R_t και R_{max}

R_{3z} – Μέσος όρος αποστάσεων τρίτης κορυφής προς χαμηλό (Τυποποίηση Daimler Benz N 31007 του 1983)

Το R_{3z} είναι ο μέσος όρος κορυφών – χαμηλών με το μήκος μέτρησης χωρισμένο στα 5 τμήματα l_e . Εδώ όμως, αντί να λαμβάνονται οι μεγαλύτερες τιμές όπως στο R_z , λαμβάνονται μετρήσεις κάθε τρεις κορυφές – χαμηλά, σε κάθε ένα από τα μήκη μέτρησης. Αυτό προϋποθέτει ότι οι αποστάσεις μεταξύ κορυφών – χαμηλών είναι συγκεκριμένες. Με την παράμετρο R_{3z} δε λαμβάνονται υπ' όψιν οι ακραίες μετρήσεις του προφίλ και χαρακτηρίζεται από υψηλή επαναληψιμότητα (μικρή στατιστική διασπορά αποτελεσμάτων). Η παράμετρος R_{3z} βοηθά όταν υπάρχει ανάγκη μέτρησης του υλικού γενικότερα, χωρίς να λαμβάνονται υπ' όψιν ακραίες μετρήσεις, όπως χρειάζεται σε πορώδη υλικά.

R_q – Τετραγωνική ρίζα μέσων όρων τετραγώνων των τραχυτήτων

Το R_q υπολογίζεται αν υψωθούν στο τετράγωνο όλες οι μετρήσεις κατά το μήκος του προφίλ, και μετά υπολογιστεί η τετραγωνική τους ρίζα, σε όλο το μήκος μέτρησης l_m .

$$R_q = \sqrt{\frac{y_1^2 + y_2^2 + y_3^2 + y_4^2 + y_5^2 + y_n^2}{n}} \quad (\mu\text{m})$$

Το R_q έχει χρησιμοποιηθεί ιδιαίτερα στο παρελθόν, αλλά τώρα συνήθως χρησιμοποιείται το R_a αντί αυτού. Στα περισσότερα προφίλ, η τιμή του R_q είναι συνήθως 25% μεγαλύτερη του R_a .

Σημειώνεται ότι δεν υπάρχουν μαθηματικοί συσχετισμοί των παραμέτρων μεταξύ τους, που σημαίνει ότι δε μπορεί από την τιμή της μίας παραμέτρου να υπολογιστεί η τιμή κάποιας άλλης²⁰. Επίσης, επειδή οι παράμετροι διαφέρουν σημαντικά μεταξύ τους σχετικά με τη σημασία τους, ο σχεδιασμός κάθε ερευνητικής εργασίας και η εξέταση κάθε υλικού πρέπει να γίνεται εξατομικευμένα, ανάλογα με τις απαιτήσεις της κάθε περίπτωσης. Ακόμη, προτείνεται, επειδή καμία παράμετρος δε χαρακτηρίζει πλήρως την επιφάνεια, να εξετάζεται πάντα τουλάχιστον και μια δεύτερη παράμετρος.

3.2 ΧΡΩΜΑΤΟΜΕΤΡΙΑ

3.2.1 Χρωματικοί Οδηγοί

Η χρήση των χρωματολογίων ξεκίνησε το 1930 με μια σειρά δημοσιεύσεων του Clark^{193,194}. Αυτός παρουσίασε το δικό του χρωματολόγιο (Tooth Color Indicator), το οποίο είχε 60 δείκτες, σε μόνο μια απόχρωση του κίτρινου. Είχε όμως 342 χρώματα για τα ούλα και 342 χρώματα για τις κοπτικές ημιδιαφάνειες. Αυτό το χρωματολόγιο δούλεψε σωστά, μια που το κύριο βάρος δινόταν στη φωτεινότητα και τη χρωματική πυκνότητα, αλλά ήταν εξαιρετικά περίπλοκο και μπέρδευε τον κλινικό οδοντίατρο στη χρήση του. Το χρωματολόγιο που έγινε ευρέως αποδεκτό και ακόμη και σήμερα, παρά τα προβλήματά του, αποτελεί το πρότυπο στην Οδοντιατρική^{4,196,197}, παρουσιάστηκε το 1960 και ονομάστηκε Vita Lumin Vacuum Shade Guide (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany). Η εταιρεία το 1998 άλλαξε το όνομα αυτού του χρωματολογίου σε Vitapan Classical Shade Guide. Αυτό έγινε για να διαφοροποιηθεί από το νεότερο χρωματολόγιο της ίδιας εταιρείας που ονομάστηκε Vitapan 3 – D Master. Το βασικό πρόβλημα του χρωματολογίου Vitapan Classical είναι ότι δε λαμβάνει υπ' όψιν του τη φωτεινότητα, που αποτελεί την πιο σημαντική διάσταση του χρώματος. Έχει τέσσερις χρωματικές οικογένειες A, B, C και D και για κάθε μία από αυτές έναν αριθμό από δείκτες διαφορετικού χρωματικού κορεσμού. Η εταιρεία βέβαια προτείνει την τοποθέτηση των δεικτών βάσει φωτεινότητας, οπότε το πρόβλημα μειώνεται. Ένα άλλο πρόβλημα με αυτό το χρωματολόγιο είναι ότι τα χρώματα των δεικτών δεν έχουν φυσιολογική διασπορά στο χρωματικό χώρο¹⁹⁵. Το 1980 δημοσιεύτηκε ένα βιβλίο για την εκπαίδευση του ματιού στην αναγνώριση των διαφορών στη φωτει-

νότητα, τον κορεσμό και τη χροιά, στο οποίο προτείνεται να αφαιρεθούν τα κοπτικά και τα αυχενικά τριτημόρια των δεικτών του χρωματολογίου Vitapan Classical και να αδροποιηθεί ελαφρώς η επιφάνειά τους, έτσι ώστε να γίνεται πιο σωστή επιλογή του χρώματος και της φωτεινότητας¹⁹⁶.

Το χρωματολόγιο Vitapan 3 – D Master βασίζεται σε πιο σωστές αρχές, καθότι λαμβάνει υπ' όψιν του πρωταρχικά τη φωτεινότητα και στη συνέχεια τον κορεσμό και τη χροιά, αλλά το Vitapan Classical παραμένει το πρότυπο στην Οδοντιατρική μια που οι περισσότερες εταιρίες κατασκευής άμεσων και έμμεσων αποκαταστατικών υλικών ακολουθούν τη σειρά αυτού του χρωματολογίου.

Η χρήση χρωματολογίων παραμένει με διαφορά η πιο κοινά χρησιμοποιούμενη μέθοδος αξιολόγησης του χρώματος από τους κλινικούς οδοντιάτρους²⁸, αν και έχει βρεθεί ότι η επιλογή που κάνουν οι οδοντίατροι διαφέρει σημαντικά μεταξύ τους^{197,198,199}. Είναι μια μέθοδος υποκειμενική, που οδηγεί πολλές φορές σε ανακρίβειες^{26,200}. Επίσης, δεν επιτρέπει τη σωστή και πλήρη μεταφορά των χρωματικών δεδομένων των δοντιών προς το οδοντοτεχνικό εργαστήριο²⁰¹. Σημειώνεται τέλος, ότι τα χρωματικά δεδομένα που συλλέγονται με κάποιο χρωματολόγιο, δε μπορούν να μετατραπούν σε μονάδες της χρωματικής κλίμακας CIE L*a*b*¹⁹⁷.

Τα χρωματολόγια, παρά τα όσα προβλήματα έχουν, αποτελούν έναν εύκολο και οικονομικό τρόπο αξιολόγησης του χρώματος των δοντιών και η αποτελεσματικότητα των οδοντιάτρων με τη χρήση αυτών φαίνεται ότι βελτιώνεται με την κατάλληλη εκπαίδευση^{202,203}.

3.2.2 Φασματοφωτόμετρα - Χρωματόμετρα

Η χρήση μηχανημάτων για τη μέτρηση του χρώματος γίνεται από πολλά χρόνια στη βιομηχανία, όπως επίσης και σε ερευνητικά κέντρα³. Τα μηχανήματα αυτά είναι τα φασματοφωτόμετρα και τα χρωματόμετρα και αποτελούν απαραίτητα βοηθήματα σε έρευνες σχετικές με το χρώμα, γιατί μπορούν να το εκφράσουν ποσοτικά²⁰⁴.

Τα φασματοφωτόμετρα μετράνε το φως σε όλα τα μήκη κύματος του ορατού φάσματος, ενώ τα χρωματόμετρα μετράνε μόνο σε τρεις ζώνες μηκών κύματος, του κόκκινου, του πράσινου και του μπλε. Αυτά τα οπτικά μηχανήματα μεταφράζουν το φως που επιστρέφει από τα υπό εξέταση αντικείμενα σε αριθμητικές τιμές, δηλαδή σε δεδομένα $L^*a^*b^*$ ή σε $L^*c^*h^*$, που ονομάζονται τριχρωματικά δεδομένα (tristimulus data).

Τα φασματοφωτόμετρα αποτελούν μηχανήματα υψηλής ακρίβειας, που όμως παραμένουν εύκολα στη χρήση. Μετράνε τα μήκη κύματος του φωτός που αντανακλάται από ένα αντικείμενο, συνήθως κάθε 10nm του ορατού φάσματος και έτσι στο τέλος μπορούν να παρέχουν τη φασματική καμπύλη (το οπτικό αποτύπωμα) του αντικειμένου που εξετάζεται. Ανάλογα με το μηχάνημα και τις ρυθμίσεις του, λαμβάνονται 16 – 32 τιμές για κάθε μέτρηση. Με άλλα λόγια, μετριέται η ορατή ενέργεια για κάθε απόχρωση που υπάρχει στο ορατό φάσμα, όπως επίσης μετριέται και η φωτεινότητα στην καθεμία από αυτές τις αποχρώσεις²⁰⁵. Τα φασματοφωτόμετρα διαθέτουν δικό τους, εσωτερικό φωτισμό, και μπορούν να φωτίσουν το υπό μέτρηση αντικείμενο στις 0° και να καταγράψουν δεδομένα υπό γωνία 45° (0/45) ή να φωτίσουν υπό γωνία 45° και να καταγράψουν δεδομένα στις 0° (45/0). Τα φασματοφωτόμετρα που είναι σχεδιασμένα για κλινική οδοντιατρική χρήση,

λόγω της περιορισμένης πρόσβασης που υπάρχει στα δόντια των ασθενών, μπορούν να ακολουθήσουν μόνο την οπτική γεωμετρία 45/0²⁰⁶. Για να μη γίνονται παρεμβολές από την αντανακλαστικότητα επιφάνειας, τα φασματοφωτόμετρα συνήθως χρησιμοποιούν πολωτικά φίλτρα.

Στη συνέχεια, το λογισμικό του μηχανήματος υπολογίζει τις τιμές CIE L*a*b* ή CIE L*c*h* από τα 16 – 32 δεδομένα που έχει καταμετρήσει. Μπορεί επίσης να δώσει αποτελέσματα σε χρώματα αντίστοιχα με αυτά των κοινώς χρησιμοποιούμενων χρωματολογίων, αυτά όμως πρέπει να χρησιμοποιούνται με προσοχή και μόνο ως βοήθημα στην επιλογή του χρώματος με το μάτι^{205,207}.

Τα χρωματομέτρα, υπολογίζουν και πάλι τις τιμές CIE L*a*b* από τα δεδομένα του κόκκινου, πράσινου και μπλε που έχουν συλλέξει.

Πριν από κάθε σειρά μετρήσεων, το φασματοφωτόμετρο καλιμπράρεται με κάποιο, συνήθως κεραμικό, πλακίδιο που παρέχεται από τον κατασκευαστή του.

Τα πλεονεκτήματα της χρήσης φασματοφωτόμετρου για τη μέτρηση του χρώματος είναι η ακρίβεια της φασματικής καμπύλης του αντικειμένου και η αντικειμενικότητα και επαναληψιμότητα των αποτελεσμάτων²⁰⁷. Υπάρχουν βέβαια και μειονεκτήματα, εκτός αυτών που έχουν αναφερθεί νωρίτερα, όπως είναι το υψηλό κόστος των μηχανημάτων και το ότι η κλινική τους χρήση παρουσιάζει προβλήματα όπως το ότι μπορεί κανείς να τα χρησιμοποιήσει μόνο σε πρόσθια δόντια και το ότι θαμπώνουν από την αναπνοή του ασθενή, κάτι που θα οδηγήσει σε λάθος μέτρηση. Επίσης, με αυτά τα μηχανήματα δε μπορεί να μετρηθεί η ημιδιαφάνεια του δοντιού.

Στο εμπόριο κυκλοφορούν πολλά φασματοφωτόμετρα (π.χ. Easy-Shade, Vident, Brea, CA, Η.Π.Α., Spectroshade System, MHT Internation-

al, Zurich, Switzerland) και χρωματόμετρα (π.χ. Shade Eye, Shade Vision, Minolta CR-321) και έχει βρεθεί ότι το κάθε ένα από αυτά δίνει πολύ διαφορετικές μετρήσεις. Έτσι, αν πρόκειται να γίνουν συγκρίσεις σε κάποια ερευνητική εργασία, θα πρέπει να χρησιμοποιείται πάντα το ίδιο όργανο²⁰⁷.

3.2.3 Πρωτόκολλο Χρωματοληψίας σε Κλινικές Εργασίες

Η Αμερικάνικη Οδοντιατρική Ομοσπονδία, στις οδηγίες που δίνει για τη μέτρηση της αλλαγής του χρώματος με τη χρήση λευκαντικών προϊόντων, απαιτεί τη μέτρηση του χρώματος με ένα χρωματολόγιο που ελέγχει τη φωτεινότητα και με κάποιο ηλεκτρονικό μηχάνημα που δίνει δεδομένα στην κλίμακα CIE L*a*b*²⁰⁸. Θεωρεί ότι διαφορά δύο δεικτών του χρωματολογίου ή $\Delta E > 4$ στην κλίμακα L*a*b* γίνονται αντιληπτές με το μάτι. Αυτή η θεώρηση αποτελεί βέβαια γενίκευση, γιατί αν για παράδειγμα εξετάσουμε το χρωματολόγιο Vitapan Classical, έχοντας τους δείκτες τοποθετημένους με τη σειρά της φωτεινότητας, θα δούμε ότι για αλλαγή 4 δεικτών έχουμε από B4 σε A3: $\Delta E = 3,6$ ενώ από A3 σε A2: $\Delta E = 0,7$ ¹⁹. Έτσι, το πρότυπο της ADA για αλλαγή δύο δεικτών μπορεί να αποτελεί μεγάλη αλλαγή ή και καμία σχεδόν αλλαγή. Στο χρωματολόγιο Vitapan 3 – D Master, η διαφορά της φωτεινότητας μεταξύ των ομάδων είναι $\Delta L^* = 5$.

Το 2003 έγινε ένα Συμπόσιο Μέτρησης Χρώματος (Color Measurement Symposium 2003) στο Medical College of Georgia, Augusta, GA, Η.Π.Α. Σκοπός του Συμποσίου ήταν να συζητηθούν οι διάφοροι τρόποι μέτρησης του χρώματος των δοντιών, η σχετική ακρίβειά τους, τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα της κάθε μεθόδου, να συγκροτηθούν πρωτόκολλα και να δοθούν οδηγίες σχετικά με τη μέτρηση του

χρώματος που θα καθιστούσε εφικτή την σύνδεση της κλινικής χρήσης με τις ερευνητικές εργασίες.

Τα συμπεράσματα στα οποία κατέληξαν οι ειδικοί ήταν²⁰⁹:

1. Όλες οι υπάρχουσες μέθοδοι μέτρησης του χρώματος των δοντιών (χρωματολόγια, φασματοφωτόμετρα, χρωματομέτρα και ψηφιακή φωτογραφία), αποτελούν απόπειρες προσομοίωσης του ανθρώπινου οπτικού συστήματος.
2. Όλες οι μέθοδοι μέτρησης του χρώματος έχουν μια έλλειψη αξιοπιστίας στην εκτίμηση αλλαγών και τις συγκρίσεις χρώματος, λόγω της μη γραμμικής φύσης της χροιάς, του χρωματικού κορεσμού και της φωτεινότητας.
3. Δεν υπάρχουν ευρέως αποδεκτά πρότυπα βάσει των οποίων θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν τα αποτελέσματα μετρήσεων, για να καθοριστεί η κλινική σημασία της αλλαγής του χρώματος. Ελλείψει αυτών των προτύπων, οι μετρήσεις αυτές θα πρέπει να συσχετίζονται με οπτικά αντιληπτές χρωματικές αλλαγές. Στατιστικά σημαντικές διαφορές μπορεί να μην είναι αντιληπτές από το ανθρώπινο μάτι.
4. Από τη στιγμή που όλες οι μέθοδοι εκτίμησης και μέτρησης του χρώματος των δοντιών έχουν περιορισμούς, απαιτείται περαιτέρω έρευνα για πιο ακριβείς, αναπαραξιμες και κλινικά χρήσιμες μεθοδολογίες.
5. Στην οδοντιατρική επιστήμη θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν οι τιμές $L^* c^* h^*$ αντί για τις $L^* a^* b^*$, επειδή μπορούν πιο εύκολα να συσχετιστούν με τις κλινικές ερευνητικές εργασίες (μέχρι σήμερα, σχεδόν όλες οι ερευνητικές εργασίες που έχουν γίνει στην οδοντιατρική σχετικά με το χρώμα και με τη χρήση μηχανημάτων για τη μέτρηση αυτού, έχουν χρησιμοποιήσει το CIE $L^*a^*b^*$).

6. Τα χρωματολόγια πρέπει να γίνουν πιο αντιπροσωπευτικά των χρωμάτων των φυσικών δοντιών, όπως και των δοντιών που έχουν λευκανθεί.

3.3 ΜΕΤΡΗΣΗ ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ

Η μέτρηση της αντανακλαστικότητας οδοντικών επιφανειών αναφέρθηκε πρώτα το 1948, για την εκτίμηση της αποτελεσματικότητας διαφόρων οδοντοπαστών και άλλων υλικών στο γυάλισμα των δοντιών^{210,211}. Το 1967 χρησιμοποιήθηκε ένα αντανακλασιόμετρο (reflector) για τη μέτρηση της αντανακλαστικότητας επιφάνειας²¹² και στη συνέχεια έγιναν πολλές αναφορές σε παρόμοια μηχανήματα^{213,214,215}. Η σημαντική επίδραση που έχουν τα χαρακτηριστικά της επιφάνειας στην αντανακλαστικότητα, φάνηκε αρχικά μέσω της αδροποίησης και της στίλβωσης των δοντιών *in vitro* και *in vivo*²¹⁶.

3.3.1 Γωνιοφωτόμετρα

Οι συσκευές που χρησιμοποιούνται σήμερα για τη μέτρηση της αντανακλαστικότητας επιφάνειας λέγονται γωνιοφωτόμετρα και μετρούν την αντανάκλαση του φωτός που τα ίδια εκπέμπουν⁵⁰. Οι μονάδες που χρησιμοποιούνται αναφέρονται ως μονάδες αντανακλαστικότητας (Gloss Units – GU). Χρησιμοποιούνται κυρίως τρεις γεωμετρίες για την καταγραφή της αντανακλαστικότητας επιφάνειας: 20°, 60°, και 85°. Επίσης υπάρχουν άλλες δύο γεωμετρίες για ειδικές περιπτώσεις, 45° για πλαστικές μεμβράνες και μερικά είδη κεραμικών και 75° για τη βιομηχανία του χαρτιού. Η γεωμετρία που θα χρησιμοποιηθεί εξαρτάται από την τιμή της αντανακλαστικότητας στις 60°. Εάν η τιμή είναι κάτω από 10 μονάδες, τότε πρέπει να χρησιμοποιηθεί η γεωμετρία των 85°. Εάν η τιμή είναι μέχρι 70, τότε η πιο κατάλληλη γεωμετρία είναι αυτή των 60° και αν η τιμή είναι πάνω από 70 μονάδες, πρέπει να χρησιμοποιηθεί η γεωμετρία των 20° διότι με αυτήν, οι μετρήσεις είναι πιο ευαίσθητες

στα χαρακτηριστικά της επιφάνειας¹⁶⁵. Για οδοντιατρικές εφαρμογές, επειδή οι περισσότερες μετρήσεις βρίσκονται μεταξύ 10 και 70, προτείνεται η χρήση της γεωμετρίας των 60^{ο50}. Επίσης, η γεωμετρία των 60^ο φαίνεται ότι είναι πιο αξιόπιστη από την κλινική προοπτική, καθότι προσομοιάζει καλύτερα την παρατήρηση της αντανakλαστικότητας επιφάνειας από κάποιο παρατηρητή²¹⁷.

Αναφέρεται από τη JIS (Japanese Industrial Standard) ότι η αντανakλαστικότητα επιφάνειας στιλβωμένου γυαλιού με δείκτη διάχυσης 1.567, δίνει το αποτέλεσμα αναφοράς που ισούται με 100, υπό οποιαδήποτε γεωμετρία μέτρησης. Επειδή όμως αυτή η ποιότητα γυαλιού είναι ασταθής, χρησιμοποιείται ως επιφάνεια αναφοράς μια μαύρη, γυάλινη επίπεδη επιφάνεια με αντανakλαστικότητα 90, όταν η μέτρηση γίνεται στις 60^ο και 84, όταν η μέτρηση γίνεται στις 20^{ο50}.

3.3.2 Μέτρηση Μέγιστης Αντανakλαστικότητας Επιφάνειας (Peak Specular Reflectance ή RSPEC), Οξύτητας της Εικόνας (D.O.I.) και Ομίχλωσης (Haze)

Μία άλλη μέτρηση που γίνεται με το γωνιοφωτόμετρο είναι αυτή της μέγιστης αντανakλαστικότητας επιφάνειας²⁴. Αποτελεί το μέγιστο της αντανakλαστικότητας κάποιας επιφάνειας και λαμβάνεται σε πολύ μικρότερη γωνία από τη γωνία πρόσπτωσης του φωτός, στις +/- 0.15^ο.

Η μέτρηση της οξύτητας της εικόνας (DOI) γίνεται και πάλι με το γωνιοφωτόμετρο σε γωνίες 20^ο και 60^ο σύμφωνα με το πρωτόκολλο ASTM D5767²⁴. Η οξύτητα της εικόνας μπορεί να πάρει τιμή από 0 – 100, με το 100 να σημαίνει ότι η εικόνα είναι μηδενικά παραμορφωμένη. Όσο η τιμή μειώνεται, τόσο η εικόνα χάνει την καθαρότητά της, με αποτέλεσμα η επιφάνεια να χαρακτηρίζεται ως χειρότερη ποιοτικά.

Η μέτρηση της ομίχλωσης γίνεται σε γωνία 2° από τη γωνία πρόσπτωσης του φωτός και μετράται σε μονάδες ομίχλωσης (Haze Units - HU) σύμφωνα με το πρωτόκολλο ASTM E430²⁴. Υψηλές τιμές ομίχλωσης σημαίνουν χειρότερη ποιότητα επιφάνειας. Μία υψηλά αντανακλαστική επιφάνεια χωρίς καθόλου ομίχλωση αντανακλά κάποια εικόνα με μεγάλη αντίθεση και καθαρότητα.

Για να γίνουν σωστά οι μετρήσεις πρέπει οι υπό μέτρηση επιφάνειες να είναι επίπεδες. Επίσης, σε επιφάνειες με μεγάλη ημιδιαφάνεια, τα αποτελέσματα επηρεάζονται από τα χαρακτηριστικά του σώματος που βρίσκεται κάτω από το προς μέτρηση αντικείμενο²⁴.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΣΚΟΠΟΣ

Ο σκοπός αυτής της ερευνητικής εργασίας είναι η μελέτη του χρώματος και της αντανακλαστικότητας επιφάνειας σκευασμάτων συνθέτων ρητινών που διατίθενται στο εμπόριο, καθώς και η μελέτη των παραμέτρων τραχύτητας που προκύπτουν, μετά από τον πολυμερισμό τους με ταινία κελλουλοΐτη, προσομοίωση κλινικής λείανσης και μεταλλογραφική λείανση.

Οι άκυρες υποθέσεις (null hypotheses) είναι:

1. Δεν υπάρχει διαφορά στα χαρακτηριστικά του χρώματος και της αντανακλαστικότητας επιφάνειας των σκευασμάτων συνθέτων ρητινών που θα μελετηθούν μετά από τις διάφορες επεξεργασίες λείανσης και στίλβωσης.
2. Δεν υπάρχει διαφορά στα χαρακτηριστικά του χρώματος και της αντανακλαστικότητας επιφάνειας των σκευασμάτων συνθέτων ρητινών που θα μελετηθούν μετά από παλαίωση των δοκιμίων σε υδάτινο περιβάλλον.
3. Δεν υπάρχει διαφορά στα χαρακτηριστικά χρώματος και αντανακλαστικότητας επιφάνειας μεταξύ των σκευασμάτων συνθέτων ρητινών που θα μελετηθούν, σε κάθε μια από τις καταστάσεις λείανσης και στίλβωσης.

ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

ΕΠΙΛΟΓΗ ΥΛΙΚΩΝ

ι Επιλογή Συνθέτων Ρητινών

Στην παρούσα ερευνητική εργασία χρησιμοποιήθηκαν 5 εμπορικά σκευάσματα συνθέτων ρητινών (Πίνακας 2). Το χρώμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν για όλα τα υλικά το Α2, σε ημιδιαφάνεια οδοντίνης.

Πίνακας 2. Τα σκευάσματα συνθέτων ρητινών που μελετήθηκαν σε αυτή την ερευνητική εργασία.

ΣΚΕΥΑΣΜΑ	ΣΥΝΤΟΜΕΥΣΗ	ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗΣ	LOT #	ΕΙΔΟΣ
Ceram X Duo D2 (D2=A2,B2,C1,D2)	CX	Dentsply, DeTrey Surrey, UK	0701001169	Ormocer - Μικροϋβριδικό
Herculite XRV A2 Dentin	HX	Kerr Corporation, Orange, CA, USA	07-1065	Υβριδικό
Filtek Supreme A2 Body	FS	3M, ESPE, St Paul, MN, USA	6ET	Νανόκοκκο
Premise A2 Body	PR	Kerr Corporation, Orange, CA, USA	414030	Μικροϋβριδικό
Renamel Microfill A2 Body	RM	Cosmedent Inc Chicago, IL, USA	041007Q	Μικρόκοκκο

Η επιλογή των υλικών αυτών έγινε για τους εξής λόγους:

Ceram X: Το υλικό αυτό είναι ένα μικροϋβριδικό υλικό που περιλαμβάνει ενισχυτικά σωματίδια που ανήκουν στην κατηγορία των ο-

mocers (organic modified ceramic), όπως και συμβατικά ενισχυτικά σωματίδια υάλου.

Η ρητινώδης μήτρα του περιέχει ακρυλικό πολυεστέρα τροποποιημένου πολυσιλοξανίου και διμεθακρυλική ρητίνη. Τα ενισχυτικά του σωματίδια περιλαμβάνουν σωματίδια βαριο - αλουμινιο - βοροπυριτικού υάλου 1,1 - 1,5 μ m και νανοσωματίδια διοξειδίου του πυριτίου ενεργοποιημένα με μεθακρυλικές ομάδες μεγέθους 2,3 - 10nm. Η περιεκτικότητά του σε κόκκους είναι 76% κατά βάρος και 57% κατ' όγκο.

Herculite XRV: Αποτελεί ένα κλασσικό υβριδικό σκεύασμα σύνθετης ρητίνης που κυκλοφορεί στο εμπόριο για πάνω από 15 χρόνια. Πρόκειται για ένα υλικό που έχει χρησιμεύσει ως το πρότυπο σε μεγάλο αριθμό ερευνητικών εργασιών.

Η ρητινώδης μήτρα του περιέχει Bis-GMA Bis-EMA και TEGDMA και τα σωματίδια του είναι αλουμινιο-βαριο-πυριτικού υάλου και κολοειδούς πυριτίου μέσου μεγέθους 0,6 μ m. Έχει περιεκτικότητα κόκκων κατά βάρος 79% και 55,2% κατ' όγκο.

Filtek Supreme: Πρόκειται για το πρώτο νανόκοκκο και καλά τεκμηριωμένο βιβλιογραφικά σκεύασμα. Στο υλικό αυτό περιέχονται νανοσωματίδια διοξειδίου του πυριτίου και διοξειδίου της ζirkονίας (5 - 75nm), τα οποία οργανώνονται σε συσσωματώματα, το μέγεθος των οποίων μπορεί να φτάσει τα 1,6 μ m.

Η ρητινώδης μήτρα του περιέχει Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA και UDMA. Έχει περιεκτικότητα κόκκων 78,5% κατά βάρος και 59% κατ' όγκο.

Premise: Το υλικό αυτό είναι ένα αμιγές μικροϋβριδικό υλικό, με όλα τα ενισχυτικά του σωματίδια να έχουν μέγεθος μικρότερο των 0,4 μ m. Η ρητινώδης μήτρα του περιέχει Bis-EMA και TEGDMA. Περιέχει

ενισχυτικά σωματίδια υάλου βαρίου σε μέγεθος 0,4μm, πυριτίου με μέγεθος 0,02μm και προ – πολυμερισμένα ενισχυτικά σωματίδια (PPF) μεγέθους 30 – 50μm. Έχει περιεκτικότητα ενισχυτικών κόκκων 84% κατά βάρος και 69% κατ' όγκο.

Renamel Microfill: Πρόκειται για ένα από τα λίγα μικρόκοκκα υλικά που κυκλοφορούν ακόμα στο εμπόριο. Υπάρχει εδώ και πάνω από 15 χρόνια και χρησιμοποιείται σαν πρότυπο μικρόκοκκης ρητίνης σε μεγάλο αριθμό ερευνητικών εργασιών. Οι μικρόκοκκες ρητίνες θεωρείται ότι γυαλίζονται και στιλβώνονται καλύτερα και ότι αυτό το αποτέλεσμα διατηρείται καλύτερα στο χρόνο. Έχουν μεγαλύτερη αντοχή στην αποτριβή, μεγαλύτερη ελαστικότητα, αλλά και σημαντικά μικρότερη ισχύ από τις άλλες κατηγορίες συνθέτων ρητινών.

Η ρητινώδης μήτρα του περιέχει πολυλειτουργικό μεθακρυλικό εστέρα και τα ενισχυτικά του σωματίδια είναι διοξειδίου του πυριτίου μεγέθους 0,02 - 0,04 μm. Έχει περιεκτικότητα κόκκων 80% κατά βάρος και 59% κατ' όγκο.

ii Παρασκευή Δοκιμίων

Για την παρούσα έρευνα, από κάθε υλικό κατασκευάστηκαν 6 δισκοειδή δοκίμια, διαστάσεων 10mm x 2mm, σε μήτρα από πολυαιθυλένιο. Πάνω σε ένα γυάλινο πλακίδιο μικροσκοπίου τοποθετούνταν ταινία κελλουλοΐτη (mylar strip) και επάνω σε αυτή, η μήτρα πολυαιθυλενίου. Μετά την πλήρωσή της με σύνθετη ρητίνη και την αφαίρεση των περισσειών, τοποθετούνταν στην άνω επιφάνεια και πάλι ταινία κελλουλοΐτη και πλακίδιο μικροσκοπίου. Εφαρμοζόταν ελαφρά πίεση στα πλακίδια, και το δοκίμιο πολυμεριζόταν, δια μέσου του γυαλιού, για 40 sec από την άνω και 40 sec από την κάτω επιφάνεια. Ο φωτοπολυμερι-

σμός έγινε με τη λυχνία Demetron 401 Optilux (SDS/Kerr, Orange, CA, USA). Κατά τακτά χρονικά διαστήματα γινόταν έλεγχος της έντασης του φωτός που εξέπεμπε η λυχνία, η οποία και κυμάνθηκε μεταξύ 600 - 650 mW/cm², με φωτόμετρο (Curing Radiometer Model 100, Demetron Research Corporation, Danbury, CT, USA).

Αμέσως μετά την κατασκευή του κάθε δοκιμίου, αυτό αφαιρούταν από τη μήτρα, χαρασσόταν ο αύξων αριθμός στην κάτω επιφάνεια και τοποθετούνταν σε δοχείο με απιονισμένο νερό, όπου και φυλασσόταν καθ' όλη τη διάρκεια της μελέτης.

Μετρήσεις του χρώματος, της τραχύτητας και της αντανakλαστικότητα επιφάνειας έγιναν με το πλούσιο σε ρητίνη στρώμα και στη συνέχεια μετά από κάθε στάδιο λείανσης και στίλβωσης της επιφάνειας, όπως και μετά την παλαίωση των δοκιμίων σε νερό.

iii Επιλογή Λειτουργικών Μέσων

Τα λειαντικά και στίλβωτικά μέσα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν τα αντίστοιχα που προτείνει ο κάθε κατασκευαστής για το κάθε σκεύασμα σύνθετης ρητίνης (Πίνακας 3).

Πίνακας 3. Τα λειοτριπτικά συστήματα που προτείνει ο κάθε κατασκευαστής για τις σύνθετες ρητίνες που μελετήθηκαν.

ΣΚΕΥΑΣΜΑ	ΣΥΣΤΗΜΑ ΛΕΙ- ΑΝΣΗΣ ΚΑΙ ΣΤΙΛΒΩΣΗΣ	ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗΣ	ΕΙΔΟΣ
Ceram X Duo D2 (D2=A2,B2,C1,D2)	Enhance	Dentsply, DeTrey Surrey, UK	Εύκαμπτοι ελαστικοί δίσκοι ρητίνης με απο- τριπτικό οξείδια του αλουμινίου 45μm
Herculite XRV A2 Dentin	Optidisc	Kerr Corporation, Orange, CA, USA	Δίσκοι – 3 αδρότητες (Οξείδια αλουμινίου)
Filtek Supreme A2 Body	SofLex XT	3M, ESPE, St Paul, MN, USA	Δίσκοι – 4 αδρότητες (Οξείδια αλουμινίου)
Premise A2 Body	Optidisc	Kerr Corporation, Orange, CA, USA	Δίσκοι – 3 αδρότητες (Οξείδια αλουμινίου)
Renamel Microfill A2 Body	Flexidisc	Cosmedent Inc Chicago, IL, USA	Δίσκοι – 4 αδρότητες (Οξείδια αλουμινίου)

iv Λείανση και Στίλβωση Δοκιμίων

Σε κάθε δοκίμιο έγινε μια προσομοίωση διαμόρφωσης με διαμάντι λείανσης σχήματος φλογός # 8862 (Komet, Gebr Brasseler, Lemgo, Germany), σε χειρολαβή υψηλών ταχυτήτων, με καταιωνισμό νερού και ελαφρά πίεση, ανάλογο με αυτό που χρησιμοποιείται για τη διαμόρφωση μιας αποκατάστασης ενδοστοματικά. Σε όλες τις διαδικασίες λείανσης και στίλβωσης ακολουθήθηκαν οι οδηγίες του κατασκευαστή σχετικά με τον τρόπο χρήσης.

Μετά από κάθε στάδιο λείανσης και στίλβωσης τα δοκίμια ξεπλένονταν με υδροσύριγγα και στεγνώνονταν με τη χρήση αέρα από αεροσυμπιεστή χωρίς έλαια.

Για τη στίλβωση κάθε δοκιμίου χρησιμοποιήθηκαν νέοι δίσκοι ή ελαστικά.

Στη συνέχεια έγινε μεταλλογραφική λείανση των δοκιμίων στη συσκευή Ecomet III (Buehler LTD, Lake Bluff, IL, U.S.A.), με ταυτόχρονο καταϊωνισμό νερού, έτσι ώστε να αποδοθεί η μέγιστη δυνατότητα των υλικών να λειανθούν. Στη συσκευή τοποθετήθηκαν χάρτινοι δίσκοι καρβιδίου σιλικόνης σε σειρά αδροτήτων 320, 400, 600, 800 και 2000 grit.

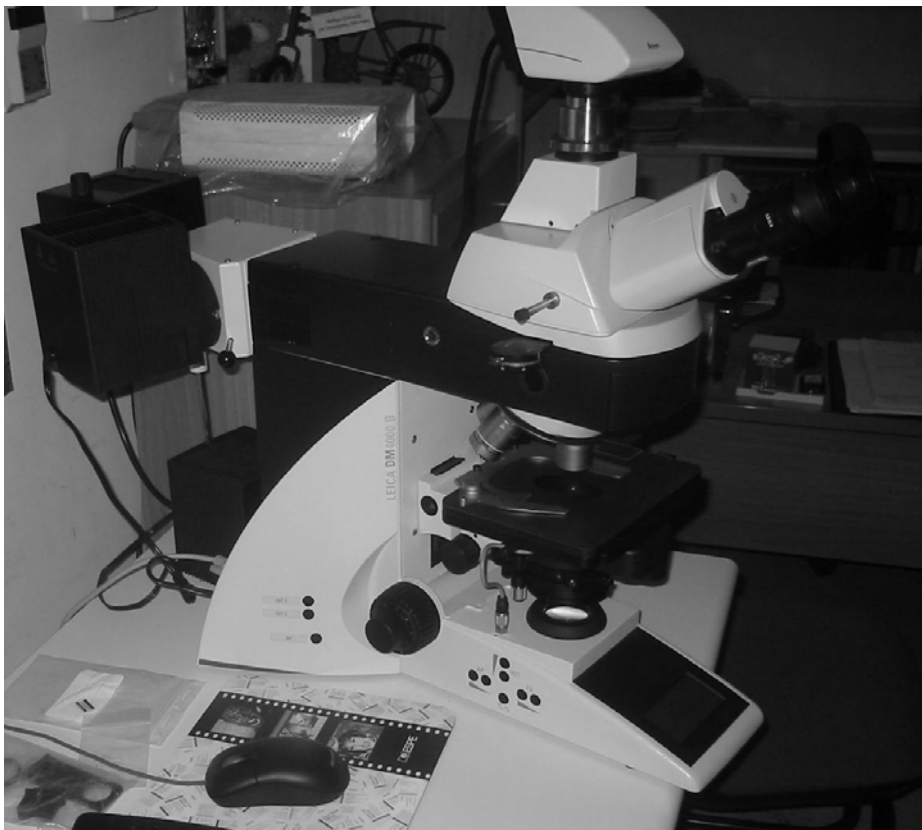
ν Διατήρηση των Δοκιμίων

Σε όλη τη διάρκεια της εργασίας, τα δοκίμια τοποθετήθηκαν σε υδατόλουτρο με απιονισμένο νερό όπου και διατηρήθηκαν για 2 έτη έτσι ώστε να γίνει η παλαίωσή τους. Το νερό ανανεωνόταν κάθε 7 ημέρες.

ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΛΕΓΧΟΥ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΙΩΝ

i Οπτική Μικροσκοπία

Τα δοκίμια, μετά από κάθε στάδιο επεξεργασίας της επιφάνειάς τους, ελέγχονταν με οπτικό μικροσκόπιο Leica DM4000B (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany – Εικόνα 4), σε συνθήκες ανακλώμενου φωτός και φωτεινού πεδίου, σε μεγέθυνση 50x. Οι εικόνες του οπτικού μικροσκοπίου καταγράφηκαν με ψηφιακή φωτογραφική μηχανή Leica DFC420C (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany)



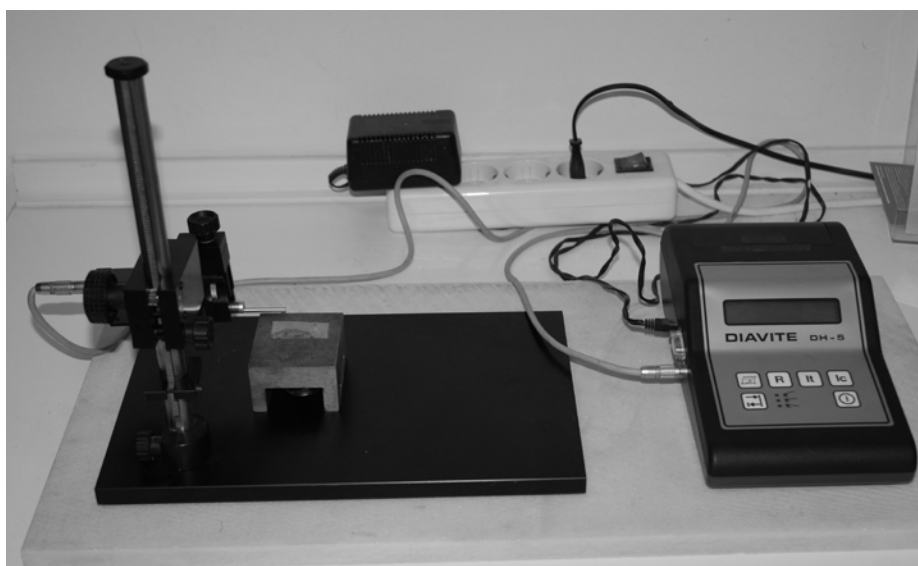
Εικόνα 4. Οπτικό Μικροσκόπιο Leica DM4000B (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany)

ii Προφίλομετρία Ακίδος

Οι μετρήσεις της τραχύτητας των δοκιμίων μετά από κάθε στάδιο επεξεργασίας της επιφάνειας έγιναν με το προφιλόμετρο ακίδος διαμα-

ντιού, διαμέτρου 5 μ m, Diavite DH-5, (Asmeto, Richterswil, Germany – Εικόνα 5). Γινόταν βαθμονόμηση του μηχανήματος πριν από κάθε σειρά μετρήσεων. Το φίλτρο αποκοπής κυματισμού ρυθμίστηκε στα 0,25mm και το μήκος εργασίας (lm) στα 1,25mm.

Οι παράμετροι των μετρήσεων τραχύτητας που καταγράφηκαν ήταν οι Ra, Rz, Rt και Rq. Σε κάθε δοκίμιο έγιναν 4 μετρήσεις. Πρώτα γίνονταν δύο μετρήσεις και στη συνέχεια το δοκίμιο περιστρεφόταν κατά 90° και γίνονταν άλλες δύο. Τα δεδομένα καταγράφονταν σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, σε αρχείο βάσης δεδομένων τύπου Excel.



Εικόνα 5. Προφιλόμετρο Ακίδος Diavite DH-5 (Asmeto, Richterswil, Germany)

iii Χρωματομετρία

Για τη μέτρηση των παραμέτρων L*, a* και b* του χρώματος χρησιμοποιήθηκε το χρωματόμετρο DrLange Micro Color (Dr Bruno Lange GmbH, Dusseldorf, Germany – Εικόνα 6). Για κάθε σειρά δοκιμών, πριν από τις μετρήσεις, γινόταν βαθμονόμηση του μηχανήματος και στη συνέχεια η μέτρηση για κάθε δοκίμιο, ακολουθώντας τις οδηγίες του κατασκευαστή. Το χρωματόμετρο είχε τη φωτεινή πηγή D₆₅ του μέσου φωτός ημέρας. Οι παράμετροι L*, a*, b*, καταγράφονταν σε ηλεκτρονι-

κό υπολογιστή σε αρχείο βάσης δεδομένων τύπου Excel. Ακολούθως, υπολογίστηκαν οι μεταβολές ΔL^* , Δa^* , Δb^* και εν συνεχεία οι τιμές ΔE από τον τύπο $\Delta E = \{\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2\}^{1/2}$. Ως όριο αποδοχής επελέγη η τιμή $\Delta E = 3,3$ που φαίνεται ότι αποτελεί το μέγεθος της χρωματικής αλλαγής που γίνεται αντιληπτό από το ανθρώπινο μάτι^{18,110}.



Εικόνα 6. Χρωματόμετρο DrLange Micro Color (Dr Bruno Lange GmbH, Dusseldorf, Germany)

iv Μέτρηση Αντανεκλαστικότητας Επιφάνειας

Για τη μέτρηση της αντανεκλαστικότητας επιφάνειας χρησιμοποιήθηκε το γωνιοφωτόμετρο Novo – Curve (Rhopoint instruments, Dexhill on sea, UK – Εικόνα 7). Γινόταν βαθμονόμηση του μηχανήματος πριν από κάθε σειρά μετρήσεων με το μαύρο πρότυπο αναφοράς που παρέχει ο κατασκευαστής και γινόταν η μέτρηση για κάθε δοκίμιο στις 60°. Η καταγραφή των δεδομένων γινόταν και πάλι ηλεκτρονικά σε αρχείο τύπου Excel.



Εικόνα 7. Γωνιοφωτόμετρο Novo – Curve (Rhopoint instruments, Dexhill on sea, UK)

ν Οπτική Προφίλομετρία

Έγιναν ενδεικτικές μετρήσεις δοκιμών από κάθε σύνθετη ρητίνη, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο της τρισδιάστατης οπτικής προφίλομετρίας με το οπτικό προφιλόμετρο Wyko NT 1100 (Veeco, Tuscon, AZ, USA – Εικόνα 8). Για κάθε δοκίμιο έγιναν τρεις μετρήσεις σε λειτουργία VSI, με εύρος σάρωσης Z: 100μm χρησιμοποιώντας φακό Mirau, μεγέθυνσης 2 x 20. Καταγράφηκαν οι παράμετροι Ra, Rz, Rt και Rq.

Με την ίδια μέθοδο, μελετήθηκε ενδεικτικά η τραχύτητα των λειοτριπτικών μέσων που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή την εργασία. Το οπτικό προφιλόμετρο ήταν και πάλι ρυθμισμένο σε λειτουργία VSI, με εύρος σάρωσης 100μm. Ο φακός που χρησιμοποιήθηκε ήταν Mirau, μεγέθυνσης 0,5 x 20. Έγιναν τρεις μετρήσεις σε κάθε λειοτριπτικό μέσον.



Εικόνα 8. Οπτικό Προφιλόμετρο Wyko NT 1100 (Veeco, Tuscon, AZ, USA)

ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Τα δεδομένα χρώματος, αντανακλαστικότητας επιφάνειας και τραχύτητας, αναλύθηκαν στατιστικά ως εξής:

i Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) για κάθε Μεταβλητή ανά Υλικό και Συνθήκη

Υπολογίστηκαν οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις για κάθε μεταβλητή ανά υλικό και συνθήκη. Επίσης υπολογίστηκαν οι χρωματικές διαφορές ΔΕ ανά υλικό και συνθήκη.

ii Σύγκριση μεταξύ των Τεχνικών Κατεργασίας της Επιφάνειας για κάθε Υλικό

Έγινε σύγκριση των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για κάθε υλικό.

iii Σύγκριση μεταξύ των Υλικών για κάθε Τεχνική Κατεργασίας της Επιφάνειας

Έγινε σύγκριση ανάμεσα στα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για κάθε τεχνική επεξεργασίας της επιφάνειας.

iv Μεταβολές

Υπολογίστηκαν οι διαφορές των μετρήσεων ανάμεσα στις διαφορετικές συνθήκες για κάθε υπό εξέταση παράμετρο και για κάθε υλικό ξεχωριστά.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΔΟΚΙΜΙΩΝ ΜΕΣΩ ΕΙΚΟΝΩΝ ΟΠΤΙΚΗΣ ΜΙΚΡΟΣΚΟΠΙΑΣ

ι Παρουσία του Πλούσιου σε Ρητίνη Στρώματος

Στις Εικόνες 9 – 13 παρουσιάζονται οι επιφάνειες των δοκιμίων παρουσία του πλούσιου σε ρητίνη στρώματος (Resin Rich Layer - RRL). Είναι προφανής η καλύτερη επιφανειακή μορφολογία των δοκιμίων σε σύγκριση με τις άλλες καταστάσεις επεξεργασίας της επιφάνειας και επίσης, η ανομοιογένεια που υπάρχει μεταξύ των υλικών.

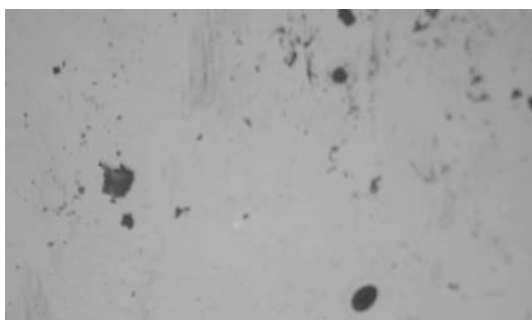
Στην Εικόνα 9, του υλικού CX, παρατηρούνται ευμεγέθεις πόροι, που πιθανώς οφείλονται στον εγκλεισμό αέρα μεταξύ της ταινίας κελουλοΐτη και της επιφάνειας της σύνθετης ρητίνης.

Στην Εικόνα 10, του υλικού HX, παρατηρούνται μικρότεροι, αλλά σε μεγάλο αριθμό, πόροι και γραμμικοί σχηματισμοί τυχαίων κατευθύνσεων. Επίσης, μπορούν να παρατηρηθούν επάρματα, προφανώς λόγω προφανώς λόγω της ανομοιογένειας του μίγματος της ρητίνης και των ενισχυτικών σωματιδίων. Γενικά, η επιφάνεια του υλικού αυτού παρουσιάζει υψηλή ανομοιομορφία.

Στην Εικόνα 11, του υλικού FS, φαίνονται λιγότεροι πόροι και γραμμικοί σχηματισμοί, με την επιφάνεια να παρουσιάζεται γενικά ομοιόμορφη.

Στην Εικόνα 12, του υλικού PR, παρατηρείται μεγάλη ομοιομορφία.

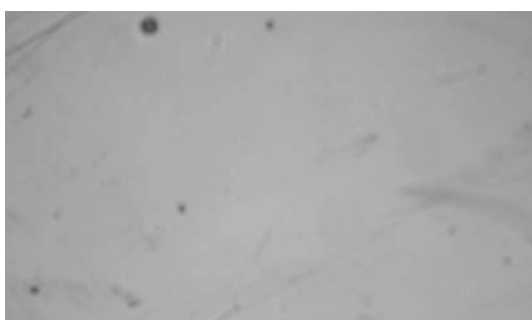
Στην Εικόνα 13, του υλικού RM, παρατηρούνται, κοντά στην επιφάνεια, κάποιες φυσαλίδες αέρα, όπως και ορισμένοι μεγάλοι κόκκοι προπολυμερισμένων σωματιδίων. Η επιφάνεια του υλικού δεν παρουσιάζει μεγάλη ομοιομορφία.



Εικόνα 9 (CX)



Εικόνα 10 (HX)



Εικόνα 11 (FS)



Εικόνα 12 (PR)



Εικόνα 13 (RM)

Εικόνες 9 – 13. Οι επιφάνειες των δοκιμών παρουσία του πλούσιου σε ρητίνη στρώματος (RRL).

ii Μετά από Λείανση και Στίλβωση με τα Συστήματα Κλινικής Χρήσης

Στις Εικόνες 14 – 18 φαίνονται οι επιφάνειες των δοκιμών μετά από τη λείανση και στίλβωσή τους με τα λειοτριπτικά συστήματα που προτείνει ο κάθε κατασκευαστής. Η ανομοιόμορφη και με έντονους σχηματισμούς επιφάνεια που αφήνουν αυτά τα μέσα είναι προφανής.

Στην Εικόνα 14, όπου χρησιμοποιήθηκε λειοτριπτικός δίσκος ελαστομερούς ρητίνης και ουρεθάνης με οξείδια του αλουμινίου 45μm,

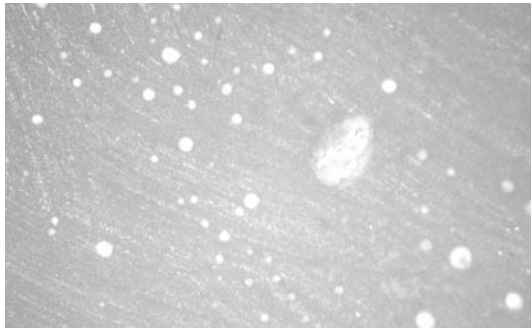
εμφανίζονται και πάλι πολλοί σχηματισμοί πόρων. Το λειοτριπτικό μέσον δεν έχει χαράξει βαθειά την επιφάνεια του υλικού CX.

Στην Εικόνα 15, του υλικού ΗΧ, η επιφάνεια μετά από τη λείανση με δίσκους οξειδίων του αλουμινίου εμφανίζεται έντονα χαραγμένη, με διασταυρούμενες γραμμώσεις, οι οποίες παρουσιάζουν ελαφρά καμπυλότητα, λόγω της πορείας που διαγράφει ο δίσκος λείανσης κατά τη λειτουργία του. Επίσης παρουσιάζονται κάποιοι ευμεγέθεις πόροι.

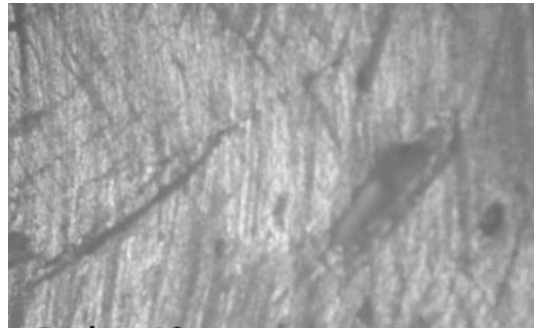
Στην Εικόνα 16, το υλικό FS παρουσιάζει έντονες, διασταυρούμενες γραμμώσεις ακανόνιστης κατεύθυνσης και ποικίλου εύρους. Και πάλι φαίνεται η ελαφρά καμπυλότητα αυτών των γραμμώσεων, λόγω της πορείας που ακολουθεί ο δίσκος λείανσης κατά τη λειτουργία του.

Παρόμοια είναι η εικόνα που παρουσιάζει και το υλικό PR (Εικόνα 17), με τις γραμμώσεις εδώ να είναι πυκνότερες. Ο τύπος των χαραγών είναι παρόμοιος με της Εικόνας 15, όπου έχει χρησιμοποιηθεί το ίδιο λειοτριπτικό σύστημα.

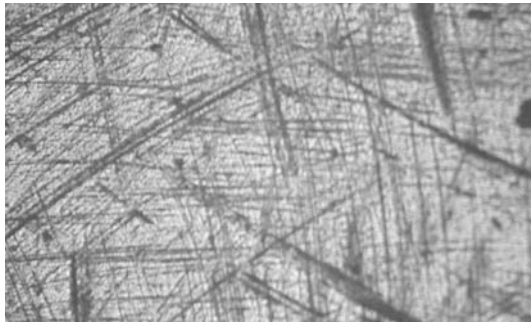
Στην Εικόνα 18, το μικρόκοκκο υλικό RM παρουσιάζει μεγάλου εύρους χαραγές. Αυτές και πάλι ακολουθούν μια ελαφρά καμπύλη πορεία λόγω της κίνησης των δίσκων οξειδίων του αλουμινίου που χρησιμοποιήθηκαν και σε αυτή την περίπτωση.



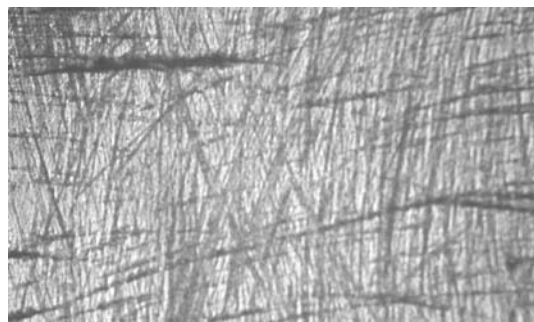
Εικόνα 14 (CX)



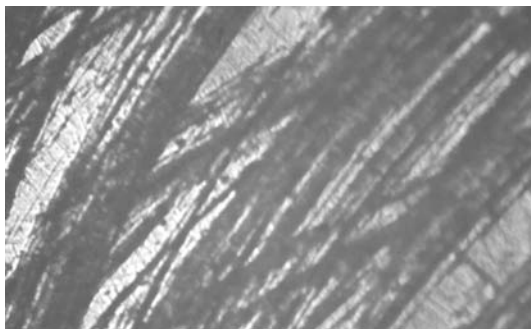
Εικόνα 15 (HX)



Εικόνα 16 (FS)



Εικόνα 17 (PR)



Εικόνα 18 (RM)

Εικόνες 14 – 18. Η επιφάνεια των δοκιμίων μετά την επίδραση των λειοτριπτικών συστημάτων που χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη.

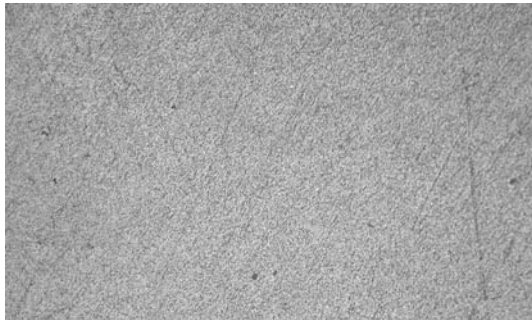
iii Μετά από Μεταλλογραφική Λείανση και Στίλβωση των Δοκιμίων

Στις Εικόνες 19 – 23 φαίνεται η ομοιόμορφη επιφάνεια που αφήνει στα δοκίμια η μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση.

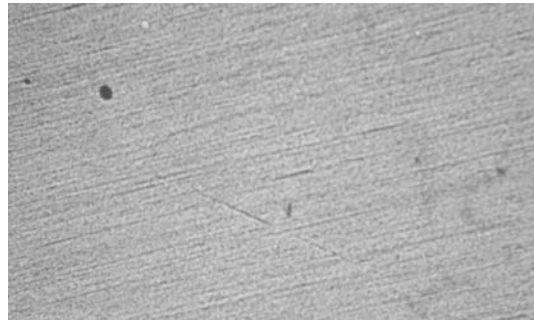
Στην Εικόνα 19, του υλικού CX, διακρίνονται ελαφρές γραμμώσεις και ελάχιστοι πόροι. Η μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση έχει αφήσει μία στικτή, ομοιόμορφη επιφάνεια.

Στην Εικόνα 20, του υλικού HX, διακρίνονται ομοιόμορφες χαράγες προς μια κατεύθυνση και κάποιοι σχηματισμοί πόρων.

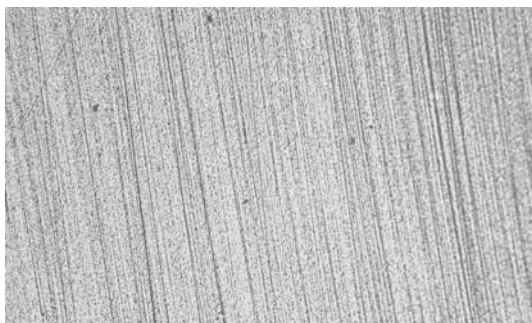
Στην Εικόνα 21, του υλικού FS, και πάλι διακρίνονται ομοιόμορφες γραμμώσεις προς μία κατεύθυνση και λίγοι σχηματισμοί φυσαλίδων.



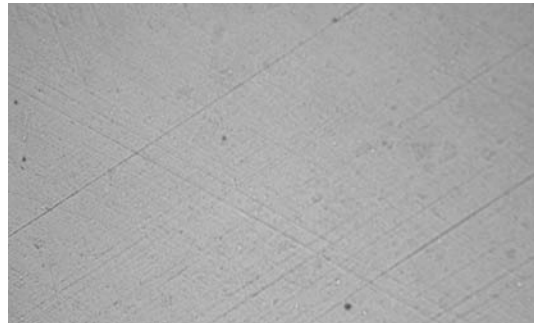
Εικόνα 19 (CX)



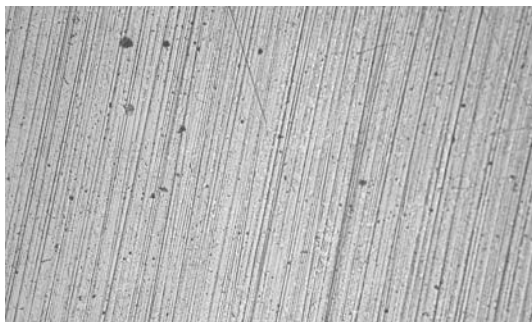
Εικόνα 20 (HX)



Εικόνα 21 (FS)



Εικόνα 22 (PR)



Εικόνα 23 (RM)

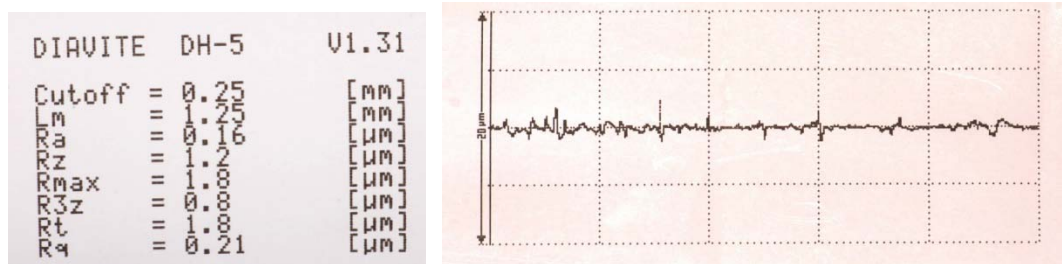
Εικόνες 19 – 23. Η επιφάνεια των δοκιμών μετά από τη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση.

Στην Εικόνα 22, το υλικό PR παρουσιάζει λιγότερες χαραγές από τα άλλα υλικά, κάποιες από τις οποίες είναι διασταυρούμενες. Επίσης, παρουσιάζονται κάποιοι πόροι. Το υλικό αυτό, παρουσιάζει στο οπτικό μικροσκόπιο, μετά από τη μεταλλογραφική λείανσή του, την πιο λεία εικόνα μεταξύ των υλικών που μελετήθηκαν.

Στην Εικόνα 23, το μικρόκοκκο υλικό RM παρουσιάζει εντονότερες χαραγές, προς την ίδια κατεύθυνση και μερικούς υπολειμματικούς σχηματισμούς είτε από πόρους, είτε από σχηματισμούς κόκκων που αφαιρέθηκαν κατά τη λείανση.

ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΤΡΑΧΥΤΗΤΑΣ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΙΩΝ ΜΕ ΠΡΟΦΙΛΟΜΕΤΡΙΑ ΑΚΙΔΟΣ

Στην Εικόνα 24 παρουσιάζεται αντιπροσωπευτικό προφίλογραφήμα, όπως εκτυπώνεται από το προφιλόμετρο ακίδος.



Εικόνα 24. Χαρακτηριστική εκτύπωση των μετρήσεων R_a , R_z , R_{max} , R_{3z} , R_t και R_q και του γραφήματος, όπως εκτυπώνεται από το προφιλόμετρο ακίδος.

ι Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) για κάθε Μεταβλητή ανά Υλικό και Συνθήκη

Στους Πίνακες 4-7 δίνονται οι μέσες τιμές και οι σταθερές αποκλίσεις που προέκυψαν από τις μετρήσεις τραχύτητας που έγιναν στα δοκίμια.

Πίνακας 4. Αποτελέσματα των μετρήσεων τραχύτητας της παραμέτρου Ra ανά υλικό και συνθήκη

Ra						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	0,57 ±	0,13 ±	0,04 ±	0,08 ±	0,15 ±	0,19 ±
	0,39	0,05	0,01	0,07	0,13	0,26
Κλινική	0,86 ±	0,30 ±	0,11 ±	0,18 ±	0,38 ±	0,37 ±
	0,24	0,14	0,07	0,04	0,13	0,30
Μεταλ/φική	0,31 ±	0,17 ±	0,07 ±	0,1 ±	0,2 ±	0,17 ±
	0,13	0,09	0,01	0,03	0,13	0,12
Παλαίωση	0,44 ±	0,21 ±	0,11 ±	0,11 ±	0,27 ±	0,23 ±
	0,23	0,13	0,05	0,04	0,2	0,19
Σύνολο	0,54 ±	0,20 ±	0,08 ±	0,11 ±	0,25 ±	0,24 ±
	0,32	0,12	0,04	0,06	0,17	0,24

Πίνακας 5. Αποτελέσματα των μετρήσεων τραχύτητας της παραμέτρου Rz ανά υλικό και συνθήκη

Rz						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	5,60 ±	1,59 ±	0,39 ±	0,85 ±	1,36 ±	1,96 ±
	3,47	0,6	0,18	0,79	1,1	2,46
Κλινική	7,79 ±	3,16 ±	0,95 ±	1,78 ±	3,48 ±	3,43 ±
	2,15	1,72	0,28	0,57	0,97	2,71
Μεταλ/φική	3,62 ±	1,8 ±	0,62 ±	0,81 ±	1,83 ±	1,73 ±
	2,10	1,1	0,11	0,39	0,79	1,51
Παλαίωση	4,12 ±	2,05 ±	1,11 ±	1,11 ±	2,66 ±	2,21 ±
	1,82	1,00	0,77	0,58	2,11	1,72
Σύνολο	5,28 ±	21,48 ±	0,77 ±	1,14 ±	2,33 ±	2,33 ±
	2,84	1,26	0,49	0,68	1,05	2,23

Πίνακας 6. Αποτελέσματα των μετρήσεων τραχύτητας της παραμέτρου R_t ανά υλικό και συνθήκη

R_t						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	10,16 ±	3,11 ±	0,7 ±	2,55 ±	3,23 ±	3,95 ±
	5,00	1,14	0,29	2,64	2,20	4,17
Κλινική	12,33 ±	5,84 ±	1,52 ±	3,71 ±	6,67 ±	6,02 ±
	3,42	2,97	0,58	1,81	1,69	4,27
Μεταλ/φική	6,22 ±	2,42 ±	0,88 ±	1,09 ±	3,25 ±	2,77 ±
	4,1	1,38	0,2	0,46	2,12	2,81
Παλαίωση	6,57 ±	3,87 ±	2,24 ±	1,89 ±	5,15 ±	3,94 ±
	3,69	2,41	2,26	1,13	4,49	3,34
Σύνολο	8,82 ±	3,81 ±	1,33 ±	2,31 ±	4,58 ±	4,17 ±
	4,62	2,36	1,26	1,87	3,03	3,84

Πίνακας 7. Αποτελέσματα των μετρήσεων τραχύτητας της παραμέτρου R_q ανά υλικό και συνθήκη

R_q						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	0,94 ±	0,23 ±	0,06 ±	0,25 ±	0,33 ±	0,36 ±
	0,6	0,10	0,02	0,2	0,23	0,42
Κλινική	1,27 ±	0,51 ±	0,28 ±	0,3 ±	0,6 ±	0,59 ±
	0,37	0,22	0,27	0,10	0,18	0,43
Μεταλ/φική	0,54 ±	0,23 ±	0,10 ±	0,14 ±	0,31 ±	0,27 ±
	0,27	0,11	0,02	0,03	0,16	0,21
Παλαίωση	0,66 ±	0,36 ±	0,19 ±	0,17 ±	0,43 ±	0,36 ±
	0,38	0,18	0,13	0,07	0,35	0,3
Σύνολο	0,86 ±	0,33 ±	0,16 ±	0,21 ±	0,42 ±	0,4 ±
	0,49	0,19	0,16	0,13	0,25	0,37

ii Σύγκριση μεταξύ των Τεχνικών Κατεργασίας της Επιφάνειας για κάθε Υλικό

Η κανονικότητα των δεδομένων μελετήθηκε με χρήση του ελέγχου Shapiro (και όχι του πιο ευρέως χρησιμοποιούμενου Kolmogorov-Smirnov, λόγω μικρού πλήθους δεδομένων σε κάθε υποομάδα). Οι διαφοροποιήσεις των μέσων όρων ελέγχθηκαν με το Student's t-test για εξαρτημένα δείγματα ή με τον έλεγχο Wilcoxon κατά περίπτωση, ανάλογα με την κανονικότητα ή μη των δεδομένων. Έγιναν πίνακες όπου παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών, για κάθε υλικό ξεχωριστά. Στη δεξιά πλευρά των πινάκων παρουσιάζονται οι συνολικές μεταβολές, από την κατάσταση RRL (στρώμα πλούσιο σε ρητίνη) στη μεταλλογραφική λείανση και από RRL στην κατάσταση μετά την παλαίωση των δοκιμίων σε νερό. Επίσης, έγιναν γραφήματα που δείχνουν τη μεταβολή του κάθε υλικού για κάθε συνθήκη κατεργασίας της επιφάνειας.

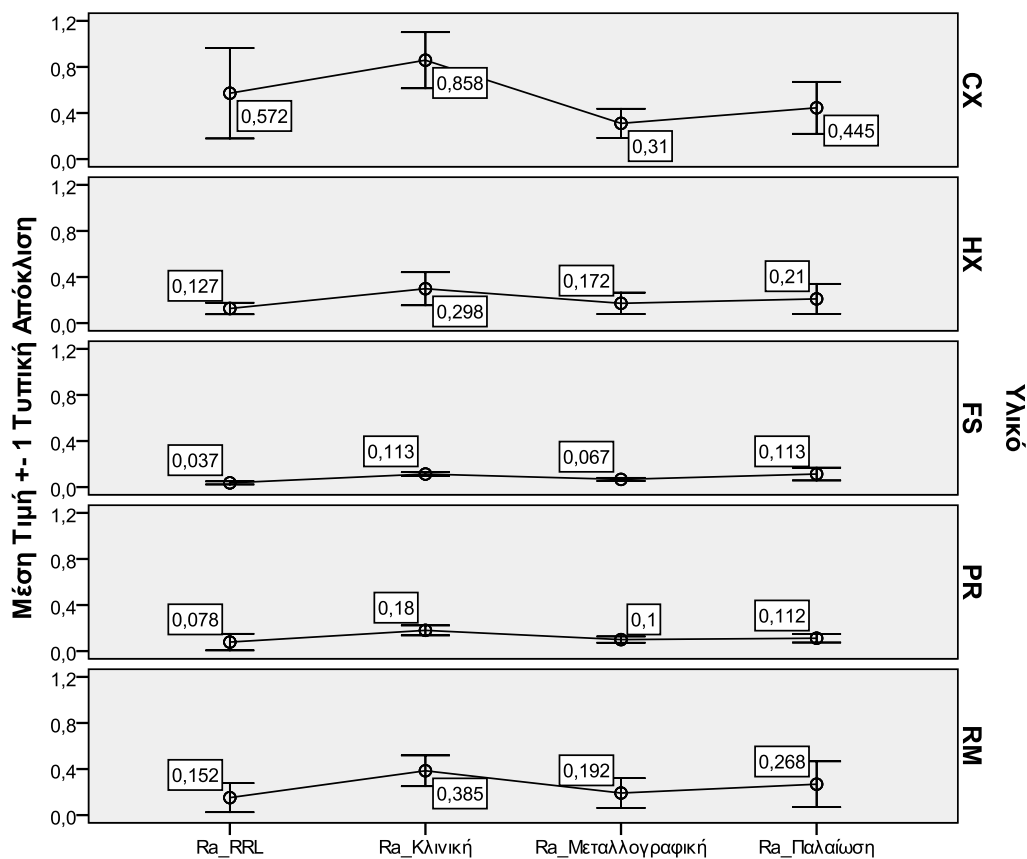
Στους Πίνακες 8 – 19 φαίνεται ότι σε όλες τις παραμέτρους της τραχύτητας, Ra, Rz, Rt και Rq, το υλικό CX παρουσιάζει τη μεγαλύτερη τραχύτητα και το υλικό FS τη μικρότερη.

Η παράμετρος τραχύτητας Ra παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές (αύξηση) σε όλα τα υλικά εκτός από το CX, από την κατάσταση RRL (στρώμα πλούσιο σε ρητίνη) στην κατάσταση προσομοίωσης κλινικής λείανσης και στίλβωσης. Από την κλινική στη μεταλλογραφική λείανση, όλα τα υλικά παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές διαφορές (μείωση τραχύτητας). Μετά την παλαίωση των δοκιμίων σε νερό, τα υλικά CX και FS παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές διαφορές (αύξηση), ενώ τα υλικά HX, PR και RM δεν παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές διαφορές.

Πίνακας 8. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας Ra. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις τρεις στήλες από αριστερά συγκρίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες, ενώ στις επόμενες δύο στήλες φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Ra	RRL-Κλινική	Κλινική-Μεταλ/φική	Μεταλ/φική-Παλαίωση	RRL-Μεταλ/φική	RRL-Παλαίωση
CX	0,29± 0,54	-0,55 ± 0,26 *	0,13 ± 0,12 *	-0,26 ± 0,47	-0,13 ± 0,58
HX	0,17± 0,14 *	-0,13 ± 0,09 *	0,04 ± 0,05	0,04 ± 0,06	0,08 ± 0,11
FS	0,08± 0,02 *	-0,05 ± 0,02 *	0,05 ± 0,06 *	0,03 ± 0,01	0,07 ± 0,06 *
PR	0,10± 0,09 *	-0,08 ± 0,05 *	0,01 ± 0,02	0,02 ± 0,06	0,03 ± 0,06
RM	0,23± 0,17 *	-0,19 ± 0,14 *	0,08 ± 0,11	0,04 ± 0,05	0,12 ± 0,13

Πίνακας 9. Γραφική παράσταση των μεταβολών της παραμέτρου τραχύτητας Ra μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό.

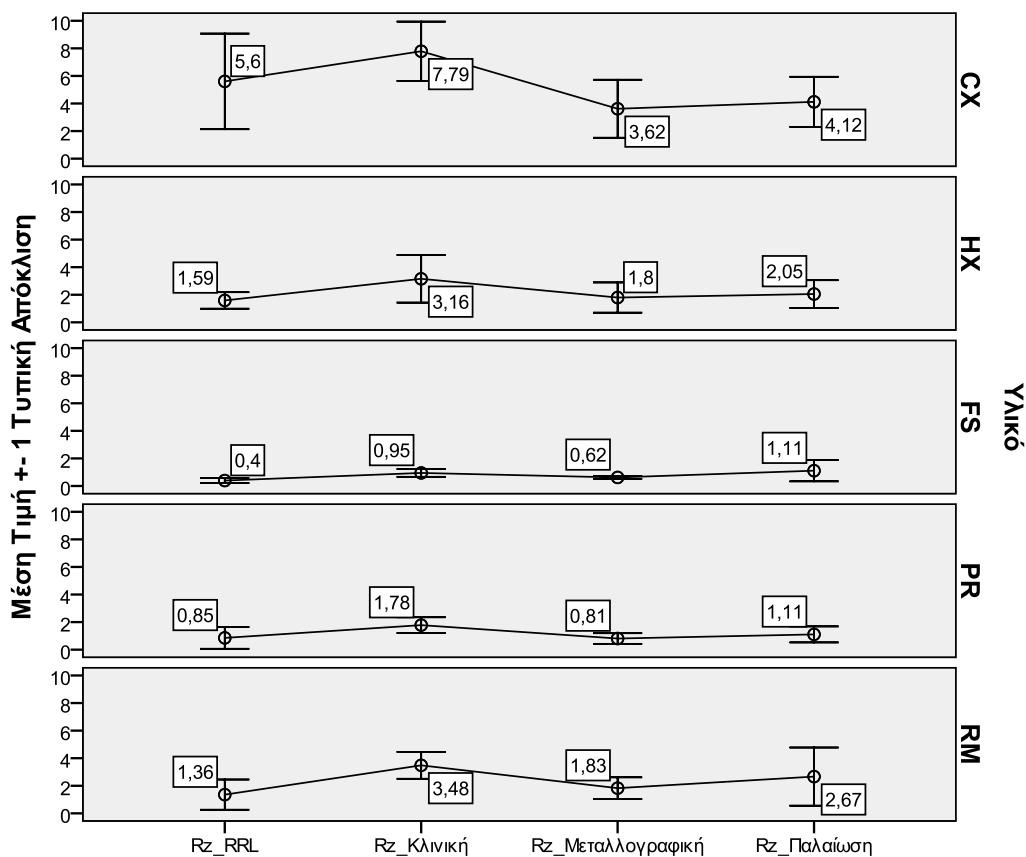


Η παράμετρος τραχύτητας Rz παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές (αύξηση) από την κατάσταση RRL στην κατάσταση κλινικής προσομοίωσης, στα υλικά FS και RM. Από την κλινική στη μεταλλογραφική λείανση παρουσιάζεται μείωση της τραχύτητας με στατιστικά σημαντικές διαφορές, σε όλα τα υλικά εκτός από το FS. Η παλαίωση των δοκιμίων σε νερό δεν επιφέρει στατιστικά σημαντικές διαφορές σε κανένα υλικό.

Πίνακας 10. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας Rz. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις τρεις στήλες από αριστερά συγκρίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες, ενώ στις επόμενες δύο στήλες φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Rz	RRL-Κλινική	Κλινική-Μεταλ/φική	Μεταλ/φική-Παλαιώση	RRL-Μεταλ/φική	RRL-Παλαιώση
	CX	2,19 ± 4,99	-4,17 ± 2,18 *	0,50 ± 1,66	-1,98 ± 5,07
HX	1,57 ± 1,60	-1,36 ± 1,09 *	0,25 ± 0,75	0,21 ± 0,78	0,46 ± 0,82
FS	0,55 ± 0,38 *	-0,33 ± 0,32	0,49 ± 0,73	0,22 ± 0,11 *	0,71 ± 0,81 *
PR	0,93 ± 1,13	-0,97 ± 0,70 *	0,3 ± 0,40	-0,04 ± 0,62	0,25 ± 0,53
RM	2,12 ± 1,53 *	-1,65 ± 1,08 *	0,84 ± 1,36	0,47 ± 0,79	1,31 ± 1,4

Πίνακας 11. Γραφική παράσταση των μεταβολών της παραμέτρου τραχύτητας Rz μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό

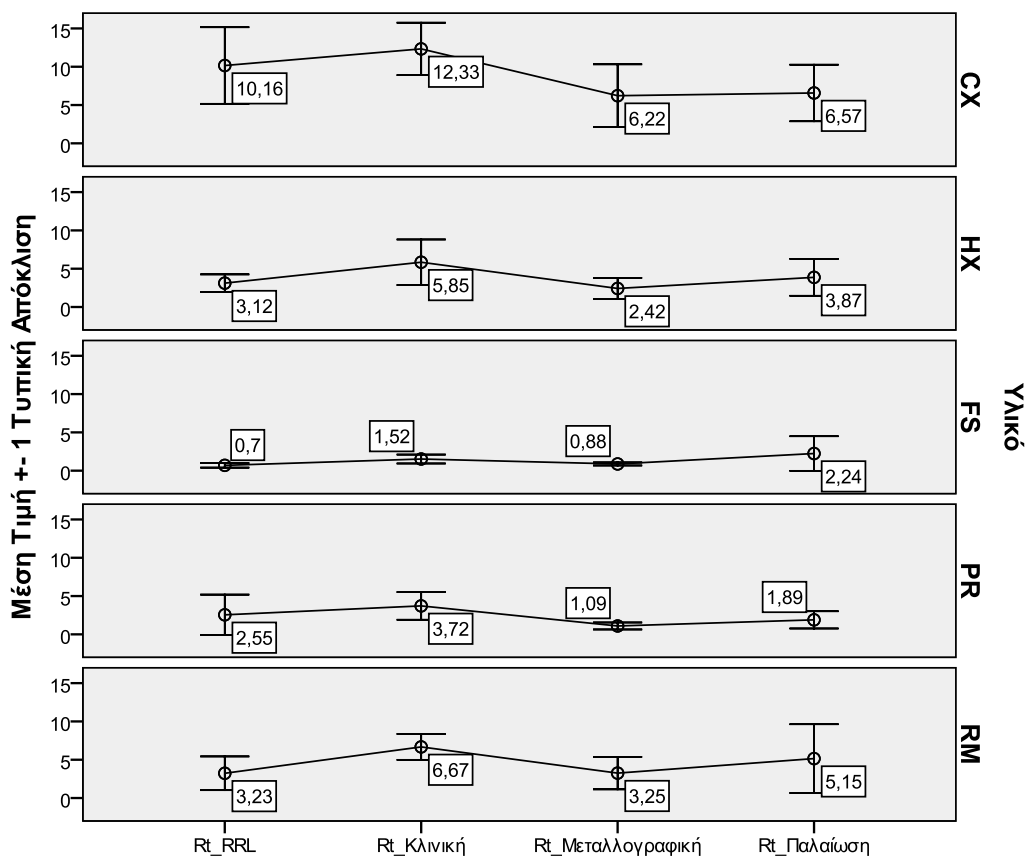


Η παράμετρος τραχύτητας Rt παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές (αύξηση) από την κατάσταση RRL στην κατάσταση κλινικής προσομοίωσης, στα υλικά FS και RM. Από την κλινική στη μεταλλογραφική λείανση παρουσιάζεται μείωση της τραχύτητας με στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλα τα υλικά. Η παλαίωση των δοκιμίων σε νερό επιφέρει στατιστικά σημαντικές διαφορές (αύξηση) μόνο στο υλικό FS.

Πίνακας 12. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας R_t . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις τρεις στήλες από αριστερά συγκρίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες, ενώ στις επόμενες δύο στήλες φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

R_t	RRL- Κλινική	Κλινική- Μεταλ/φική	Μεταλ/φική- Παλαίωση	RRL- Μεταλ/φική	RRL- Παλαίωση
CX	2,17 ± 6,74	-6,11 ± 4,27 *	0,35 ± 4,45	-3,94 ± 8,44	-3,58 ± 7,71
HX	2,73 ± 3,01	-3,42 ± 2,33 *	1,45 ± 2,41	-0,69 ± 1,17	0,75 ± 2,07
FS	0,83 ± 0,75 *	-0,64 ± 0,61 *	1,36 ± 2,3 *	0,18 ± 0,15 *	1,54 ± 2,34 *
PR	1,17 ± 3,99	-2,62 ± 1,97 *	0,8 ± 0,93	-1,45 ± 2,49	-0,65 ± 2,22
RM	3,44 ± 2,64 *	-3,42 ± 2,77 *	1,9 ± 4,10	0,02 ± 3,35	1,92 ± 3,2

Πίνακας 13. Γραφική παράσταση των μεταβολών της παραμέτρου τραχύτητας R_t μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό

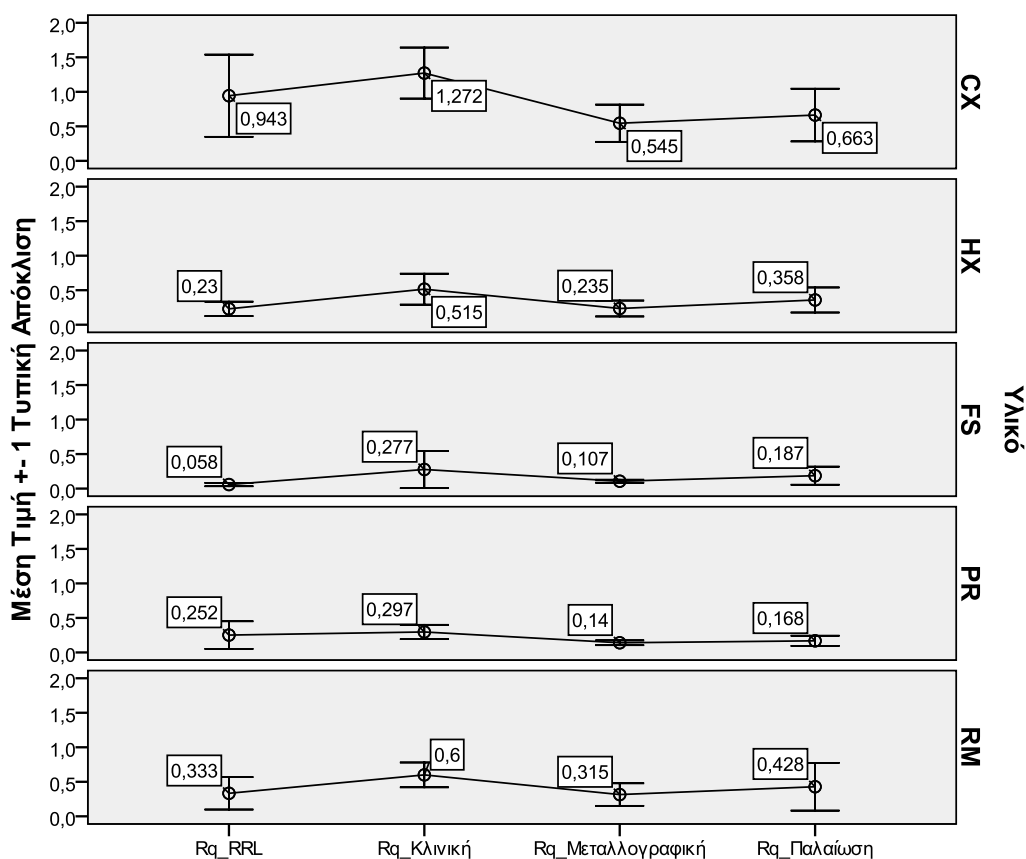


Η παράμετρος τραχύτητας R_q παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές (αύξηση) από την κατάσταση RRL στην κατάσταση κλινικής προσομοίωσης, στα υλικά HX και FS. Από την κλινική στη μεταλλογραφική λείανση παρουσιάζεται μείωση της τραχύτητας με στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλα τα υλικά. Η παλαίωση των δοκιμίων σε νερό επιφέρει στατιστικά σημαντικές διαφορές (αύξηση) στα υλικά HX και FS.

Πίνακας 14. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας Rq. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις τρεις στήλες από αριστερά συγκρίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες, ενώ στις επόμενες δύο στήλες φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Rq	RRL-Κλινική	Κλινική-Μεταλ/φική	Μεταλ/φική-Παλαίωση	RRL-Μεταλ/φική	RRL-Παλαίωση
	CX	0,33 ± 0,82	-0,73 ± 0,4 *	0,12 ± 0,22	-0,4 ± 0,81
HX	0,28 ± 0,24 *	-0,28 ± 0,16 *	0,12 ± 0,1 *	0,01 ± 0,09	0,13 ± 0,16
FS	0,22 ± 0,27 *	-0,17 ± 0,28 *	0,08 ± 0,13 *	0,05 ± 0,03 *	0,13 ± 0,14 *
PR	0,04 ± 0,26	-0,16 ± 0,11 *	0,03 ± 0,05	-0,11 ± 0,18	-0,08 ± 0,17
RM	0,27 ± 0,27	-0,28 ± 0,21 *	0,11 ± 0,20	-0,02 ± 0,15	0,09 ± 0,23

Πίνακας 15. Γραφική παράσταση των μεταβολών της παραμέτρου τραχύτητας R_q μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό



iii Σύγκριση μεταξύ των Υλικών για κάθε Τεχνική Κατεργασίας της Επιφάνειας

Η κανονικότητα των δεδομένων μελετήθηκε με τη χρήση του ελέγχου Shapiro. Η ομοιογένεια διασπορών μελετήθηκε με τον έλεγχο Levene. Στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκε One Way Anova ή Kruskal Wallis κατά περίπτωση και ανάλογα με την κανονικότητα ή μη των δεδομένων, με σκοπό τον προσδιορισμό των στατιστικά σημαντικών διαφορών των μέσων όρων μεταξύ υλικών για κάθε μεταβλητή, σε καθεμία από τις διαφορετικές συνθήκες. Εκεί όπου εντοπίστηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές, εκτελέστηκαν πολλαπλές συγκρίσεις (multiple comparisons)

με χρήση της διόρθωσης Bonferroni (ή έλεγχοι Games-Howell εκεί όπου δεν υπήρχε ομοιογένεια διασπορών).

Στην παράμετρο τραχύτητας Ra μεταξύ των υλικών παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ του CX και όλων των υπολοίπων υλικών στην κλινική προσομοίωση και μεταξύ του CX και του FS στην μεταλλογραφική λείανση και μετά την παλαίωση σε νερό, με το CX να παρουσιάζει μεγαλύτερη τραχύτητα από τα άλλα υλικά. Το HX έχει στατιστικά σημαντική διαφορά μόνο με το υλικό FS στην κατάσταση RRL, όπου το HX παρουσιάζεται πιο τραχύ, αλλά με μικρή διαφορά. Το υλικό RM παρουσιάζει στατιστικά σημαντικό, μεγαλύτερο Ra, από το υλικό FS στην κλινική και τη μεταλλογραφική λείανση.

Πίνακας 16. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας Ra. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Ra		RRL		Κλινική		Μεταλλογραφική		Παλαίωση	
Υλικό i	Υλικό j	Ra(i)-Ra(j)	Sig.	Ra(i)-Ra(j)	Sig.	Ra (i)-Ra(j)	Sig.	Ra(i)-Ra(j)	Sig.
CX	HX	0,44±		0,56±	*	0,14±		0,23±	
		0,42		0,36		0,14		0,24	
	FS	0,53±		0,74±	*	0,24±	*	0,33±	*
		0,39		0,24		0,13		0,19	
	PR	0,49±		0,68±	*	0,21±		0,33±	
		0,33		0,25		0,13		0,23	
	RM	0,42±		0,47±	*	0,12±		0,18±	
		0,49		0,33		0,16		0,29	
HX	FS	0,09±	*	0,18±		0,10±		0,1±	
		0,05		0,14		0,08		0,14	
	PR	0,05±		0,12±		0,07±		0,1±	
		0,10		0,16		0,09		0,13	
	RM	-0,025		-0,09		-0,02±		-0,06	
		±0,14		±0,21		0,18		±0,21	
FS	PR	-0,04		-0,07		-0,03±		0,01±	
		±0,07		±0,06		0,02		0,08	
	RM	-0,11		-0,27	*	-0,12±	*	-0,15	
		±0,13		±0,15		0,14		±0,23	
PR	RM	-0,07		-0,20		-0,09±		-0,16	
		±0,18		±0,12		0,13		±0,2	

Στην παράμετρο τραχύτητας Rz μεταξύ των υλικών παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ του CX και όλων των υπολοίπων υλικών στην κλινική προσομοίωση και μεταξύ του CX και των FS και PR στην μεταλλογραφική λείανση και μετά την παλαίωση σε νερό, με το CX να παρουσιάζει μεγαλύτερη τραχύτητα από τα άλλα υλικά. Το HX παρουσιάζεται πιο τραχύ από το FS με στατιστικά σημαντική διαφορά στην κατάσταση RRL. Το RM παρουσιάζει με στατιστικά σημαντική διαφορά μεγαλύτερη τραχύτητα από τα FS και PR.

Πίνακας 17. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας Rz. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Rz		RRL		Κλινική		Μεταλ/φική		Παλαίωση	
Υλικό i	Υλικό j	Rz(i)- Rz(j)	Sig.	Rz(i)- Rz(j)	Sig.	Rz(i)- Rz(j)	Sig.	Rz(i)- Rz(j)	Sig.
CX	HX	4,02±		4,63±	*	1,82±		2,07±	
		3,74		3,63		2,38		1,42	
	FS	5,21±		6,84±	*	3,0±	*	3,01±	*
		3,37		2,01		2,07		1,46	
	PR	4,75±		6,01±	*	2,81±	*	3,01±	*
		2,74		2,1		2,26		1,85	
	RM	4,25±		4,31±	*	1,79±		1,45±	
		4,27		2,77		2,13		2,57	
HX	FS	1,19±	*	2,21±		1,18±		0,94±	
		0,6		1,79		1,05		1,34	
	PR	0,73±		1,37±		1,0±		0,94±	
		1,13		1,99		0,98		0,94	
	RM	0,23±		-0,32±		-0,03±		-0,61±	
		1,24		2,08		1,17		1,90	
FS	PR	-0,46±		-0,83±		-0,19±		0,01±	
		0,67		0,71		0,36		1,03	
	RM	-0,96±		-2,53±	*	-1,21±		-1,55±	
		1,23		1,23		0,82		2,54	
PR	RM	-0,50±		-1,70±	*	-1,02±		-1,56±	
		1,75		0,95		0,75		2,29	

Στην παράμετρο τραχύτητας R_t μεταξύ των υλικών παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ του CX και όλων των υπολοίπων υλικών στην κλινική προσομοίωση και μεταξύ του CX και του FS στην κατάσταση RRL, με το CX να παρουσιάζει μεγαλύτερη τραχύτητα από τα άλλα υλικά. Το υλικό HX έχει μεγαλύτερη τραχύτητα με στατιστικά σημαντική διαφορά από το υλικό FS στην κατάσταση RRL και στην κλινική προσομοίωση λείανσης. Το υλικό RM παρουσιάζει μεγαλύτερη τραχύτητα με στατιστικά σημαντική διαφορά από το υλικό FS στην κλινική και στη μεταλλογραφική λείανση και από το υλικό PR στη μεταλλογραφική λείανση.

Πίνακας 18. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας R_t . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Rt		RRL		Κλινική		Μεταλ/φική		Παλαίωση	
Υλικό i	Υλικό j	Rt(i)- Rt(j)	Sig.	Rt(i)- Rt(j)	Sig.	Rt (i)- Rt(j)	Sig.	Rt(i)- Rt(j)	Sig.
CX	HX	7,04±		6,48±	*	3,8±		2,70±	
		5,49		5,45		4,9		4,8	
	FS	9,46±		10,81±	*	5,34±		4,33±	
		4,81		3,08		4,25		2,60	
	PR	7,61±		8,61±	*	5,12±		4,68±	
		2,7		3,62		4,34		3,85	
	RM	6,93±		5,66±	*	2,97±		1,42±	
		6,53		4,42		5,36		5,68	
HX	FS	2,42±	*	4,32±	*	1,54±		1,63±	
		1,13		3,05		1,29		3,79	
	PR	0,57±		2,13±		1,33±		1,98±	
		3,29		4,26		1,21		2,27	
	RM	-0,11±		-0,83±		-0,83±		-1,28±	
		2,43		3,91		1,34		4,63	
FS	PR	-1,85±		-2,19±		-0,22±		0,34±	
		2,46		1,98		0,38		2,58	
	RM	-2,53±		-5,15±	*	-2,37±	*	-2,91±	
		2,38		2,19		2,05		6,03	
PR	RM	-0,68±		-2,96±		-2,16±	*	-3,25±	
		4,37		2,47		1,75		4,82	

Στην παράμετρο τραχύτητας R_q μεταξύ των υλικών παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ του CX και όλων των υπολοίπων υλικών στην κλινική προσομοίωση και μεταξύ του CX και του FS στην μεταλλογραφική λείανση. Επίσης, μεταξύ του CX και των FS και PR μετά την παλαίωση των δοκιμίων σε νερό, με το CX να παρουσιάζει μεγαλύτερη τραχύτητα από τα άλλα υλικά σε όλες τις καταστάσεις. Το υλικό HX έχει μεγαλύτερη τραχύτητα με στατιστικά σημαντική διαφορά από το υλικό FS, στην κατάσταση RRL. Τέλος, το υλικό PR παρουσιάζει μικρότερη τραχύτητα με στατιστικά σημαντική διαφορά από το υλικό RM στην κλινική προσομοίωση λείανσης.

Πίνακας 19. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας R_q . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Rq		RRL		Κλινική		Μεταλ/φική		Παλαίωση	
Υλικό i	Υλικό j	Rq(i)- Rq(j)	Sig.	Rq(i)- Rq(j)	Sig.	Rq (i)- Rq(j)	Sig.	Rq(i)- Rq(j)	Sig.
CX	HX	0,71±		0,76±	*	0,31±		0,30±	
		0,65		0,56		0,3		0,41	
	FS	0,88±		0,99±	*	0,44±	*	0,48±	*
		0,59		0,48		0,27		0,3	
	PR	0,69±		0,97±	*	0,40±		0,49±	*
		0,45		0,37		0,27		0,4	
	RM	0,61±		0,67±	*	0,23±		0,23±	
		0,75		0,48		0,24		0,48	
HX	FS	0,17±	*	0,24±		0,13±		0,17±	
		0,11		0,33		0,10		0,26	
	PR	-0,02±		0,22±		0,09±		0,19±	
		0,25		0,28		0,10		0,17	
	RM	-0,10±		-0,08±		-0,08±		-0,07±	
		0,03		0,30		0,2		0,34	
FS	PR	-0,19±		-0,02±		-0,03±		0,02±	
		0,18		0,33		0,04		0,17	
	RM	-0,27±		-0,32±		-0,21±		-0,24±	
		0,25		0,23		0,17		0,42	
PR	RM	-0,08±		-0,30±		-0,17±		-0,26±	
		0,42		0,17		0,17		0,36	

ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΟΥ ΧΡΩΜΑΤΟΣ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΙΩΝ

ί Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) για κάθε Μεταβλητή ανά Υλικό και Συνθήκη

Στους Πίνακες 20 – 22 φαίνονται οι μέσες τιμές και οι σταθερές αποκλίσεις που προέκυψαν από τις μετρήσεις του χρώματος που έγιναν στα δοκίμια.

Πίνακας 20. Αποτελέσματα των μετρήσεων φωτεινότητας L^* ανά υλικό και συνθήκη

L^*						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	61,52 ± 0,28	66,2 ± 0,23	60,6 ± 0,25	57,58 ± 0,31	63,02 ± 0,26	61,78 ± 2,89
Κλινική	63,65 ± 1,89	66,15 ± 0,21	60,77 ± 0,34	58,1 ± 0,4	63,13 ± 0,45	62,36 ± 2,90
Μεταλ/φική	61,18 ± 0,25	65,63 ± 0,15	60,58 ± 0,21	57,48 ± 0,21	63,02 ± 0,24	61,6 ± 2,75
Παλαίωση	54,1 ± 0,2	59,1 ± 0,17	53,77 ± 0,14	49,93 ± 0,15	55,83 ± 0,34	54,55 ± 3,04
Σύνολο	60,11 ± 3,78	64,27 ± 3,06	58,93 ± 3,05	55,77 ± 3,46	61,25 ± 3,21	60,07 ± 4,30

Πίνακας 21. Αποτελέσματα των μετρήσεων της παραμέτρου a^* ανά υλικό και συνθήκη

a^*						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	2,02 ± 0,37	1,8 ± 0,5	1,7 ± 0,62	2,28 ± 0,71	0,62 ± 0,27	1,68 ± 0,75
Κλινική	1,7 ± 0,66	1,68 ± 0,44	1,65 ± 0,33	2,23 ± 0,31	0,22 ± 0,28	1,5 ± 0,79
Μεταλ/φική	1,67 ± 0,34	1,48 ± 0,59	1,57 ± 0,33	1,48 ± 1,05	0,58 ± 0,39	1,36 ± 0,69
Παλαίωση	1,4 ± 0,4	0,7 ± 0,24	1,87 ± 0,48	1,25 ± 0,27	0,35 ± 0,29	1,11 ± 0,63
Σύνολο	1,7 ± 0,48	1,42 ± 0,61	1,7 ± 0,44	1,81 ± 0,78	0,44 ± 0,33	1,41 ± 0,74

Πίνακας 22. Αποτελέσματα των μετρήσεων της παραμέτρου b^* ανά υλικό και συνθήκη

b^*						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	10,07 ± 0,26	7,23 ± 0,8	6,18 ± 0,12	5,82 ± 0,17	5,43 ± 0,14	6,95 ± 1,74
Κλινική	8,72 ± 1,05	7,55 ± 0,71	6,1 ± 0,17	6,02 ± 0,37	5,82 ± 0,38	6,84 ± 1,28
Μεταλ/φική	10,28 ± 0,25	7,15 ± 0,86	6,15 ± 0,05	5,87 ± 0,22	5,22 ± 0,12	6,93 ± 1,86
Παλαίωση	6,38 ± 0,23	4,83 ± 0,10	3,47 ± 0,12	3,8 ± 0,22	3,55 ± 0,16	4,41 ± 1,13
Σύνολο	8,86 ± 1,67	6,69 ± 1,28	5,47 ± 1,19	5,37 ± 0,96	5,0 ± 0,91	6,28 ± 1,86

Στον Πίνακα 23 φαίνονται οι μέσες τιμές και οι σταθερές αποκλίσεις που προέκυψαν από τον υπολογισμό της διαφοράς του χρώματος ΔΕ μεταξύ των ιδίων δοκιμίων, μεταξύ των διαφόρων καταστάσεων κατεργασίας της επιφάνειας. Παρατηρείται ότι η παράμετρος ΔΕ κάθε υλικού από τη μία κατάσταση στην άλλη, παραμένει κάτω από την τιμή 3,3 που γίνεται αντιληπτή από τον ανθρώπινο οφθαλμό, για όλα τα υλικά, πριν την παλαίωσή τους σε νερό. Η παλαίωση όμως, επέφερε μεγάλες διαφορές χρώματος σε όλα τα υλικά, πολύ πάνω από το όριο του αντιληπτού.

Πίνακας 23. Οι μέσες τιμές και οι σταθερές αποκλίσεις που προέκυψαν από τον υπολογισμό της διαφοράς του χρώματος ΔΕ μεταξύ των ιδίων δοκιμίων, μεταξύ των διαφόρων καταστάσεων κατεργασίας της επιφάνειας

ΔΕ						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL →	2,60 ±	1,04±	0,70 ±	1,02 ±	0,94 ±	1,26 ±
Κλινική	2,13	0,80	0,53	0,42	0,27	1,21
RRL→	0,77 ±	0,94±	0,79 ±	1,0 ±	0,55 ±	0,81 ±
Μεταλ/φική	0,36	0,19	0,42	0,83	0,15	0,45
Κλινική→	3,0 ±	1,27±	0,54 ±	1,34 ±	1,1 ±	1,45 ±
Μεταλ/φική	2,14	0,51	0,11	0,6	0,2	1,27
Μεταλ/φική→	8,11 ±	7,04±	7,35 ±	7,88 ±	7,39 ±	7,55 ±
Παλαίωση	0,12	0,21	0,16	0,32	0,22	0,442
Σύνολο	3,62 ±	2,57±	2,34 ±	2,81 ±	2,49	2,77 ±
	3,13	2,68	2,97	3,04	±2,9	2,93

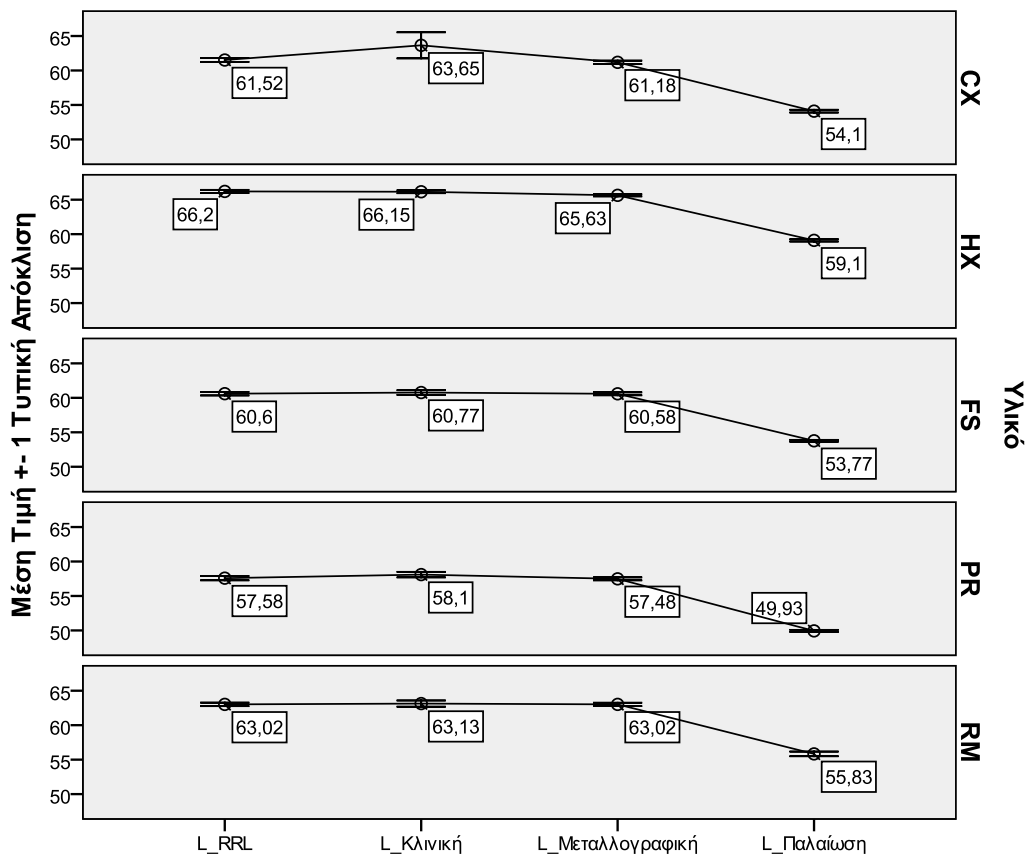
ii Σύγκριση μεταξύ των Τεχνικών Κατεργασίας της Επιφάνειας για κάθε Υλικό

Η παράμετρος φωτεινότητας L^* αυξάνεται με στατιστικά σημαντική διαφορά από την κατάσταση RRL στην κατάσταση κλινικής προσομοίωσης, μόνο στο υλικό CX. Από την κατάσταση κλινικής προσομοίωσης στην κατάσταση μεταλλογραφικής λείανσης μειώνεται με στατιστικά σημαντική διαφορά στα υλικά CX, HX και PR. Η παλαίωση των δοκιμίων σε νερό επιφέρει στατιστικά σημαντική μείωση της φωτεινότητας σε όλα τα υλικά.

Πίνακας 24. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας, για την παράμετρο φωτεινότητας L^* . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις τρεις στήλες από αριστερά συγκρίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες, ενώ στις επόμενες δύο στήλες φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

L^*	RRL- Κλινική	Κλινική- Μεταλ/φική	Μεταλ/φική- Παλαίωση	RRL- Μεταλ/φική	RRL- Παλαίωση
CX	2,13 ± 1,76 *	-2,47 ± 1,68 *	-7,08 ± 0,1 *	-0,33 ± 0,21 *	-7,42 ± 0,22 *
HX	-0,05 ± 0,29	-0,52 ± 0,17 *	-6,53 ± 0,10 *	-0,57 ± 0,2 *	-7,1 ± 0,19 *
FS	0,17 ± 0,36	-0,18 ± 0,26	-6,82 ± 0,21 *	-0,02 ± 0,32	-6,83 ± 0,17 *
PR	0,52 ± 0,51	-0,62 ± 0,4 *	-7,55 ± 0,29 *	-0,1 ± 0,3	-7,65 ± 0,29 *
RM	0,11 ± 0,53	-0,12 ± 0,57	-7,18 ± 0,24 *	0 ± 0,28	-7,18 ± 0,25 *

Πίνακας 25. Γραφική παράσταση των μεταβολών της παραμέτρου φωτεινότητας L^* μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό

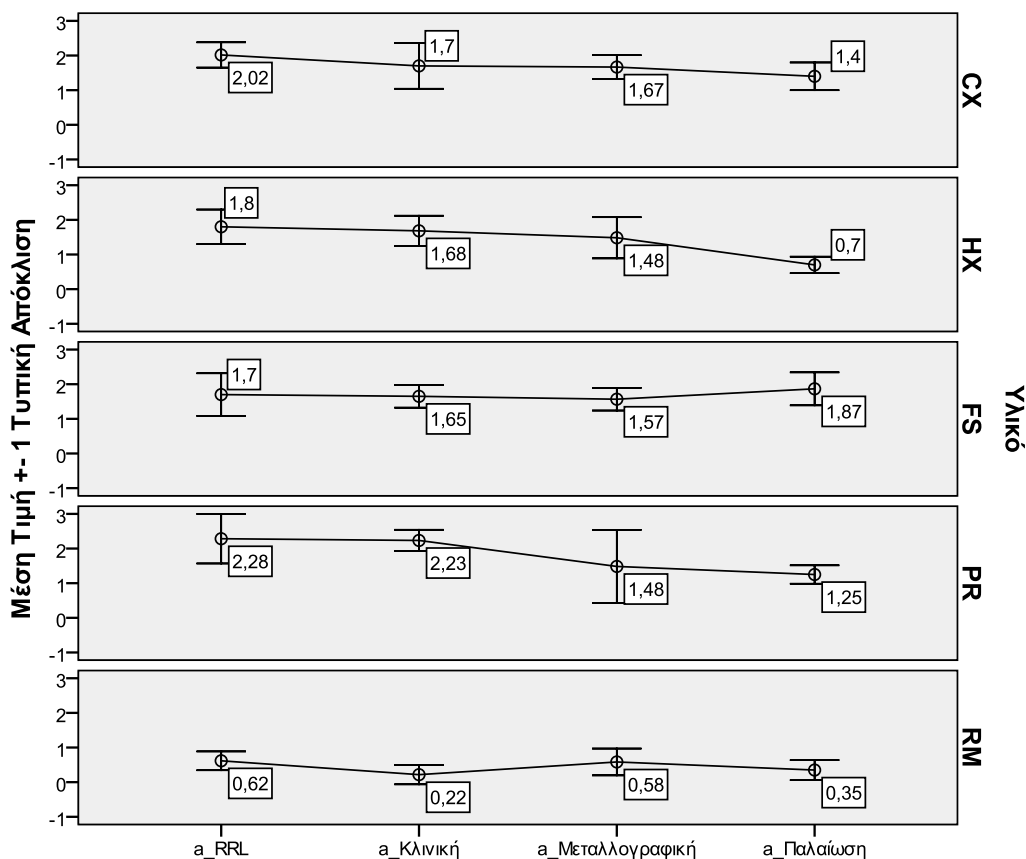


Σχετικά με την παράμετρο του χρώματος a^* , η μόνη μέτρηση που παρουσιάζει στατιστικά σημαντική διαφορά, προς το πράσινο, είναι στο υλικό HX μετά από την παλαίωσή του σε νερό.

Πίνακας 26. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για την χρωματική παράμετρο a^* . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις τρεις στήλες από αριστερά συγκρίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες, ενώ στις επόμενες δύο στήλες φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

a^*	RRL- Κλινική	Κλινική- Μεταλ/φική	Μεταλ/φική- Παλαίωση	RRL- Μεταλ/φική	RRL- Παλαίωση
CX	-0,32 ± 0,44	-0,03 ± 0,82	-0,27 ± 0,57	-0,35 ± 0,65	-0,62 ± 0,3 *
HX	-0,12 ± 0,61	-0,2 ± 0,55	-0,78 ± 0,71 *	-0,32 ± 0,65	-1,1 ± 0,69 *
FS	-0,05 ± 0,82	-0,08 ± 0,46	0,3 ± 0,53	-0,13 ± 0,88	0,17 ± 0,60
PR	-0,05 ± 0,82	-0,75 ± 1,05	-0,23 ± 0,91	-0,8 ± 0,98	-1,03 ± 0,67 *
RM	-0,4 ± 0,48	0,37 ± 0,56	-0,23 ± 0,38	-0,03 ± 0,5	-0,27 ± 0,30

Πίνακας 27. Γραφική παράσταση των μεταβολών της χρωματικής παραμέτρου a^* μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό

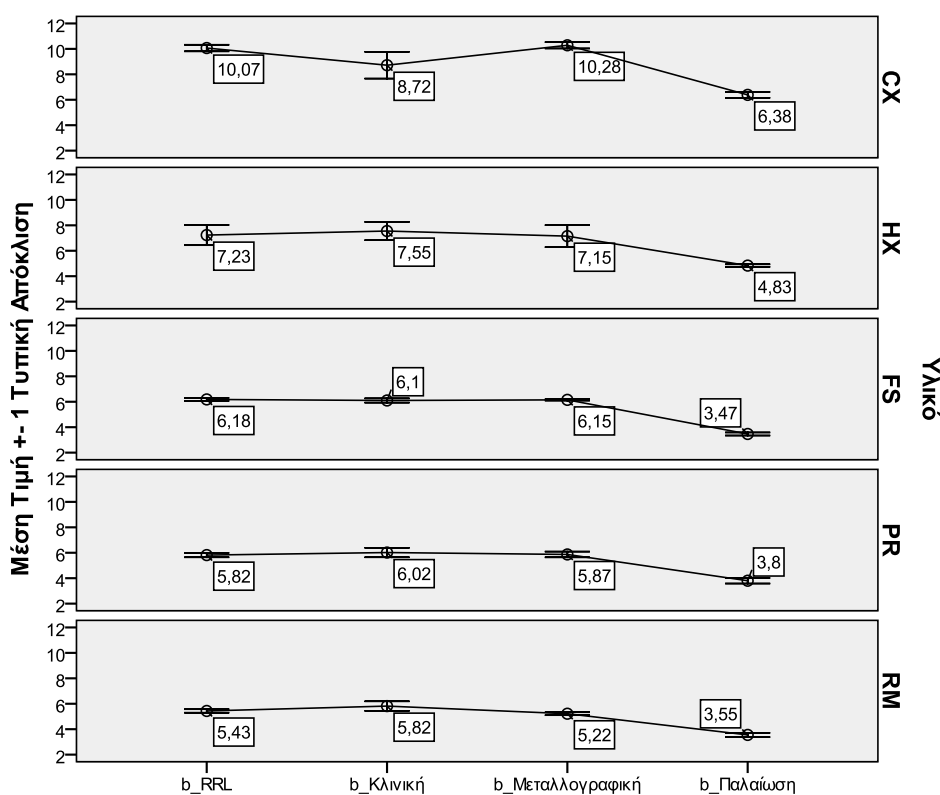


Σχετικά με την παράμετρο του χρώματος b^* , από την κατάσταση RRL στην κατάσταση κλινικής προσομοίωσης, το μόνο υλικό που παρουσιάζει στατιστικά σημαντική διαφορά, είναι το CX (προς το μπλε). Από την κλινική στη μεταλλογραφική λείανση, το CX παρουσιάζει στατιστικά σημαντική διαφορά προς το κίτρινο και το RM προς το μπλε. Μετά την παλαίωση των δοκιμίων σε νερό, όλα τα υλικά παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές διαφορές και γίνονται πιο μπλε.

Πίνακας 28. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για την χρωματική παράμετρο b^* . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις τρεις στήλες από αριστερά συγκρίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες, ενώ στις επόμενες δύο στήλες φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

b^*	RRL-Κλινική	Κλινική-Μεταλ/φική	Μεταλ/φική-Παλαίωση	RRL-Μεταλ/φική	RRL-Παλαίωση
	CX	-1,35 ± 1,27 *	1,57 ± 1,26 *	-3,9 ± 0,11 *	0,22 ± 0,1 *
HX	0,32 ± 1,16	-0,4 ± 1,14	-2,32 ± 0,79 *	-0,08 ± 0,33	-2,4 ± 0,72 *
FS	-0,08 ± 0,15	0,05 ± 0,16	-2,68 ± 0,15 *	-0,03 ± 0,10	-2,72 ± 0,13 *
PR	0,2 ± 0,34	-0,15 ± 0,27	-2,07 ± 0,26 *	0,05 ± 0,25	-2,02 ± 0,25 *
RM	0,38 ± 0,5	-0,6 ± 0,49 *	-1,67 ± 0,19 *	-0,22 ± 0,07 *	-1,88 ± 0,21 *

Πίνακας 29. Γραφική παράσταση των μεταβολών της χρωματικής παραμέτρου b^* μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειάς, για κάθε υλικό



Σημειώνεται ότι δεν είναι δυνατόν για τη χρωματική διαφορά ΔE να γίνει στατιστικός έλεγχος για τον εντοπισμό διαφοροποίησης ανάμεσα στα ζεύγη συνθηκών, καθώς η χρωματική διαφορά υπολογίζεται από τον τύπο $\Delta E = \{\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2\}^{1/2}$ και όχι ως διαφορά δύο μετρήσεων.

iii Σύγκριση μεταξύ των Υλικών για κάθε Τεχνική Κατεργασίας της Επιφάνειας

Η παράμετρος L^* παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλα τα υλικά, εκτός από το υλικό CX, με τα υλικά HX και RM στην κλινική λείανση. Στις στατιστικά σημαντικές διαφορές που παρουσιάζονται, παρατηρείται ότι το CX έχει χαμηλότερη φωτεινότητα από τα HX και RM και υψηλότερη φωτεινότητα από τα FS και PR. Το HX έχει μεγαλύτερη φωτεινότητα από όλα τα υλικά. Το FS έχει μεγαλύτερη φωτεινότητα

τητα από το PR και μικρότερη από το RM. Τέλος, το PR έχει μικρότερη φωτεινότητα από το RM.

Πίνακας 30. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο φωτεινότητας L^* . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

L^*		RRL		Κλινική		Μεταλ/φική		Παλαίωση	
Υλικό i	Υλικό j	L(i)-L(j)	Sig.	L(i)-L(j)	Sig.	L(i)-L(j)	Sig.	L(i)-L(j)	Sig.
CX	HX	-4,68±	*	-2,5±		-4,45±	*	-5±	*
		0,42		2,07		0,29		0,28	
	FS	0,92±	*	2,88±	*	0,6±	*	0,33±	
		0,37		1,82		0,36		0,19	
PR	3,93±	*	5,55±	*	3,7±	*	4,17±	*	
	0,51		2,14		0,39		0,29		
RM	-1,5±	*	0,52±		-1,83±	*	-1,73±	*	
	0,41		1,70		0,25		0,31		
HX	FS	5,6±	*	5,38±	*	5,05±	*	5,33±	*
		0,33		0,48		0,33		0,24	
	PR	8,62±	*	8,05±	*	8,15±	*	9,17±	*
		0,34		0,36		0,30		0,16	
RM	3,18±	*	3,02±	*	2,62±	*	3,27±	*	
	0,28		0,63		0,25		0,33		
FS	PR	3,017±	*	2,667±	*	3,1±	*	3,83±	*
		0,426		0,516		0,13		0,19	
RM	-2,417±	*	-2,367±	*	-2,43±	*	-2,07±	*	
	0,382		0,333		0,37		0,31		
PR	RM	-5,43±	*	-5,03±	*	-5,53±	*	-5,9±	*
		0,32		0,75		0,33		0,36	

Στην παράμετρο του χρώματος a^* , το υλικό CX παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές με το RM σε όλες τις καταστάσεις λείανσης, ευρισκόμενο προς την κόκκινη πλευρά του άξονα. Επίσης, διαφέρει στατιστικά σημαντικά με το ΗΧ μετά την παλαίωση σε νερό, ευρισκόμενο και πάλι προς την κόκκινη πλευρά σε σχέση με αυτό. Το ΗΧ είναι πιο πράσινο με στατιστικά σημαντική διαφορά από το υλικό FS και το υλικό PR, μετά την παλαίωσή τους σε νερό. Επίσης, το ΗΧ είναι πιο κόκκινο από το RM στην κατάσταση RRL και στην κλινική λείανση. Το υλικό FS έχει πιο θετικό a^* (είναι πιο κόκκινο) από το υλικό RM σε όλες τις καταστάσεις λείανσης. Τέλος, το υλικό PR είναι πιο κόκκινο από το υλικό RM με στατιστικά σημαντική διαφορά σε όλες τις καταστάσεις, εκτός από τη μεταλλογραφική λείανση.

Πίνακας 31. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για την χρωματική παράμετρο a^* . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

a^*		RRL		Κλινική		Μεταλ/φική		Παλαίωση	
Υλικό i	Υλικό j	a(i)-a(j)	Sig.	a(i)-a(j)	Sig.	a (i)-a(j)	Sig.	a(i)-a(j)	Sig.
CX	HX	0,22±		0,02±		0,18±		0,7±	*
		0,42		1,01		0,71		0,43	
	FS	0,32±		0,05±		0,1±		-0,47±	
		0,40		0,89		0,3		0,31	
	PR	-0,27		-0,53		0,18±		0,15±	
		±0,89		±0,56		1,12		0,48	
	RM	1,4±	*	1,48±	*	1,08±	*	1,05±	*
		0,54		0,68		0,44		0,48	
HX	FS	0,1±		0,03±		-0,08		-1,17±	*
		0,68		0,53		±0,71		0,55	
	PR	-0,48±		-0,55±		0±		-0,55±	*
		0,93		0,66		1,03		0,44	
	RM	1,18±	*	1,47±	*	0,9±		0,35±	
		0,64		0,43		0,95		0,41	
FS	PR	-0,58±		-0,58±		0,08±		0,62±	
		0,89		0,50		1,22		0,57	
	RM	1,08±	*	1,43±	*	0,98±	*	1,52±	*
		0,63		0,55		0,49		0,37	
PR	RM	1,67±	*	2,02±	*	0,9±		0,9±	*
		0,53		0,48		1,10		0,42	

Στον άξονα του κίτρινου - μπλε, η παράμετρος του χρώματος b^* , παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές για το υλικό CX, το οποίο παρουσιάζεται πιο κίτρινο από όλα τα υλικά, σε όλες τις καταστάσεις, εκτός από την κλινική λείανση με το υλικό ΗΧ. Το υλικό ΗΧ παρουσιάζεται με στατιστικά σημαντική διαφορά πιο κίτρινο από τα υλικά FS και PR, μετά από την παλαίωσή τους σε νερό και από το υλικό RM σε όλες τις καταστάσεις λείανσης. Το υλικό FS παρουσιάζεται με στατιστικά σημαντικές διαφορές πιο κίτρινο από το PR στην κατάσταση RRL και στην μεταλλογραφική λείανση και πιο μπλε από το PR μετά την παλαίωση σε νερό. Τέλος, το υλικό PR εμφανίζεται πιο κίτρινο από το RM στη μεταλλογραφική λείανση.

Πίνακας 32. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για τη χρωματική παράμετρο b^* . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

b^*		RRL		Κλινική		Μεταλ/φική		Παλαίωση	
Υλικό i	Υλικό j	b(i)-b(j)	Sig.	b(i)-b(j)	Sig.	b(i)-b(j)	Sig.	b(i)-b(j)	Sig.
CX	HX	2,83±	*	1,17±		3,13±	*	1,55±	*
		0,65		0,52		0,83		0,2	
	FS	3,88±	*	2,62±	*	4,13±	*	2,92±	*
		0,28		1,02		0,22		0,32	
	PR	4,25±	*	2,7±	*	4,42±	*	2,58±	*
		0,30		1,28		0,32		0,16	
	RM	4,63±	*	2,9±	*	5,07±	*	2,83±	*
		0,36		1,15		0,29		0,28	
HX	FS	1,05±		1,45±		1±		1,37±	*
		0,78		0,64		0,86		0,15	
	PR	1,42±		1,53±		1,28±		1,03±	*
		0,89		0,85		0,86		0,22	
	RM	1,8±	*	1,73±	*	1,93±	*	1,28±	*
		0,92		0,85		0,97		0,16	
FS	PR	0,37±	*	0,08±		0,28±	*	-0,33±	*
		0,24		0,32		0,20		0,33	
	RM	0,75±	*	0,28±		0,93±	*	-0,08±	
		0,21		0,49		0,12		0,19	
PR	RM	0,38±		0,2±		0,65±	*	0,25±	
		0,17		0,61		0,26		0,33	

Η διαφορά του χρώματος ΔΕ μεταξύ των υλικών, σε όλες σχεδόν τις περιπτώσεις, βρίσκεται πάνω από την τιμή του 3,3 που θεωρείται αντιληπτή από το ανθρώπινο μάτι. Εξαιρέση αποτελούν τα ζεύγη υλικών CX - FS μετά από την παλαίωσή τους σε νερό, FS - PR στην κατάσταση RRL και στην κλινική προσομοίωση και FS - RM σε όλες τις καταστάσεις λείανσης. Παρ' όλα αυτά, οι τιμές και σε αυτές τις περιπτώσεις πλησιάζουν σημαντικά το 3,3. Σημειώνεται ότι δεν είναι δυνατόν για τη χρωματική διαφορά ΔΕ να γίνει στατιστικός έλεγχος για τον εντοπισμό διαφοροποίησης ανάμεσα στα ζεύγη υλικών, καθώς η χρωματική διαφορά υπολογίζεται από τον τύπο $\Delta E = \{\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2\}^{1/2}$ και όχι ως διαφορά δύο μετρήσεων.

Πίνακας 33. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για τη διαφορά του χρώματος ΔΕ

ΔΕ		RRL	Κλινική	Μεταλ/φική	Παλαίωση
Υλικό i	Υλικό j	ΔΕ(i-j)	ΔΕ(i-j)	ΔΕ(i-j)	ΔΕ(i-j)
CX	HX	5,52 ± 0,46	3,44 ± 0,71	5,52 ± 0,50	5,3 ± 0,26
		4,03 ± 0,29	4,26 ± 1,24	4,2 ± 0,25	3,0 ± 0,34
	PR	5,86 ± 0,54	6,44 ± 1,70	5,86 ± 0,45	4,93 ± 0,32
		RM	5,11 ± 0,29	3,83 ± 0,35	5,52 ± 0,29
HX	FS	5,78 ± 0,3	5,62 ± 0,57	5,24 ± 0,41	5,65 ± 0,31
	PR	8,82 ± 0,43	8,27 ± 0,39	8,34 ± 0,4	9,25 ± 0,15
	RM	3,98 ± 0,30	3,89 ± 0,46	3,58 ± 0,41	3,55 ± 0,34
FS	PR	3,20 ± 0,47	2,79 ± 0,48	3,31 ± 0,17	3,94 ± 0,17
	RM	2,8 ± 0,51	2,84 ± 0,52	2,83 ± 0,29	2,6 ± 0,26
PR	RM	5,72 ± 0,35	5,47 ± 0,78	5,74 ± 0,25	5,99 ± 0,36

ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΙΩΝ

ι Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) για κάθε Μεταβλητή ανά Υλικό και Συνθήκη

Στον Πίνακα 33 φαίνονται οι μέσες τιμές και οι σταθερές αποκλίσεις που προέκυψαν από τις μετρήσεις αντανakλαστικότητας επιφάνειας που έγιναν στα δοκίμια.

Πίνακας 34. Αποτελέσματα των μετρήσεων αντανakλαστικότητας επιφάνειας ανά υλικό και συνθήκη

Αντανakλαστικότητα Επιφάνειας (Α.Ε.)						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	77,5 ± 3,27	74,67 ± 4,28	81,67 ± 6,25	71,33 ± 1,75	72 ± 4,05	75,43 ± 5,48
Κλινική	26 ± 3,41	29,83 ± 5,53	43,5 ± 3,62	45,67 ± 6,28	45,67 ± 4,46	38,13 ± 9,69
Μεταλ/φική	53,83 ± 9,15	51,83 ± 7,86	55,67 ± 6,65	58,67 ± 6,59	57,83 ± 5,91	55,57 ± 7,27
Παλαίωση	51 ± 8	48,33 ± 10,71	54,5 ± 5,50	54,83 ± 8,91	51,17 ± 5,34	51,97 ± 7,79
Σύνολο	52,08 ± 19,6	51,17 ± 17,72	58,83 ± 15,24	57,63 ± 11,16	56,67 ± 11,08	55,28 ± 15,40

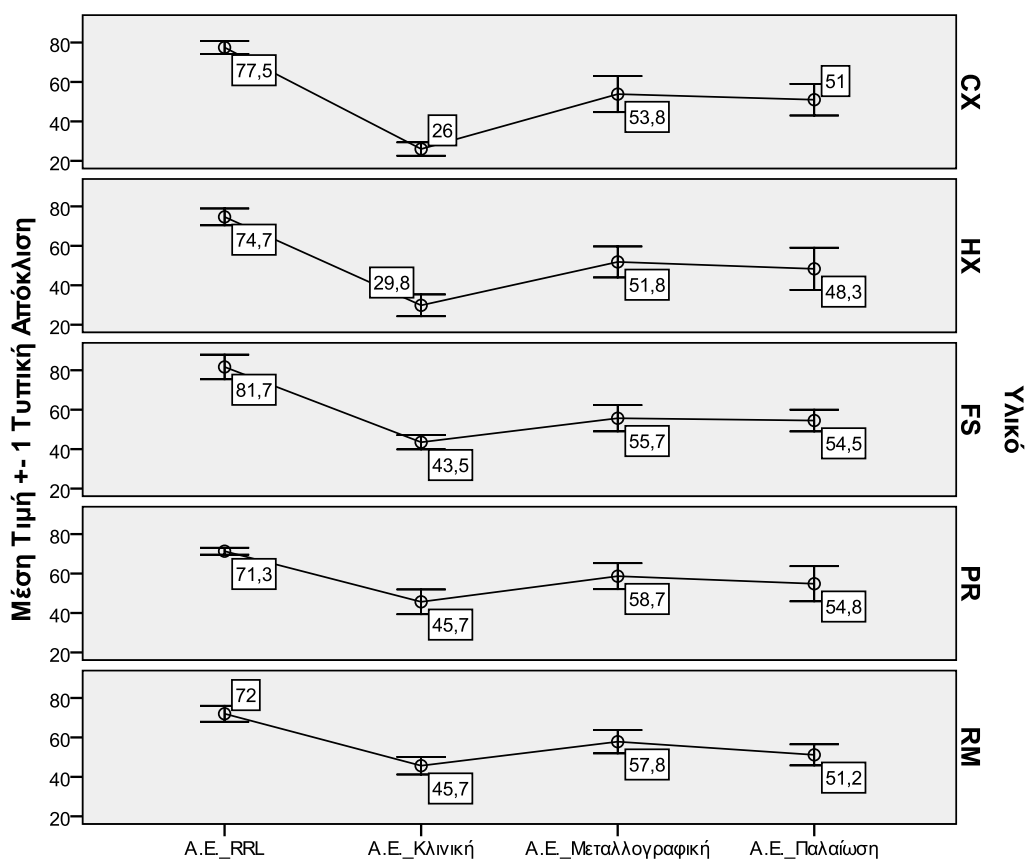
ii Σύγκριση μεταξύ των Τεχνικών Κατεργασίας της Επιφάνειας για κάθε Υλικό

Η αντανακλαστικότητα επιφάνειας μειώνεται με στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλα τα υλικά, από την κατάσταση RRL στην κατάσταση κλινικής προσομοίωσης. Από την κλινική στη μεταλλογραφική λείανση, υπάρχει αύξηση με στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλα τα υλικά. Μετά από την παλαίωση των δοκιμίων σε νερό, δεν υπάρχει καμία στατιστικά σημαντική διαφορά.

Πίνακας 35. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για την αντανακλαστικότητα επιφάνειας. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις τρεις στήλες από αριστερά συγκρίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες, ενώ στις επόμενες δύο στήλες φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

A.E.	RRL- Κλινική	Κλινική- Μεταλ/φική	Μεταλ/φική- Παλαίωση	RRL- Μεταλ/φική	RRL- Παλαίωση
CX	-51,5 ± 5,75 *	27,83 ± 11,55 *	-2,83 ± 3,49	-23,67 ± 6,83 *	-26,5 ± 5,58 *
HX	-44,83 ± 7,55 *	22 ± 13,07 *	-3,5 ± 4,85	-22,83 ± 7,19 *	-26,33 ± ± 9,58 *
FS	-38,17 ± 4,17 *	12,18 ± 7,62 *	-1,17 ± 2,56	-26 ± 9,76 *	-27,17 ± ± 9,52 *
PR	-25,67 ± 6,15 *	13 ± 7,8 *	-3,83 ± 6,73	-12,67 ± 7,50 *	-16,5 ± 8,83 *
RM	-26,33 ± 4,88 *	12,17 ± 6,21 *	-6,67 ± 7,12	-14,17 ± 6,08 *	-20,83 ± ± 4,12 *

Πίνακας 36. Γραφική παράσταση των μεταβολών της αντανakλαστικότητας επιφάνειας μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό



iii Σύγκριση μεταξύ των Υλικών για κάθε Τεχνική Κατεργασίας της Επιφάνειας

Στην αντανakλαστικότητα επιφάνειας, τα διάφορα υλικά μεταξύ τους παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές διαφορές ως εξής: Το CX έχει μικρότερη αντανakλαστικότητα στην κλινική λείανση από τα υλικά FS, PR και RM. Το HX έχει μικρότερη αντανakλαστικότητα επιφάνειας από τα υλικά FS, PR και RM στην κλινική λείανση. Μικρότερη αντανakλαστικότητα επιφάνειας επίσης παρουσιάζει το HX από το FS και στην κατάσταση RRL. Το υλικό FS έχει μεγαλύτερη αντανakλαστικότητα από τα υλικά PR και RM στην κατάσταση RRL.

Πίνακας 37. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για την αντανάκλαστικότητα επιφάνειας. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

A.E.		RRL		Κλινική		Μεταλ/φική		Παλαίωση	
Υλικό i	Υλικό j	A.E.(i)- A.E.(j)	Sig.	A.E.(i)- A.E.(j)	Sig.	A.E.(i)- A.E.(j)	Sig.	A.E.(i)- A.E.(j)	Sig.
CX	HX	2,83±		-3,83±		2±		2,67±	
		6,49		6,27		15,47		16,62	
	FS	-4,17±		-17,5±	*	-1,83±		-3,5±	
		8,18		5,24		12,89		10,41	
	PR	6,17±		-19,67	*	-4,83±		-3,83±	
		4,21		±5,20		7,78		8,66	
	RM	5,5±		-19,67	*	-4±		-0,17±	
		5,75		±6,05		14,52		12,51	
HX	FS	-7±		-13,67	*	-3,83±		-6,17±	
		8,92		±7,47		8,89		9,6	
	PR	3,33±		-15,83	*	-6,83±		-6,5±	
		3,83		±6,11		13,15		17,95	
	RM	2,67±		-15,83	*	-6±		-2,83±	
		4,50		±8,77		8,97		7,73	
FS	PR	10,33±	*	-2,17±		-3±		-0,33±	
		6,98		9,04		11,93		11,11	
	RM	9,67±	*	-2,17±		-2,17±		3,33±	
		8,80		7,03		7,41		6,22	
PR	RM	-0,67±		0±		0,83±		3,67±	
		4,08		6,99		10,26		13,0	

ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΤΡΑΧΥΤΗΤΑΣ, ΧΡΩΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ

Υπολογίστηκε ο συντελεστής συσχέτισης r (του Pearson ή του Spearman ανάλογα με την κανονικότητα ή μη των δεδομένων) ανάμεσα στις διαφορές της τραχύτητας και στις διαφορές των παραμέτρων χρώματος και αντανακλαστικότητας επιφάνειας, καθώς και η σημαντικότητα του συντελεστή αυτού σε κάθε περίπτωση. Επίσης, υπολογίστηκε και ο δείκτης r^2 , ο οποίος υποδηλώνει το ποσοστό της μεταβλητότητας της μιας μεταβλητής που επεξηγείται από την άλλη.

Στους Πίνακες 38 – 47 φαίνεται ότι οι συντελεστές συσχέτισης r , μεταξύ των μεταβολών της τραχύτητας και των παραμέτρων του χρώματος και της αντανακλαστικότητας επιφάνειας, δεν παρουσιάζουν σχεδόν καμία στατιστική σημαντικότητα. Εξαιρέσεις αποτελούν οι παρακάτω συσχετίσεις: $\Delta R_t - \Delta L^*$ μεταξύ κλινικής και μεταλλογραφικής λείανσης για το υλικό PR. $\Delta R_z - \Delta a^*$ μεταξύ μεταλλογραφικής λείανσης και παλαίωσης των δοκιμίων σε νερό για το υλικό ΗΧ. ΔR_t και Δa^* μεταξύ κλινικής και μεταλλογραφικής λείανσης για το υλικό RM και μεταξύ μεταλλογραφικής λείανσης και παλαίωσης για το υλικό ΗΧ. $\Delta R_a - \Delta b^*$ μεταξύ RRL και κλινικής λείανσης για το υλικό FS και μεταξύ μεταλλογραφικής λείανσης και παλαίωσης για το υλικό CX. $\Delta R_a - \Delta A.E.$ μεταξύ κλινικής και μεταλλογραφικής λείανσης για το υλικό FS και μεταξύ μεταλλογραφικής λείανσης και παλαίωσης για το υλικό RM. $\Delta R_q - \Delta A.E.$ μεταξύ RRL και μεταλλογραφικής λείανσης για το υλικό FS και μεταξύ μεταλλογραφικής λείανσης και παλαίωσης για το υλικό RM. $\Delta R_t - \Delta A.E.$ μεταξύ RRL και μεταλλογραφικής λείανσης για το υλικό FS. $\Delta R_a - \Delta E$ μεταξύ RRL και μεταλλογραφικής λείανσης για το υλικό FS. $\Delta R_q - \Delta E$ μετα-

ξύ RRL και μεταλλογραφικής λείανσης για το υλικό FS. ΔRt - ΔE μεταξύ RRL και κλινικής λείανσης για το υλικό FS και μεταξύ RRL και μεταλλογραφικής λείανσης και πάλι για το υλικό FS.

Ο δείκτης r^2 υπολογίστηκε και παρομοίως δεν βρέθηκαν υψηλά ποσοστά μεταβλητότητας της μίας μεταβλητής που επεξηγείται από την άλλη.

Πίνακας 38. Ο συντελεστής συσχέτισης r ανά υλικό, για τα ζεύγη των διαφορών των παραμέτρων τραχύτητας ΔRa , ΔRz , ΔRq και ΔRt , με την διαφορά της παραμέτρου φωτεινότητας ΔL . Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

		CX		HX		FS		PR		RM	
		r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.
$\Delta Ra-\Delta L$	RRL-Κλινική	,2	,70	,43	,4	-,65	,16	-,29	,58	,14	,8
	RRL-Μεταλ/φική	-,39	,44	,37	,47	0	1	,44	,38	-,78	,07
	Κλινική-Μεταλ/φική	-,20	,7	,55	,52	-,43	,39	-,5	,31	,22	,67
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	,06	,91	-,27	,60	,03	,96	-,14	,79	,56	,24
$\Delta Rz-\Delta L$	RRL-Κλινική	,49	,33	,42	,40	-,69	,12	-,40	,43	,17	,74
	RRL-Μεταλ/φική	-,21	,69	-,29	,58	-,44	,38	,51	,30	-,55	,26
	Κλινική-Μεταλ/φική	-,26	,62	,56	,24	-,70	,12	-,43	,4	,17	,74
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	,25	,64	-,50	,31	-,09	,87	-,17	,75	,68	,13
$\Delta Rq-\Delta L$	RRL-Κλινική	,43	,4	,35	,5	-,43	,4	-,31	,55	,32	,53
	RRL-Μεταλ/φική	-,35	,5	,10	,85	-,23	,66	,59	,22	-,32	,54
	Κλινική-Μεταλ/φική	-,20	,7	,64	,17	,32	,54	-,55	,26	,17	,75
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	,15	,77	-,43	,39	,43	,4	-,20	,7	,7	,12
$\Delta Rt-\Delta L$	RRL-Κλινική	,6	,21	,42	,40	-,69	,12	-,31	,55	,14	,8
	RRL-Μεταλ/φική	-,23	,66	,15	,77	-,70	,12	,66	,16	-,29	,58
	Κλινική-Μεταλ/φική	-,23	,66	,52	,29	-,66	,16	-,90	,01 *	-,24	,65
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	,28	,59	-,59	,21	-,35	,5	-,34	,50	,55	,26

Πίνακας 39. Ο δείκτης r^2 ανά υλικό, για τα ζεύγη των διαφορών των παραμέτρων τραχύτητας ΔRa , ΔRz , ΔRq και ΔRt , με την διαφορά της παραμέτρου φωτεινότητας ΔL

		r^2				
		CX	HX	FS	PR	RM
$\Delta Ra-\Delta L$	RRL-Κλινική	0,04	0,18	0,43	0,08	0,02
	RRL-Μεταλ/φική	0,15	0,14	0	0,19	0,61
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,04	0,31	0,19	0,25	0,05
	Μεταλ/φική-Παλαιώση	0,01	0,07	0,01	0,02	0,32
$\Delta Rz-\Delta L$	RRL-Κλινική	0,24	0,18	0,48	0,16	0,03
	RRL-Μεταλ/φική	0,04	0,08	0,19	0,26	0,30
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,07	0,32	0,49	0,18	0,03
	Μεταλ/φική-Παλαιώση	0,06	0,25	0,01	0,03	0,47
$\Delta Rq-\Delta L$	RRL-Κλινική	0,18	0,12	0,18	0,1	0,11
	RRL-Μεταλ/φική	0,12	0,01	0,05	0,35	0,10
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,04	0,41	0,10	0,30	0,03
	Μεταλ/φική-Παλαιώση	0,02	0,19	0,18	0,04	0,49
$\Delta Rt-\Delta L$	RRL-Κλινική	0,36	0,18	0,48	0,1	0,02
	RRL-Μεταλ/φική	0,05	0,02	0,49	0,43	0,08
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,05	0,27	0,43	0,81	0,06
	Μεταλ/φική-Παλαιώση	0,08	0,35	0,12	0,11	0,30

Πίνακας 40. Ο συντελεστής συσχέτισης r ανά υλικό, για τα ζεύγη των διαφορών των παραμέτρων τραχύτητας ΔRa , ΔRz , ΔRq και ΔRt , με την διαφορά της χρωματικής παραμέτρου Δa . Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

		CX		HX		FS		PR		RM	
		r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.
$\Delta Ra-\Delta a$	RRL-Κλινική	-,39	,44	-,55	,25	-,40	,43	-,37	,47	,68	,14
	RRL-Μεταλ/φική	,31	,54	-,41	,42	-,5	,32	-,11	,84	,24	,65
	Κλινική-Μεταλ/φική	-,17	,74	,03	,95	-,19	,71	-,01	,1	-,01	,99
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,70	,12	-,25	,64	-,23	,66	,32	,54	,21	,1
$\Delta Rz-\Delta a$	RRL-Κλινική	-,30	,56	-,54	,27	-,10	,85	-,26	,62	,66	,16
	RRL-Μεταλ/φική	,5	,31	-,09	,87	,41	,42	-,14	,79	-,03	,95
	Κλινική-Μεταλ/φική	-,03	,96	,08	,89	,25	,64	,03	,96	-,27	,60
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	,59	,22	,85	,03 *	-,26	,62	,56	,24	-,19	,72
$\Delta Rq-\Delta a$	RRL-Κλινική	-,38	,45	-,67	,15	-,09	,87	-,26	,62	,75	,08
	RRL-Μεταλ/φική	,37	,47	-,53	,28	-,38	,46	-,35	,5	-,3	,56
	Κλινική-Μεταλ/φική	-,17	,74	-,19	,72	-,48	,33	-,06	,91	-,19	,72
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,36	,48	,34	,51	-,6	,21	,35	,49	-,09	,87
$\Delta Rt-\Delta a$	RRL-Κλινική	-,25	,63	-,38	,45	,13	,81	-,14	,79	,68	,14
	RRL-Μεταλ/φική	,43	,4	-,5	,32	-,02	,97	-,09	,87	-,32	,53
	Κλινική-Μεταλ/φική	,20	,7	-,02	,97	,38	,46	-,1	,85	-,83	,04 *
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	,06	,91	,89	,02 *	-,61	,2	,26	,61	,03	,96

Πίνακας 41. Ο δείκτης r^2 ανά υλικό, για τα ζεύγη των διαφορών των παραμέτρων τραχύτητας ΔRa , ΔRz , ΔRq και ΔRt , με την διαφορά της χρωματικής παραμέτρου Δa

		r^2				
		CX	HX	FS	PR	RM
$\Delta Ra-\Delta a$	RRL-Κλινική	0,16	0,31	0,16	0,14	0,46
	RRL-Μεταλ/φική	0,1	0,17	0,25	0,01	0,06
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,03	0,01	0,04	0,00	0,00
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,49	0,06	0,05	0,10	0,04
$\Delta Rz-\Delta a$	RRL-Κλινική	0,09	0,29	0,01	0,07	0,43
	RRL-Μεταλ/φική	0,25	0,01	0,17	0,02	0,00
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,01	0,01	0,07	0,01	0,07
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,35	0,72	0,07	0,32	0,03
$\Delta Rq-\Delta a$	RRL-Κλινική	0,15	0,45	0,01	0,07	0,56
	RRL-Μεταλ/φική	0,13	0,28	0,14	0,12	0,09
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,03	0,04	0,23	0,01	0,04
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,13	0,12	0,36	0,12	0,01
$\Delta Rt-\Delta a$	RRL-Κλινική	0,06	0,15	0,02	0,02	0,46
	RRL-Μεταλ/φική	0,18	0,25	0,01	0,01	0,11
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,04	0,01	0,14	0,01	0,68
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,01	0,8	0,37	0,07	0,00

Πίνακας 42. Ο συντελεστής συσχέτισης r ανά υλικό, για τα ζεύγη των διαφορών των παραμέτρων τραχύτητας ΔRa , ΔRz , ΔRq και ΔRt , με τη διαφορά της χρωματικής παραμέτρου Δb . Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

		CX		HX		FS		PR		RM	
		r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.
$\Delta Ra-\Delta b$	RRL-Κλινική	-,46	,35	,69	,12	-,81	0,5*	,41	,42	,09	,86
	RRL-Μεταλ/φική	,55	,25	,37	,47	,18	,74	-,41	,42	,45	,38
	Κλινική-Μεταλ/φική	,01	,98	,28	,6	-,67	,14	,44	,38	,31	,55
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,81	0,5*	,76	,08	-,20	,7	-,29	,58	,30	,56
$\Delta Rz-\Delta b$	RRL-Κλινική	-,62	,19	,68	,14	-,40	,42	,48	,33	,05	,92
	RRL-Μεταλ/φική	,55	,25	,09	,87	,57	,24	-,30	,56	-,06	,91
	Κλινική-Μεταλ/φική	,20	,7	,17	,75	-,68	,14	,2	,70	,43	,39
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	,03	,96	-,35	,49	,03	,96	-,26	,62	,57	,24
$\Delta Rq-\Delta b$	RRL-Κλινική	-,51	,31	,78	,07	-,46	,35	,5	,32	-,02	,97
	RRL-Μεταλ/φική	,55	,25	,29	,58	,37	,47	-,18	,73	-,14	,8
	Κλινική-Μεταλ/φική	,17	,74	,46	,36	-,68	,14	,35	,5	,39	,44
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,55	,26	,23	,66	-,54	,27	-,5	,31	,46	,36
$\Delta Rt-\Delta b$	RRL-Κλινική	-,62	,19	,44	,38	-,35	,5	,37	,48	,06	,91
	RRL-Μεταλ/φική	,46	,35	,2	,71	,45	,37	0	1	-,43	,4
	Κλινική-Μεταλ/φική	,30	,56	,04	,93	-,61	,2	,52	,29	,67	,14
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,12	,83	-,49	,33	-,17	,74	-,6	,21	,54	,27

Πίνακας 43. Ο δείκτης r^2 ανά υλικό, για τα ζεύγη των διαφορών των παραμέτρων τραχύτητας ΔRa , ΔRz , ΔRq και ΔRt , με τη διαφορά της χρωματικής παραμέτρου Δb

		r^2				
		CX	HX	FS	PR	RM
$\Delta Ra-\Delta b$	RRI-Κλινική	0,21	0,48	0,66	0,17	0,00
	RRI-Μεταλ/φική	0,31	0,14	0,03	0,17	0,2
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,00	0,08	0,45	0,19	0,09
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,66	0,58	0,04	0,08	0,09
$\Delta Rz-\Delta b$	RRI-Κλινική	0,38	0,46	0,16	0,23	0,00
	RRI-Μεταλ/φική	0,31	0,01	0,32	0,09	0,00
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,04	0,03	0,46	0,04	0,2
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,00	0,12	0,00	0,07	0,33
$\Delta Rq-\Delta b$	RRI-Κλινική	0,26	0,60	0,21	0,25	0,00
	RRI-Μεταλ/φική	0,31	0,08	0,13	0,03	0,02
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,03	0,21	0,46	0,12	0,15
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,30	0,05	0,29	0,25	0,21
$\Delta Rt-\Delta b$	RRI-Κλινική	0,39	0,2	0,12	0,13	0,00
	RRI-Μεταλ/φική	0,21	0,04	0,20	0	0,18
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,09	0,00	0,37	0,27	0,45
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,01	0,24	0,03	0,36	0,29

Πίνακας 44. Ο συντελεστής συσχέτισης r ανά υλικό, για τα ζεύγη των διαφορών των παραμέτρων τραχύτητας ΔRa , ΔRz , ΔRq και ΔRt , με τη διαφορά της αντανakλαστικότητα επιφάνειας $\Delta A.E$. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

		CX		HX		FS		PR		RM	
		r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.
ΔRa-$\Delta A.E$.	RRL-Κλινική	-,56	,25	,09	,87	,13	,80	,45	,38	-,58	,23
	RRL-Μεταλ/φική	,50	,31	,18	,74	,39	,44	,29	,57	-,47	,35
	Κλινική-Μεταλ/φική	,35	,49	-,49	,32	-,89	,02*	-,09	,87	,23	,66
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,33	,52	-,53	,28	,51	,3	-,35	,5	-,87	,02*
ΔRz-$\Delta A.E$.	RRL-Κλινική	-,51	,30	,15	,78	,45	,36	,62	,19	-,56	,25
	RRL-Μεταλ/φική	,52	,29	,12	,83	,68	,13	,26	,62	-,38	,46
	Κλινική-Μεταλ/φική	,55	,26	-,5	,32	-,74	,09	,26	,62	,23	,66
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,09	,86	-,67	,15	,34	,51	-,09	,86	-,78	,06
ΔRq-$\Delta A.E$.	RRL-Κλινική	-,54	,28	,09	,86	,03	,96	,74	,09	-,57	,24
	RRL-Μεταλ/φική	,45	,37	,07	,89	,84	,03*	,35	,5	-,54	,26
	Κλινική-Μεταλ/φική	,42	,41	-,27	,60	-,7	,12	,32	,54	,20	,70
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,27	,6	-,68	,13	-,51	,30	-,10	,85	-,81	,05*
ΔRt-$\Delta A.E$.	RRL-Κλινική	-,43	,39	-,00	1	,45	,37	,65	,16	-,5	,32
	RRL-Μεταλ/φική	,25	,63	,06	,90	,84	,04*	,55	,26	-,27	,60
	Κλινική-Μεταλ/φική	,33	,52	-,37	,47	-,66	,15	,07	,9	,07	,89
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,21	,69	-,70	,12	,69	,13	-,16	,76	-,66	,16

Πίνακας 45. Ο δείκτης r^2 ανά υλικό, για τα ζεύγη των διαφορών των παραμέτρων τραχύτητας ΔRa , ΔRz , ΔRq και ΔRt , με τη διαφορά της αντανakλαστικότητας επιφάνειας $\Delta A.E.$

		r^2				
		CX	HX	FS	PR	RM
$\Delta Ra-\Delta A.E.$	RRI-Κλινική	0,31	0,01	0,02	0,2	0,34
	RRI-Μεταλ/φική	0,25	0,03	0,15	0,09	0,22
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,12	0,24	0,79	0,01	0,05
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,11	0,28	0,26	0,12	0,76
$\Delta Rz-\Delta A.E.$	RRI-Κλινική	0,26	0,02	0,21	0,38	0,32
	RRI-Μεταλ/φική	0,27	0,01	0,47	0,07	0,14
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,30	0,25	0,54	0,07	0,05
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,01	0,45	0,11	0,01	0,61
$\Delta Rq-\Delta A.E.$	RRI-Κλινική	0,29	0,01	0,00	0,54	0,32
	RRI-Μεταλ/φική	0,20	0,01	0,71	0,12	0,3
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,18	0,07	0,48	0,10	0,04
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,07	0,47	0,26	0,01	0,66
$\Delta Rt-\Delta A.E.$	RRI-Κλινική	0,18	0,00	0,2	0,43	0,25
	RRI-Μεταλ/φική	0,06	0,00	0,71	0,30	0,07
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,11	0,14	0,44	0,01	0,01
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,04	0,49	0,47	0,03	0,43

Πίνακας 46. Ο συντελεστής συσχέτισης r ανά υλικό, για τα ζεύγη των διαφορών των παραμέτρων τραχύτητας ΔRa , ΔRz , ΔRq και ΔRt , με τη διαφορά του χρώματος μεταξύ των συνθηκών ΔΕ. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

		CX		HX		FS		PR		RM	
		r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.	r	Sig.
ΔRa-ΔΕ	RRL-Κλινική	,2	,70	,33	,52	,64	,17	-,60	,21	-,48	,33
	RRL-Μεταλ/φική	,49	,32	-,8	,06	,83	,04 *	,18	,73	-,08	,88
	Κλινική-Μεταλ/φική	,09	,87	-,29	,57	,01	,98	,32	,54	,12	,82
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	,43	,4	-,46	,35	-,03	,96	,19	,72	-,62	,19
ΔRz-ΔΕ	RRL-Κλινική	,49	,33	,42	,41	,77	,07	-,46	,36	-,46	,35
	RRL-Μεταλ/φική	,34	,51	-,6	,21	,59	,22	,21	,69	,1	,85
	Κλινική-Μεταλ/φική	,14	,79	-,29	,57	,45	,37	,2	,70	,01	,99
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,49	,33	,18	,73	,09	,87	,16	,76	-,77	,07
ΔRq-ΔΕ	RRL-Κλινική	,43	,4	,3	,56	,26	,62	-,29	,58	-,45	,37
	RRL-Μεταλ/φική	,42	,40	-,6	,21	,88	,02 *	,41	,42	,48	,34
	Κλινική-Μεταλ/φική	,09	,87	-,48	,33	,23	,66	,35	,5	,04	,95
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,09	,87	-,06	,91	-,43	,4	,17	,74	-,77	,07
ΔRt-ΔΕ	RRL-Κλινική	,6	,21	,41	,41	,80	,05	-,29	,58	-,44	,38
	RRL-Μεταλ/φική	,25	,63	-,7	,12	,80	,05	,09	,87	,31	,54
	Κλινική-Μεταλ/φική	,14	,79	-,36	,48	,37	,47	,42	,40	-,44	,38
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	-,37	,47	,38	,45	,35	,5	,42	,41	-,66	,16

Πίνακας 47. Ο δείκτης r^2 ανά υλικό, για τα ζεύγη των διαφορών των παραμέτρων τραχύτητας ΔRa , ΔRz , ΔRq και ΔRt , με τη διαφορά του χρώματος μεταξύ των συνθηκών ΔE

		r^2				
		CX	HX	FS	PR	RM
$\Delta Ra-\Delta E$	RRL-Κλινική	0,04	0,11	0,41	0,36	0,23
	RRL-Μεταλ/φική	0,24	0,64	0,68	0,03	0,01
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,01	0,09	0,00	0,10	0,01
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,18	0,21	0,00	0,03	0,39
$\Delta Rz-\Delta E$	RRL-Κλινική	0,24	0,17	0,6	0,21	0,21
	RRL-Μεταλ/φική	0,12	0,36	0,35	0,04	0,01
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,02	0,09	0,20	0,04	0,00
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,24	0,03	0,01	0,03	0,60
$\Delta Rq-\Delta E$	RRL-Κλινική	0,18	0,09	0,07	0,08	0,20
	RRL-Μεταλ/φική	0,18	0,35	0,78	0,16	0,23
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,01	0,23	0,05	0,12	0,00
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,01	0,00	0,18	0,03	0,60
$\Delta Rt-\Delta E$	RRL-Κλινική	0,36	0,17	0,64	0,08	0,19
	RRL-Μεταλ/φική	0,06	0,49	0,64	0,01	0,1
	Κλινική-Μεταλ/φική	0,02	0,13	0,14	0,18	0,19
	Μεταλ/φική-Παλαίωση	0,14	0,15	0,12	0,17	0,43

ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΙΩΝ ΚΑΙ ΤΩΝ ΛΕΙΟΤΡΙΠΤΙΚΩΝ ΜΕΣΩΝ ΜΕΣΩ ΕΙΚΟΝΩΝ ΚΑΙ ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΟΠΤΙΚΗΣ ΠΡΟΦΙΛΟΜΕΤΡΙΑΣ

ι Παρουσία του Πλούσιου σε Ρητίνη Στρώματος

Στις Εικόνες 25– 29 παρουσιάζονται, τρισδιάστατα, οι επιφάνειες των δοκιμίων παρουσία του πλούσιου σε ρητίνη στρώματος. Σε σύγκριση με τις άλλες καταστάσεις επεξεργασίας των δοκιμίων, παρατηρείται σαφώς μικρότερη τραχύτητα της επιφάνειας. Τα υλικά παρουσιάζονται ανομοιόμορφα μεταξύ τους.

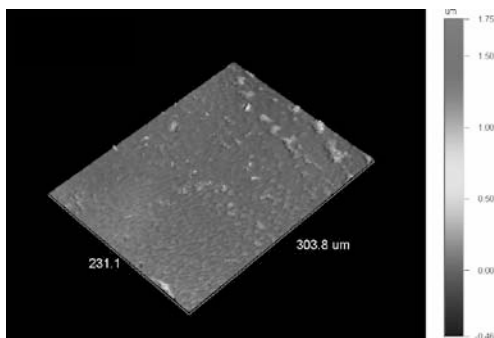
Στην Εικόνα 25, το υλικό CX παρουσιάζει κυματοειδείς σχηματισμούς ενώ παρατηρούνται επάρματα από τους κόκκους που προεξέχουν από το πλούσιο σε ρητίνη στρώμα.

Στην Εικόνα 26, του υλικού HX, παρατηρούνται γραμμικοί κυματοειδείς σχηματισμοί και κάποιοι κόκκοι που προεξέχουν από την επιφάνεια.

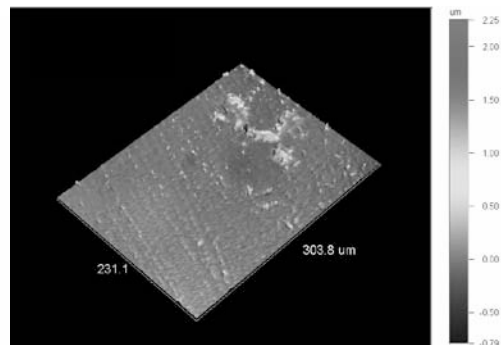
Στην Εικόνα 27, του υλικού FS, παρατηρείται γενικά ομοιόμορφη επιφάνεια με μικρές κοιλάνσεις και επάρματα από τα ενισχυτικά σωματίδια του υλικού.

Το υλικό PR, στην Εικόνα 28, παρουσιάζει λεία επιφάνεια με λιγότερους γραμμικούς σχηματισμούς και κάποιους ενισχυτικούς κόκκους που προεξέχουν. Σε αυτό το υλικό παρατηρούνται και λίγα κενά που προφανώς προέρχονται από τον εγκλεισμό φυσαλίδων αέρα μεταξύ την ταινίας κελλουλοΐτη και της σύνθετης ρητίνης.

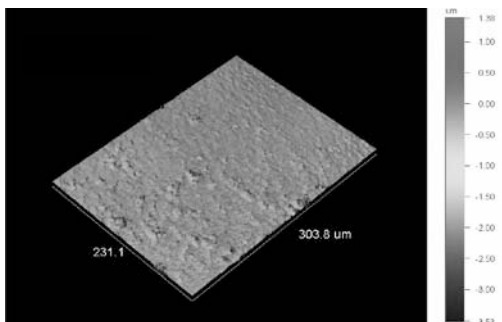
Στην Εικόνα 29, το μικρόκοκκο υλικό RM παρουσιάζει λεία επιφάνεια με μεγάλα κενά που προέρχονται από την αποκόλληση μεγάλων τμημάτων προπολυμερισμένων σωματιδίων.



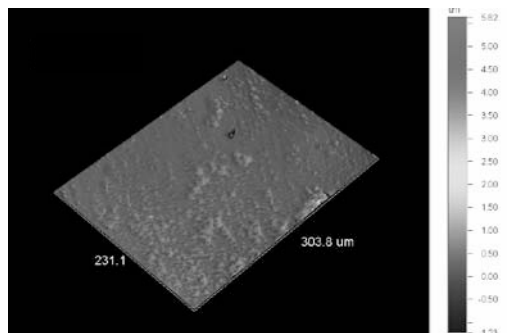
Εικόνα 25 (CX)



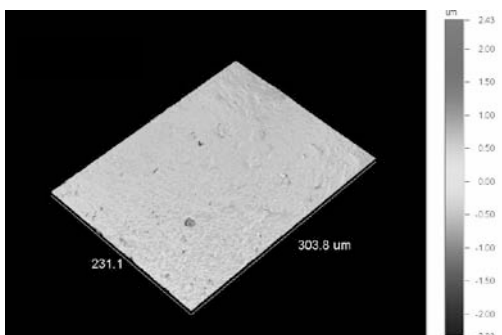
Εικόνα 26 (HX)



Εικόνα 27 (FS)



Εικόνα 28 (PR)

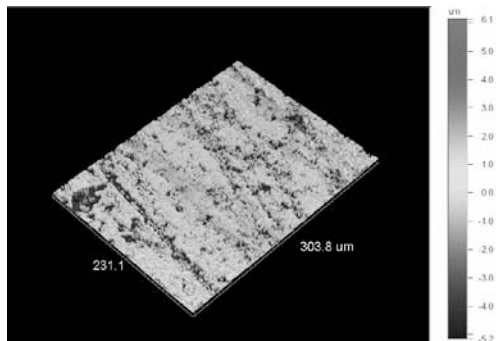


Εικόνα 29 (RM)

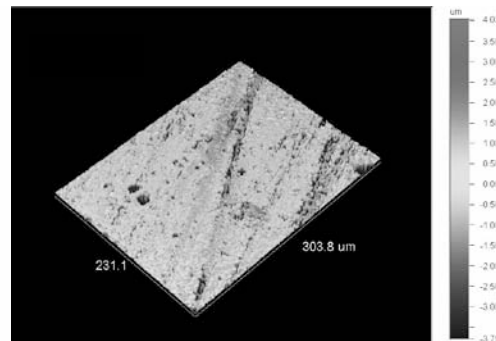
Εικόνες 25 – 29. Οι επιφάνειες των δοκιμών παρουσία του πλούσιου σε ρητίνη στρώματος (RRL).

ii Μετά από Λείανση και Στίλβωση με τα Συστήματα Κλινικής Χρήσης

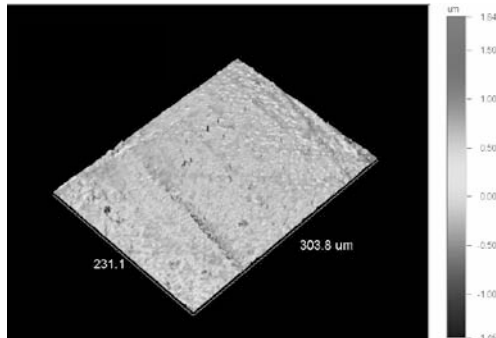
Στις Εικόνες 30 – 34 φαίνονται οι επιφάνειες των δοκιμών μετά από τη λείανση και στίλβωσή τους με τα λειοτριπτικά συστήματα που προτείνει ο αντίστοιχος κατασκευαστής για κλινική χρήση. Οι επιφάνειες όλων των υλικών παρουσιάζουν έντονα σημεία από τη χρήση αυτών των λειαντικών μέσων και σημαντική ανομοιομορφία μεταξύ τους.



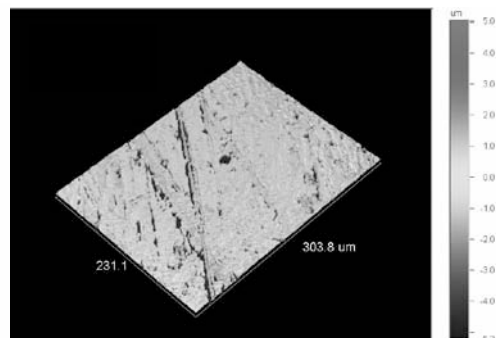
Εικόνα 30 (CX)



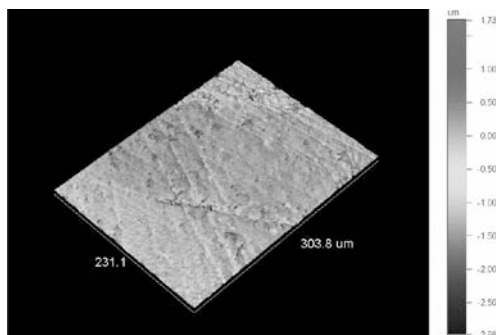
Εικόνα 31 (HX)



Εικόνα 32 (FS)



Εικόνα 33 (PR)



Εικόνα 34 (RM)

Εικόνες 30 – 34. Η επίδραση που έχουν τα λειοτριπτικά συστήματα που χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη, στην επιφάνεια των συνθέτων ρητινών.

Στην Εικόνα 30, το υλικό CX παρουσιάζει ομόρροπες γραμμώσεις με μερική απόκλιση. Παρατηρούνται αποκολλήσεις σωματιδίων σε πολλές περιοχές της επιφάνειας.

Στην Εικόνα 31, το υλικό HX παρουσιάζει και αυτό έντονες γραμμώσεις, που σε κάποιες περιοχές έχουν μεγαλύτερο εύρος. Επίσης, παρουσιάζονται επάρματα και σε κάποιες περιοχές κενά, που προέρχονται από την αποκόλληση ενισχυτικών σωματιδίων.

Στην Εικόνα 32, το υλικό FS παρουσιάζεται σημαντικά πιο λείο από τα προηγούμενα. Έχει λιγότερες χαραγές και δεν παρατηρείται κάποια ιδιαίτερη μορφολογία των ανωμαλιών.

Στην Εικόνα 33, του υλικού PR, παρατηρείται και πάλι τραχύτητα στην επιφάνεια, χωρίς έντονες κυματώσεις και με λιγότερες συνολικά γραμμώσεις, οι οποίες δείχνουν να γίνονται προς την ίδια κατεύθυνση, προφανώς ανάλογα με την φορά κίνησης του λειοτριπτικού δίσκου.

Στην Εικόνα 34, το υλικό RM παρουσιάζει σχετικά λεία επιφάνεια με αβαθείς γραμμώσεις και ορισμένα σημεία όπου έχει γίνει αποκόλληση ενισχυτικών προπολυμερισμένων σωματιδίων.

iii Μετά από Μεταλλογραφική Λείανση και Στίλβωση

Στις Εικόνες 35 – 39 διακρίνεται η μικρότερη τραχύτητα και η ομοιομορφία που επιτυγχάνεται με τα εξαιρετικά λεπτόκοκκα λειοτριπτικά (ως 2000 grit) που χρησιμοποιήθηκαν κατά τη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση των δοκιμίων.

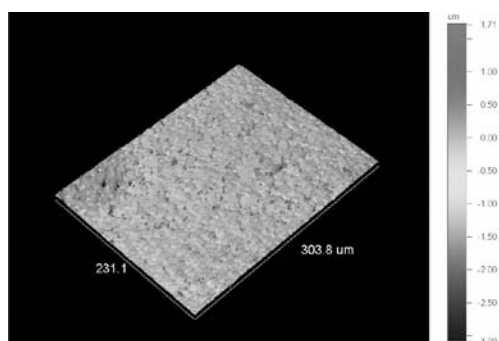
Στην Εικόνα 35, το υλικό CX παρουσιάζει λεία επιφάνεια με αβαθή επιφανειακή μορφολογία. Δεν παρατηρούνται γραμμώσεις ενώ εξακολουθούν να φαίνονται κοιλάνσεις από αποκολλήσεις ενισχυτικών σωματιδίων.

Στην Εικόνα 36, του υλικού HX, παρατηρείται επίσης λεία επιφάνεια με αρκετές περιοχές όπου φαίνεται να έχουν απομακρυνθεί ενισχυτικοί κόκκοι.

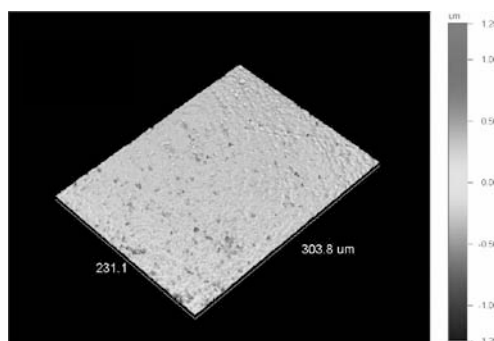
Η Εικόνα 37, παρουσιάζει την επιφάνεια του υλικού FS, όπου λόγω της δομής του υλικού και την παρουσία ζirkονίας που κάνει συσωματώσεις με τα σωματίδια πυριτίου, φαίνονται κυματοειδείς σχηματι-

σμοί μικρού βάθους και κάποιες κοιλάνσεις από αποκολλήσεις ενισχυτικών σωματιδίων.

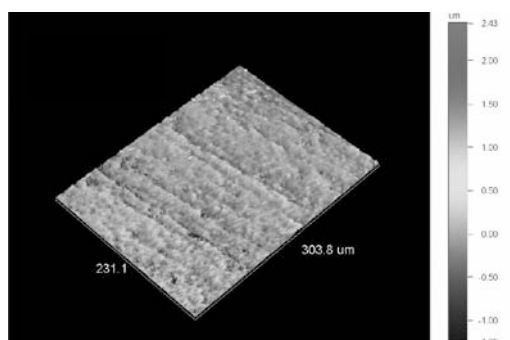
Το υλικό PR, στην Εικόνα 38, παρουσιάζει λεία επιφάνεια με μεγάλη ομοιομορφία, σχεδόν με πλήρη έλλειψη αποκολλήσεων και άλλων ατελειών της επιφάνειας.



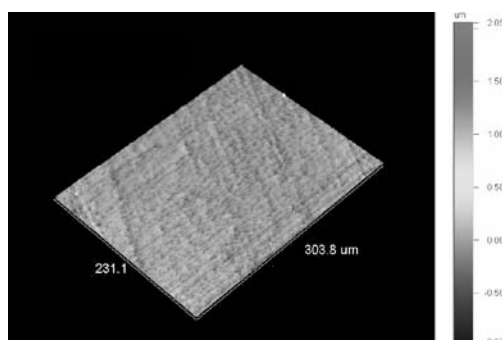
Εικόνα 35 (CX)



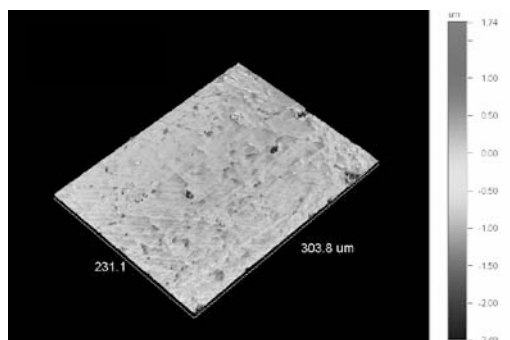
Εικόνα 36 (HX)



Εικόνα 37 (FS)



Εικόνα 38 (PR)



Εικόνα 39 (RM)

Εικόνες 35 – 39. Η επίδραση που έχουν τα λειτουργικά συστήματα που χρησιμοποιούνται στη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση, στην επιφάνεια των συνθέτων ρητινών.

Το μικρόκοκκο υλικό RM, στην Εικόνα 39, παρουσιάζει επίσης λεία επιφάνεια με μικρότερη ομοιομορφία. Εδώ παρατηρούνται κενά από αποκολλήσεις ενισχυτικών σωματιδίων και διακρίνονται τα όρια

κάποιων προπολυμερισμένων σωματιδίων που εξέρχονται στην επιφάνεια από τη μάζα του υλικού.

iv Εικόνες των Λειτουργικών Μέσων

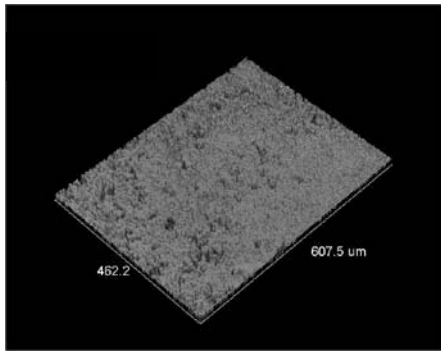
Στις Εικόνες 40 – 43 φαίνεται η επιφάνεια των τελικών, πιο λεπτόκοκκων, λειτουργικών μέσων που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή την εργασία. Τα λειτουργικά που μελετήθηκαν με το οπτικό προφιλόμετρο ήταν αχρησιμοποίητα, έτσι ώστε να παρατηρηθεί η αρχική τους επιφανειακή μορφολογία. Η σάρωση των λειτουργικών μέσων έγινε σε μικρότερη μεγέθυνση από ότι των συνθέτων ρητινών, λόγω της μεγαλύτερης τραχύτητας της επιφάνειάς τους.

Στην Εικόνα 40 παρατηρείται ο εύκαμπτος ελαστικός δίσκος ρητίνης, Enhance. Διακρίνεται η τραχύτητα της επιφάνειας των αποτριπτικών σωματιδίων οξειδίου του αλουμινίου.

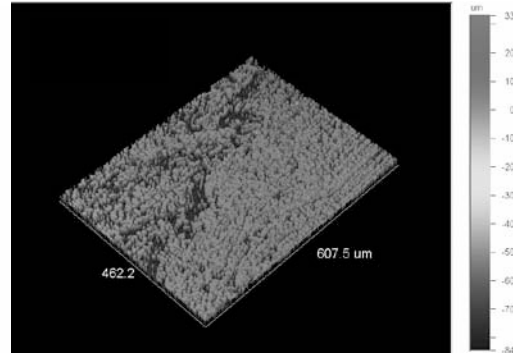
Στην Εικόνα 41, ο δίσκος Flexidisc παρουσιάζει μεγαλύτερη τραχύτητα και πιο αραιή παρουσία των αποτριπτικών σωματιδίων. Παρατηρείται μεγάλη ανομοιομορφία στην κατανομή τους στην επιφάνεια του δίσκου.

Ο δίσκος Optidisc, στην Εικόνα 42, παρουσιάζει λεία επιφάνεια και παρατηρούνται περιοχές όπου έχουν αποκολληθεί αποτριπτικά σωματίδια.

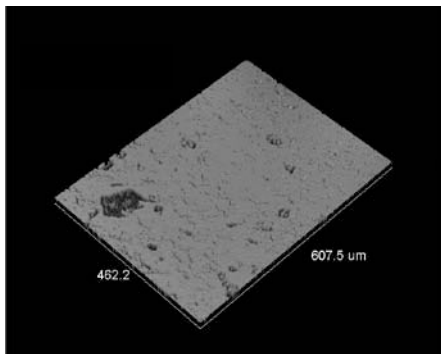
Ο δίσκος Soflex, στην Εικόνα 43, παρουσιάζει μεγαλύτερη ομοιομορφία και λεία επιφάνεια.



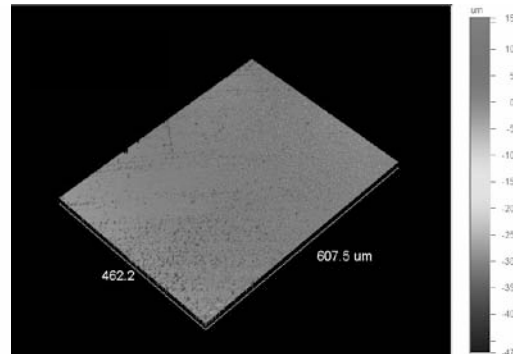
Εικόνα 40 (ENHANCE)



Εικόνα 41 (FLEXIDISC)



Εικόνα 42 (OPTIDISC)



Εικόνα 43 (SOFLEX)

Εικόνες 40 – 43. Τα λειοτριπτικά μέσα που χρησιμοποιήθηκαν για την προσομοίωση της κλινικής λείανσης και στίλβωσης των συνθέτων ρητινών που μελετήθηκαν.

ν Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) για κάθε Μεταβλητή ανά Υλικό και Συνθήκη

Στους Πίνακες 48 – 51 δίνονται οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις που προέκυψαν από τις μετρήσεις τραχύτητας που έγιναν στα δοκίμια με το οπτικό προφιλόμετρο.

Πίνακας 48. Αποτελέσματα των μετρήσεων τραχύτητας της παραμέτρου R_a ανά υλικό και συνθήκη

Ra						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	0,04 ± 0,01	0,11 ± 0,01	0,13 ± 0,01	0,12 ± 0,01	0,11 ± 0,01	0,10 ± 0,03
Κλινική	0,51 ± 0,03	0,4 ± 0,02	0,14 ± 0,01	0,43 ± 0,01	0,19 ± 0,01	0,33 ± 0,15
Μεταλ/φική	0,17 ± 0,01	0,09 ± 0,01	0,15 ± 0,01	0,08 ± 0,01	0,19 ± 0,01	0,14 ± 0,05
Σύνολο	0,24 ± 0,21	0,2 ± 0,15	0,14 ± 0,01	0,21 ± 0,16	0,16 ± 0,04	0,19 ± 0,14

Πίνακας 49. Αποτελέσματα των μετρήσεων τραχύτητας της παραμέτρου R_z ανά υλικό και συνθήκη

Rz						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	1,73 ± 0,13	2,53 ± 0,10	2,52 ± 0,12	2,97 ± 0,02	2,74 ± 0,38	2,5 ± 0,46
Κλινική	8,96 ± 0,77	5,39 ± 0,04	2,72 ± 0,04	4,86 ± 0,10	3,42 ± 0,18	5,07 ± 2,27
Μεταλ/φική	3,32 ± 0,17	2,15 ± 0,06	2,69 ± 0,08	1,92 ± 0,08	3,72 ± 0,08	2,76 ± 0,71
Σύνολο	4,67 ± 3,31	3,36 ± 1,54	2,64 ± 0,12	3,25 ± 1,29	3,29 ± 0,48	3,442 ± 1,8

Πίνακας 50. Αποτελέσματα των μετρήσεων τραχύτητας της παραμέτρου R_t ανά υλικό και συνθήκη

Rt						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	2,22 ± 0,21	3,13 ± 0,08	4,92 ± 0,03	6,96 ± 0,1	4,54 ± 0,43	4,35 ± 1,69
Κλινική	12,08 ± 0,74	8,35 ± 0,67	3,17 ± 0,1	11,68 ± 1,32	4,59 ± 0,16	7,97 ± 3,79
Μεταλ/φική	4,82 ± 0,17	2,57 ± 0,13	3,62 ± 0,12	3,06 ± 0,13	4,44 ± 0,18	3,70 ± 0,87
Σύνολο	6,37 ± 4,44	4,68 ± 2,78	3,90 ± 0,79	7,24 ± 3,8	4,52 ± 0,25	5,34 ± 3,06

Πίνακας 51. Αποτελέσματα των μετρήσεων τραχύτητας της παραμέτρου R_q ανά υλικό και συνθήκη

R_q						
	CX	HX	FS	PR	RM	Σύνολο
RRL	0,08 ± 0,01	0,2 ± 0,03	0,18 ± 0,02	0,19 ± 0,01	0,16 ± 0,01	0,16 ± 0,05
Κλινική	0,71 ± 0,09	0,53 ± 0,07	0,02 ± 0	0,58 ± 0,05	0,26 ± 0,02	0,46 ± 0,21
Μεταλ/φική	0,23 ±0,02	0,13 ± 0,01	0,21 ± 0,02	0,1 ± 0,01	0,25 ± 0,06	0,18 ± 0,06
Σύνολο	0,34 ± 0,29	0,29 ± 0,19	0,2 ± 0,02	0,29 ± 0,22	0,22 ± 0,05	0,27 ± 0,18

νι Σύγκριση μεταξύ των Τεχνικών Κατεργασίας της Επιφάνειας για κάθε Υλικό

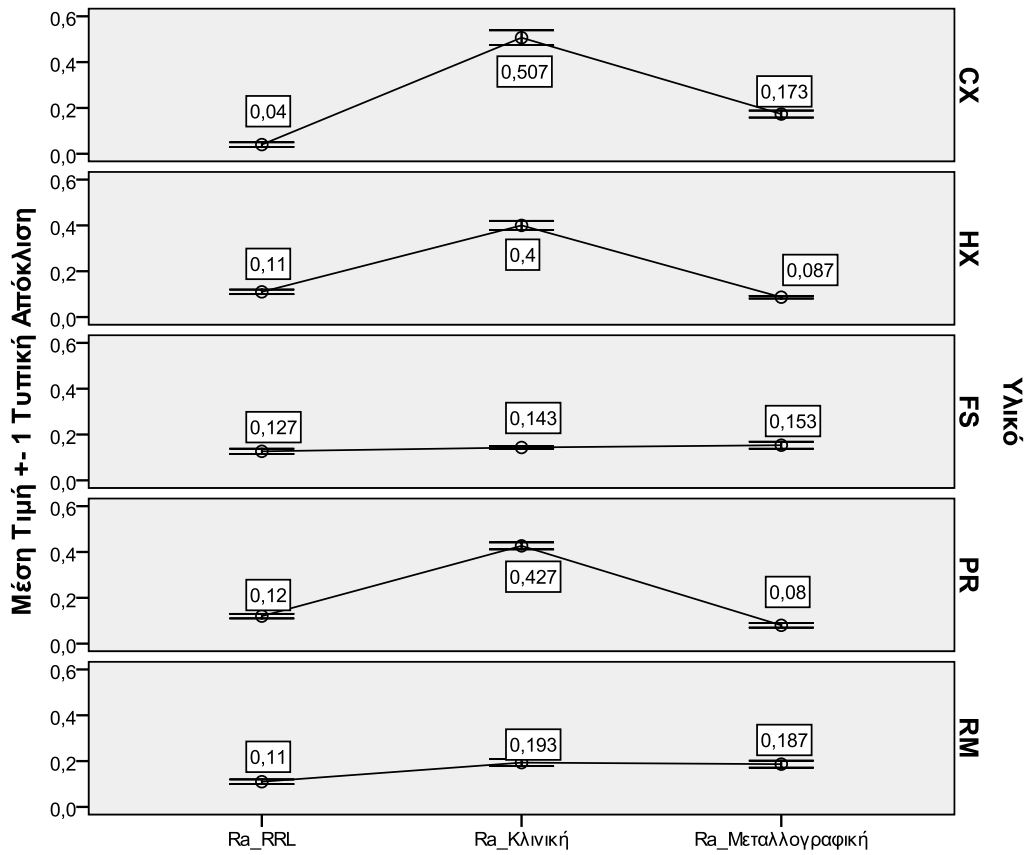
Στους Πίνακες 52 – 59 παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό ξεχωριστά. Στη δεξιά πλευρά των πινάκων φαίνονται οι συνολικές μεταβολές, από την κατάσταση RRL (στρώμα πλούσιο σε ρητίνη), στη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση. Επίσης, έγιναν γραφήματα που δείχνουν τη μεταβολή της τραχύτητας του κάθε υλικού για κάθε συνθήκη κατεργασίας της επιφάνειας.

Η παράμετρος τραχύτητας Ra, παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές από την κατάσταση RRL στην προσομοίωση κλινικής λείανσης και στίλβωσης στα υλικά CX, PR και RM. Από την κλινική στη μεταλλογραφική λείανση, στατιστικά σημαντικές διαφορές υπάρχουν στα υλικά CX, HX και PR. Η συνολική σύγκριση από την κατάσταση RRL στη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση δεν έδειξε κάποιες στατιστικά σημαντικές διαφορές.

Πίνακας 52. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας Ra. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις δύο στήλες από αριστερά φαίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες ενώ στη στήλη δεξιά φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Ra	RRL-Κλινική	Κλινική-Μεταλ/φική	RRL-Μεταλ/φική
CX	0,47 ± 0,04 *	-0,33 ± 0,05 *	0,13 ± 0,01
HX	0,29 ± 0,02	-0,31 ± 0,02 *	-0,02 ± 0,01
FS	0,02 ± 0,01	0,01 ± 0,02	0,03 ± 0,01
PR	0,31 ± 0,01 *	-0,35 ± 0,01 *	-0,04 ± 0
RM	0,08 ± 0,01 *	-0,01 ± 0,01	0,08 ± 0,02

Πίνακας 53. Γραφική παράσταση των μεταβολών της παραμέτρου τραχύτητας Ra μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό

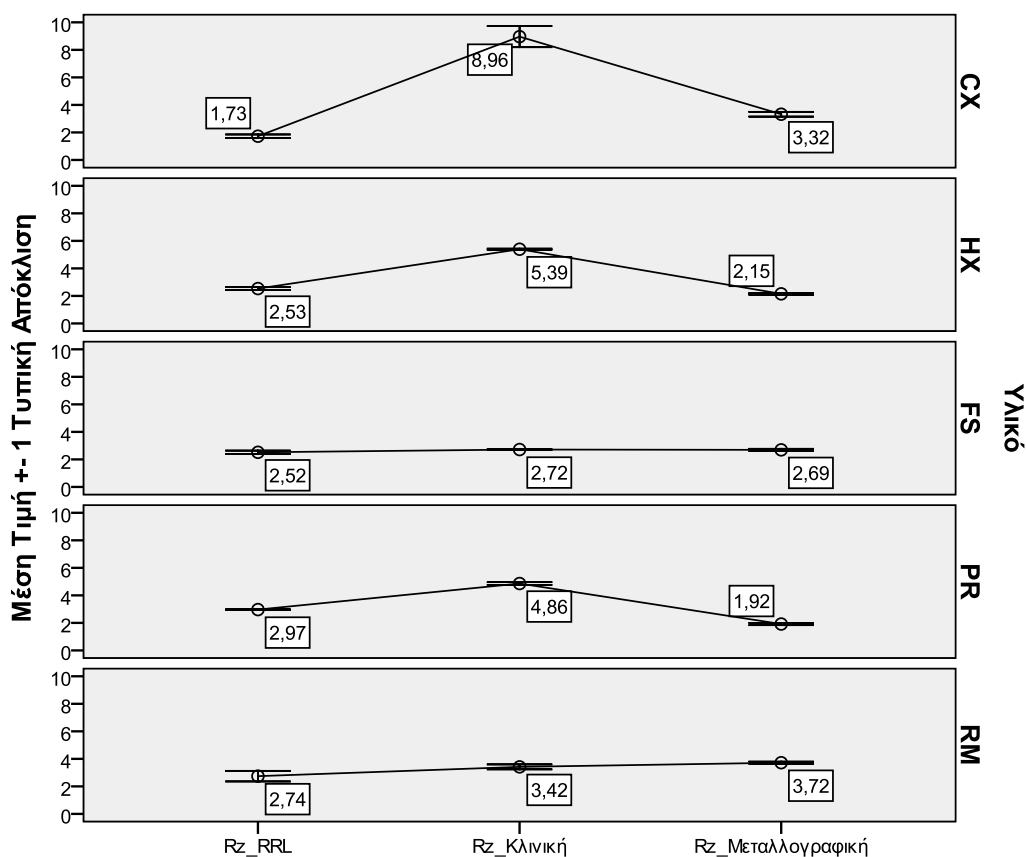


Η παράμετρος τραχύτητας Rz παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές στα υλικά CX, HX και PR σε όλα τα ζεύγη συνθηκών.

Πίνακας 54. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας Rz. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις δύο στήλες από αριστερά φαίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες ενώ στη στήλη δεξιά φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Rz	RRL-Κλινική	Κλινική-Μεταλ/φική	RRL-Μεταλ/φική
CX	7,23 ± 0,89 *	-5,64 ± 0,94 *	1,6 ± 0,06 *
HX	2,86 ± 0,12 *	-3,24 ± 0,1 *	-0,38 ± 0,07 *
FS	0,2 ± 0,16	-0,02 ± 0,09	0,18 ± 0,07
PR	1,89 ± 0,08 *	-2,94 ± 0,09 *	-1,05 ± 0,06 *
RM	0,67 ± 0,31	0,30 ± 0,17	0,98 ± 0,43

Πίνακας 55. Γραφική παράσταση των μεταβολών της παραμέτρου τραχύτητας Rz μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό

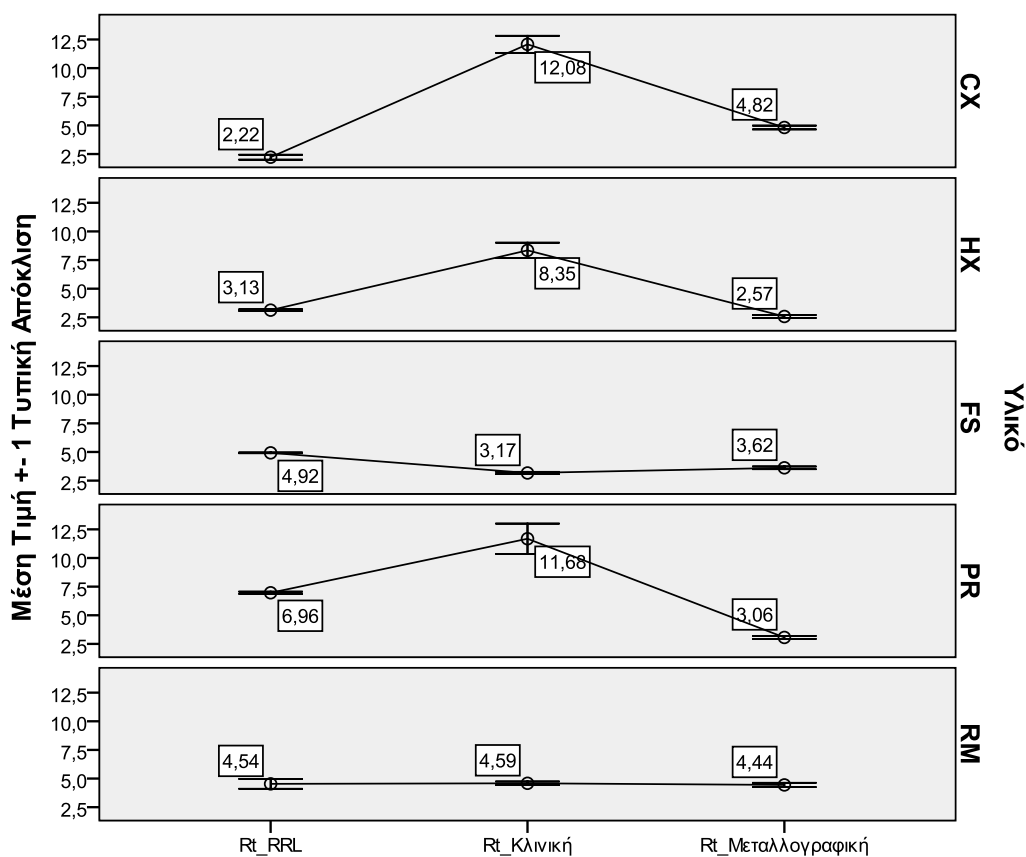


Η παράμετρος τραχύτητας Rt παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές από την κατάσταση RRL στην κατάσταση κλινικής προσομοίωσης σε όλα τα υλικά εκτός από το RM. Από την κλινική στη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση παρατηρούνται στατιστικά σημαντικές διαφορές στα υλικά HX, FS και PR, ενώ στη συνολική σύγκριση, στα υλικά CX, HX και FS.

Πίνακας 56. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας R_t . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις δύο στήλες από αριστερά φαίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες ενώ στη στήλη δεξιά φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

R_t	RRL-Κλινική	Κλινική- Μεταλ/φική	RRL- Μεταλ/φική
CX	9,85 ± 0,96 *	-7,26 ± 0,91	2,59 ± 0,05 *
HX	5,22 ± 0,63 *	-5,77 ± 0,77 *	-0,55 ± 0,14 *
FS	-1,76 ± 0,12 *	0,45 ± 0,12 *	-1,31 ± 0,11 *
PR	4,72 ± 1,22 *	-8,62 ± 1,25 *	-3,9 ± 0,12
RM	0,05 ± 0,28	-0,14 ± 0,31	-0,09 ± 0,55

Πίνακας 57. Γραφική παράσταση των μεταβολών της παραμέτρου τραχύτητας R_t μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό

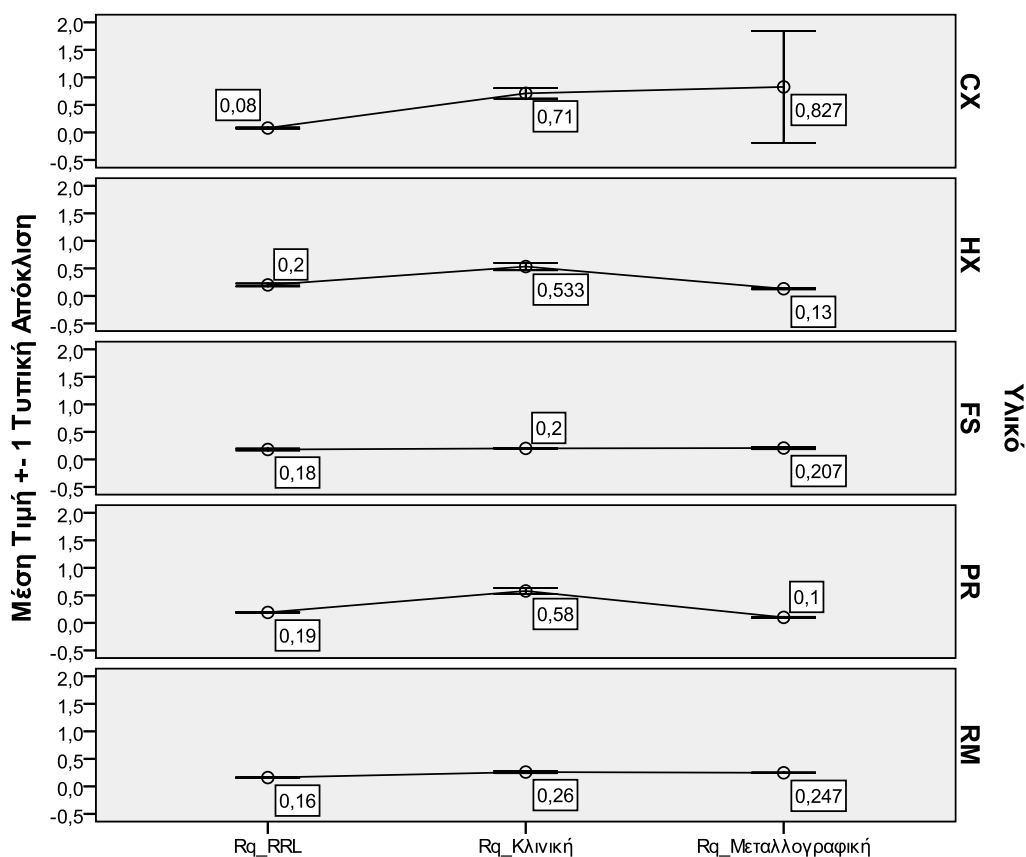


Η παράμετρος τραχύτητας R_q παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές από την κατάσταση RRL στην προσομοίωση κλινική λείανσης στα υλικά CX, HX και PR. Από την κλινική στη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση, μόνο στο υλικό CX και στις συνολικές συγκρίσεις παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλα τα υλικά εκτός από το FS.

Πίνακας 58. Συγκριτικά αποτελέσματα για κάθε υλικό, μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας R_q . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος συνθηκών. Στις δύο στήλες από αριστερά φαίνονται οι διαδοχικές κατεργασίες ενώ στη στήλη δεξιά φαίνονται οι συνολικές συγκρίσεις. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

R_q	RRL-Κλινική	Κλινική-Μεταλ/φική	RRL-Μεταλ/φική
CX	0,63±0,10 *	-0,48 ± 0,12 *	0,15±0,01 *
HX	0,33±0,06 *	-0,40 ± 0,07	-0,07 ± 0,03 *
FS	0,02±0,02	0,01 ± 0,02	0,03 ± 0,01
PR	0,39±0,04 *	-0,48 ± 0,05	-0,09 ± 0,01 *
RM	0,1 ± 0,02	-0,01 ± 0,08	0,09 ± 0,01 *

Πίνακας 59. Γραφική παράσταση των μεταβολών της παραμέτρου τραχύτητας R_q μεταξύ των διαδοχικών σταδίων κατεργασίας της επιφάνειας, για κάθε υλικό



vii Σύγκριση μεταξύ των Υλικών για κάθε Τεχνική Κατεργασίας της Επιφάνειας

Στους Πίνακες 60 – 63 φαίνονται τα αποτελέσματα των συγκρίσεων μεταξύ των υλικών για κάθε κατάσταση κατεργασίας της επιφάνειας. Στην παράμετρο τραχύτητας R_a μεταξύ των υλικών παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ του CX και όλων των υπολοίπων υλικών στην κατάσταση επιφάνειας RRL, όπως και στην κλινική προσομοίωση. Μετά από τη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση των δοκιμίων, το CX διαφέρει σημαντικά με τα υλικά HX και PR. Στην κατάσταση επιφάνειας RRL δεν παρατηρούνται άλλες στατιστικά σημαντικές διαφορές. Στην κλινική προσομοίωση, διαφορές υπάρχουν μεταξύ των HX

και FS, HX και RM, FS με PR και RM, και PR με RM. Μετά από τη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση, στατιστικά σημαντικές διαφορές παρατηρούνται μεταξύ των HX και FS, HX και RM, FS και PR και PR με RM.

Πίνακας 60. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας Ra. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Ra		RRL		Κλινική		Μεταλλογραφική	
Υλικό i	Υλικό j	Ra(i)-Ra(j)	Sig.	Ra(i)-Ra(j)	Sig.	Ra (i)-Ra(j)	Sig.
CX	HX	-0,07 ± 0,02	*	0,11 ± 0,01	*	0,087 ± 0,01	*
	FS	-0,09 ± 0,01	*	0,36 ± 0,04	*	0,02 ± 0,02	
	PR	-0,08 ± 0,01	*	0,08 ± 0,02	*	0,09 ± 0,01	*
	RM	-0,07 ± 0,00	*	0,31 ± 0,03	*	-0,01 ± 0,03	
HX	FS	-0,02 ± 0,01		0,26 ± 0,02	*	-0,07 ± 0,01	*
	PR	-0,01 ± 0,01		-0,03 ± 0,01		0,01 ± 0,01	
	RM	0 ± 0,02		0,21 ± 0,03	*	-0,1 ± 0,02	*
FS	PR	0,01 ± 0,01		-0,28 ± 0,02	*	0,07 ± 0,01	*
	RM	0,02 ± 0,01		-0,05 ± 0,02	*	-0,03 ± 0,01	
PR	RM	0,01 ± 0,01		0,23 ± 0,01	*	-0,11 ± 0,01	*

Στην παράμετρο τραχύτητας Rz παρατηρούνται στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ του CX και όλων των υπολοίπων υλικών, σε όλες τις

καταστάσεις. Στην κατάσταση RRL δεν υπάρχουν άλλες διαφορές. Στην κατάσταση κλινικής προσομοίωσης, στατιστικά σημαντικές διαφορές παρατηρούνται επίσης μεταξύ των ΗΧ και FS, ΗΧ και RM, FS και PR και PR με RM. Μετά από τη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση, στατιστικά σημαντικές διαφορές παρατηρούνται μεταξύ των υλικών ΗΧ και FS, ΗΧ και RM, και FS με PR.

Πίνακας 61. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας Rz. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Rz		RRL		Κλινική		Μεταλλογραφική	
Υλικό i	Υλικό j	Rz(i)-Rz(j)	Sig.	Rz(i)-Rz(j)	Sig.	Rz(i)-Rz(j)	Sig.
CX	HX	-0,81 ± 0,20	*	3,57 ± 0,74	*	1,17 ± 0,19	*
	FS	-0,79 ± 0,18	*	6,24 ± 0,8	*	0,63 ± 0,16	*
	PR	-1,24 ± 0,12	*	4,1 ± 0,72	*	1,41 ± 0,17	*
	RM	-1,02 ± 0,29	*	5,54 ± 0,78	*	-0,4 ± 0,25	*
HX	FS	0,02 ± 0,07		2,68 ± 0,05	*	-0,54 ± 0,03	*
	PR	-0,43 ± 0,09		0,53 ± 0,12		0,23 ± 0,03	
	RM	-0,21 ± 0,40		1,98 ± 0,21	*	-1,57 ± 0,08	*
FS	PR	-0,45 ± 0,10		-2,14 ± 0,14	*	0,78 ± 0,01	*
	RM	-0,23 ± 0,33		-0,7 ± 0,21		-1,03 ± 0,12	*
PR	RM	0,22 ± 0,37		1,44 ± 0,11	*	-1,80 ± 0,12	*

Πίνακας 62. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας R_t . Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Rt		RRL		Κλινική		Μεταλλογραφική	
Υλικό i	Υλικό j	Rt(i)-Rt(j)	Sig.	Rt(i)-Rt(j)	Sig.	Rt (i)-Rt(j)	Sig.
CX	HX	-0,90 ± 0,28	*	3,73 ± 0,33	*	2,24 ± 0,16	*
	FS	-2,7 ± 0,22	*	8,91 ± 0,83	*	1,2 ± 0,10	*
	PR	-4,74 ± 0,3	*	0,4 ± 0,90		1,75 ± 0,2	*
	RM	-2,31 ± 0,26	*	7,49 ± 0,89	*	0,37 ± 0,34	
HX	FS	-1,8 ± 0,06	*	5,18 ± 0,73	*	-1,04 ± 0,05	*
	PR	-3,84 ± 0,02	*	-3,33 ± 1,23	*	-0,49 ± 0,04	*
	RM	-1,41 ± 0,47	*	3,76 ± 0,83	*	-1,87 ± 0,22	*
FS	PR	-2,04 ± 0,08	*	-8,51 ± 1,42	*	0,55 ± 0,09	*
	RM	0,39 ± 0,42		-1,42 ± 0,12		-0,83 ± 0,26	*
PR	RM	2,43 ± 0,48	*	7,09 ± 1,39	*	-1,38 ± 0,19	*

Στην παράμετρο τραχύτητας R_t , μεταξύ των υλικών παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλα τα ζεύγη σε όλες τις καταστάσεις εκτός από τα FS με RM στην κατάσταση RRL, CX και PR και FS με RM στην κλινική προσομοίωση και CX με RM στη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση.

Στην παράμετρο τραχύτητας R_q παρατηρούνται στατιστικά σημαντικές διαφορές στην κατάσταση RRL μεταξύ του CX και όλων των υπολοίπων υλικών και μεταξύ του PR και του RM. Μετά από την προσομοίωση κλινικής λείανσης και στίλβωσης, διαφορές υπάρχουν μεταξύ του CX και όλων των υπολοίπων υλικών εκτός από το PR, του HX με το FS και το RM, του FS με το PR και του PR με το RM. Μετά τη μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση, στατιστικά σημαντικές διαφορές παρατηρούνται μεταξύ του CX και των HX και PR, και μεταξύ όλων των υπολοίπων υλικών μεταξύ τους.

Πίνακας 63. Σύγκριση μεταξύ των υλικών για κάθε τεχνική κατεργασίας της επιφάνειας για την παράμετρο τραχύτητας Rq. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος υλικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Rq		RRL		Κλινική		Μεταλλογραφική	
Υλικό i	Υλικό j	Rq(i)-Rq(j)	Sig.	Rq(i)-Rq(j)	Sig.	Rq (i)-Rq(j)	Sig.
CX	HX	-0,12 ± 0,03	*	0,18 ± 0,05	*	0,1 ± 0,02	*
	FS	-0,1 ± 0,02	*	0,51 ± 0,09	*	0,02 ± 0,03	
	PR	-0,11 ± 0,02	*	0,13 ± 0,06		0,13 ± 0,02	*
	RM	-0,08 ± 0,00	*	0,45 ± 0,10	*	-0,02 ± 0,03	
HX	FS	0,02 ± 0,02		0,33 ± 0,07	*	-0,08 ± 0,01	*
	PR	0,01 ± 0,02		-0,05 ± 0,07		0,03 ± 0,00	*
	RM	0,04 ± 0,03		0,27 ± 0,08	*	-0,12 ± 0,01	*
FS	PR	-0,1 ± 0,01		-0,38 ± 0,05	*	0,11 ± 0,01	*
	RM	0,02 ± 0,02		-0,06 ± 0,02		-0,04 ± 0,02	*
PR	RM	0,03 ± 0,02	*	0,32 ± 0,05	*	-0,15 ± 0,01	*

viii Περιγραφικά Μέτρα (Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση) των Λειοτριπτικών Μέσων

Στον Πίνακα 64 δίνονται οι μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις που προέκυψαν από τις μετρήσεις τραχύτητας που έγιναν στα λειοτριπτικά μέσα, με το οπτικό προφιλόμετρο.

Πίνακας 64. Αποτελέσματα των μετρήσεων των παραμέτρων τραχύτητας Ra, Rz, Rt και Rq για τα λειοτριπτικά μέσα.

Λειοτριπτικά Μέσα				
	ENHANCE	FLEXIDISK	OPTIDISK	SOFLEX
Ra	5,24 ± 0,21	1,86 ± 0,03	0,66 ± 0,02	0,91 ± 0,01
Rz	160,95 ± 4,53	92,31 ± 3,17	77,08 ± 1,51	46,28 ± 0,23
Rt	188,64 ± 1,79	107,10 ± 9,07	102,1 ± 2,02	65,11 ± 2,66
Rq	8,26 ± 0,44	3,5 ± 0,07	1,6 ± 0,02	1,42 ± 0,02

ix Σύγκριση μεταξύ των Λειτουργικών Μέσων

Στον Πίνακα 65 παρουσιάζεται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων σε κάθε ζεύγος λειτουργικών μέσων, καθώς και η σημαντικότητα των ελέγχων που εκτελέστηκαν.

Όλα τα λειτουργικά μεταξύ τους παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές διαφορές.

Πίνακας 65. Συγκριτικά αποτελέσματα για τα λειτουργικά μέσα που χρησιμοποιήθηκαν. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της διαφοράς των μετρήσεων, ανάμεσα σε κάθε ζεύγος λειτουργικών. Με αστερίσκο σημειώνονται οι μετρήσεις όπου υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

Λειτουργικό Μέσο i	Λειτουργικό Μέσο j	Ra(i)- Ra(j)	Sig.	Rz(i)- Rz(j)	Sig.	Rt(i)- Rt(j)	Sig.	Rq(i)- Rq(j)	Sig.
ENHANCE	FLEXIDISK	3,37 ±	*	68,64 ±	*	81,54 ±	*	4,75 ±	*
		0,19		2,52		7,88		0,38	
	OPTIDISK	4,57 ±	*	83,87 ±	*	86,53 ±	*	6,66 ±	*
		0,21		4,39		3,33		0,45	
	SOFLEX	4,33 ±	*	114,67	*	123,53 ±	*	6,83 ±	*
		0,21		± 4,58		4,42		0,43	
FLEXIDISK	OPTIDISK	1,2 ±	*	15,23 ±	*	5,0 ±		1,90 ±	*
		0,02		3,89		8,86		0,08	
	SOFLEX	0,95 ±	*	46,03 ±	*	41,99 ±	*	2,08 ±	*
		0,02		3,09		10,72		0,05	
OPTIDISK	SOFLEX	-0,25 ±	*	30,8 ±	*	36,99 ±	*	0,18 ±	*
		0,01		1,74		1,87		0,02	

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Η αισθητική είναι μία υποκειμενική αίσθηση που αντιλαμβάνεται το μάτι και ο εγκέφαλος του παρατηρητή και δε μπορεί να μετρηθεί με κανένα όργανο. Αυτό που μπορεί να γίνει είναι να περιγραφεί με παραμέτρους, οι τιμές των οποίων αντιστοιχούν σε αυτό που βλέπει ο άνθρωπος. Υπάρχουν χρωματικές και γεωμετρικές παράμετροι στην εμφάνιση. Οι χρωματικές παράμετροι σχετίζονται με το χρώμα, ενώ οι γεωμετρικές παράμετροι, με χαρακτηριστικά της επιφάνειας όπως είναι η τραχύτητα, η αντανακλαστικότητα επιφάνειας, η ομίχλωση κ.α.²¹⁸.

Ο σωστός εναρμονισμός μίας οδοντιατρικής αποκατάστασης με την παρακείμενη φυσική οδοντική ουσία, αποτελεί ένα εξαιρετικά δύσκολο έργο, καθότι είναι πάρα πολλές οι μεταβλητές, πολύ δύσκολα ελεγχόμενες, που το επηρεάζουν. Το χρώμα του δοντιού επηρεάζεται έντονα από το χρώμα της οδοντίνης, αλλά και από το πάχος της αδαμαντίνης και διαφορές ανάμεσα στο δόντι και την αποκατάσταση μπορούν να γίνουν αντιληπτές, ακόμη και όταν το χρώμα ταιριάζει απόλυτα, λόγω διαφορών στην ημιδιαφάνεια ή την αντανακλαστικότητα επιφάνειας. Από την άλλη πλευρά, η υψηλή αντανακλαστικότητα επιφάνειας θα μπορούσε να καλύψει διαφορές στο χρώμα²³.

Η λεία και στιλπνή επιφάνεια της αποκατάστασης βελτιώνει την αισθητική, αλλά μειώνει και την κατακράτηση μικροβιακής πλάκας. Επίσης, αυξάνει τη μακροβιότητα της αποκατάστασης, μειώνοντας την πιθανότητα δυσχρωμιών και ανάπτυξης περιοδοντικής νόσου²¹⁹. Έχει βρεθεί, σε έρευνες που έγιναν σε δόντια και εμφυτεύματα, ότι όταν η παράμετρος τραχύτητας Ra πέφτει κάτω από 0,2μm, δεν υπάρχει καμία διαφορά στην κατακράτηση μικροβιακής πλάκας, ενώ όταν η τραχύτητα

αυξάνεται πάνω από αυτό το οριακό σημείο, γίνεται σημαντική αύξηση κατακράτησης της πλάκας, ανάλογη με την αύξηση της τραχύτητας^{160,220,221,222}.

Η παράμετρος τραχύτητας Ra είναι ο μέσος όρος όλων των κορυφών και των χαμηλών στο προφίλ που εξετάζεται και αποτελεί τη σημαντικότερη παράμετρο στη μέτρηση της τραχύτητας μίας επιφάνειας, μετά από την παράμετρο Rz²⁰. Το Rz επηρεάζεται λιγότερο από μία ακραία κορυφή ή χαμηλό και γι' αυτό είναι πιο αντιπροσωπευτικό της επιφάνειας του προφίλ. Επίσης, η παράμετρος Rz είναι πιο ευαίσθητη και έτσι δείχνει ταχύτερα τις μεταβολές της τραχύτητας που μετράται. Παρ' όλα αυτά, οι περισσότερες έρευνες που περιλαμβάνουν μετρήσεις τραχύτητας, αναφέρουν μόνο το Ra, οπότε, από τη στιγμή που δεν είναι μετατρέψιμες οι τιμές της μίας παραμέτρου στην άλλη με κάποιο μαθηματικό τύπο, αποτελεί τη μόνη παράμετρο που μπορεί να χρησιμοποιηθεί συγκριτικά. Καθότι όμως απαιτούνται περισσότερες παράμετροι για να χαρακτηριστεί σωστά ένα προφίλ¹⁹¹, στην παρούσα μελέτη ελήφθησαν εκτός από τις παραμέτρους Ra και Rz, και μετρήσεις των παραμέτρων Rt και Rq.

Στην παρούσα εργασία, ελέγχθηκαν δείγματα όλων των υλικών και με τη νέα μέθοδο της τρισδιάστατης οπτικής προφίλομετρίας και βρέθηκε ότι τα αποτελέσματα για τα ίδια δοκίμια είχαν σημαντικές διαφορές με τα αποτελέσματα που ελήφθησαν από την προφίλομετρία ακίδος. Στην προφίλομετρία ακίδος οι μετρήσεις γίνονται γραμμικά, ενώ στην οπτική προφίλομετρία, σαρώνεται όλη την επιφάνεια του δοκιμίου¹⁹⁰. Ο τρόπος μέτρησης των παραμέτρων παίζει καθοριστικό ρόλο στα αποτελέσματα που λαμβάνονται και δεν πρέπει να θεωρείται ότι τα αποτελέσματα που λαμβάνονται από τα όργανα μέτρησης είναι και τα

πραγματικά. Αυτό εξηγεί τις μεγάλες διαφοροποιήσεις που πολλές φορές παρουσιάζονται μεταξύ των παραμέτρων της τραχύτητας και των οπτικών χαρακτηριστικών των υλικών που μελετήθηκαν.

Όσον αφορά στα αποτελέσματα των μετρήσεων της παραμέτρου Ra για το υλικό CX και τις στατιστικά σημαντικές διαφορές που παρουσιάζει με τα άλλα υλικά, αυτό είναι πιθανό να συμβαίνει λόγω του μεγέθους των συμβατικών ενισχυτικών σωματιδίων υάλου αυτού του υλικού, που φτάνουν το 1,5 μm . Άλλοι ερευνητές, που βρήκαν παρόμοια αποτελέσματα, αναφέρουν ότι το υλικό CX παρουσιάζει τη μεγαλύτερη τραχύτητα, επειδή έχει ακανόνιστου σχήματος ενισχυτικά σωματίδια υάλου, που κυμαίνονται από 100nm μέχρι πάνω από 5 μm ²²³, κάτι όμως που δεν αναφέρεται στα τεχνικά χαρακτηριστικά που δίνει η εταιρεία για το συγκεκριμένο υλικό, καθώς παρουσιάζει το μέσο μέγεθος των σωματιδίων και όχι την κατανομή του μεγέθους αυτών.

Συνολικά, βρέθηκε περίπου το 35 % των μετρήσεων να έχουν Ra>0,2 μm , ενώ σε άλλες έρευνες βρέθηκαν ποικίλα αποτελέσματα^{23,55,158,165,169,170,174,183,186,224,225,226}. Αυτό πιθανόν να οφείλεται στο γεγονός ότι με την προφίλομετρία ακίδος γίνεται γραμμική και όχι ολική σάρωση της επιφάνειας των δοκιμίων¹⁹⁰. Επίσης, δεδομένης της μεταβλητότητας της κλινικής λείανσης με το χέρι, είναι πιθανόν, ανά κατεύθυνση, οι τιμές που μετρούνται να ποικίλουν.

Στις περισσότερες εργασίες που έχουν γίνει σχετικά με την τραχύτητα και τη στιλπνότητα των συνθέτων ρητινών, χρησιμοποιείται ως πρότυπο το πολυμερισμένο δοκίμιο με ταινία κελλουλοΐτη πιεσμένο με γυαλί μικροσκοπίου, που δίνει το πλούσιο σε ρητίνη στρώμα (RRL). Το ίδιο έγινε και στη δική μας έρευνα. Αυτό πράγματι αποδείχθηκε ότι έδινε την καλύτερη δυνατή επιφάνεια από πλευράς τραχύτητας, κάτι που

επιβεβαιώνεται από όλες τις παραπάνω εργασίες^{23,55,158,165,169,170,174,183,186,225,226,227}. Υπό τέτοιες συνθήκες σχεδόν όλα τα υλικά φαίνεται να έχουν $Ra < 0,2\mu m$ με μία εργασία να παρουσιάζει, στην κατάσταση επιφάνειας πλούσιας σε ρητίνη, $Ra = 0,03\mu m$ στο υλικό Restodent (Lee Pharmaceuticals)²²⁷. Παρόμοιο αποτέλεσμα βρέθηκε και στην παρούσα εργασία ($Ra=0,037$) στο υλικό FS. Οι μετρήσεις της παραμέτρου Ra του υλικού CX στην κατάσταση RRL, πιθανόν εξηγείται από τη διαφορά στη σύνθεση των μονομερών και από το ιξώδες του σκευάσματος, παράγοντες που μπορεί να επηρεάζουν τη διαβροχή της ταινίας κελλουλοΐτη. Σε μία εργασία των Ozgunaltay et al επιβεβαιώνεται το δικό μας εύρημα, ότι το υλικό που περιέχει ormocer, έχει σημαντικά τραχύτερη επιφάνεια σε κατάσταση επιφάνειας RRL από τα άλλα υλικά που μελετήθηκαν²²⁸.

Οι μετρήσεις του πλούσιου σε ρητίνη στρώματος έχουν βέβαια μικρή κλινική σημασία, γιατί έτσι κι αλλιώς αυτό το στρώμα πρέπει να αφαιρεθεί^{173,175,176,177}.

Το υλικό FS, που είναι και το μοναδικό ουσιαστικά νανόκοκκο υλικό της παρούσας μελέτης, παρουσίασε τη μικρότερη τραχύτητα από όλα τα υλικά, σε όλες τις συνθήκες, κάτι που επιβεβαιώνει τα ευρήματα άλλων ερευνητών^{223,229}.

Όσον αφορά τις διαφορές που παρατηρήθηκαν στην παράμετρο Ra, από την κατάσταση RRL στην προσομοίωση της κλινικής λείανσης με τα προτεινόμενα συστήματα από τον κάθε κατασκευαστή, οι στατιστικά σημαντικές αυξήσεις ήταν αναμενόμενες. Η μη στατιστικά σημαντική αύξηση στο CX μπορεί να οφείλεται στους λόγους που προαναφέρθηκαν και την ήδη υψηλή τιμή τραχύτητάς του στην κατάσταση RRL. Η μη στατιστικά σημαντική αύξηση της τραχύτητας του υλικού CX επιβε-

βαιώνει τα ευρήματα των Barrucci - Pfister et al²²³, που επίσης βρήκαν ότι μετά από υποβολή των δοκιμών σε αποτριπτικές δοκιμασίες, το υλικό CX παρουσίασε τη μικρότερη αύξηση τραχύτητας μεταξύ όλων των υλικών. Το ίδιο βρέθηκε σε άλλο υλικό, τύπου ormoser, από άλλους ερευνητές²²⁹. Αναφέρεται ότι αυτό συμβαίνει λόγω της μεγαλύτερης αντίστασης στην αποτριβή και της μεγαλύτερης σκληρότητας της ρητινώδους μήτρας που παρουσιάζουν τα ormoser²³⁰. Το υλικό CX, βέβαια, δεν είναι αμιγές ormoser, αλλά συνδυασμός ormoser και συμβατικής σύνθετης ρητίνης. Ένας άλλος λόγος που μπορεί να συμβαίνει η μη σημαντική αύξηση στην τραχύτητα, είναι το λειοτριπτικό μέσον που χρησιμοποιήθηκε, που είναι ελαστικός δίσκος ρητίνης με αποτριπτικά σωματίδια οξειδίου του αλουμινίου.

Στην παρούσα εργασία, χρησιμοποιήθηκε για κάθε υλικό το σύστημα λείανσης και στίλβωσης που προτείνει ο κατασκευαστής του. Ένα τραχύ λειοτριπτικό θα αφήσει μια τραχύτερη επιφάνεια κατά τη χρήση του και έτσι είναι πιθανό να είχαμε για το CX καλύτερα αποτελέσματα αν και αυτό γυαλιζόταν με κάποιο άλλο λειοτριπτικό, αλλά θεωρήθηκε ορθότερο να αντιμετωπιστούν τα υλικά ως σύστημα, παρά να συνδυαστούν υλικά και λειοτριπτικά άλλων κατασκευαστών μεταξύ τους.

Στις μετρήσεις της τραχύτητας των λειοτριπτικών που έγιναν με τη μέθοδο της οπτικής προφίλομετρίας, παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές, με το σύστημα ελαστικού δίσκου ρητίνης να παρουσιάζεται σημαντικά τραχύτερο από τα άλλα.

Μια άλλη εξήγηση για τα υλικά που παρουσιάζουν μεγαλύτερη τραχύτητα, μπορεί να είναι η ταχύτερη αποτριβή της ρητινώδους μήτρας από το λειοτριπτικό μέσον, με αποτέλεσμα, τα ενισχυτικά σωματίδια να παραμένουν εξέχοντα στην επιφάνεια του υλικού²³¹.

Όσον αφορά τη στατιστικά σημαντική μείωση της τραχύτητας που παρατηρείται σε όλα τα υλικά από την προσομοίωση της κλινικής λείανσης στην κατάσταση μεταλλογραφικής λείανσης, αυτή εξηγείται λόγω της ενιαίας γεωμετρίας, της ενιαίας και ομοιογενούς πίεσης των δοκιμίων και το ενιαίο μέτωπο λειαντικής επιφάνειας, που υπάρχει σε αυτή τη μέθοδο λείανσης. Αντίθετα, στην προσομοίωση της κλινικής λείανσης, οι συνθήκες είναι σαφώς λιγότερο ευνοϊκές λόγω της ύπαρξης του στυλεού, αλλά και λόγω της αδυναμίας τυποποίησης της πίεσης που ασκείται²³². Γι' αυτό, η μεταλλογραφική λείανση, σε μηχανήματα αποτριβής/λείανσης, δείχνει τη δυνατότητα λείανσης των υλικών ανεξαρτήτως του τύπου του λειαντικού μέσου που χρησιμοποιείται και θεωρείται σήμερα το πρότυπο της λείανσης στις in vitro εργασίες.

Στην κατάσταση μεταλλογραφικής λείανσης η μεγαλύτερη και μοναδική στατιστικά σημαντική διαφορά στην παράμετρο Ra παρουσιάστηκε μεταξύ του τραχύτερου (CX) και του πιο λείου (FS) υλικού. Εδώ, οι διαφορές μεταξύ των υλικών παρουσιάζουν μικρότερες αποκλίσεις, λόγω της ποιότητας της μεταλλογραφικής λείανσης, που προφανώς κατάφερε να αποτριψει πιο σωστά τα ενισχυτικά σωματίδια και τη ρητινώδη μήτρα των δοκιμίων, καταλήγοντας έτσι σε πιο ομοιόμορφες επιφάνειες μεταξύ των υλικών.

Σχετικά με τα αποτελέσματα της παραμέτρου Rz, τα λιγότερα στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα που παρατηρούνται, εξηγούνται από το ότι αυτή η παράμετρος επηρεάζεται λιγότερο από τις ακραίες μετρήσεις, καθότι χωρίζει το μήκος μέτρησης σε 5 τμήματα. Μία ακραία μέτρηση μπορεί να αναπαριστά ένα πόρο, ή μία ρωγμή που δημιουργήθηκε στο υλικό κατά τη διαδικασία της λείανσης ή της παλαίωσης σε νερό²⁰.

Στην παράμετρο R_t , η οποία εξετάζει την ακραία μέτρηση από την υψηλότερη κορυφή στη βαθύτερη κοιλάδα του προφίλ, επίσης βλέπουμε στατιστικά σημαντικές διαφορές, εκεί που μάλλον υπάρχουν αποκολλήσεις μεγάλων ενισχυτικών ή προ-πολυμερισμένων σωματιδίων, ή εκεί που έχουμε ρωγμές και πόρους. Η παράμετρος αυτή μπορεί να δείξει μία ακραία κατάσταση σε ένα σημείο του υλικού, αλλά δεν μας επιτρέπει να βγάλουμε συμπεράσματα για τη γενικότερη συμπεριφορά του^{20,192}.

Η παράμετρος R_q υπολογίζεται από τις ίδιες μετρήσεις που υπολογίζεται η παράμετρος R_a , οπότε σε αυτήν, οι όποιες στατιστικά σημαντικές διαφορές αλλάζουν σε σχέση με την R_a , είναι μαθηματικές. Η παράμετρος R_q χρησιμοποιείται περισσότερο σε οπτικά συστήματα, τα οποία έχουν ιδιαίτερα λείες επιφάνειες, αν και έχει σχεδόν αντικατασταθεί στη μετρολογία επιφάνειας από την R_a ²⁰.

Οι ενδεικτικές μετρήσεις με τη νέα μέθοδο της οπτικής προφίλομετρίας, έδωσαν διαφορετικά αποτελέσματα από αυτά που ελήφθησαν από το προφιλόμετρο ακίδος. Όπως προαναφέρθηκε, τα αποτελέσματα των μετρήσεων των δύο μεθόδων δεν πρέπει να συγκρίνονται, καθότι αυτό που μετράται είναι διαφορετικό σε κάθε μια από αυτές. Παρ' όλα αυτά, σημαντικό είναι ότι και με αυτή τη μέθοδο, δεν φαίνεται να αλλάζουν οι τάσεις που παρουσιάζονται μεταξύ των διαφόρων καταστάσεων λείανσης και στίλβωσης, σε όλα τα υλικά, οπότε τα συμπεράσματα δε διαφοροποιούνται.

Ένα από τα μεγαλύτερα προβλήματα που παρουσιάζουν οι σύγχρονες σύνθετες ρητίνες είναι η απορρόφηση νερού και η πλαστικοποίηση, με συνεπακόλουθο πρόβλημα την αλλαγή στα φυσικομηχανικά χαρακτηριστικά του υλικού¹³⁹. Σε αυτή την εργασία επελέγη να γίνει η

φύλαξη των δοκιμίων σε νερό, έτσι ώστε να μελετηθεί η επίδραση της απορρόφησης νερού στα οπτικά χαρακτηριστικά των υλικών. Σαφώς, η φύλαξη των δοκιμίων σε διάφορα διαλύματα θα μπορούσε να επηρεάσει περισσότερο τα οπτικά χαρακτηριστικά των συνθέτων ρητινών που μελετήθηκαν, όπως και η επιταχυνόμενη γήρανσή τους σε θαλάμους παλαίωσης^{159,233,234}.

Μετά την παλαίωση των δοκιμίων σε νερό, η στατιστικά σημαντική αύξηση που παρατηρείται στα αποτελέσματα της παραμέτρου Ra μεταξύ των υλικών CX και FS, εξηγείται από το ότι με την παραμονή στο νερό, αποκολλούνται κάποια επιφανειακά ενισχυτικά σωματίδια που αφήνουν κάποιες έντονες κοιλάδες ή πόρους¹⁵⁶. Αυτό επιβεβαιώνεται από την παράμετρο Rz, που επηρεάζεται λιγότερο από τις ακραίες μετρήσεις, για την οποία δεν παρουσιάζονται στατιστικά σημαντικές διαφορές κατά την παλαίωση των δοκιμίων σε κανένα υλικό.

Μεταξύ των υλικών, τα μόνα που φαίνεται να έχουν διαφορές μετά την παλαίωση σε νερό είναι και πάλι το CX και το FS, που ουσιαστικά διατηρούν τη σημαντική διαφορά που είχαν από τη μεταλλογραφική τους λείανση.

Η παράμετρος της φωτεινότητας L^* γενικότερα δεν παρουσίασε την αναμενόμενη διακύμανση από την κατάσταση RRL στην κλινική προσομοίωση και από αυτή στην κατάσταση μεταλλογραφικής λείανσης. Το ίδιο συνέβη και με τις παραμέτρους a^* και b^* .

Κατά την παλαίωση των δοκιμίων σε νερό όμως, όλα τα υλικά έχουν στατιστικά σημαντική πτώση της φωτεινότητας L^* , κάτι αναμενόμενο λόγω των ευρημάτων άλλων εργασιών^{133,134,135,136}, που εξηγείται από την απορρόφηση νερού, την πλαστικοποίηση των υλικών και τη συνεπακόλουθη αλλαγή του δείκτη διάχυσης και την αύξηση της ημιδι-

αφάνειας. Για τον ίδιο λόγο, η παράμετρος του χρώματος b^* παρουσιάζει σημαντική μείωση σε όλα τα υλικά μετά την παλαίωσή τους σε νερό, γίνονται δηλαδή όλα πιο μπλε, λόγω της αύξησης της ημιδιαφάνειας. Η παράμετρος a^* δεν αλλάζει στατιστικά σημαντικά με την παλαίωση, παρά μόνο στο υλικό ΗΧ, το οποίο μετακινείται προς το πράσινο. Αυτό συμφωνεί με τα αποτελέσματα άλλων ερευνητών, οι οποίοι παλαίωσαν τεχνητά τα υλικά της μελέτης τους²³⁵.

Σημαντικό είναι το ΔΕ που παρατηρείται για κάθε ένα από τα υλικά, μεταξύ των διαφόρων καταστάσεων επεξεργασίας της επιφάνειάς τους. Είναι πάνω από την τιμή 3,3 που γίνεται αντιληπτή από το μάτι^{18,110}, μόνο μετά την παλαίωσή τους σε νερό και μάλιστα με τιμές που κυμαίνονται από το 7,041 έως το 8,108. Αυτό εξαρτόταν κυρίως από τις διαφορές στο L^* και το b^* και όχι από το a^* , όπως αναφέρθηκε παραπάνω. Οι τιμές αυτές, δείχνουν ότι οι σύνθετες ρητίνες αλλάζουν σε σημαντικό βαθμό χρώμα και ουσιαστικά καθίστανται αισθητικά μη αποδεκτές, μετά από την παλαίωσή τους σε νερό.

Το ότι γενικότερα οι χρωματικές παράμετροι δεν εξαρτώνται από τις αλλαγές της τραχύτητας βρίσκεται σε συμφωνία με κάποιους ερευνητές^{86,165,236}, ενώ άλλοι βρήκαν αντίθετα αποτελέσματα^{51,167,168}.

Μεταξύ των υλικών, επιβεβαιώνονται τα ευρήματα της βιβλιογραφίας, ότι υλικά που φέρονται να αντιστοιχούν στην ίδια απόχρωση (A2 στη συγκεκριμένη περίπτωση), διαφέρουν σημαντικά μεταξύ τους^{12,43,44,108,109}. Σε ότι αφορά στην παράμετρο L^* , σχεδόν όλα τα υλικά διέφεραν στατιστικά σημαντικά μεταξύ τους, κάτι που συνέβαινε σε μικρότερο βαθμό για την παράμετρο a^* και b^* . Το σημαντικότερο όμως είναι, ότι σχεδόν όλες οι μετρήσεις του ΔΕ μεταξύ των υλικών ήταν πάνω από 3,3, που αποτελεί το αποδεκτό όριο διαφοράς του χρώματος

για τον παρατηρητή^{18,110}. Οι ελάχιστες μετρήσεις που ήταν κάτω, αν και κοντά, στο 3,3, δε θεωρείται ότι αλλάζουν το συμπέρασμα ότι οι εταιρίες δε δίνουν την απαραίτητη προσοχή στο τελικό χρώμα του υλικού τους, έτσι ώστε να γίνεται σωστή εναρμόνιση με το χρώμα που έχει επιλέξει ο οδοντίατρος από το χρωματικό οδηγό.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας, η αντανακλαστικότητα επιφάνειας βρίσκεται σε αντιστρόφως ανάλογη σχέση με την τραχύτητα. Αυτό επιβεβαιώνει τα ευρήματα άλλων *in vitro*^{23,165,168,226,230,237,237} και *in vivo*²¹⁷ εργασιών και υποστηρίζει την ευρέως επικρατούσα άποψη ότι η σωστή λείανση, από τη στιγμή που επιδρά στη στιλπνότητα μίας αποκατάστασης, αποτελεί βασική παράμετρο για την αισθητική της.

Στο πλούσιο σε ρητίνη στρώμα RRL, το μόνο υλικό που παρουσιάζει στατιστικά σημαντικές διαφορές είναι το FS με το PR και το RM. Αυτό θα μπορούσε να εξηγηθεί ίσως από τη ρητινώδη μητρα του FS που περιέχει Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA και UDMA. Ίσως, στο βαθμό που παίζουν ρόλο οι ενισχυτικοί κόκκοι στο RRL, να συνετέλεσαν στα αποτελέσματα σε ότι αφορά στο FS, το οποίο είναι το μοναδικό πραγματικά νανόκοκκο υλικό από αυτά που μελετήθηκαν. Όσο μικραίνει το μέγεθος, άρα και ο όγκος, των ενισχυτικών κόκκων, τόσο αυξάνει ο λόγος της επιφάνειας προς τον όγκο. Όταν λοιπόν ένα υλικό έχει μεγάλη ποσότητα πολύ μικρών κόκκων, επειδή η επιφάνειά τους είναι μεγάλη, διαβρέχεται μεγαλύτερη επιφάνεια με τη ρητινώδη μήτρα, άρα τελικά αυτή υπάρχει σε μεγαλύτερη ποσότητα. Επίσης, λόγω της μεγάλης επιφάνειας ως προς τον όγκο, μειώνεται η αδράνεια του υλικού κατά την πίεση με το γυαλί μικροσκοπίου και την ταινία κελλουλοΐτη, με αποτέλεσμα να υπάρχει μια λεπτότερη, πλούσια σε ρητίνη, επιφάνεια.

Γενικότερα, στο στρώμα RRL δεν ήταν αναμενόμενο να φανούν μεγάλες διαφορές, καθότι το στρώμα αυτό δεν έχει πολλά ενισχυτικά σωματίδια^{55,169,176,226} και θα περιμέναμε ότι οι διάφορες ρητινώδεις μήτρες έχουν παρόμοια αντανakλαστικότητα επιφάνειας. Πιθανή εξήγηση των διαφορών που παρατηρήθηκαν, είναι το πάχος αυτού του στρώματος, όπως εξηγήθηκε παραπάνω, ή η παρουσία ατελειών στην εξωτερική επιφάνεια των δοκιμίων.

Στην προσομοίωση κλινικής λείανσης και στίλβωσης, όπου πλέον παίζουν μεγάλο ρόλο τα ενισχυτικά σωματίδια, ο ρυθμός αποτριβής τους σε σχέση με τη ρητινώδη μήτρα, το σχήμα και το μέγεθός τους και η ποιότητα σύνδεσής τους με τη μήτρα^{186,220,229}, παρατηρείται ότι τα υλικά με τη μικρότερη αντανakλαστικότητα, είναι τα υλικά CX και ΗΧ. Σε ότι αφορά το CX, φαίνεται ότι παίζουν ρόλο οι ίδιες παράμετροι που εξηγούν και την αυξημένη τραχύτητά του, δηλαδή το μέγεθος των ενισχυτικών και η αντίσταση στην αποτριβή των υλικών που περιέχουν ομοσερ. Το εύρημα ότι το υλικό CX έχει χαμηλή αντανakλαστικότητα επιφάνειας μετά από τη λείανση και στίλβωσή του, επιβεβαιώνεται και από άλλους ερευνητές²³¹. Το γυαλιστικό σύστημα εύκαμπτων δίσκων που χρησιμοποιήθηκε (Enhance), φαίνεται επίσης ότι παίζει σημαντικό ρόλο στην απόδοση του CX στην προσομοίωση κλινικής λείανσης και στίλβωσης. Το σύστημα αυτό περιλαμβάνει ελαστικούς δίσκους ρητίνης με ουρεθάνη, με ενσωματωμένους κόκκους οξειδίων του αλουμινίου, το οποίο φαίνεται ότι δεν είναι εξίσου αποτελεσματικό με τα συστήματα λείανσης δίσκων οξειδίων του αλουμινίου σε πολλές άλλες εργασίες^{54,85,167,169,172,227,238}. Θεωρητικά, η ταυτόχρονη και παρόμοια αποτριβή του ελαστικού δίσκου και του εμφρακτικού υλικού, λόγω της όμοιας σύνθεσής τους, αποτελεί πλεονέκτημα. Ίσως, τα χειρότερα αποτελέ-

σματα με αυτό το σύστημα να οφείλονται στο ότι υπάρχει μόνο μια ενιαία αδρότητα λειοτριπτικού. Η ίδια εταιρεία παρουσίασε πρόσφατα το σύστημα PoGo, το οποίο προτείνεται να χρησιμοποιείται μόνο του ή μετά από το σύστημα Enhance, που φαίνεται ότι έχει πολύ καλά αποτελέσματα στις εργασίες που δημοσιεύθηκαν μέχρι στιγμής^{165,232,239}. Το υλικό HX ήταν αναμενόμενο να έχει μεγαλύτερη τραχύτητα κατά την κλινική λείανση και στίλβωση του, καθότι αποτελεί ένα παραδοσιακό υβριδικό υλικό, που δεν περιλαμβάνει πολύ μικρούς κόκκους όπως τα άλλα υλικά. Το υλικό RM παρουσιάζει την υψηλότερη αντανakλαστικότητα μαζί με το PR. Αυτό ήταν αναμενόμενο, από τη στιγμή που, ακόμη και σήμερα, τα μικρόκοκκα υλικά θεωρείται ότι αποδίδουν καλύτερα, λόγω των ανόργανων κόκκων τους, που είναι από 0,02 μέχρι 0,04 μm ^{23,165,240}.

Στην κατάσταση μεταλλογραφικής λείανσης και στίλβωσης δεν παρουσιάζεται καμία στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των υλικών, και αυτό εξηγείται από τα χαρακτηριστικά πλεονεκτήματα της μεθόδου αυτής.

Στην παλαίωση των δοκιμίων σε νερό, επίσης δεν παρουσιάζεται καμία στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των υλικών, που σημαίνει ότι η παραμονή τους σε νερό, διατηρεί την κατάσταση της μεταλλογραφικής λείανσης και παραμένει η έλλειψη διαφορών στην αντανakλαστικότητα επιφάνειας.

Σχετικά με τα αποτελέσματα των δεικτών συσχέτισης r , και του δείκτη r^2 , που εξηγεί τους συντελεστές r δίνοντας ποσοστιαία συσχέτιση των διαφορών των μεταβλητών μεταξύ τους, οι λίγες στατιστικά σημαντικές διαφορές σημαίνουν ότι δε μπορεί να γίνει γενίκευση, λέγοντας

ότι με οποιαδήποτε υλικά, θα λαμβάνονταν τα ίδια αποτελέσματα με αυτά της παρούσας εργασίας.

Από τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας μπορούμε να συμπεράνουμε ότι η αισθητική της αποκατάστασης, μόλις κατασκευαστεί και πριν από την παραμονή της για κάποιο χρονικό διάστημα στο στόμα του ασθενή, στο σημείο που αφορά στη λείανση και τη στίλβωσή της, επηρεάζεται μέσω αλλαγών στην αντανάκλαστικότητα επιφάνειας και όχι στο χρώμα. Το ότι με την αύξηση της τραχύτητας αυξάνεται η φωτεινότητα, λόγω των αλλαγών στον τρόπο αντανάκλασης του φωτός στην επιφάνεια¹²⁶, δεν επιβεβαιώνεται από τις μετρήσεις του χρώματος στην παρούσα ερευνητική εργασία. Η διαφορά αυτή δεν παρατηρήθηκε, διότι η χρωματολογική αξιολόγηση έγινε με σύστημα που βασίζεται σε σφαίρα ολοκλήρωσης. Το χρωματομέτρο, μετρά το χρώμα του δοκιμίου σε πάχος 100 – 300 μm και όχι μόνο στην επιφάνειά του, έτσι ώστε να μην μπορεί να παρατηρηθεί το παραπάνω φαινόμενο, που είναι αποκλειστικά επιφανειακό. Σύμφωνα με τους Campbell και συν, και O'Brien και συν, οι οποίοι έχουν παρόμοια αποτελέσματα με αυτά της παρούσας εργασίας, αυτό μπορεί να συμβαίνει, γιατί σε υλικά με μεγάλη περιεκτικότητα σε ενισχυτικά σωματίδια, περιμένουμε ο συντελεστής διάχυσης να παρουσιάσει ένα μέγιστο, χωρίς τη δυνατότητα περαιτέρω αύξησης^{23,126}. Πρέπει βέβαια να αναφερθεί, ότι υπάρχει σημαντική δυσκολία στη μέτρηση του συντελεστή διάχυσης ημιδιαφανών και αδιαφανών αντικειμένων, που έχει ανακύψει από το 1984²⁴¹.

Αντίθετα, μετά από την παλαίωση των δοκιμίων επί δύο χρόνια σε νερό, αυτό που επηρεάζει την αισθητική μίας αποκατάστασης σύνθετης ρητίνης είναι οι αλλαγές στο χρώμα της και κυρίως, η αύξηση της ημιδιαφάνειας με τη συνεπακόλουθη πτώση της φωτεινότητας και η

μείωση της παραμέτρου b^* , δηλαδή η μετακίνηση του χρώματος των δοντιών προς το μπλε και πάλι λόγω της αύξησης της ημιδιαφάνειας. Αλλαγές στην αντανακλαστικότητα επιφάνειας δε συμβαίνουν με την παλαίωση των δοκιμίων σε νερό. Στο σύνθετο χημικό περιβάλλον του στόματος βέβαια, είναι ιδιαίτερα πιθανό να συνέβαιναν αλλαγές λόγω της προσβολής της επιφάνειας από οξέα και άλλες ουσίες, που θα επηρέαζαν και την τραχύτητα αυτής^{135,153,154, 155,156,158,159}.

Αυτό που παρατηρείται επίσης συγκρίνοντας τα υλικά, είναι ότι αυτά με την μεγαλύτερη τραχύτητα δεν παρουσιάζουν τη μικρότερη αντανακλαστικότητα. Αυτό, πιθανόν να συμβαίνει λόγω της διαφορετικής οπτικής συμπεριφοράς των υλικών, δηλαδή λόγω διαφορών στην ημιδιαφάνεια, το είδος και την ποσότητα των χρωστικών που περιέχουν, όπως και άλλων χαρακτηριστικών τους.

Συγκρίνοντας της μετρήσεις του χρώματος μεταξύ των υλικών, εξάγεται το συμπέρασμα ότι παρόλο που υπάρχει συγκεκριμένος χαρακτηρισμός του χρώματος των διαφόρων σκευασμάτων συνθέτων ρητινών (A2 του χρωματολογίου Vita Classic στην παρούσα εργασία), σε όλες σχεδόν τις περιπτώσεις, το χρώμα τους διαφέρει μεταξύ τους, όπως και από το αναφερόμενο. Η επιλογή του χρώματος μιας αποκατάστασης σύνθετης ρητίνης στην αισθητική ζώνη, θα πρέπει κλινικά να επιβεβαιώνεται με την τοποθέτηση λίγου εμφρακτικού υλικού και τον πολυμερισμό του πάνω στο δόντι που πρόκειται να αποκατασταθεί, έτσι ώστε να επιβεβαιωθεί η συναρμογή του χρώματος και να μη στηρίζεται ο κλινικός Οδοντίατρος μόνο στην επιλογή που έκανε με το χρωματικό οδηγό⁴.

Από τα αποτελέσματα της εργασίας αυτής, επίσης φαίνεται ότι νεότερα υλικά, με τη χρήση νανόκοκκων ενισχυτικών σωματιδίων και

συνδυασμού ενισχυτικών σωματιδίων κάτω από 0,4μm, που είναι το κάτω όριο του ορατού φάσματος, μπορούν να δώσουν τουλάχιστον τα ίδια αποτελέσματα στιλπνότητας με τις παραδοσιακές μικρόκοκκες σύνθετες ρητίνες, που όμως έχουν σημαντικά χαμηλότερες φυσικομηχανικές ιδιότητες. Υλικά που περιέχουν ormocer και σύνθετη ρητίνη και παραδοσιακές υβριδικές σύνθετες ρητίνες, φαίνεται ότι υστερούν στα οπτικά χαρακτηριστικά που προσδίδουν σε μία αποκατάσταση. Απαιτούνται περισσότερες εργασίες, κυρίως κλινικές ελεγχόμενες έρευνες τυχαίου δείγματος, έτσι ώστε να υποστηριχθούν τα ανωτέρω αποτελέσματα και να προταθεί με μεγαλύτερη βεβαιότητα ο τύπος του υλικού που ταιριάζει καλύτερα στις ανάγκες της κάθε περίπτωσης της κλινικής οδοντιατρικής, καθώς επίσης και οι αλλαγές που θα επιφέρει σε αυτό η πάροδος του χρόνου μέσα στο στόμα των ασθενών.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Από τα αποτελέσματα της παρούσας ερευνητικής εργασίας μπορούν να εξαχθούν τα ακόλουθα συμπεράσματα:

1. Οι διάφορες καταστάσεις λείανσης και στίλβωσης των δοκιμίων επηρεάζουν την αντανακλαστικότητα επιφάνειας, αλλά όχι το χρώμα των συνθέτων ρητινών που μελετήθηκαν.
2. Οι διάφορες καταστάσεις επεξεργασίας της επιφάνειας των δοκιμίων, μετά από την παλαίωσή τους σε υδάτινο περιβάλλον, επηρεάζουν το χρώμα, αλλά όχι την αντανακλαστικότητα επιφάνειας των δοκιμίων.
3. Τα υλικά έχουν σημαντικές διαφορές μεταξύ τους σε ότι αφορά στο χρώμα και την αντανακλαστικότητα επιφάνειας στην κατάσταση επιφάνειας με το πλούσιο σε ρητίνη στρώμα (RRL), στην κλινική προσομοίωση λείανσης και στίλβωσης, μετά από μεταλλογραφική λείανση και στίλβωση και μετά από την παλαίωση των δοκιμίων σε υδάτινο περιβάλλον.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός: Σκοπός αυτής της ερευνητικής εργασίας είναι η συσχέτιση του χρώματος και της αντανάκλαστικότητας επιφάνειας σύγχρονων σκευασμάτων συνθέτων ρητινών που διατίθενται στο εμπόριο με την τραχύτητα που έχουν, μετά από διάφορες κατεργασίες της επιφάνειάς τους. Επίσης, η μελέτη της επίδρασης που θα έχει στα παραπάνω χαρακτηριστικά η παλαίωση των ίδιων δοκιμίων σε περιβάλλον νερού.

Υλικά και Μέθοδοι: Κατασκευάστηκαν δοκίμια από τα υλικά Ceram-X (Dentsply, DeTrey, Surrey, UK), Herculite XRV (Kerr Co, Orange, CA, USA), Filtek Supreme (3M,ESPE, St Paul,MN,USA), Premise (Kerr Co, Orange, CA, USA) και Renamel Microfill (Cosmedent Inc, Chicago, IL, USA) και στη συνέχεια έγιναν διαδοχικές διαδικασίες λείανσης και στίλβωσής τους αρχικά με το λειοτριπτικό σύστημα που προτείνει ο κατασκευαστής του υλικού και στη συνέχεια σε συσκευή μεταλλογραφικής λείανσης και στίλβωσης. Τέλος, τα δοκίμια παλαιώθηκαν σε περιβάλλον νερού για 2 χρόνια. Μετά από κάθε στάδιο επεξεργασίας της επιφάνειας, όπως και μετά την παλαίωση σε νερό, έγιναν μετρήσεις της τραχύτητας, του χρώματος και της αντανάκλαστικότητας επιφάνειας των δοκιμίων.

Αποτελέσματα: Τα αποτελέσματα, μετά από τη στατιστική ανάλυση των δεδομένων, είναι τα εξής : Οι παράμετροι της τραχύτητας αυξάνονται από την κατάσταση της επιφάνειας με το πλούσιο σε ρητίνη στρώμα (RRL) στην κατάσταση κλινικής προσομοίωσης λείανσης και στίλβωσης και μειώνονται, από αυτή, στην κατάσταση μεταλλογραφικής λείανσης και στίλβωσης. Μεταξύ των υλικών, τα αποτελέσματα ποικίλουν και κάποια υλικά παρουσιάζουν μεταξύ τους στατιστικά ση-

μαντικές διαφορές. Η παλαίωση των δοκιμίων σε νερό δίνει ποικίλα αποτελέσματα και μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας και μεταξύ των υλικών. Οι χρωματικές παράμετροι δεν παρουσιάζουν αλλαγές μεταξύ των τεχνικών κατεργασίας ενώ αλλάζουν σημαντικά μετά την παλαίωση σε νερό, όπου οι παράμετροι L^* και b^* μειώνονται στατιστικά σημαντικά. Μεταξύ των υλικών, βρέθηκαν χρωματικές διαφορές σε όλες τις καταστάσεις. Η αντανακλαστικότητα επιφάνειας μειώνεται με στατιστικά σημαντικές διαφορές σε όλα τα υλικά, από την κατάσταση RRL στην κατάσταση κλινικής προσομοίωσης και αυξάνεται στη μεταλλογραφική λείανση. Μετά από την παλαίωση των δοκιμίων σε νερό, δεν υπάρχει καμία στατιστικά σημαντική διαφορά. Μεταξύ των υλικών, τα αποτελέσματα της αντανακλαστικότητας επιφάνειας είναι ποικίλα.

Σημασία: Οι διάφορες καταστάσεις λείανσης και στίλβωσης των δοκιμίων επηρεάζουν την αντανακλαστικότητα επιφάνειας, αλλά όχι το χρώμα των συνθέτων ρητινών που μελετήθηκαν. Η παλαίωσή τους σε υδάτινο περιβάλλον, επηρεάζει το χρώμα, αλλά όχι την αντανακλαστικότητα επιφάνειας των δοκιμίων. Τα υλικά έχουν σημαντικές διαφορές μεταξύ τους σε ότι αφορά στο χρώμα και την αντανακλαστικότητα επιφάνειας, σε όλες τις καταστάσεις που μελετήθηκαν.

STUDY OF THE OPTICAL CHARACTERISTICS OF MODERN COMPOSITE RESIN RESTORATIVE MATERIALS

DOCTORAL DISSERTATION :

KONSTANTINOS GIANNAKOPOULOS, D.D.S.

THESSALONIKI, GREECE, 2010

ARISTOTLE UNIVERSITY OF THESSALONIKI

DEPARTMENT OF OPERATIVE DENTISTRY

HEAD OF THE DEPARTMENT : HELVATJOGLOU – ANTONIADES MARIA

SUMMARY

Preface : Composite resin materials used in restorative dentistry should closely match the surrounding tooth structure so that the restoration blends with the dental tissue in a natural manner that results to an invisible, aesthetic restoration. The optical properties of the materials are of paramount importance as well as the proper finishing and polishing of the restoration.

Aim : The purpose of this study was to investigate the correlation between the color characteristics and the gloss of contemporary composite resin materials available in the market today with their roughness, after different surface treatments. Also, to investigate the effect water aging has on the aforementioned characteristics.

Materials and Methods : Disk shaped specimens (10mm in diameter, 2mm thick, n=6 per material) were fabricated from the composite

resin materials Ceram-X (Dentsply, DeTrey, Surrey, UK), Herculite XRV (Kerr Co, Orange, CA, USA), Filtek Supreme (3M,ESPE, St Paul,MN,USA), Premise (Kerr Co, Orange, CA, USA) and Renamel Microfill (Cosmedent Inc, Chicago, IL, USA). Consecutive treatments of the specimens were conducted, first with the abrasive system recommended by the manufacturer and then in a metallographic grinding/polishing device. The abrasives used were Enhance (Dentsply, DeTrey, Surrey, UK), Optidisc (Kerr Co, Orange, CA, USA), Soflex (3M,ESPE, St Paul,MN,USA)and Flexidisc (Cosmedent Inc, Chicago, IL, USA) respectively. Then, the specimens were aged in a water environment for 2 years. At baseline (Mylar strip polymerized – Resin Rich Layer), after each treatment of the surface, and after water aging, measurements of roughness (Ra, Rz, Rq, Rt) , color (L^* , a^* , b^*) and gloss (GU) were performed. Roughness was measured with a skid profilometer in four different areas of each specimen after rotating them, resulting in 24 measurements per material. A 3D optical profilometer was also used to take indicative measurements of roughness (Ra, Rz, Rq, Rt) and images of the specimen surfaces. With the same method, the roughness of the abrasive systems used in this study was also indicatively measured. The optical profilometer was set in VSI function, with an area scan size of 100 μ m. Gloss was measured with a small area glossmeter with a square measurement area of 2x2mm and 60° geometry.

The roughness, color and gloss results were subjected to statistical analysis using SPSS software (SPSS Inc, IBM Co, IL, USA). Means and standard deviations were calculated for each material on every surface condition. The normality of the data was checked with the Shapiro test and the homogeneity of variances with the Levene test. Statistically significant

differences of roughness and gloss through the different surface conditions were obtained using Student's t – test or Wilcoxon test, depending on the normality of distribution of the data. To test for differences between the materials for each one of the surface conditions, One Way Anova or Kruskal – Wallis test was used. Further analysis of the data with multiple comparisons using Bonferroni correction or Games – Howell test was executed where needed. Correlation coefficient r (Pearson or Spearman depending on the distribution of the data) was calculated as well as r^2 index.

Results : The results were as follows: Roughness parameters increase from the surface condition with the Resin Rich Layer (RRL) to the clinical simulation and decrease to the metallographic finishing and polishing. Between the materials the results vary and some materials exhibit statistically significant differences. Water aging gives varying results between the surface conditions and the materials as well. Color coordinates do not exhibit changes between the surface treatments while statistically significant changes are observed after water aging, with parameters L^* and b^* showing significant decrease. Between the materials there was color differences observed in all surface conditions. Gloss exhibits statistically significant decrease from the condition RRL to the clinical simulation and increase to metallographic finishing and polishing. Between the materials the gloss results vary.

Significance : From the results of this in vitro study we can conclude that different finishing and polishing conditions of the specimens cause changes in gloss but not in the color of the composite resin materials tested. Water aging of the specimens affects the color but not the gloss of the materials tested. The materials have significant differences

to each other in color and gloss at baseline, clinical simulation, metallographic finishing and polishing and after water aging.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- 1 Nassau K. The physics and chemistry of color: The fifteen causes of color. New York: Willey, 1983
- 2 Billmeyer F, Saltzman M. Principles of color technology, New York: Willey 1966
- 3 Patterson D. Instruments for the measurement of the colour of transparent and opaque objects, In: Colour physics for industry. Huddersfield: H. Chakreswirth & Co Ltd, 1987
- 4 Glick K. Color and shade selection in cosmetic dentistry. Part III. Establishing the proper environment and technique. J Am Acad Cosm Dent 1994;10:14-20
- 5 Rossing TD, Chiaverina CJ. Light Science: Physics and the visual arts. New York: Springer 1999
- 6 Oreston JD, Ward LC, Bobrick M. Light and lighting in the dental office. Dent Clin North Am 1978;22:431-451
- 7 Sproull R. Color matching in dentistry. Part I. J Prosthet. Dent 1973;29:416-424
- 8 Miller LL. Esthetic dentistry developing program. J Esthet Dent 1994;6:47-60
- 9 Preston J, Bergen S. Color Science and dental art. St Louis: Mosby, 1980:31-45
- 10 Barna GJ, Taylor JW, King GF, Pelleu GB Jr. The influence of selected light intensities on color perception within the color range of natural teeth. J Prosthet Dent 1981;46:450-453
- 11 Mc Laren K. Colour space, colour scales and colour difference. In Colour physics for industry Huddersfield: H. Chakreswirth & Co Ltd, 1987

-
- 12 Pensler AV. Shade selection: Problems and solutions. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19:387-396
 - 13 Burkinshaw SM. Colour in relation to dentistry. *Fundamentals of colour science. British Dent J* 2004;196:33-41
 - 14 Recommendations on Uniform color spaces, color-difference equations, psychometric color terms. CIE. Supplement No 2. Publications CIE, Paris, France (Bureau Central de la CIE)
 - 15 K Mc Laren. The development of the CIE 1976 (L*a*b*) uniform colour space and colour difference formula. *J of the Society of Dyers and Colourists* 1976;92:338 – 341
 - 16 Agoston GA. *Color theory and its application in Art and Design.* 1979 Heidelberg
 - 17 O Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL. Color distribution of three regions of human extracted teeth. *Dental Materials* 1997;13:179-185
 - 18 Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater* 1987;3:246 – 251
 - 19 Browning WD. Use of shade guides for color measurement in tooth bleaching studies. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:S13 – S20
 - 20 Sander M. *A practical guide to the assessment of surface texture.* Mahr GmbH, Gottingen; 1991
 - 21 Μαρία Αντωνιάδου. Το χρώμα στις αισθητικές αποκαταστάσεις. Κλινική Αισθητική Οδοντιατρική, Γεράσιμος Δουβίτσας, Ζήτα Ιατρικές Εκδόσεις, Αθήνα 2004
 - 22 Lemire PA, Burk B. *Color in dentistry;*1975, The JM Ney Company

-
- 23 O'Brien WJ, Johnston WM, Fanian F, Lambert S. The surface roughness and gloss of composites. *J Dent Res* 1984;63:685 – 688
- 24 www.rhopointinstruments.com. Ημερομηνία πρόσβασης: 1-11-2009
- 25 Ten Bosch JJ, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to tooth scattering and enamel hardness. *J Dent Res* 1995;74:374 – 380
- 26 Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: A review of the literature. *British Dental Journal* 2001;190:309 – 316
- 27 Jahangiri L, Reinhardt SB, Mehra RV, Matheson PB. Relationship between tooth shape value and skin color: an observational study. *J Prosthet Dent* 2002;87:149 – 152
- 28 Van der Burgt TP, Ten Bosch JJ, Borsboom PCF, Kortsmits WJPM. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent* 1990;63:155-162
- 29 O'Brien WJ, Johnston WM, Fanian F. Double layer color effects in porcelain systems. *J Dent Res* 1990;64:940 – 943
- 30 Ten Bosch JJ, Zijp JR. Optical properties of dentin. In: Thylstrup A, Leach SA, Qvist V, editors. *Dentine and dentine reactions in the oral cavity*. Oxford, England: IRL Press; 1987:59 – 65
- 31 Zijp JR, Ten Bosch JJ. Theoretical model for scattering of light by dentin and comparison with measurements. *Applied optics* 1993;32:411–415
- 32 Ko CC, Tantbirojn D, Wang T, Douglas WH. Optical scattering power for characterization of mineral loss. *J Dent Res* 2000;79:1584 – 1589
- 33 Spitzer D, Ten Bosch JJ. The absorption and scattering of light in bovine and human enamel. *Calcified Tissue Research* 1975; 17:129 – 137

-
- 34 Zijp JR, Ten Bosch JJ, Groenhuis RAJ. HeNe-laser scattering by human dental enamel. *J Dent Res* 1995;74:1891 – 1898
- 35 Overheim D. *Light and Color*. New York: John Wiley, 1982
- 36 Winter R. Visualizing the natural dentition. *J Esthet Dent* 1993;5:103 – 117
- 37 Garber DA, Adar P, Goldstein RE, Salama H. The quest for all ceramic restoration. *Quintessence Dent Technol* 2000;23:27 – 36
- 38 McLaren E. Luminescent veneers. *J Esthet Dent* 1997;9:3 – 12
- 39 Cornell D, Winter R. Manipulating light with the refractive index of an all ceramic material. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1999;11:913 – 917
- 40 Orban BJ. *Oral Histology and Embriology*, ed 6. St Louis: Mosby, 1976
- 41 McLaren E. The 3D Master shade matching system and the skeleton build up technique: Science meets art and intuition. *Quintessence Dent Technol* 1999;22:55 – 68
- 42 Terry DA, Geller W, Tric O, Anderson MJ, Tourville M, Kobashigawa A. Anatomical form defines color: function, form and aesthetics. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry* 2002;14:59 – 67
- 43 Vanini L. Light and color in anterior composite restorations. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1996;8:673 - 682
- 44 Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: The science and strategies. *Int J Periodontics Rrestorative Dent* 2003;23:467 – 479
- 45 Glick KL. Color management of cosmetic restorations. *Curr Opin Cosmet Dent* 1995:36 – 40
- 46 Williamson RT, Breeding LC. Make luster tabs for use in matching texture of porcelain surfaces. *J Prosthet Dent* 1993;69:536 – 537

-
- 47 Rufenacht C. *Fundamentals of esthetics*. Chicago: Quintessence, 1992
- 48 Ubassy G. *Shape and color: the key to successful ceramic restorations*. Chicago: Quintessence, 1993: 197 – 204
- 49 American Society for standard Testing and Materials. *Compilation of ASTM standard definitions*, 5th ed. Philadelphia: American society for testing and materials, 1982;324
- 50 Sewell G. Measurement of gloss in curved surfaces. *Surface world* 1997;Sep:21
- 51 Hotta M, Hirukawa H, Aono M. The effect of glaze on restorative glass ionomer cements.. *J Oral Rehabil* 1995;22:197 – 201
- 52 Lui JL, Low T. The surface finish of the new microfilled restorative materials. A scanning electron microscope study. *J Oral Rehabil* 1982;9:67 – 82
- 53 Hotta M, Hirukawa H, Aono M. The effect of glaze on restorative glass ionomer cements: evaluation of environmental durability in lactic acid solution. *J Oral Rehabil* 1995;22:685 – 689
- 54 Hondrum SO, Fernandez R, Jr. Contouring, finishing and polishing of class 5 restorative materials. *Oper Dent* 1997;22:30 – 36
- 55 Naoko O, Hiroyasu K, Yoshifumi M, Daisuke N, Tomohisa O, Hideo M. Surface roughness and gloss of indirect composites etched with acidulated phosphate fluoride solution. *Acta Odontologica Scandinavica* 2009;67:5:1 – 8
- 56 Redmalm G, Johanssen G, Ryden H. Lustre changes on teeth. *Swedish Dental J* 1985;9:29 – 35

-
- 57 Bowen RJ. Synthesis of a silica resin filling material progress report (abstract). *J Dent Res* 1958;27:90
- 58 Bowen RJ. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent 1962; 306 - 12
- 59 Rawls HR, Upshaw JE. Restorative resins. In: Annusavice KJ, editor. *Philipp's science of dental materials*. 11th edition. Philadelphia:WB Saunders;2003. p 399 - 441
- 60 Roulet JF. Polymer constructions used in restorative dentistry. In: *Degradation of dental polymers*. New York:Karger;1987. p 3 - 59
- 61 Taira M, Suzuki H, Wakasa K, et al. Preparation of pure silica - glass fillers for dental composites by the sol - gel process. *J of British Ceramics Transactions* 1990;89:203 - 7
- 62 Chen MH, Chen CR, Hsu SH, et al. Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater* 2006; 22:138 - 45
- 63 Ferracane JL. In Vitro Evaluation of Resin composites. Structure-property relationships, development of assessment criteria. *Trans Acad Dent Mater* 1989;2:6-35
- 64 Miller MB. *Reality: the information source for esthetic dentistry*. Houston, TX: Reality Publishing Company; 2006
- 65 Albers HF. *Tooth colored restoratives: Principles and techniques*. 9th edition. Hamilton (Ontario): BC Decker 2002; p 120 - 21
- 66 Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;6(4):302 - 18
- 67 Swift EJ. Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent* 2005;17:3 -4

-
- 68 Roulet JF. Polymer constructions used in restorative dentistry. In: Degradation of dental polymers. New York:Karger;1987. p 3 - 59
- 69 Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr., Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. JADA 1998;129(5):567–77
- 70 Xu X, Xin X, Weathersby J, et al. In vitro wear and toothbrush abrasion of flowable and posterior dental composites. J Dent Res 2002;81(special issue):A-258
- 71 CRA. Condensable composite resins. Clin Res Assoc Newsletter 1998;22(7):1
- 72 Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV. Introduction to composite restorations. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. Sturdevant's art and science of operative dentistry. 4th edition. Philadelphia: Mosby Inc; 2002. p 471 - 500
- 73 Swepston JH, Miller AW. Esthetic Matching. J Prosthet Dent 1985;54:621 – 625
- 74 Obregon A, Goodkind RJ, Schwabacher WB. Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceramometal restorations. J Prosthet Dent 1981;46:330 – 340
- 75 Inokoshi S, Kataumi M, Takatsu T. Study on optical properties of tooth colored restoratives. Part II: Specular and diffuse transmission and haze. J J Dent Mat 1994;13 (Special issue 24):176 – 177
- 76 Fortin D, Vargas M. The spectrum of composites: new technologies and materials. J American Dent Association 2000;131:26 – 29

-
- 77 Hirabayashi S. The influence of monomer composition and filler on light permeability and polymerization of visible light cured composite resin. *J J Dent Mater* 1987;6:481 - 495
- 78 Enami N, Sjodahl M, Soberholm KJM. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater* 2005;21:721 - 730
- 79 Komatsu K, Nemoto K, Horie K. Transmittance of light cured composite resins. *J J Dent Mater* 1990;9:102 - 111
- 80 Kurata S, Umemoto K, Nakajima S. Basic study on photopolymerization of the composite containing highly transparent filler. *J J Dent Mater* 1997;16:101 - 106
- 81 Suzuki H, Taira M, Wakasa K, Yamaki M. Refractive index adjustable fillers for visible light cured dental composites: preparation TiO₂-SiO₂ glass powder by the sol-gel process. *J Dent Res* 1991;70:883 - 889
- 82 Takada T, Yamada T, Satoh M, Kataumi M, Takatsu T. Classification and element composition of fillers of composite resins. *J J Dent Mater* 1994;13:388 - 396
- 83 Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *J Dent Mater* 2007;26(1):38 - 44
- 84 Lee YK. Influence of filler on the difference between the transmitted and the reflected colors of experimental resin composites. *Dent Mater* 2008;24:1243 - 1247
- 85 Turssi CP, Ferracane JL, Serra MC. Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. *Dent Mater* 2005;21:641 - 648

-
- 86 Cavalcante L, Masouras K, Watts DC, Pimenta L, Silikas N. Effect of nanofillers' size on the surface properties after toothbrush abrasion. *Am J Dent* 2009; 22(1):60 - 64
- 87 Anusavice KJ, Phillips; *Science of Dental Materials*, 11th edition. St Louis, Mo.:Saunders;2003. p. 6 - 47
- 88 Primus CM, Chu CC, Shelby JE, Buldrini E, Heckle CE. Opalescence of dental porcelain enamels. *Quint Int* 2002;33:439 - 449
- 89 Woo ST, Yu B, Ahn JS, Lee YK. Comparison of translucency between indirect and direct resin composites. *J Dent* 2008;
- 90 Ward MT, Tate WH, Powers JM. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Oper Dent* 1995;20:106 - 110
- 91 Zena R. Evolution of dental ceramics. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22(12 suppl.):12 - 14
- 92 Holmes BN, Bryan TT. Aesthetic, opalescent, cold polymerizable dental materials. European Patent 0 533 434 A1. Paris, France: European Patent Office;1993
- 93 Lee YK, Lu H, Powers JM. Measurement of opalescence of resin composites. *Dent Mater* 2005;21:1068 - 1074
- 94 Kobashigawa AI, Angeletakis C. Opalescence fillers for dental restorative composites. Alexandria, Virginia:United States Patent and Trademark Office. US Patent 2001;6,232:367
- 95 Lee YK, Yu B. Measurement of opalescence of tooth enamel. *J Dent* 2007;35:690 - 694
- 96 Lee YK, Lu H, Powers JM. Influence of opalescent and fluorescent properties of resin composites on the masking effect. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;76:26 - 32

-
- 97 Lee YK, Powers JM. Influence of fluorescence and opalescence properties on the light transmittance of resin composite as a function of wavelength. *Am J Dent* 2006;19(5):283 - 288
- 98 Spitzer D, ten Bosch JJ. The total luminescence of bovine and human dental enamel. *Calcif Tissue Res* 1976;20:201 - 208
- 99 Hafstrom - Bjorkman U, Sundstrom F, ten Bosch JJ. Fluorescence in dissolved fractions of human enamel. *Acta Odontol Scand* 1991;49:133 - 138
- 100 Mc Laren EA. Luminescent veneers. *J Esthet Dent* 1997;9:3 - 12
- 101 Lee YK, Lu H, Powers JM. Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. *Dent Mater* 2006;22:653 - 660
- 102 Lee YK, Lu H, Powers JM. Fluorescence of layered resin composites. *J Estheti Restor Dent* 2005;17:93 - 101
- 103 Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and Clinical colorimetry. *J Dent Res* 1989;68:819 - 822
- 104 Aguiar SR, Casemiro LA, Carlino GV, Lins EC, Kurachi C, Bagnato VS, Souza F, Panzeri H. Evaluation of fluorescence of dental composites using contrast ratios to adjacent tooth structure: a pilot study. *J Esthet Restor Dent* 2007;19:199 - 207
- 105 Lim YK, Lee YK. Fluorescent emission of varied shades of resin composites. *Dent Mater* 2007;23:1262 - 1268
- 106 Song SH, Yu B, Ahn JS, Lee YK. Opalescence and fluorescence properties of indirect and direct resin materials. *Acta Odontol Scand* 2008;66:236 - 242

-
- 107 Takahashi MK, Vieira S, Rached RN, Almeida JB, Aguiar M, Souza EM. Fluorescence intensity of resin composites and dental tissues before and after accelerated aging: a comparative study. *Oper Dent* 2008;33(2):189 - 195
- 108 Inokoshi S, Burrow M, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T. Opacity and color changes of tooth colored restorative materials. *Oper Dent* 1996;21(2):73 – 80
- 109 Ikeda T, Nakanishi A, Yamamoto T, Sano H. Color differences and color changes in Vita shade tooth colored restorative materials. *Am J Dent* 2003;16:6:381 – 384
- 110 Douglas RD, Brewer JD. Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1998;79:254 - 260
- 111 Johnston WM, Reisbick MH. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater* 1997;13:89 – 97
- 112 Rueggeberg FA, Ergle JW, Lockwood PE. Effect of photoinitiator level on properties of a light cured and post-cure heated model resin system. *Dent Mater* 1997;13:360 - 4
- 113 Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light cure composite resins. *Dent Mater* 1999;15:120 - 7
- 114 Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light curing resin composites. *Acta Odontol Scand* 2002;60:146 - 50
- 115 Liu H, Stansbury JW, Dickens SH, Eichmiller FC, Bowman CN. Probing the origins and control of shrinkage stress in dental resin compo-

-
- sites. Part II. Novel method of simultaneous measurement of polymerization shrinkage stress and conversion. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater* 2004;71B:206 - 13
- 116 Roulet JR, Kamisky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci* 2004;112:280 – 285
- 117 Ogunyinka A, Palin WM, Shortall AC, Marquis PM. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent Mater* 2007;23:807 - 813
- 118 Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light cure composite resins. *Dent Mater* 1999;15:120-7
- 119 Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light curing resin composites. *Acta Odontol Scand* 2002;60:146 - 50
- 120 Liu H, Stansbury JW, Dickens SH, Eichmiller FC, Bowman CN. Probing the origins and control of shrinkage stress in dental resin composites. Part II. Novel method of simultaneous measurement of polymerization shrinkage stress and conversion. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater* 2004;71B:206 - 13
- 121 Ogunyinka A, Palin WM, Shortall AC, Marquis PM. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent Mater* 2007;23:807 - 813

-
- 122 Sun GJ, Chae KH. Properties of 2,3-butanedione and 1-phenyl-1,2-propanedione as a new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Polymer* 2000;41:6205 - 12
- 123 Scheider LF, Pfeifer C, Consani S, Prah SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization. Degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dent Mater* 2008;24:1169 - 1177
- 124 Roulet JR. *Degradation of dental polymers* 1987; Basel: Karger
- 125 Inokoshi S, Kataumi M, Pereira P, Yamada T, Tagami J. Appearance of composite resins in posterior teeth. *Bologna International Symposium* 1996
- 126 Campbell PM, Johnston WM, O' Brien WJ. Light scattering and gloss of an experimental quartz - filled composite. *J Dent Res* 1986;65:892 – 894
- 127 Inokoshi S, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T. Study on optical properties of tooth colored restoratives. Part III: Regular and diffuse transmission of human enamel and dentin. *J Dent Mater* 1995; 14(Special issue 25):128 – 129
- 128 Doray P. Color stability of direct esthetic restorative materials. *Glass ionomer, the next generation*. 1994; Edited by Hunt PR:199 – 208. Philadelphia: International Symposia on dentistry
- 129 Mjor IA. The reasons for replacement and the age of failed restorations in general dental practice. *Acta Odontol Scand* 1997;55(1):58 - 63
- 130 Vogel RL. Intrinsic and extrinsic discoloration of the dentition (a literature review). *J Oral Med* 1975;30(4):99 - 104

-
- 131 Asmussen E, Hansen EK. Surface discoloration of restorative resins in relation to surface softening and oral hygiene. *Scand J Dent Res* 1986;94(2):174 - 7
- 132 Ness L, Rosekrans DL, Welford JF. An epidemiologic study of factors affecting extrinsic staining of teeth in an English population. *Community Dent Oral Epidemiol* 1977;5:55 - 60
- 133 Douglas WH, Graig RG. Resistance to extrinsic stains by hydrophobic composite resin systems. *J Dent Res* 1982;61:41 – 43
- 134 Satou N, Khan AM, Matsumae I, Satou J, Shintani H. In vitro color change of composite based resins. *Dent Mater* 1989;5:384 – 387
- 135 Khokhar ZA, Razzoog ME, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quint Int* 1991;22:733 – 737
- 136 Um CM, Ruyter IE. Staining of resin based veneering materials with coffee and tea. *Quint Int* 1991;22:377 – 386
- 137 Eldiwany M, Friedl KH, Powers JM. Color stability of light cured and post-cured composites. *Am J Dent* 1995;8:179 - 181
- 138 Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci* 2004;112:280 - 285
- 139 Kalachandra S, Terner DT. Water sorption of polymethacrylate networks: Bis GMA/TEGDMA copolymers. *J Biomed Mater Res* 1987; 21(3):329 - 338
- 140 Unconverted double bonds and interface phenomena in composite materials. *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* 1991;46(3):204 - 208

-
- 141 Kolbeck C, Rosentritt M, Reinhold L, Handel G. Discoloration of fac-
ing and restorative composites by UV irradiation and staining food.
Dent Mater 2006;22(1):63 - 68
- 142 Janda R, Roulet JF, Latta M, Steffin G, Buttermann S. Color stability
of resin based filling materials after aging when cured with plasma or
halogen light. Europ J Oral Sci 2005;113(3):251 - 257
- 143 Robinson FG, Rueggeberg FA, Lockwood PE. Thermal stability of di-
rect dental esthetic restorative materials at elevated temperatures. J
For Sci 1998;43:1163 - 1167
- 144 Lu H, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated
aging. Am J Dent 2004;17(5):354 - 358
- 145 Tyas MJ. Colour stability of composite resins: A clinical comparison.
Aust Dent J 1992;37:88 - 90
- 146 Uchida H, Vaidiyanathan J, Viswanadhan T, Vaidyanathan TK. Color
stability of dental composites as a function of shade. J Prosthet Dent
1998;79:372 - 7
- 147 Vichi A, Ferarri M, Davidson CL. Color and opacity variations in three
different resin based composite products after water aging. Dent
Mater 2004; (20)6:530 - 534
- 148 Asmussen E. An accelerated test for color stability of restorative re-
sins. Acta Odontolog Scandinavica 1981;39:329 – 332
- 149 International Standard ISO 7491-1985
- 150 New American Dental Association Specification No 27 for direct fill-
ing resins. JADA 1977;94:1991 - 4
- 151 Powers JM, Denison JB, Koran A. Color stability of restorative resins
under accelerated aging. J Dent Res 1978;57:964 - 970

-
- 152 Powers JM, Fan PL. Erosion of composite resins. *J Dent Res* 1980;59:815 - 9
- 153 Abu Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Color stability of compomer after immersion in various media. *J Esthet Dent* 2000;12:258 - 63
- 154 Watts DC, Bertenshaw BW, Jugdev JM. Ph and time dependence of surface degradation in a compomer biometarial (abstract 13). *J Dent Res* 1995;74:912
- 155 Ferracane JL, Marker VA. Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites. *J Dent Res* 1992;71(1):13 - 9
- 156 Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water: effect of degree of conversion, filler volume and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1995;42:465 - 472
- 157 Jaffer F, Finer Y, Santerre JP. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials* 2002;23:1707 - 1719
- 158 Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater* 2003;19:12 - 18
- 159 Lee YK, Powers JM. Discoloration of dental resin composites after immersion in a series of organic and chemical solutions. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2005;73B:361 - 367
- 160 Quirynen M, Bollen CML. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. *J Clin Periodontol* 1995;22:1 – 14

-
- 161 Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc* 1975;91:101 – 107
- 162 Hachiya Y, Iwaku M, Hosoda H. Relation of finish to discoloration of composite resins. *J Prosthet Dent* 1984;52:811 – 814
- 163 Northeast SE, van Noort R. Surface characteristics of finished posterior composite resins. *Dent Mater* 1988;4:278 – 288
- 164 Eide R, Tviet AB. Finishing and polishing of composites. *Acta Odontol Scand* 1988; 46:307-12
- 165 Paravina RD, Roeder L, Lu H, Vogel K, Powers JM. Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness, gloss and color of resin based composites. *Am J Dent* 2004;17:262 – 266
- 166 Yap AU, Lye KW, Sau CW. Surface characteristics of tooth colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent* 1997;22:260 – 265
- 167 Chung KH. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater* 1994;10:325 – 330
- 168 Stanford WB, Fan PL, Wozniak WT, Stanford JW. Effect of finishing on color and gloss of composites with different fillers. *J Am Dent Assoc* 1985;110:211 – 213
- 169 Roeder LB, Tate WH, Powers JM. Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of packable composites. *Oper Dent* 2000; 25:534 – 543
- 170 Dennison JB, Fan PL, Powers JM. Surface roughness of microfilled composites. *J Am Dent Assoc* 1981;102:859 – 862

-
- 171 Wilson F, Heath JR, Watts DC. Finishing composite restorative materials. *J Oral Rehabil* 1990;17:79 – 87
- 172 Hoelscher DC, Neme AML, Pink FE, Hughes PJ. The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Oper Dent* 1998;23:36 – 42
- 173 Baucks R, Hannig M. Oberflächenbearbeitung von komposit. *ZWR* 1995;104:372 – 377
- 174 Attar N. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *J contemp Dent Pract* 2007;8:27 – 35
- 175 Park SH, Noh BD, Ahn HJ, Kim HK. Celluloid strip-finished versus polished composite surface: difference in surface discoloration in microhybrid composites. *J Oral Rehabil* 2004;31:62 – 66
- 176 Park SH, Krejci I, Lutz F. Hardness of celluloid strip-finished or polished composite surfaces with time. *J Prosthet Dent* 2000;83:660 – 663
- 177 Tang AT, Li J, Ekstrand J, Liu Y. Cytotoxicity tests of in situ polymerized resins: Methodological comparison and introduction of a tissue culture insert as a testing device. *J of Biomed Mater Res* 1999;5:214 – 222
- 178 Krejci I, Lutz F, Boretti R. Resin composite polishing – Filling the gaps. *Quint Int* 1999;30:490 – 495
- 179 Firla MT. Gestalten occlusaler kompositrestaurationen: Form und function gehoren zusammen. *ZWR* 1993;102:408 – 412
- 180 Lutz F, Setcos JC, Phillips RW. New finishing instruments for composite resins. *J Am Dent Assoc* 1983;107:575 – 580

-
- 181 Fruits TJ, Miranda FJ, Coury TL. Effects of equivalent abrasive grit sizes utilizing different polishing motions on selected restorative materials. *Quint Int* 1996;27:279 – 285
- 182 Toledano M, De La Torre FJ, Osorio R. Evaluation of two polishing methods for resin composites. *Am J Dent* 1994;7:328 – 330
- 183 Tate WH, Powers JM. Surface roughness of composites and hybrid ionomers. *Oper Dent* 1996;21:53 – 58
- 184 Drummond JL, Jung H, Savers EE, Novickas D, Toepke TRS. Surface roughness of polished amalgams. *Oper Dent* 1992;17:129 – 134
- 185 Goldstein GR, Waknine S. Surface roughness evaluation of composite resin polishing techniques. *Quint Int* 1989;20:199 – 204
- 186 Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed and polished porcelain on human teeth. *J Prosthet Dent* 1994;72:320 – 323
- 187 Scupria MS, Powers JM. Surface roughness of two polished ceramic materials. *J Prosthet Dent* 1994;71:174 – 177
- 188 Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. Wear characteristics in a two – body wear test. *Dent Mater* 1994;10:269 – 274
- 189 Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Gregoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent* 2006;31-1:39-46
- 190 Thomas TR. *Rough Surfaces*. 2nd ed. London, UK:Imperial College press 1999

-
- 191 Whitehouse DJ. Surface characterization. The nature of surfaces and the signals obtained from them. Handbook of Surface Metrology, IOP Publishing Ltd 1994; p5 – 207
- 192 Yoshizawa Toru. Handbook of optical metrology: Principles and Applications. CRC Press, Taylor & Francis Group LLC, 2009
- 193 Clark EB. An analysis of tooth color. J Am Dent Assoc 1931;13:2097 – 2098
- 194 Clark EB. The color problem in dentistry. Dent Dig 1931;37:581
- 195 Sproull RC. Color matching in dentistry. I. The three dimensional nature of color. J Prosthet Dent 1973;29:556 – 566
- 196 Preston JD, Bergen SF. Color science and dental art. St Louis: Mosby: 1980: 6
- 197 Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. J Prosthet Dent 1998;80:642 – 648
- 198 Culpepper WD. A comparative study of shade matching procedures. J Prosthet Dent 1970;24:166 – 173
- 199 Donahue JL, Goodkind RJ, Schwabacher WB, Aeppli DP. Shade color discrimination by men and women. J Prosthet Dent 1991;65:699 – 703
- 200 Hill AR. How we see color. In Mc Donald R, editor. Color physics for industry. Huddersfield:H. Charlesworth &Co Ltd;1987. 211 – 281
- 201 Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. J Dent Res 1989;68:1755 – 1759

-
- 202 Mokhlis GR, Matis BA, Cochran MA, Eckert GJ. A Clinical evaluation of carbamide prroxide and hydrogen peroxide whitening agents during daytime use. *J Am Dent Assoc* 2000;131:1269 – 1277
- 203 Leonard RH, Sharma A, Haywood VB. Use of different concentrations of carbamide peroxide for bleaching teeth: an in vitro study. *Quint Int* 1998;29:503 – 507
- 204 Chu SJ. Precision shade technology:contemporary strategies in shade selection. *Pract Proced Aesthet Dent* 2002;14:79 – 83
- 205 Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res* 2002;81:578 – 582
- 206 Chu SJ. Use of a reflectance spectrophotometer in evaluating shade change resulting from tooth whitening products. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:S42 – S48
- 207 Li Y. Tooth color measurement using chroma meter: Techniques, advantages, and disadvantages. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:S33 – S41
- 208 American Dental Association Council on Dental Therapeutics. Guidelines for the acceptance of peroxide – containing oral hygiene products. *J Am Dent Assoc* 1994;125:1140 – 1142
- 209 Color Measurement Symposium 2003, Moderator: Van Haywood. *J Esthet Restor Dent* 2003;15: Supplement 1
- 210 Alford CE, Hinkel EJ, Nachod FC, Prizner M, Tainer ML. Polishing power of dentifrices:quantitative studies. *J Am Dent Assoc* 1948;36:270

-
- 211 Bailey LR, Phillips RW. Effects of certain abrasive materials of tooth enamel. *J Dent Res* 1950;29:740
- 212 Albert M, Nordquist P, Schiff T, Shaver K. Tooth reflectance meter to measure cleaning effectiveness of dentifrice materials. *J Dent Res* 1967;Abstract 436:146
- 213 Hefferren JJ. A review of approaches to the detection of dental caries. Report of councils and bureaus. *J Am Dent Assoc* 1973;86:1358
- 214 Pipko DJ, El Sadeek M. An in vitro investigation of abrasion and staining of dental resins. *J Dent Res* 1972;51:689
- 215 Schiff T, Shaver KJ. The comparative effect of two commercially available dentifrices on tooth surfaces as determined by a tooth reflectance meter. *J Oral Med* 1971;26:127
- 216 Elmer E, Gaberthuel T, Brunner K, Muhlemann HR. Reflectometry and micromorphology of polished, etched and repolished teeth. *Helv Odont Acta* 1975;19:40 – 47
- 217 Silikas N, Kavvadia K, Eliades G, Watts DC. Surface characterization of modern resin composites: A multitechnique approach. *Am J Dent* 2005;18:95 - 100
- 218 O'Brien WJ. Double layer effect and other optical phenomena related to esthetics. *Dent Clin North Ma* 1985;29:667 - 672
- 219 Tate WH, DeSchepper EJ, Cody T. Quantitative analysis of six composite polishing techniques on a hybrid composite material. *J Esthet Dent* 1992;4 Suppl:30 - 32
- 220 Quirynen M, Bollen CML, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutments surface roughness on

-
- plaque accumulation and gingivitis. Short term observations. *Int J Oral & Maxillofac Implants* 1996;11:169 - 178
- 221 Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. *J Clin Periodontol* 1990;17:138 - 144
- 222 Bollen CML, Papaioannou W, Van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Imp Res* 1996;7:201 - 211
- 223 Barucci-Pfister N, Gohring TN. Subjective and objective perceptions of specular gloss and surface roughness of esthetic resin composites before and after artificial aging. *Am J Dent* 2009;2:102 - 110
- 224 Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992;8:310 - 319
- 225 Kameyama A, Nakazawa T, Haruyama A, Haruyama C, Hosaka M, Hirai Y. Influence of finishing/polishing procedures on the surface texture of two resin composites. *The Open Dent J* 2008;2:56 - 60
- 226 Gedik R, Hurmuzlu F, Coskun A, Bektas OO, Ozdemir AK. *J Am Dent Assoc* 2005;136:1106 - 1112
- 227 Davidson CL. Enige aspecten van het afwerken van composieten. *Belgisch Tijdschrift Tandheelkunde* 1979;34:83 - 98
- 228 Ozgunaltay G, Yazigi AR, Gorucu J. Effect of finishing and polishing procedures on the surface of new tooth coloured restoratives. *J Oral Rehab* 2003;30:218 - 224

-
- 229 Lu H, Roeder L, Lei L, Powers JM. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent* 2005;17:102 - 109
- 230 Kunzelmann KH, Mehl A, Hickel R. Sliding wear of an experimental ormocer and 15 commercial composites. *J Dent Res* 1998;77: Abstract no 965
- 231 Ergucu Z, Turkun LS. Surface roughness of novel resin composites polished with one - step systems. *Oper Dent* 2007;32(2):185 - 192
- 232 Lu H, Roeder LB, Powers JM. Effect of polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:297 - 304. Commentary: Ferracane JL
- 233 Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater* 2003;19:612 - 619
- 234 Lee YK, Lu H, Powers JM. Optical properties of four esthetic restorative materials after accelerated aging. *Am J Dent* 2006;3:155 - 158
- 235 Furuse AY, Gordon K, Rodriguez FP, Silikas N, Watts DC. Colour stability and gloss retention of silorane and dimethacrylate coposites with accelerated aging. *J Dent* 2008;36:945 - 952
- 236 Watanabe T, Miyazaki M, Moore BK. Influence of polishing instruments on the surface texture of resin composites. *Quint Int* 2006;37:61 - 67
- 237 Gabathuler H. Scanning tooth surface reflectometer. *Helv Odont Acta* 1975;19:37 - 39
- 238 Ryba TM, Dunn WJ, Murchison DF. Surface roughness of various packable composites. *Oper Dent* 2002;27:243 - 247

-
- 239 Da Costa J, Ferracane J, Paravina RD, Mazur RF, Roeder L. The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *J Esthet Restor Dent* 2007;19:214 - 226
- 240 Lee YK, Lu H, Oguri M, Powers JM. Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *J Prosthet Dent* 2005;94:370 – 376
- 241 Woolsey GD, Johnston WM, O'Brien WJ. Masking power of dental opaque porcelains. *J Dent Res* 1984;63:936 - 939;Erratum, *J Dent Res* 63:1115