Μη συμβατικές μέθοδοι διάγνωσης αρχόμενων μασητικών βλαβών - Αρχές λειτουργίας και αποτελεσματικότητα

Μπερδούσης Η.[1], Ουλής Κ.[2], Λαγουβάρδος Π.[3]

1. *Συνεργάτης Παιδοδοντιατρικής, Εργαστήριο Παιδοδοντιατρικής, Οδοντιατρικής Σχολής, ΕΚΠΑ*
2. *Καθηγητής Παιδοδοντιατρικής Οδοντιατρικής Σχολής, ΕΚΠΑ*
3. *Καθηγητής Οδοντικής Χειρουργικής Οδοντιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ*

Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Τα τελευταία χρόνια έχει παρατηρηθεί μια σημαντική μείωση της τερηδόνας σχεδόν σε παγκόσμιο επίπεδο η οποία αποδίδεται κυρίως στην ευρεία χρήση του φθορίου και γι' αυτό εντοπίζεται κυρίως στις λείες επιφάνειες των δοντιών ενώ είναι ελάχιστη μέχρι μηδαμινή στις μασητικές επιφάνειές τους. Αυτός είναι και ο λόγος της αύξησης της τερηδονικής προσβολής των μασητικών επιφανειών σε σχέση με τις λείες. Η κατακράτηση οδοντικής πλάκας στις μασητικές επιφάνειες σε συνδυασμό με την προσρόφηση χρωστικών έχουν σαν αποτέλεσμα να γίνεται πολύ δύσκολη η αξιολόγηση και διάγνωση μίας μασητικής τερηδόνας, ιδιαίτερα όταν αυτή βρίσκεται στα αρχικά της στάδια. Πολλές μελέτες έχουν επιβεβαιώσει αυτό το γεγονός παρουσιάζοντας μια μεγάλη διακύμανση στις αποφάσεις των οδοντιάτρων στην αξιολόγηση των μασητικών επιφανειών, με ένα σημαντικό ποσοστό αυτών να είναι λανθασμένες. Σκοπός της εργασίας αυτής είναι μέσα από την βιβλιογραφική ανασκόπηση να εξετάσει τα δεδομένα και τα χαρακτηριστικά των τεχνικών διάγνωσης αρχόμενων τερηδονικών βλαβών που δεν χρησιμοποιούν φθορισμό και να εντοπίσει τα θετικά αλλά και τις αδυναμίες της κάθε τεχνικής σχετικά με την αποτελεσματικότητα τους στη διάγνωση. Στην εργασία αυτή περιγράφονται αναλυτικά οι φυσικές αρχές λειτουργίας και γίνεται ανασκόπηση στην αποτελεσματικότητα και την αξιοπιστία των εργαστηριακών και κλινικών μελετών όπου υπάρχουν για τις παρακάτω τεχνικές: μέτρηση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας (ECM), υπέρηχοι, υπέρυθρη θερμογραφία (infrared thermography), optical coherence tomography (OCT), απεικόνιση με κύματα συχνότητας terahertz, (terahertz imaging), απεικόνιση πολλαπλών φωτονίων (multiphoton imaging), φασματογραφία Raman (Raman spectroscopy) και μαγνητική τομογραφία (magnetic resonance imaging – MRI). Και μόνο η πληθώρα των τεχνικών που έχουν προταθεί και μελετώνται δείχνει σαφώς πως δεν έχει βρεθεί ακόμα μια τεχνική που εύκολα, αξιόπιστα αλλά και οικονομικά να μπορεί να συμβάλλει αποφασιστικά στη διάγνωση των αρχόμενων μασητικών βλαβών. Η βιβλιογραφική ανασκόπηση δείχνει ότι μόνο η τεχνική της ηλεκτρικής αγωγιμότητας μπορεί ίσως να χρησιμοποιηθεί σαν συμπληρωματικό μέσο ανίχνευσης των μασητικών βλαβών. Οι υπόλοιπες τεχνικές παρότι πολλές από αυτές έχουν προταθεί πολλά χρόνια χρειάζεται να λύσουν σημαντικά σχεδιαστικά και κοστολογικά ζητήματα, καθώς επίσης και να σχεδιαστούν εργαστηριακές αλλά κυρίως κλινικές που θα αξιολογούν την ευαισθησία, την ειδικότητα και την αξιοπιστία τους in vivo

Λέξεις ευρετηρίου: *Διάγνωση αρχόμενης τερηδόνας, μη συμβατικές τεχνικές διάγνωσης, μέτρηση ηλεκτικής αγωγιμότητας, υπέρυθρη θερμογραφία, OCT, terahertz imaging, multiphoton imaging, Raman spectroscopy, μαγνητική τομογραφία*

Non-conventional techniques for early caries diagnosis - Physical principles and effectiveness of the techniques

ED Berdouses[1], CJ Oulis[2], P Lagouvardos[3]

1. *Scientific Associate, Paediatric Dentistry Department, University of Athens, Greece*
2. *Professor of Paediatric Dentistry, University of Athens, Greece*
3. *Professor of Operative Dentistry, University of Athens, Greece*

The purpose of this literature review is to discuss the physical principles of non conventional techniques used for early occlusal caries diagnosis that do not use fluorescence and to evaluate the sensitivity, specificity and accuracy of them.
The following techniques were included.

Electrical Current Measurement: *Every material possesses its own electrical signature so when a current is passed through the substance the properties of the material dictate the degree to which that current is conducted. Biological materials are no exception and the concentration of fluids and electrolytes contained within dental tissues (enamel and dentine) largely govern their conductivity. Caries process removes inorganic substances from the tooth replacing them with fluids. This process increases in porosity and changes the electric conductivity of the tooth leading to decreased electrical resistance or impedance. The technique can measure the conductivity of the enamel or the exposed dentine from a single point or from a surface of the tooth and now it is in the 5th generation. Clinical studies have shown a sensitivity of 57-90% and a specificity of 62-85%. Sensitivity decreases as the depth of the cavity increases and specificity increases in in-vitro studies in comparison to in-vivo. In conclusion, ECM may be an adjunct tool to be used to detect early occlusal caries.*

Ultrasounds *uses waves with frequencies higher than 20 KHz, produced through a piezo-electric apparatus and travels through the tissue. The properties of the reflected wave depends on the properties of the tissues that has traveled and thus the device produces the image. New devices are presented with more sensors achieving images from higher depths and have better focusing capabilities. Some authors suggested using waves that travel parallel to the surface of the tooth. The use of ultarasound in the detection of early occlusal carious lesions is supported only with sporadic data.*

Infrared thermography *is based on the thermal energy transmitted with waves. Carious process makes enamel more porous so when we direct a stream of air on the tooth surface the carious enamel will present with lower temperature. This drop in the temperature is detected by the technique. The sensors can measure temperature differences of 0,025 C. In vitro studies have shown better sensitivity (77%) and specificity (87%) in early lesions and they drop as the depth of the lesion reaches the dentine 45% and 72% respectively. Until now there are no in vivo studies evaluating the technique maybe due to the inherent difficulties involved, such as the bulkiness of the appliance especially for posterior teeth and the fact that the measurements will be affected by the temperature of the surrounding tissues.*

Optical Coherence Tomography, *similar to the ultrasound B-mode imaging, was first introduced in ophthalmology and lately in dentistry as well. The only difference is that OCT uses a light source in the range of infrared. In some of the newer apparatus the light is polarized. The measurements of the technique are not affected by ambient light, staining of the tissue, saliva or bacteria as it is the case with the fluorescence techniques. Sensitivity of the technique is in the range of 87-92.8 based on the cut-off point that was used. It is a promising technique that needs more in vivo studies to verify the in vitro results.*

Terahertz imaging uses waves with frequency in the terahertz range (about 30μm wave length). This wave length is short enough to allow good resolution and long enough so it is not scattered so much. This wave length can penetrate the tissue considerably so it can be used low energy waves (~ 1 μW) without changing the electrical charge of the tissue. Even though there is Evidence in the literature to detect early lesions is limited and still unknown issues related to its intraoral use.

Multiphoton imaging *uses infrared light to produce fluorescence of the tooth. In multiphoton imaging 2 "infrared" photons (with half the energy of the "blue" photon) must be absorbed simultaneously. The possibility of the simultaneously absorption is small but it becomes substantial when the energy of the light reaches 2W. This energy would increase the temperature of the tooth substantially so it is used in light pulses in the range of 100 fsec (fs=femto second=10^{-15} sec). The main advantage of the technique is that can produce a quantitative analysis of the lesion. The main disadvantage is that it is impossible to be conducted in vivo yet as it requires a very accurate movement from the part dentist for about 1 min so appropriate slices of the tooth to be produced.*

Raman spectroscopy *is being used for studying molecular structure. For randomly oriented molecules in solution, the depolarization ratio (ρ) is mainly dependent on vibrational symmetry. In solid samples such as crystals, when molecular orientation is known relative to the polarization of the laser beam's electric field, the depolarization ratio (ρ) is strongly influenced by molecular alignment, therefore, ρ can provide additional structural information. Recent applications on solid samples include determination of molecular orientation of uniaxially oriented polymers, protein structures, carbon nanotubes and the orientation of the enamel rods. Since the majority of enamel rods have a preferred orientation within the tooth, any orientational changes and/or scrambling of enamel rods caused by caries activity will likely alter the sample's polarized Raman spectral profile.*

Magnetic Resonance Imaging – MRI *has limited capability in dentistry in assessing mineralized tissues and presents artifacts caused by dental fillings. Dental MRI has been applied to identify extracranial tumours, observation of the TMJ, implant planning, assessment of dental and periapical anatomy and pathology and for the localization of impacted teeth. Several in vitro studies on the visualization of mineral structures of the teeth were published using stray field imaging (STRAFI), single and multinuclear solid state techniques, single-point imaging (SPI)* and ultra*short echo time techniques like sweep imaging with Fourier transformation (SWIFT), zero echo time imaging and Ultrashort Echo time (UTE) imaging. First results of an in vivo depiction of the mineral structures of the teeth were shown by applying a modified UTE technique. The increased porosity and liquid content of the carious enamel causes an increase of the local MRI signal by (a) increasing the local proton concentration and (b) increasing T_2 relaxation rates. UTE technique presents 100% sensitivity in comparison to 19% of the conventional TSE tecique.*

Keywords: *early caries diagnosis, non conventional techniques for caries diagnosis, ECM, infrared thermography, OCT, terahertz imaging, multiphoton imaging, Raman spectroscopy, MRI*

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα τελευταία χρόνια έχει παρατηρηθεί μια σημαντική μείωση της τερηδόνας σε πληθυσμούς τόσο των βιομηχανικών χωρών, όσο και στη χώρα μας[1]. Η μείωση αυτή αποδίδεται στην ευρεία χρήση φθορίου και εντοπίζεται κυρίως στις λείες επιφάνειες, ενώ είναι ελάχιστη μέχρι μηδαμινή στις μασητικές επιφάνειες[2]. Αυτός είναι και ο λόγος της αύξησης της τερηδονικής προσβολής των μασητικών επιφανειών σε σχέση με τις λείες. Οι μασητικές επιφάνειες γίνονται περισσότερο ευάλωτες αφενός γιατί το φθόριο προσφέρει μικρή προστασία σ' αυτές αφετέρου η πολύπλοκη μορφολογία τους και η δυσκολία αφαίρεσης της οδοντικής μικροβιακής πλάκας από τις περιοχές αυτές επιδεινώνουν το πρόβλημα. Η κατακράτηση οδοντικής πλάκας σε συνδυασμό με την προσρόφηση χρωστικών έχουν σαν αποτέλεσμα να γίνεται πολύ δύσκολη η αξιολόγηση και διάγνωση μίας μασητικής τερηδόνας και ιδιαίτερα όταν βρίσκεται στα αρχικά της στάδια. Γι' αυτό και σε πολλές μελέτες έχει δειχθεί ότι υπάρχει μια μεγάλη διακύμανση στις αποφάσεις των οδοντιάτρων στην αξιολόγηση των μασητικών επιφανειών, με ένα σημαντικό ποσοστό αυτών να είναι στη λανθασμένες.

Είναι επίσης γνωστό ότι η έγκυρη και έγκαιρη διάγνωσή της τερηδόνας των μασητικών επιφανειών αποτελεί βασική προϋπόθεση για την λήψη της σωστής απόφασης σχετικά με την θεραπευτική παρέμβαση μας είτε με την εφαρμογή της σωστής προληπτικής αντιμετώπισης των μασητικών βλαβών ή της αντιμετώπισης στη λογική της "ελάχιστης παρέμβασης". Για τους λόγους αυτούς η έρευνα έχει κατευθυνθεί στην ανάπτυξη συστημάτων κωδικοποίησης των μασητικών βλαβών με βάση οπτικά κριτήρια, που στόχο έχουν να βοηθήσουν τον κλινικό να κατατάσσει την κατάσταση μιας μασητικής επιφάνειας με πιο αξιόπιστο και επαναλαμβανόμενο τρόπο, ώστε να μειωθούν οι λάθος αποφάσεις.

Ταυτόχρονα αναπτύσσονται και συστήματα διάγνωσης των μασητικών βλαβών που στηρίζονται στην μέτρηση των αλλαγών των φυσικών και οπτικών ιδιοτήτων της αδαμαντίνης. Υπάρχουν επομένως τεχνικές που αξιολογούν τις οπτικές αλλαγές της αδαμαντίνης οι περισσότερες από τις οποίες χρησιμοποιούν τον φθορισμό σαν εργαλείο αξιολόγησης. Υπάρχει όμως στη βιβλιογραφία και μια πλειάδα άλλων τεχνικών που δεν χρησιμοποιούν οπτικές ιδιότητες της αδαμαντίνης αλλά βασίζονται στην αξιολόγηση άλλων χαρακτηριστικών.

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι μέσα από την βιβλιογραφική ανασκόπηση να εξετάσει τα δεδομένα και τα χαρακτηριστικά των τεχνικών διάγνωσης αρχόμενων τερηδονικών βλαβών που δεν χρησιμοποιούν φθορισμό και να εντοπίσει τα θετικά αλλά και τις αδυναμίες της κάθε τεχνικής σχετικά με την αποτελεσματικότητα τους στη διάγνωση.

Μέτρηση ηλεκτρικής αγωγιμότητας (ECM)

Η μέτρηση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας σαν μέσο διάγνωσης των τερηδονικών βλαβών αναφέρθηκε για πρώτη φορά στη βιβλιογραφία από τον Pincus το 1951[3] και αργότερα το 1956 από τον Mumford[4]. Από τότε έχουν υπάρξει πολλές μελέτες που αξιολόγησαν την μέθοδο αυτή στη διάγνωση της τερηδόνας.

Φυσικές αρχές που διέπουν τη μέτρηση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας

Η μέθοδος στηρίζεται στο γεγονός ότι η υγιής αδαμαντίνη περιέχει μεγάλη ποσότητα σε ανόργανα άλατα γεγονός που την καθιστά κακό αγωγό του ηλεκτρισμού. Όταν όμως αρχίσει να απασβεστιώνεται τότε γίνεται πορώδης και οι πόροι αυτοί γεμίζουν με ηλεκτρολύτες (νερό, σάλιο κτλ). Επομένως όσο περισσότερο απασβεστιωμένη είναι η αδαμαντίνη τόσο μικρότερη ηλεκτρική αντίσταση εμφανίζει. Η συσκευή διοχετεύει εναλλασσόμενο ρεύμα συγκεκριμένης συχνότητας και μετράει την συνολική αντίσταση του δοντιού είτε σε επίπεδο επιφάνειας είτε σε ένα σημείο του δοντιού. Οι Ekstrand και συν.[5] το 1998 και Bamzahim και συν.[6] το 2002 υποστηρίξαν ότι οι πόροι της απασβεστιωμένης αδαμαντίνης που είναι γεμάτοι με ηλεκτρολύτες (νερό, σάλιο κτλ) λειτουργούν σαν οδοί διέλευσης του ρεύματος που διοχετεύει η συσκευή γεγονός που οδηγεί στην πτώση της τιμής της ηλεκτρικής αντίστασης με ταυτόχρονη αύξηση της αγωγιμότητας που είναι και η μεταβλητή που καταγράφει η συσκευή.

Συσκευές που χρησιμοποιούν την μέτρηση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας (ECM)

Η πρώτη συσκευή που μπόρεσε να ξεπεράσει τις δυσκολίες που είχαν οι πρώτες υλοποιήσεις που βασίστηκαν στις ιδιότητες του ηλεκτρικού ρεύματος (Modified, AC Ohmmeter, Caries-meter L) και μπορούσε να χρησιμοποιηθεί στην καθημερινή κλινική πράξη ήταν η Vanguard Electronic Caries Detector. Η συσκευή παρουσιάστηκε στην Αμερική στη δεκαετία του 1970 και είναι η πρώτη που έλυσε ένα σημαντικό πρόβλημα που είχαν προηγούμενες συσκευές και ήταν η έλλειψη σταθερότητας στην κατεύθυνση και την παροχή του αέρα. Η συσκευή αποτελείται από μια χειρολαβή σαν στυλό στο άκρο της οποίας υπάρχει ένας ακροδέκτης τοποθετημένος κεντρικά. Περιφερειακά του ακροδέκτη η συσκευή δημιουργεί ροή αέρα έτσι ώστε όταν τοποθετείται ο ακροδέκτης επάνω στο δόντι το στεγνώνει με αποτέλεσμα το ρεύμα να μην φτάνει στην ουλοδοντική σχισμή και να δίνει ψευδείς ενδείξεις[7]. Η συσκευή χρησιμοποιεί εναλλασσόμενο ρεύμα (alternating square wave voltage) με συχνότητα 25Hz και ένταση 3μA[8]. Σε κάποιες μελέτες που έγιναν λίγο αργότερα η συσκευή έδειξε να έχει καλά κλινικά χαρακτηριστικά[9]. Στις αρχές της δεκαετίας του 1980 παρουσιάστηκε μια εκδοχή της συσκευής κατασκευασμένη στην Ιαπωνία που έγινε γνωστή σαν "Caries Meter L"[10]. Λίγο αργότερα στη δεκαετία του 1990 η Ολλανδική εταιρεία Lode παρουσίασε ακόμα μια παρόμοια συσκευή με την Vanguard Electronic Caries Detector με το όνομα ECM (Electric Caries Monitor). Και αυτή η συσκευή παρουσίασε ενθαρρυντικά αποτελέσματα στη διάγνωση της τερηδόνας σε σύγκριση με άλλες τεχνικές την ίδια περίοδο[11]. Η συσκευή από τότε έχει υποστεί πολλές βελτιώσεις σχετικά με τον αρχικό σχεδιασμό της φτάνοντας σήμερα να είναι στην 5^{η} της έκδοση. Η πρώτη έκδοση της συσκευής (ECM I) ήταν μια αυτόνομη συσκευή με μπαταρία (battery driven) που έμοιαζε με την συσκευή Vanguard Electronic Caries Detector και είχε μετρητή της ροής του αέρα (airflow gouge) με παροχή 5-10 l/min. Ο ασθενής κρατούσε στο χέρι του το ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς και το άλλο ηλεκτρόδιο ερχόταν σε επαφή με το δόντι και η συσκευή μετρούσε την αγωγιμότητα. Αυτή η συσκευή χρησιμοποιούσε εναλλασσόμενο ημιτονοειδές ρεύμα με συχνότητα 21 Hz (alternating sinusoidal wave voltage). Οι επόμενες δύο εκδόσεις της συσκευής ECM II και ECM III δεν είχαν κάποια σημαντική διαφορά. Ήταν αυτόνομες συσκευές που δούλευαν με μπαταρία (battery driven), ο ακροδέκτης είχε διάμετρο 0.46mm και ήταν τοποθετημένος στο κέντρο του αγωγού παροχής αέρα που είχε διάμετρο 1.8mm. Μια σημαντική διαφορά από την προηγούμενη υλοποίηση ήταν ότι ο μετρητής ροής που μπορούσε να ελέγξει την παροχή του αέρα ήταν συνδεδεμένος στον ακροδέκτη υψηλών στροφών του οδοντιατρικού μηχανήματος. Η έναρξη και η λήξη της παροχής αέρα ρυθμιζόταν από τον ποδοδιακόπτη του οδοντιατρικού μηχανήματος και ήταν ρυθμισμένη στα 7 l/min.

Στα τέλη της δεκαετίας του 1990 και συγκεκριμένα το 1996 όταν υπήρχε μεγάλο ενδιαφέρον για την τεχνική παρουσιάστηκε μια σημαντική εξέλιξή της. Η νέα αυτή εξέλιξη χρησιμοποιούσε εναλλασσόμενο ρεύμα με πολλαπλές συχνότητες σε μια μέθοδο που παρουσιάστηκε σε δύο άρθρα που στο ένα στο ένα ονομάστηκε AC Impedance Spectroscopy Technique (ACIST)[12] και στο άλλο Electrical Impedance Tomography (EIT)[13]. Οι ενδείξεις αυτών των πρώτων μελετών έδειξαν ότι η χρήση πολλαπλών συχνοτήτων ήταν μια σημαντική εξέλιξη που μπορούσε να χαρακτηρίσει τον οδοντικό ιστό με μεγαλύτερη ακρίβεια ώστε να επιτρέψει τον εντοπισμό της βλάβης με μεγαλύτερη αξιοπιστία. Η τεχνική επιτρέπει την τομογραφική χαρτογράφηση του ιστού με τη καταγραφή του φάσματος της επαγωγικής αντίστασης για κάθε σημείο (site-specific) του δοντιού. Η τομογραφική απεικόνιση του δοντιού επιτρέπει την διάγνωση τερηδονικών βλαβών με βάση τη μεταβολή της επαγωγικής αντίστασης διαφορετικών περιοχών σε αντίθεση με το παρελθόν που η διάγνωση εξαρτιόταν από μία μέτρηση[12,14]. Παρ' όλα όμως τα πλεονεκτήματα της χρήσης του εναλλασσόμενου ρεύματος, η κατασκευή μιας συσκευής που να αντικαθιστά τα ογκώδη εργαστηριακά μηχανήματα και να μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε κλινικό επίπεδο ήταν τεχνικά πολύ δύσκολο. Έγινε όμως πραγματικότητα τελικά με την επόμενη γενιά που είναι και αυτή που είναι διαθέσιμη σήμερα και είναι η συσκευή ECM IV. Η συσκευή αυτή χρησιμοποιεί σαν ηλεκτρική πηγή εναλλασσόμενο ρεύμα χρησιμοποιώντας έναν προσαρμογέα που παρέχει στη συσκευή ρεύμα 50 Hz και 15 volt επίσης εναλλασσόμενου ρεύματος. Η συσκευή παράγει και διοχετεύει στο δόντι ρεύμα χαμηλής έντασης <0.3μA και χαμηλής συχνότητας -21,3 Hz. Ο αέρας για το στέγνωμα του δοντιού προέρχεται από τη σύνδεση της συσκευής με το οδοντιατρικό μηχάνημα όπως και στην προηγούμενη έκδοση, η έναρξη και η λήξη της παροχής γίνεται αυτόματα με την ηλεκτρική επαφή του ηλεκτροδίου του ακροδέκτη της συσκευής και του ηλεκτροδίου αναφοράς. Ο ακροδέκτης της συσκευής είναι πάλι τοποθετημένος στο κέντρο του αεραγωγού όπως και στα προηγούμενα μοντέλα ενώ ο ρυθμιστής παροχής δίνεται χωριστά και ελέγχει τη ροή του αέρα κατά την εγκατάσταση. Πάλι η ροή του αέρα έχει ρυθμιστεί στα 7 l/min. Η συσκευή πλέον συνδέεται με ΗΥ που φέρει λογισμικό που δέχεται τις πληροφορίες και τις αποθηκεύει.

Η συσκευή μπορεί να κάνει μετρήσεις και σε συγκεκριμένο σημείο του δοντιού (site specific) αλλά και σε επιφάνεια. Για τις μετρήσεις σε επιφάνεια μπορεί να χρησιμοποιηθεί οδοντόπαστα ή κάποια γέλη που να είναι καλός αγωγός του ηλεκτρισμού. Η συσκευή εμφανίζει δύο τιμές στην οθόνη της. Η μια τιμή αναφέρεται σε μια κλίμακα από 0-9 που αντιστοιχεί στο βαθμό απασβεστίωσης του σημείου ή της επιφάνειας του δοντιού και συγκρίνονται με τιμές μια κλίμακα που προτείνει ο κατασκευαστής (**πίνακας 1**). Η άλλη τιμή αφορά την τελική τιμή της ηλεκτρικής αντίστασης.

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω είναι γενικά αποδεκτό στη βιβλιογραφία ότι η τεχνική μετράει την αύξηση στην αγωγιμότητα της αδαμαντίνης λόγω της τερηδόνας. Ο Pretty (2006)[15] έθεσε μερικά ερωτήματα τα οποία ίσως εξηγούν κατά ένα μέρος τους περιορισμούς που έχει η τεχνική. Τα ερωτήματα αυτά είναι τα ακόλουθα:

Η ηλεκτρική αντίσταση των βλαβών μετράει τον όγκο των πόρων της αδαμαντίνης; Και αν είναι ο όγκος που με-

Πίνακας 1. Κλίμακα παρέμβασης της συσκευής ECM (Lode Diagnostics, Glaningen, The Netherlands)

Τιμές συσκευής	Ηλεκτρική αντίσταση	Κλινική σημασία
0-2	>1GΩ – 10.0 MΩ	Υγιής αδαμαντίνη
1-3	17.0 MΩ – 4.0 MΩ	Αρχόμενη βλάβη
3-7	6.00 MΩ – 1.5 MΩ	Τερηδόνα μέχρι ΑΟΕ
6-8	2.00 MΩ – 1.00 MΩ	Τερηδόνα πέρα από τη ΑΟΕ
7-9	1.5 MΩ – 0.20 MΩ	Τερηδόνα βαθειά στην οδοντίνη

Πίνακας 2. Μελέτες που αξιολογούν την αξιοπιστία της συσκευής ECM τροποποίηση από Huysmans[20, 69, 70]

Μελέτη	Δόντι	Είδος επιφάνειας	Βάθος βλάβης	AUC
Rock & Kidd (1988)[9]	Προγόμφιοι	Σημείο	D1	0.82
Ricketts et al (1997)[7]	Γομφίοι	Σημείο	D1	0.80
Rock & Kidd (1988)[9]	Προγόμφιοι	Σημείο	D3	0.84
Verdonschot et al (1993)[26]	Γομφίοι	Σημείο	D3	0.82
Huysmans et al (1998)[69]	Προγόμφιοι	Επιφάνεια	D1	0.80
Huysmans et al (1998)[69]	Προγόμφιοι	Επιφάνεια	D1	0.67
Huysmans et al (1998)[69]	Προγόμφιοι	Επιφάνεια	D3	0.94
Pereira et al (1999)[70]	Γομφίοι	Επιφάνεια	D3	0.79

Κλινικές μελέτες αξιοπιστίας της συσκευής

τράει, η μέτρηση αυτή αφορά τον συνολικό όγκο των πόρων ή μόνο των επιφανειακών; Οι μετρήσεις της τεχνικής μετράνε το βάθος των πόρων; Και αν μετράνε το βάθος πως επηρεάζονται οι μετρήσεις όταν γίνεται επανασβεστίωση της αδαμαντίνης και οι επιφανειακοί πόροι επανασβεστιώνονται αφήνοντας ανοικτούς τους εν τω βάθει; Η μορφολογία και η γεωμετρική πολυπλοκότητα των πόρων επηρεάζουν τις μετρήσεις;

Επίσης υπάρχουν δημοσιεύσεις σχετικά με ένα σύνολο από παράγοντες που επηρεάζουν τις μετρήσεις που κάνει η συσκευή. Τέτοιοι παράγοντες είναι η θερμοκρασία του δοντιού[16], το πάχος του ιστού[17], η υγρασία της αδαμαντίνης (τα δόντια δεν θα πρέπει να στεγνώνονται πριν τη λήψη της μέτρησης), η επιφάνεια του δοντιού[18] ή η εποχή του έτους που γίνονται οι μετρήσεις[19]. Οι μετρήσεις σε επιφάνειες δοντιών μπορούν επίσης να επηρεαστούν από μικροκατάγματα στο δόντι όπως και από βαθιές οπές και σχισμές[11].

Αξιολόγηση της τεχνικής

Το 2000 ο Huysmans[20] ανακοίνωσε μια διεξοδική ανασκόπηση μελετών σχετικά με την αξιοπιστία της μεθόδου ECM. Στον **πίνακα 2** εμφανίζονται οι μελέτες όπως τις παρουσίασε η συγγραφέας σε σχέση με το δείγμα. Στον πίνακα φαίνεται το είδος του δοντιού που αξιολογήθηκε, το αν έγιναν μετρήσεις σε σημείο του δοντιού ή σε επιφάνειά του, το βάθος της βλάβης καθώς και η επιφάνεια κάτω από την καμπύλη (area under the curve-AUC). Από τον πίνακα φαίνεται ότι η AUC είναι τουλάχιστον ικανοποιητική σε όλες τις περιπτώσεις με εξαίρεση μόνο στην αξιολόγηση επιφάνειας σε προγόμφιους με βλάβες που περιορίζονταν στην αδαμαντίνη. Η συγγραφέας αναφέρει ότι με τις διαθέσιμες μελέτες δεν ήταν δυνατό να γίνει meta-analysis αφού είχαν διαφορές σε σημαντικές παραμέτρους όπως ο ακριβής τύπος του μηχανήματος που έκανε τις μετρήσεις, το υλικό αποθήκευσης του δοντιού, το είδος του δοντιού καθώς και cut-off points

Πίνακας 3. Μελέτες που αξιολογούν την ευαισθησία και την ειδικότητα της συσκευής ECM στη διάγνωση μασητικών βλαβών[71-76]

Μελέτη	Τύπος μελέτης	Μέθοδος	Εντόπιση βλάβης	Ευαισθησία	Ειδικότητα	Σύγκριση με ιστολογική	Επαναληψιμότητα
Verdonschot et al (1992)[71]	In vitro	Διάνοιξη	Οδοντίνη	0,96	0,71		k=0,79
Verdonschot et al (1993)[26]	In vitro	Ιστολογική	Οδοντίνη	0,67	0,82		
Lussi et al (1995)[72]	In vivo	Ιστολογική	Οδοντίνη	0,97	0,56		
Ricketts et al (1995)[73]	In vivo	Ιστολογική	Οδοντίνη	0,66	0,50		
Ekstrand et al (1997)[23]	In vivo	Ιστολογική	Οδοντίνη	0,90	0,85		
Huysmans et al (1998)[69]	In vitro	Ιστολογική	Οδοντίνη	0,58	0,94		
Ashley et al (1998)[74]	In vitro	Ιστολογική	Αδαμαντίνη/ Οδοντίνη	0,65	0,73		
				0.78	0,80		
Pereira et al (2001)[75]	In vitro	Ιστολογική	D1	D1=0.76 (site)	D1=0,92	Az=0,75 (site)	
			D3	D1= 0,88 (surface)	D1=0.63	Az=0.78 (surface)	
				D3=0,91 (site)			
				D3=0,90 (surface)			
Bamzahim et al (2002)[6]	In vitro	Ιστολογική	Οδοντίνη	0,75	0,88	r=0,83	ICC=0,71
Cortes et al (2003)[76]	In vitro	Ιστολογική	Αδαμαντίνη/ Οδοντίνη	0,80	0,71	r=0,50	
				0,68	0,90		

Στη βιβλιογραφία υπάρχουν αρκετές μελέτες που αξιολογούν την ευαισθησία και την ειδικότητα της μεθόδου. Στις μελέτες αυτές κυρίως αξιολογήθηκαν μόνιμα δόντια και χρησιμοποιήθηκαν κυρίως σημειακές μετρήσεις σε σχέση με μετρήσεις επιφάνειας. Ο **πίνακας 3** παρουσιάζει αυτές τις μελέτες μαζί μα τα κυριότερα αποτελέσματά τους.

Το 2013 οι Twetman και συν[21] δημοσίευσαν μια συστηματική μελέτη για τις συμπληρωματικές μεθόδους διάγνωσης των τερηδονικών βλαβών. Για την αξιολόγηση της μεθόδου ECM χρησιμοποίησαν 4 μελέτες όπως φαίνονται στον **πίνακα 4**. Οι συγγραφείς για να αξιολογήσουν την ποιότητα των μελετών που ανασκόπησαν χρησιμοποίησαν το σύστημα GRADE[22]. Στο σύστημα GRADE οι μελέτες κατάσσονται 4 βαθμίδες ως εξής:

- Υψηλής ποιότητας: Περεταίρω έρευνα δεν φαίνεται να αλλάξει την εμπιστοσύνη μας στον υπολογισμό του αποτελέσματος.
- Μέτριας ποιότητας: Περισσότερη έρευνα είναι πολύ πιθανό να έχει μια σημαντική επίδραση στην εμπιστοσύνη μας στον υπολογισμό του αποτελέσματος και μπορεί να αλλάξει τον υπολογισμό του.
- Χαμηλής ποιότητας: Περισσότερη έρευνα είναι πολύ πιθανό να έχει μια σημαντική επίδραση στην εμπιστοσύνη μας στον υπολογισμό του αποτελέσματος και είναι πιθανό να αλλάξει τον υπολογισμό του.
- Πολύ χαμηλής ποιότητας: Οποιοσδήποτε υπολογισμός του αποτελέσματος είναι πολύ επισφαλής.

Οι συγγραφείς με βάση την κατηγοριοποίηση GRADE κατέταξαν τις μελέτες σε 4 βαθμίδες ως εξής:

- Υψηλή (⊕⊕⊕⊕): Είναι μελέτες υψηλής ή μέτριας ποιότητας που δεν περιέχουν παράγοντες που να μπορούν να αποδυναμώνουν τα αποτελέσματα.
- Μέτρια (⊕⊕⊕◯): Είναι μελέτες υψηλής ή μέτριας ποιότητας που δεν περιέχουν συγκεκριμένους παράγοντες που αποδυναμώνουν τη γενική εκτίμηση των αποτελεσμάτων.
- Περιορισμένη (⊕⊕◯◯): Είναι μελέτες υψηλής ή μέτριας ποιότητας που δεν περιέχουν παράγοντες που αποδυναμώνουν τη γενική εκτίμηση των αποτελεσμάτων.
- Ανεπαρκείς (⊕◯◯◯): Οι αποδείξεις είναι ανεπαρκείς, υπάρχει έλλειψη επιστημονικών δεδομένων, η ποιότητα των διαθέσιμων μελετών είναι μικρή ή παρόμοιες μελέτες έχουν αντικρουόμενα αποτελέσματα.

Πίνακας 4. Μελέτες αξιοπιστίας της συσκευής ECM με κατάταξη και της ποιότητας της μελέτης, τροποποίηση από Twetman et al[21]

Μελέτη	Τύπος μελέτης	Παρα-τηρητές	Αξιοπιστία παρατηρητών	Δείγμα	Είδος βλάβης	Πλήθος δείγματος	Σύγκριση με ιστολογική	Αποτελεσμα-τικότητα στην αδαμαντίνη	Αποτελεσμα-τικότητα στην οδοντίνη	Ποιότητα μελέτης
Ekstrand et al[23] (1997)	In vitro	3	Intra: k=0.73 Inter: k=0.54	Εξαγμένα δόντια	24% υγιής 13% <1/2 αδαμ. 24% <1/3 οδοντ. 23% <2/3 οδοντ. 16% >2/3 οδοντ.	80 molars 20 premo-lars 100 surfaces	Ιστολογική 2 παρατηρητές	NR	Ευαισθησία: 0.90 Ειδικότητα: 0.85	Μέτρια
Ie et al[24] (1995)	In vivo	2	Inter: k=0.76	5–15 yr, patients	NR	50	Κλινική παρασκευή Υγιής / αδαμαντίνη, οδοντίνη	NR	Ευαισθησία: 0.77 Ειδικότητα: 0.62	Μέτρια
Kuhnich et al[25] (2006)	In vitro	ECM: 6	Intra:k=0.69 Inter:k=0.62	Εξαγμένα δόντια	11% υγιείς επιφ. 40% D1+D2 31% D3 18% D4	117 εξαγμένοι υγιείς 3οι γομφίοι	Ιστολογική	NR	Ευαισθησία: 0.57 Ειδικότητα: 0.85 AUC: 0.74	Μέτρια
Verdonschot et al[25] (1993)	In vitro	4	NR	Εξαγμένα δόντια	33% υγιείς 32% μικρές βλά-βες οδοντίνης 35% μεγάλες βλάβες στο βάθος της οδοντίνης	81 δόντια	Ιστολογική	NR	Ευαισθησία: 0.67 Ειδικότητα: 0.82	Χαμηλή

AUC (Area under the curve)¨εμβαδόν κάτω από την καμπύλη; NR (not reported): δεν αναφέρεται στη μελέτη

Από τις 4 μελέτες που αξιολογήθηκαν[23,24,25,26] οι τρεις ήταν μέτριας ποιότητας (**πίνακας 3**). Η μία ήταν κλινική μελέτη[24] και δύο έγιναν σε εξαγμένα δόντια[23,25]. Η τέταρτη μελέτη αξιολογήθηκε σαν χαμηλής αξιοπιστίας[26]. Όσον αφορά την ευαισθησία διάγνωσης βλαβών της οδοντίνης οι μελέτες ανέφεραν ένα εύρος από 57-90% αλλά η υψηλή τιμή αναφέρθηκε για πιο προχωρημένες βλάβες[23]. Η ειδικότητα που αναφέρθηκε ήταν επίσης υψηλή όταν αξιολογήθηκαν εξαγμένα δόντια (85%) ενώ ήταν χαμηλότερη στη κλινική μελέτη (62%). Η μέση τιμή του δείκτη Youden ήταν 0.52. Ο δείκτης Youden είναι η διαφορά ανάμεσα στη τιμή των αληθώς ορθών και των ψευδώς ορθών τιμών. Η μεγιστοποίηση του δείκτη μαζί με την καμπύλη ROC (Receiving Operator Characteristics) μας δίνει πληροφορίες για το βέλτιστο cut-off σημείο των μετρήσεων. Οι συγγραφείς συμπέραναν ότι υπάρχουν περιορισμένες αποδείξεις ότι η τεχνική ECM μπορεί να εντοπίσει βλάβες της οδοντίνης σε μόνιμα δόντια.

Συμπερασματικά παρότι η μέθοδος ECM φαίνεται να έχει ικανοποιητική αξιοπιστία στη διάγνωση της μασητικής τερηδόνας η απουσία μεγάλου αριθμού κλινικών ακόμα και εργαστηριακών ερευνών που να απομονώνουν και να αξιολογούν επιμέρους παραμέτρους της τεχνικής δεν επιτρέπει στην τεχνική να αντικαταστήσει τις κλασικές τεχνικές (οπτική παρατήρηση και ακτινογραφία). Η μέθοδος όμως μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν συμπληρωματικό μέσο στην ανίχνευση μασητικών τερηδόνων.

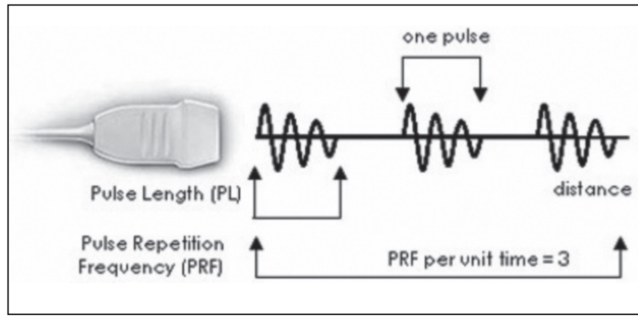
Υπέρηχοι

Οι υπέρηχοι είναι ένα διαγνωστικό εργαλείο που χρησιμοποιείται για πολλά χρόνια στην ιατρική αλλά με πολύ περιορισμένη χρήση στην οδοντιατρική. Η τεχνική χρησιμοποιεί συχνότητες μεγαλύτερες από 20 KHz που αντιστοιχεί στο άνω όριο των συχνοτήτων που μπορεί να συλλάβει το ανθρώπινο αυτί[27].

Αρχές λειτουργίας υπερήχων

Στις περισσότερες ιατρικές εφαρμογές η παραγωγή των κυμάτων γίνεται με ηλεκτρομηχανικούς μετατροπείς που χρησιμοποιούν υλικά με πιεζοηλεκτρικές ιδιότητες[28]. Οι κρύσταλλοι με πιεζοηλεκτρικές ιδιότητες μπορούν να μετατρέπουν την ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική και αντίστροφα. Στα πλεονεκτήματα των υπερήχων συγκαταλέγεται το σχετικά μικρό κόστος της συσκευής, η ικανότητα να δίνει άμεση διάγνωση αλλά και ο υπολογισμός διαφόρων χαρακτηριστικών των αντικειμένων που εξετάζονται όπως το μέτρο ελαστικότητας και το μέτρο διάτμησης. Η τρισδιάστατη απεικόνιση του εμβρύου με υπερήχους και οι μικροφυσαλίδες ενίσχυσης της αντίθεσης στην υπερηχοτομογραφία είναι μερικές μόνο από τις βελτιώσεις της τεχνικής τα τελευταία χρόνια.

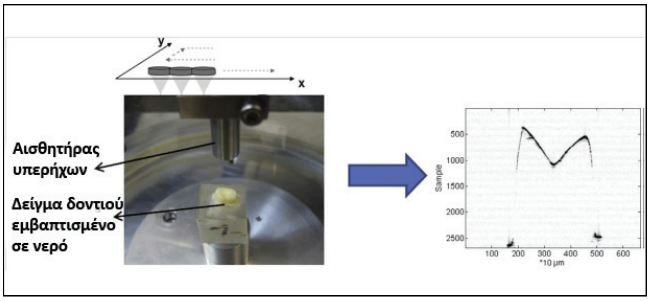
Οι υπέρηχοι μεταφέρουν ενέργεια όπως και οι ακτίνες Χ. Ενώ όμως οι ακτίνες Χ μπορούν να περάσουν από το κενό οι υπέρηχοι απαιτούν κάποιο μέσο για τη μετάδοσή τους[29]. Γενικά η ταχύτητα του ήχου είναι μεγάλη στα στερεά υλικά, μέτρια στα υγρά και αργή στα αέρια. Στο ιδανικό υγρό, το μέτρο ελαστικότητας είναι μηδέν. Τα περισσότερα υγρά συμπεριφέρονται περίπου σαν ιδανικά που σημαίνει ότι η μεταφορά της ενέργειας εξαρτάται κυρίως από τα διαμήκη κύματα ενώ η ταχύτητα μετάδοσης των υπερήχων στα υγρά εξαρτάται από την πυκνότητα και το μέτρο ελαστικότητας. Όταν γίνεται μελέτη της συμπεριφοράς των υπερήχων στους διάφορους ιστούς η πρώτη παραδοχή που γίνεται είναι ότι οι μαλακοί ιστοί συμπεριφέρονται σαν υγρά με μεγάλος ιξώδες. Λόγω του γεγονότος ότι το μέτρο ελαστικότητας και η πυκνότητα των περισσότερων μαλακών ιστών είναι περίπου ίδια με το νερό στη θερμοκρασία 37°C θεωρείται ότι η μέση ταχύτητα μετάδοσης είναι 1540 m/sec για τη πιο συνηθισμένη μέθοδο απεικόνισης που γίνεται με διαμόρφωση φωτεινότητας παλμικού κύματος[28] (B-mode).



Εικόνα 1. Σχηματικό διάγραμμα παραγωγής υπερηχητικών παλμών

Όμως αυξομείωση της ταχύτητας μετάδοσης του ήχου είτε λόγω ανομοιομορφίας των μαλακών ιστών είτε λόγω τοπικών μεταβολών της θερμοκρασίας προκαλούν λάθη στον υπολογισμό του βάθους και παραμόρφωση της απεικόνισης λόγω διάθλασης. Στις περιπτώσεις που χρειάζεται να απεικονιστούν σκληροί ιστοί όπως δόντι ή οστό εμφανίζονται ακόμα πιο περίπλοκες καταστάσεις. Οι σκληροί ιστοί εμφανίζουν ένα ακόμα μεγαλύτερο εύρος ταχυτήτων από τους μαλακούς ιστούς. Επιπλέον μπορούν να δημιουργηθούν κύματα που εξαρτώνται από το μέτρο ελαστικότητας του ιστού σε συνδυασμό με επιμήκη κύματα. Όταν προσπαθούμε να αξιολογήσουμε απεικονίσεις σκληρών ιστών πρέπει να υπολογίζεται πάντα η απώλεια της ενέργειας του κύματος μέσα στον σκληρό ιστό η οποία περιορίζει την αποτελεσματικότητα της απεικόνισης B-mode. Όταν χρησιμοποιούνται κύματα υψηλής ενέργειας μπορεί να καταστρέψουν τον ιστό, να οδηγήσουν σε τερατογενέσεις λόγω αύξησης της θερμοκρασίας και ακουστικής σπηλαίωσης. Όμως τα επίπεδα ενέργειας και πίεσης που χρησιμοποιούνται στους υπερήχους σήμερα είναι χαμηλά και δεν μπορούν αυξήσουν τη θερμοκρασία πάνω από ένα αποδεκτό όριο ή να κάνουν ακουστική σπηλαίωση[30].

Για να γίνει η απεικόνιση, η συσκευή εκπέμπει υψηλής συχνότητας παλμούς (πx 2-20 MHz) στον υπό εξέταση ιστό (**Εικόνα 1**). Στο όριο μεταξύ δύο ιστών με διαφορετική ακουστική εμπέδηση ένα κομμάτι από την ακτινοβολία ανακλάται και ένα άλλο κομμάτι συνεχίζει να μεταδίδεται. Ανάλογα με τη διαφορά στην εμπέδηδη των δυο ιστών το ποσοστό του ανακλώμενου κύματος διαφέρει. Για παράδειγμα, στο όριο μεταξύ μαλακών ιστών και οστού το 40% του προσπίπτοντος ήχου ανακλάται. Από το ανακλώμενο κύμα μόνο αυτό που έχει την ακριβώς αντίθετη κατεύθυνση από το προσπίπτων κύμα συλλαμβάνεται από τον αισθητήρα που όπως περιγράφτηκε νωρίτερα το μετατρέπει σε ηλεκτρικό σήμα. Αυτή η μέθοδος είναι γνωστή σαν υπέρηχος παλμού-ηχούς. Οι δυο πιο συνηθισμένοι τρόποι απεικόνι-



Εικόνα 2: Στα αριστερά της εικόνας φαίνεται μια πειραματική συσκευή υπερήχων. Στα δεξιά φαίνεται η απεικόνιση του δοντιού μετά από επεξεργασία.[77]

σης είναι η διαμόρφωση έντασης (A-mode or amplitude) και διαμόρφωση φωτεινότητας (B-mode, brightness). Η διαμόρφωση φωτεινότητας (B-mode) είναι ο πιο συνηθισμένος τρόπος απεικόνισης ενός διαγνωστικού υπερηχογραφήματος.

Η υπέρηχοι A-mode είναι η πιο βασική διαδικασία απεικόνισης με υπέρηχους η οποία καταγράφει την ένταση του ανακλώμενου ηχητικού κύματος σε κάθε θέση του αισθητήρα. Σε αντίθεση, η απεικόνιση B-mode είναι πιο πολύπλοκή απαιτώντας πολύ περισσότερα στάδια επεξεργασίας του σήματος (πχ. λογαριθμική συμπίεση, φιλτράρισμα 2 διαστάσεων, διαβάθμιση του γκρι κτλ). Τέλος, στα υπερηχογραφήματα της καρδιάς χρησιμοποιείται επίσης η διαμόρφωση κίνησης (M-mode ή TM-mode). Η διαμόρφωση κίνησης είναι στην πραγματικότητα απεικόνιση A-mode που η ένταση του σήματος έχει αντιστοιχιστεί με διαβάθμιση του γκρι και απεικονίζεται σε σχέση με το χρόνο κάνοντας ορατή την κίνηση του μυοκαρδίου και των βαλβίδων για την περίπτωση της καρδιάς.

Οι πρώτες συσκευές υπερήχων είχαν έναν μόνο αισθητήρα καταγραφής του ανακλώμενου κύματος. Το βασικό πρόβλημα που παρουσιάζουν οι συσκευές υπερήχων ενός αισθητήρα είναι ότι έχουν συγκεκριμένη απόσταση εστίασης και περιορισμένο βάθος πεδίου που μπορούν να καταγράψουν. Γι' αυτό στα σύγχρονα μηχανήματα οι μονοί αισθητήρες έχουν αντικατασταθεί από ένα σύστημα αισθητήρων που επιτρέπει την ηλεκτρονική εστίαση και φιλτράρισμα. Βέβαια αυτές οι κατασκευές με σύστημα αισθητήρων είναι πολύ περισσότερο πολύπλοκές και επομένως πολύ δυσκολότερο να κατασκευαστούν ιδιαίτερα όταν χρησιμοποιούνται μεγάλες συχνότητες (>50 Hz)[29].

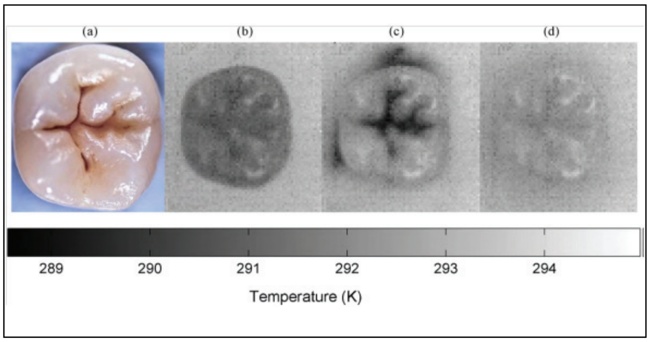
Χρήση των υπερήχων για διάγνωση της τερηδόνας

Όπως περιγράφηκε και προηγουμένως τα περισσότερα στερεά συμπεριλαμβανομένης και της αδαμαντίνης είναι διαπερατά από τους υπερήχους και με αυτό τον τρόπο είναι δυνατό να απεικονιστούν ρωγμές οι οποίες είναι πολύ δύσκολο να εντοπιστούν με τη συμβατική ακτινογραφία. Η **εικόνα 2** δείχνει μια απεικόνιση με τη χρήση υπερήχων[31].

Οι υπέρηχοι είναι γνωστό ότι έχουν πολύ εκτεταμένη χρήση στην ιατρική για πολλά χρόνια και οι συσκευές επίσης έχουν βελτιωθεί πάρα πολύ, εν τούτοις η χρήση τους για τη διάγνωση της τερηδονικών βλαβών είναι περιορισμένη. Οι περισσότερες από τις μελέτες που αφορούν οδοντικούς ιστούς σχεδιάστηκαν για να μελετήσουν τη δυνατότητα διάγνωσης όμορων βλαβών σε μια προσπάθεια να αντικατασταθεί η χρήση των ακτινογραφιών. Ένα από τα πρώτα ζητήματα που έπρεπε να λυθεί ήταν να βρεθεί το κατάλληλο υλικό μετάδοσης των κυμάτων. Στη βιβλιογραφία έχουν προταθεί διάφορες λύσεις από υδράργυρο[32] στα πολύ πρώτα βήματα της τεχνικής το 1967 ή αλουμινένιοι ράβδοι[33] 2 χρόνια αργότερα. Πολύ αργότερα το 1988 προτάθηκε το νερό[34] και ακόμα αργότερα το 1998 χρησιμοποιήθηκε η γλυκερίνη[35,36].

Οι Barber και συν.[33] χρησιμοποίησαν υπερήχους το 1969 για να εντοπίσουν την αδαμαντινο-οδοντινική ένωση καθώς και το όριο οδοντίνης-πολφού. Η πρώτη μελέτη που χρησιμοποίησε υπερήχους για να αξιολογήσει την απασβεστίωση της αδαμαντίνης έγινε το 1973[37]. Η μελέτη όμως που αξιολόγησε αναλυτικά τα χαρακτηριστικά υγιών και απασβεστιωμένων οδοντικών ιστών σε σχέση με τους υπερήχους παρουσιάστηκε από τους Ng και συν. το 1988[34]. Στην εργασία αυτή παρουσίασαν τις πρώτες πληροφορίες για την ακουστική εμπέδηση των οδοντικών ιστών. Επίσης παρουσίασαν δεδομένα ότι τα ηχητικά κύματα υψηλής συχνότητας (18 MHz) μπορούν να διαφοροποιήσουν την υγιή από την απασβεστιωμένη αδαμαντίνη

Πέρασαν περίπου 10 χρόνια για να υπάρξει η επόμενη αναφορά στη βιβλιογραφία σχετικά με τη χρήση των υπερήχων για τη διάγνωση της τερηδόνας. Ίσως δυσκολίες στο σχεδιασμό του εξοπλισμού και στα χαρακτηριστικά των μετρήσεων να εμπόδισαν τη διάδοση της τεχνικής. Το 1998 στη μελέτη τους οι Huysmans και Thijssen[35] χρησιμοποίησαν υπερήχους για να μετρήσουν το πάχος της αδαμαντίνης από το αδαμαντινο-οδοντινικό όριο μέχρι την επιφάνεια του δοντιού σαν μια μέθοδο μέτρησης της διάβρωσης. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι υπέρηχοι μπορούν δυνητικά να χρησιμοποιηθούν γι' αυτό το λόγο. Όμως σε μια μελέτη που δημοσιεύτηκε λίγο αργότερα το 2001[38] βρέθηκε ότι για να μπορούν να μετρηθούν απώλειες της αδαμαντίνης αξιόπιστα θα πρέπει να είναι μεγαλύτερες από 0,4 mm. Σε μια πιο πρόσφατη μελέτη των Yanikoglu και συν.[39] αξιολογήθηκαν 20 φυσικά απασβεστιωμένες επιφάνειες σε εξαγμένα δόντια ενώ η ιστολογική εικόνα χρησιμοποιήθη-



Εικόνα 3: Παράδειγμα καταγραφής εικόνων από υπέρυθρη θερμογραφία. a) Έγχρωμη εικόνα του δοντιού πριν αρχίσει η ροή αέρα b) Εικόνα από την θερμική κάμερα πριν αρχίσει η ροή του αέρα c) εικόνα κατά τη διάρκεια της ροής του αέρα, σκοτεινότερες περιοχές έχουν μικρότερη θερμοκρασία και επομένως περισσότερα υγρά που εξατμίζονται άρα περισσότερο πορώδης αδαμαντίνη και d) εικόνα αμέσως μετά τη λήξη ροής του αέρα. Κάτω από τις εικόνες είναι η κλίμακα θερμοκρασιών για κάθε pixel[45].

κε σαν "χρυσός κανόνας". Οι υπέρηχοι έδειξαν ικανοποιητική ευαισθησία 0,88, ειδικότητα 0,86 και επαναληψιμότητα 0,90.

Κάποιοι ερευνητές ακολούθησαν μια άλλη λογική στη χρήση των υπερήχων για τον εντοπισμό των βλαβών. Χρησιμοποίησαν κύματα τα οποία ταξιδεύουν παράλληλα μα την επιφάνεια του δοντιού στο όριο του δοντιού με τον αέρα. Με αυτό τον τρόπο οι υπέρηχοι εντοπίζουν ασυνέχειες στην επιφάνεια του δοντιού που οφείλονται στην δημιουργία κοιλότητας από τη βλάβη. Οι Bab και συν[40], δημοσίευσαν το 1997 μια μελέτη όπου αξιολόγησαν μόνο 6 όμορες επιφάνειες και σύγκριναν *in vitro* τους υπέρηχους με την ακτινογραφία και την κλινική αξιολόγηση. Χρησιμοποίησαν ένα ευλύγιστο άκρο που μπορούσε να τοποθετηθεί στο μεσοδόντιο διάστημα. Και αυτή η μελέτη έδειξε ότι οι όμορες βλάβες με κοιλότητα δίνουν ισχυρότερη ανάκλαση από βλάβες χωρίς κοιλότητα κάνοντας έτσι δυνατή τη διάγνωσή τους.

Οι Ziv και συν.[41], σε μια in vitro μελέτη το 1998 αξιολόγησαν 70 όμορες επιφάνειες και σύγκριναν τα ευρήματα των υπερήχων με τα ευρήματα ακτινογραφιών καθώς και της ιστολογικής εξέτασης των δοντιών. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι υπέρηχοι έχουν υψηλή ευαισθησία (1,00) και ειδικότητα (0,92). Σε μια ακόμη in vivo μελέτη των Bab et al[42] που δημοσιεύτηκε το 1998 χρησιμοποιήθηκε η συσκευή Ultrasonic Caries Detector. Εξετάστηκαν 253 όμορες βλάβες και οι ερευνητές ισχυρίζονται ότι η συσκευή μπορεί να διαφοροποιήσει υγιείς όμορες επιφάνειες από επιφάνειες με βλάβες χρησιμοποιώντας τις ακτινογραφίες μετά πτερυγίου σαν "χρυσό κανόνα". Οι ερευνητές δεν έδωσαν καμία περεταίρω πληροφορία σχετικά με το πόσες ήταν οι επιφάνειες με κοιλότητα και αν η έκταση της επιφάνειας της βλάβης έδινε διαφορετική ένταση στην απεικόνιση. Τέλος το 2008 οι Sun και συν.[43], παρουσίασαν μια μελέτη που είχε σκοπό την δημιουργία ενός τρισδιάστατου μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων (3D finite element model) που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί σαν εξομοιωτής της μετάδοσης των υπερηχητικών κυμάτων ώστε να διευκολυνθεί η διάγνωση με την τεχνική των υπερήχων. Δημιουργήθηκαν για το σκοπό αυτό τρισδιάστατα μοντέλα με λήψη ακτινογραφιών υπολογιστικής τομογραφίας και χρησιμοποιήθηκαν ελαστικά υλικά με μηχανικές ιδιότητες παρόμοιες με της οδοντίνης. Η μελέτη αυτών των μοντέλων προσομοίωσης έδειξε ότι είναι δυνατό να απομονωθεί και να μελετηθεί η επίδραση μιας παθολογικής κατάστασης κάνοντας περισσότερο κατανοητή την εφαρμογή των υπερήχων στη διάγνωση της τερηδόνας.

Συμπερασματικά η ανασκόπηση της βιβλιογραφίας για την χρήση των υπερήχων στη διάγνωση των τερηδονικών βλαβών παρότι εκτείνεται σε μεγάλη χρονική διάρκεια εν τούτοις είναι πολύ μικρή σε όγκο. Πολλές από τις εργασίες είναι μόνο περιλήψεις από συνέδρια και όχι ολοκληρωμένες δημοσιεύσεις στις περισσότερες από τις οποίες δεν υπήρξε συνέχεια. Αυτό δείχνει ότι η τεχνική παρότι φαίνεται να έχει προοπτική στη διάγνωση των βλαβών μάλλον χρειάζεται να ξεπεράσει κάποια σημαντικά τεχνικά ζητήματα και να κατασκευαστούν συσκευές περισσότερο φιλικές στο χρήστη. Οπωσδήποτε επίσης χρειάζονται καλύτερα σχεδιασμένες μελέτες για να πιστοποιήσουν την αξιοπιστία της τεχνικής στη διάγνωση των τερηδονικών βλαβών.

Άλλες Μέθοδοι διάγνωσης τερηδονικών βλαβών

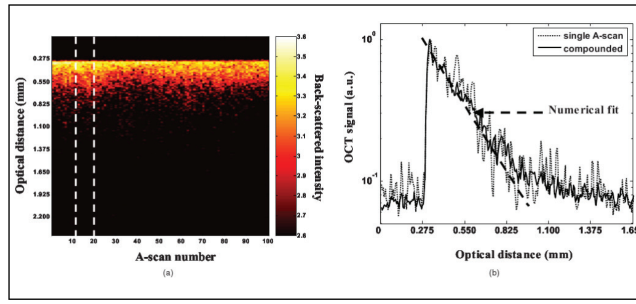
Εκτός από την μέτρηση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας και του υπερήχους υπάρχει ένα σύνολο τεχνικών που αναλύονται παρακάτω που έχουν χρησιμοποιηθεί στη διάγνωση τερηδονικών βλαβών αλλά σε μικρότερη έκταση και γενικά βρίσκονται σε αρχικότερο στάδιο εκξέλιξης. Είναι όμως πολύ ενδιαφέρων να δούμε τις διάφορες αυτές τεχνικές όσον αφορά τις αρχές λειτουργίας τους αλλά και το στάδιο εξέλιξής τους σήμερα σε συνδυασμό με τα αποτελέσματα που έχουν παρουσιάσει.

Infrared Thermography (Υπέρυθρη Θερμογραφία)

Η τεχνική στηρίζεται στο γεγονός ότι η θερμική ενέργεια μεταφέρεται με την μορφή κυμάτων. Χρησιμοποιώντας αυτή την αρχή είναι δυνατό να μετρήσουμε τη μεταβολή της θερμικής ενέργειας (την πτώση της εν προκειμένω) όταν υγρά εξατμίζονται από τις τερηδονικές βλάβες. Αφού οι απασβεστιωμένες περιοχές είναι περισσότερο πορώδεις από την υγιή αδαμαντίνη θα περιέχουν και μεγαλύτερη ποσότητα υγρών και επομένως θα παρατηρείται μεγαλύτερη πτώση στη θερμοκρασία των επιφανειών αυτών κατά την εξάτμιση. Αυτή τη διαφορά στη θερμοκρασία μετράει η τεχνική της υπέρυθρης θερμογραφίας που προτάθηκε το 1999 από τον Kaneko και συν[44]. Οι συγγραφείς μάλιστα πρότειναν την τεχνική περισσότερο σαν εργαλείο αξιολόγησης της δραστηριότητας της βλάβης παρά σαν ένα μέσο για τον εντοπισμό της. Η μέθοδος χρησιμοποιεί αισθητήρες θερμότητας ινδίου/αντιμονίου οι οποίοι μπορούν να ανιχνεύσουν μεταβολή στη θερμοκρασίας της τάξης των 0,025°C. Μια συνεχής ροή αέρα κατευθύνεται στην επιφάνεια του δοντιού και η διαφορά της θερμοκρασίας στην περιοχή πάνω από την απασβεστιωμένη περιοχή συγκρίνεται με τη θερμοκρασία του υγιούς δοντιού που την περιβάλλει. Το θερμικό προφίλ που αποτυπώνεται σχετίζεται με την ποσότητα του υγρού που βρίσκεται μέσα στη πορώδη αδαμαντίνη όπως και το σχήμα της βλάβης και επομένως περιέχει πληροφορίες σχετικά με το μέγεθος της απασβεστίωσης και της βαρύτητας της βλάβης.

Οι Kaneko και συν[44] έλεγξαν 18 άνω τομείς στους οποίους είχαν δημιουργήσει τεχνητά απασβεστίωση. Μια παρόμοια μελέτη δημοσιεύτηκε έναν χρόνο αργότερα όπου η τεχνική εφαρμόστηκε σε 19 τομείς με τεχνητή απασβεστίωση όπου ένας θερμικός παλμός κατευθύνθηκε στην επιφάνεια από μια λάμπα ξένου και στη συνέχεια έγινε η θερμική καταγραφή λόγω της εξάτμισης του υγρού στη πορώδη αδαμαντίνη. Σε αυτές τις δύο μελέτες υπάρχει ο περιορισμός ότι οι απασβεστιωμένες περιοχές που μελετήθηκαν είχαν δημιουργηθεί τεχνητά που σημαίνει ότι είναι περιοχές με μάλλον πιο πορώδη αδαμαντίνη αφού δεν υπάρχουν οι δυναμικοί κύκλοι απασβεστίωσης/επανεσβεστίωσης όπως συμβαίνει in vitro. Η επόμενη μελέτη δημοσιεύτηκε το 2010[45] και είχε μερικές διαφορές από τις προηγούμενες. Η μελέτη αυτή αξιολόγησε τις μασητικές επιφάνειες, σε αντίθεση με τις λείες των προηγούμενων μελετών, 25 γομφίων και προγομφίων κατανεμημένους ανά 5 δόντια σε κάθε κατηγορία ICDAS. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η τεχνική δίνει καλύτερα αποτελέσματα σε αρχόμενες βλάβες (υγιείς ή E1, ευαισθησία 77% και ειδικότητα 87%) ενώ όσο προχωράει η απασβεστίωση μειώνεται κυρίως η ευαισθησία της τεχνικής αλλά και η ειδικότητα (E2 – AOE, ευαισθησία 45% και ειδικότητα 72%, D, ευαισθησία 58% και ειδικότητα 83%).

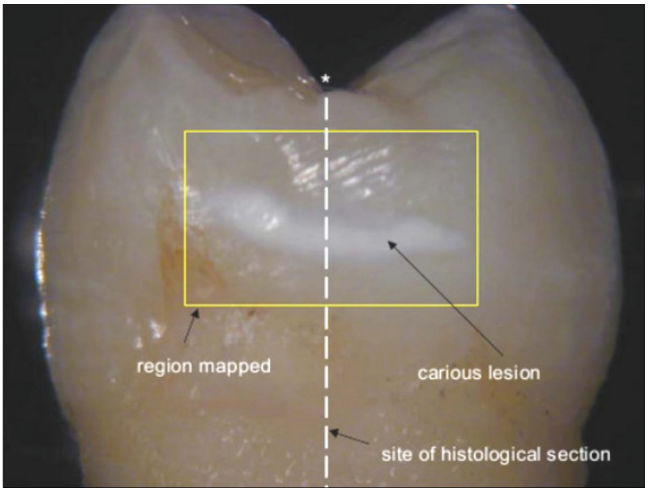
Οι Matsuyama και συν[46] βρήκαν ότι υπάρχει μια λογική συσχέτιση (0.67-0.79) ανάμεσα στη μεταβολή της θερμοκρασίας και την απασβεστίωση της αδαμαντίνης ή το βάθος της βλάβης. Η τεχνική δεν έχει χρησιμοποιηθεί προς το παρόν ενδοστοματικά όπου υπάρχουν πολλοί παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν τις μετρήσεις. Οι παράγοντες αυτοί περιλαμβάνουν την ποικιλία στις ενδοστοματική θερμοκρασία λόγω της αναπνοής ή την εξάτμιση από γειτονικές επιφάνειες. Επίσης η απόσταση του δοντιού από την πηγή του αέρα που έχει χρησιμοποιηθεί στιες μελέτες μέχρι τώρα (20 cm) δεν είναι εργονομική για καταγραφές σε οπίσθια δόντια. Είναι προφανές ότι παρ' ότι η τεχνική φαίνεται να μπορεί να αναγνωρίσει αρχόμενες βλάβες εν τούτοις υπάρχουν πολλά τεχνικά και άλλα ζητήματα που πρέπει να αντιμετωπιστούν καθώς επίσης να γίνουν και κλινικές μελέτες πριν μπορέσει η τεχνική να χρησιμοποιηθεί ευρύτερα.



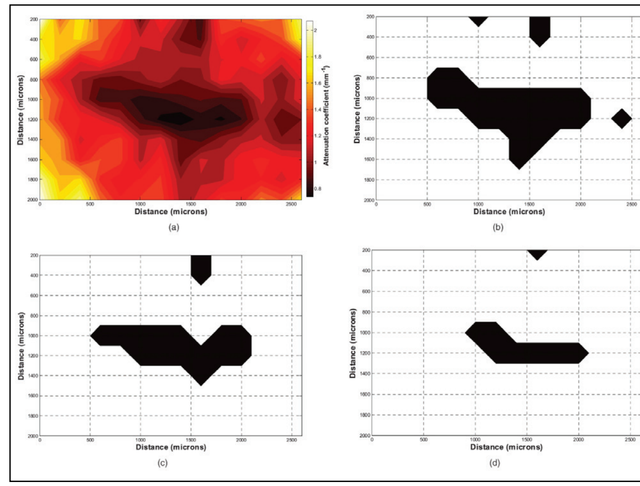
Εικόνα 4: (a) Παράδειγμα 2-D (B-scan) απεικόνισης OCT υγιούς αδαμαντίνης και (b) καταγραφής της έντασης του ανακλώμενου σήματος.[53]

Optical Coherence Tomography (OCT)

Η OCT είναι μια τεχνική που αναπτύχθηκε για να αξιολογεί διαφανή και ημιδιαφανή υλικά. Χρησιμοποιήθηκε αρχικά στην οφθαλμολογία και τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιείται και στην οδοντιατρική. Η αρχή λειτουργίας της OCT είναι παρόμοια με την B-mode απεικόνιση των υπερήχων μόνο που η OCT χρησιμοποιεί φωτεινή δέσμη κοντά στην περιοχή του υπέρυθρου (Near Infrared – NIR) αντί για υπερήχους Η φωτεινή αυτή δέσμη παράγεται από υπερ-φωτοβολικές διόδους (super luminescent diodes - SLD). Η τεχνική παρουσιάστηκε για πρώτη φορά το 1991[47] και είναι ένα εργαλείο που δεν καταστρέφει τον ιστό και μπορεί να δημιουργεί εικόνες μεγάλης ευκρίνειας (10-20 μm) καθώς και δισδιάστατη απεικόνιση του ιστού σε πραγματικό χρόνο[48]. Η OCT χρησιμοποιώντας το φαινόμενο της συμβολής των οπτικών κυμάτων καθώς και του συνεστιακού μικροσκοπίου (confocal microscopy) με συμβολομετρία χαμηλής συνοχής (low coherence interferometry) μπορεί να δημιουργήσει εικόνες της μικροδομής της βλάβης που δείχνουν τις δομικές αλλαγές της περιοχής και επομένως μπορεί να συγκρίνει ποσοτικά και ποιοτικά χαρακτηριστικά των περιοχών με ιστολογικές



Εικόνα 5: Εικόνα της άπω επιφάνειας εξαγμένου προγομφίου που έχει απασβεστίωση[53]



Εικόνα 6: (a) Δισδιάστατη χαρτογράφηση του συντελεστή εξασθένισης του OCT κατά μήκος της περιοχής που εξετάστηκε, όπως φαίνεται στο τετράγωνο της εικόνας 5. (b) Δυαδική απεικόνιση του συντελεστή εξασθένισης της εικόνας (a), λευκή είναι περιοχές με μεγαλύτερη εξασθένιση από το κατώφλι που έχει ορισθεί (0,99 mm-1), με μαύρο απεικονίζονται οι περιοχές με συντελεστή εξασθένισης μικρότερο από το κατώφλι. (c) and (d) είναι ανάλογες απεικονίσεις με την (b) αλλά με διαφορετικό κατώφλι (0,94 mm-1 0,88 mm-1) αντίστοιχα[53]

μεθόδους όπως υπολογιστική τομογραφία και εγκάρσια μικροακτινογραφία που είναι ο “χρυσός κανόνας” μέτρησης της απασβεστίωσης[49,50]. Η συσκευή διαιρεί μια οπτική δέσμη στα δύο, οι δύο αυτές δέσμες ακολουθούν διαφορετική διαδρομή στο υπό μελέτη υλικό. Στο τέλος της διαδρομής οι δύο ακτίνες συμβάλλουν και η συμβολή αυτή δίνει πληροφορίες για τις ιδιότητες του υλικού που διαπέρασαν. Καθώς η συσκευή μετακινείται σε σχέση με το δόντι, τα πρότυπα συμβολής που δημιουργούνται φτιάχνουν έναν δισδιάστατο μοντέλο του υλικού.

Μετά την εξέλιξη του συστήματος να χρησιμοποιεί πολωμένο φως (polarization-sensitive OCT - PS-OCT), η χρήση της στην οδοντιατρική έγινε εντονότερη. Οι Amaechi και συν σε μια σειρά δημοσιεύσεων [49,50,51,52] παρουσίασαν έναν συνδυασμό τεχνικών en-face PS-OCT με συνεστιακό μικροσκόπιο (confocal microscopy) που είχε αρχικά αναπτυχθεί για την απεικόνιση του αμφιβληστροειδούς. Χρησιμοποιώντας αυτό το σύστημα οι ερευνητές έδειξαν την δυνατότητα της τεχνικής να εντοπίζει και να παρακολουθεί ποσοτικά και ποιοτικά χαρακτηριστικά αρχόμενων βλαβών τόσο στην αδαμαντίνη[49] όσο και την οστεΐνη[50]. Επίσης μελετήθηκε η επίδραση παραγόντων όπως οι χρωστικές των βλαβών, ο φωτισμός του περιβάλλοντος, η παρουσία σάλιου ή μικροβίων στις μετρήσεις της τεχνικής και βρέθηκε ότι δεν την επηρεάζουν σε αντίθεση με άλλες τεχνικές όπως οι τεχνικές φθορισμού[52]. Παρόμοια αποτελέσματα παρουσίασε και η μελέτη των Popescu και συν[53] όπου βρήκαν ότι η ευαισθησία της τεχνικής για τον εντοπισμό αρχόμενων βλαβών στην αδαμαντίνη κυμαίνεται από 87% έως 92,8% ανάλογα με το κατώφλι που χρησιμοποίησαν.

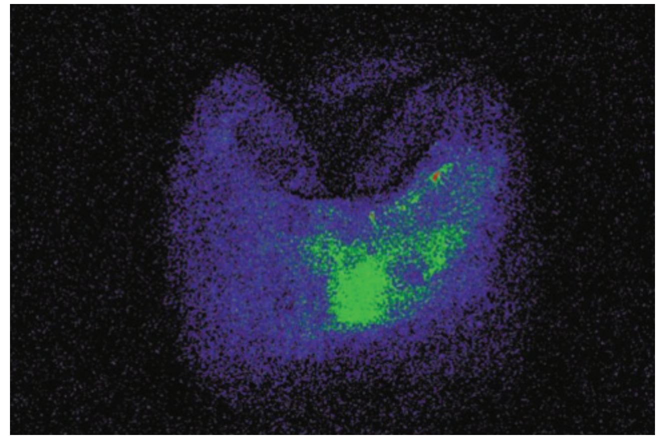
Ο τεχνική OCT έχει το πλεονέκτημα ότι μπορεί πολύ εύκολα να συνδυαστεί με μια πηγή φωτός οπτικής ίνας που θα μπορεί να φωτίζει το δόντι, ενώ η συσκευή OCT θα μετράει την ανακλώμενη ακτινοβολία. Μέχρι τώρα όλες οι μελέτες έχουν δώσει πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα για την αξιοπιστία της τεχνικής τουλάχιστον σε in vitro μελέτες. Χρειάζονται στη συνέχεια κλινικές μελέτες που θα πιστοποιήσουν την κλινική αξία της τεχνικής.

Terahertz imaging

Η τεχνική χρησιμοποιεί κύματα με συχνότητα terahertz ($=10^{12}$ ή μήκος κύματος περίπου 30 μm). Το συγκεκριμένος μήκος κύματος είναι αρκετά μικρό ώστε να δίνει ικανοποιητική ευκρίνεια αλλά και αρκετά μεγάλο ώστε να μην εμφανίζει μεγάλες απώλειες λόγω σκέδασης. Η τεχνική έχει περιγραφεί αναλυτικά σε δύο δημοσιεύσεις το 2000 από τους Arnone και συν[54] και Ciesla και συν[55]. Τα πλεονεκτήματα της τεχνικής περιλαμβάνουν: τη σημαντική διαπερατότητα των ιστών τις ακτίνες terahertz, την χρήση ακτίνων χαμηλής ενέργειας ($\sim$ 1 μW), τη χρήση μη ιοντίζουσας ακτινοβολίας ενώ δεν αλλάζουν το ηλεκτρικό φορτίο των ιστών που εξετάζονται. Αυτά τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας συνηγορούν ώστε να μην αναμένεται μεταβολή στην θερμοκρασία των ιστών κατά τη χρήση ακτίνων terahertz. Οι Hu και Nuss από το 1995[56] έχουν παρουσιάσει εικόνες χρησιμοποιώντας τη τεχνική. Ανάμεσα σε άλλες εικόνες δημοσίευσαν απεικονίσεις από επιμήκεις τομές υγιών προγομφίων όπου με την τεχνική αποτύπωσαν το αδαμαντινοδοντινικό όριο και την επιφάνεια ανάμεσα στην οδοντίνη και τον πολφό. Επίσης επιμήκεις τομές σε 3 δόντια έχουν δείξει αυξημένη απορρόφηση των κυμάτων terahertz από αρχόμενες μασητικές τερηδόνες ενώ πολύ ενδιαφέρουσα ήταν η παρατήρηση ότι μπορεί να διαχωρίσει τερηδονικές βλάβες από περιοχές με υποπλασία. Δεν αναφέρεται πουθενά όμως ο χρόνος που απαιτείται για να αποκτηθούν οι καταγραφές της τεχνικής. Το κόστος της συσκευής χωρίζεται σε δυο ενότητες το σύστημα παραγωγής των κυμάτων terahertz και το σύστημα καταγραφής Το σύστημα καταγραφής έχει ένα κόστος αντίστοιχο με τις συσκευές μαγνητικής τομογραφίας. Αυτό που είναι πολύ ακριβό είναι το σύστημα laser υπεύθυνο για την παραγωγή των κυμάτων terahertz. Εκτός από το κόστος η συσκευή έχει και σημαντικές τεχνικές δυσκολίες σχετικά με την ακριβή τοποθέτηση του δείγματος διαδικασία που πρέπει να ελέγχεται κατά τις 2 διαστάσεις με υπολογιστική μονάδα σχεδιασμένη γι' αυτό το σκοπό. Όλα αυτά τα χαρακτηριστικά περιορίζουν σημαντικά την εφαρμογή της τεχνικής και χρειάζονται σημαντικά βήματα πριν μπορέσει να χρησιμοποιηθεί κλινικά.

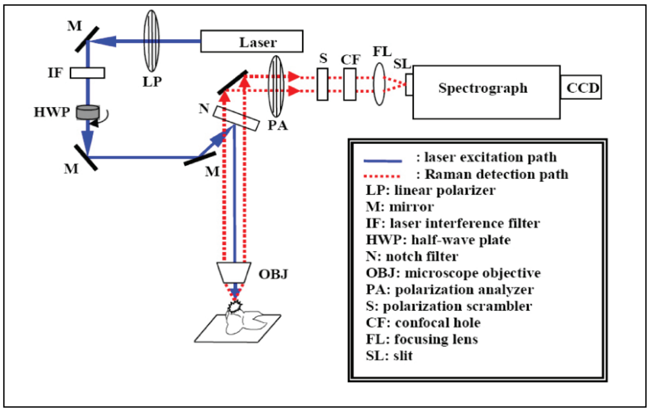
Multiphoton imaging

Τα συστήματα διάγνωσης της τερηδόνας όπως το QLF χρησιμοποιούν την ιδιότητα των οδοντικών ιστών να φθορίζουν όταν εκτίθενται σε φως στο φάσμα του μπλε (λ~ 488-514 nm). Το μπλε φως προκαλεί το υγιές δόντι να φθορίζει περισσότερο από το απασβεστιωμένο όπου το φως σκεδάζεται πολύ περισσότερο στον πορώδη ιστό ο οποίος φθορίζει και πολύ λιγότερο από τον υγιή. Το μήκος κύματος που φθορίζει το υγιές δόντι είναι λ>520 nm ενώ οι περιοχές με απασβεστίωση εμφανίζονται μαύρες. ένα ακόμα χαρακτηριστικό των τεχνικών φθορισμού του μπλε φάσματος είναι ότι πληροφορίες που συλλέγονται προέρχονται από τα επιφανειακά στρώματα του ιστού. Άλλες μέθοδοι όπως το συνεστιακό μικροσκόπιο έχει χρησιμοποιηθεί για να συλλέξει πληροφορίες από διαφορετικά βάθη αλλά και πάλι στα πρώτα 100 μm του δοντιού[57]. Πολλές φορές όμως είναι σημαντικό να γνωρίζουμε τι συμβαίνει και σε μεγαλύτερο βάθος από την επιφάνεια του ιστού. Ένα από τα μειονεκτήματα που έχει το φως στο μπλε φάσμα είναι ότι σκεδάζεται σημαντικά όταν εισέλθει στον απασβεστιωμένο ιστό και δεν μπορεί να εισχωρήσει σε βαθύτερα στρώματα. Αύξηση της έντασης στη φωτεινή ακτινοβολία θα αυξήσει την δημιουργία ελευθέρων ριζών και επίσης προκαλεί φωτοτοξικότητα που μπορεί να τραυματίσει τον πολφό [58]. Για να παρακαμφθεί το πρόβλημα



Εικόνα 7: Εικόνα που προέκυψε από επίθεση απεικόνισης της βλάβης με multi-photon imaging πάνω σε λήψη εικόνας του δοντιού από οπτικό μικροσκόπιο σκέδασης[78]

της αυξημένης σκέδασης του μπλε φάσματος χρησιμοποιήθηκε φως με μεγαλύτερο μήκος κύματος που εμφανίζει μικρότερη σκέδαση και εισχωρεί βαθύτερα στον ιστό κάνοντας την απεικόνιση καθαρότερη και μειώνοντας σημαντικά τη φωτοτοξικότητα. Η τεχνική multi-photon imaging χρησιμοποιεί υπέρυθρο φως (λ=850 nm)[58] και σε αντίθεση με τη τεχνική QLF όπου ένα "μπλε" φωτόνιο χρησιμοποιείται για να προκαλέσει τον φθορισμό εδώ 2 "υπέρυθρα" φωτόνια (με τη μισή περίπου ενέργεια των "μπλε" φωτονίων) θα πρέπει να απορροφηθούν ταυτοχρόνως. Η πιθανότητα να συμβεί αυτό είναι γενικά μικρή όμως η πιθανότητα να συμβεί η διπλή απορρόφηση αυξάνεται καθώς αυξάνεται ο αριθμός των φωτονίων στον οποίο εκτίθεται το δόντι. Βέβαια αυξάνοντας την ένταση του φωτός αυξάνεται και η άνοδος της θερμοκρασίας του δοντιού. Έχει βρεθεί ότι η ισχύς που απαιτείται για να προκαλέσει ικανή ποσότητα διπλής απορρόφησης φωτονίων στο δόντι είναι περίπου 2kW. Αυτή η ισχύς θα ζέσταινε το δόντι σημαντικά και δεν μπορεί να την υποστεί για μεγάλο χρονικό διάστημα. Αυτός είναι και ο λόγος που χρησιμοποιήθηκαν εξαιρετικά βραχείς παλμοί υπέρυθρου φωτός της τάξης των 100 fs (fs=femto second=10^{-15} sec) ώστε αφενός να επιτευχθεί αρκετή ισχύς για να προκαλέσει το φαινόμενο αλλά αφετέρου χαμηλή μέση ισχύς για να περιοριστεί η αύξηση της θερμοκρασίας. Έτσι λοιπόν χρησιμοποιούνται οι εξαιρετικά βραχείς παλμοί (100 fs) συνδυάζονται με μήκος κύματος 850 nm με συχνότητα 200 MHz. Η μέση ισχύς της φωτεινής δέσμης με αυτά τα χαρακτηριστικά είναι της τάξης των mW. Μια εστιασμένη δέσμη λοιπόν σαρώνει το δόντι από την επιφάνειά του προς την οδοντίνη. Και σε αυτή την τεχνική ο υγιής οδοντικός ιστός φθορίζει περισσότερο από τον απασβεστιωμένο που εμφανίζεται πιο σκοτεινός.

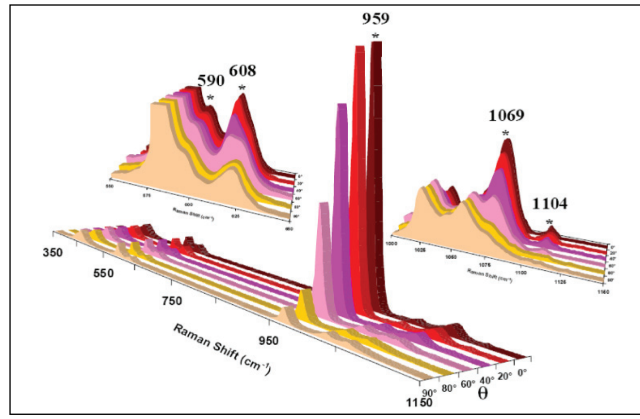


Εικόνα 8: Σχηματική παράσταση συσκευής φασματογραφίας Raman που παρουσιάζει το τμήμα παραγωγής laser (μπλε συνεχής γραμμή) και η καταγραφή του φάσματος Raman (κόκκινη διακεκομμένη γραμμή)[62].

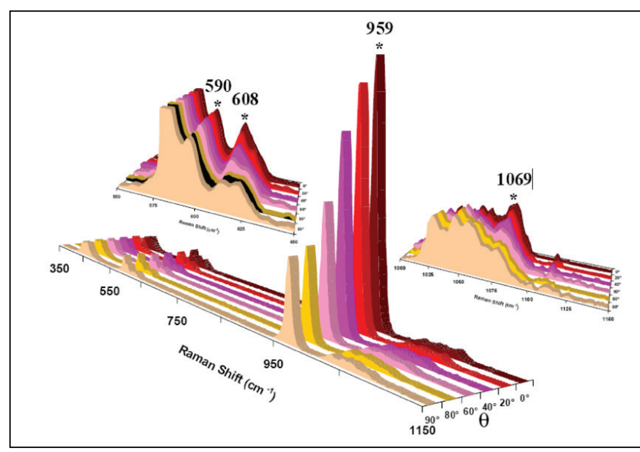
Στη συνέχεια η απεικόνιση μπορεί να επεξεργαστεί με διάφορα φίλτρα ώστε να απεικονίζει τη βλάβη με διάφορους τρόπους (**Εικόνα 7**). Η τεχνική μπορεί να δει σε βάθος 500 μm και προς το παρόν έχει εφαρμοστεί σε εξαγμένα δόντια αφού όλη η συσκευή παραγωγής της φωτεινής δέσμης είναι πολύ ογκώδης και θα χρειαστεί αρκετά χρόνια ανάπτυξης για να μπορεί να εφαρμοστεί κλινικά. Τα κύρια πλεονεκτήματα της τεχνικής είναι ότι δεν καταστρέφει το δόντι, δεν χρησιμοποιεί ιοντίζουσα ακτινοβολία και μπορεί να αξιολογήσει ποσοτικά τη βλάβη. Όμως παρ' ότι σίγουρα η πρόοδος στην τεχνολογία των laser θα μπορούσε να οδηγήσει στην κατασκευή πολύ μικρότερων συσκευών από τις σημερινές εν τούτοις η απαίτηση της τεχνικής για μετακίνηση της συσκευής με ακρίβεια μm για την λήψη τομών του δοντιού για περίπου 1 λεπτό την κάνει πολύ δύσκολο να εφαρμοστεί και από τον πιο επιδέξιο οδοντίατρο χωρίς κατάλληλο σύστημα λήψης.

Raman spectroscopy

Μια ακόμα τεχνική που έχει προταθεί για την αξιολόγηση αρχόμενων βλαβών είναι η φασματοσκοπία Raman. Η φασματοσκοπία Raman στηρίζεται στο φαινόμενο της μεταβολής της συχνότητας του φωτός που εκπέμπεται από ένα υλικό, όταν το φώς σκεδάζεται στα μόρια του υλικού με ανελαστική κρούση (χωρίς απορρόφηση). Το μέγεθος της μεταβολής αυτής αναφέρεται ως συχνότητα Raman και το σύνολο των χαρακτηριστικών συχνοτήτων ενός σκεδάζοντος υλικού αποτελούν το φάσμα Raman του υλικού αυτού. Έτσι όταν φως περνάει μέσα από ένα υλικό ένα μέρος του θα σκεδαστεί προς διευθύνσεις διαφορετικές από της προσπίπτουσας δέσμης. Το μεγαλύτερο μέρος

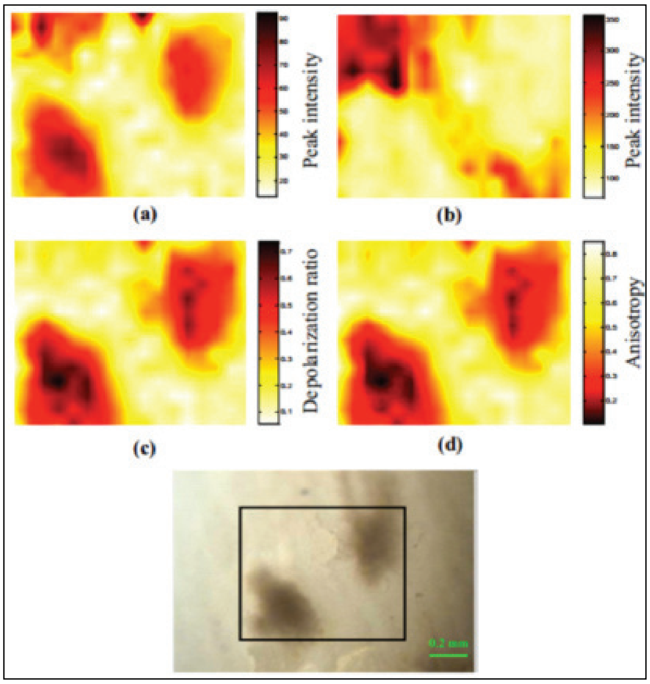


Εικόνα 9: Αντιπροσωπευτικό φάσμα Raman υγιούς αδαμαντίνης σε συνάρτηση με τη γωνία θ (θ είναι η γωνία μεταξύ των επιπέδων πόλωσης της δέσμης laser και του αισθητήρα). Το επάνω αριστερό ένθετο διάγραμμα παρουσιάζει μια λεπτομέρεια του φάσματος από 550 cm-1 έως 650 cm-1 και το κάτω δεξιά ένθετο διάγραμμα παρουσιάζει μια λεπτομέρεια από 1000 cm-1 έως 1150 cm-1 [62].



Εικόνα 10: Αντιπροσωπευτικό φάσμα Raman τερηδονισμένης αδαμαντίνης σε συνάρτηση με τη γωνία θ (θ είναι η γωνία μεταξύ των επιπέδων πόλωσης της δέσμης laser και του αισθητήρα). Το επάνω αριστερό ένθετο διάγραμμα παρουσιάζει μια λεπτομέρεια του φάσματος από 550 cm^{-1} έως 650 cm^{-1} και το κάτω δεξιά ένθετο διάγραμμα παρουσιάζει μια λεπτομέρεια από 1000 cm^{-1} έ ως 1150 cm^{-1}.

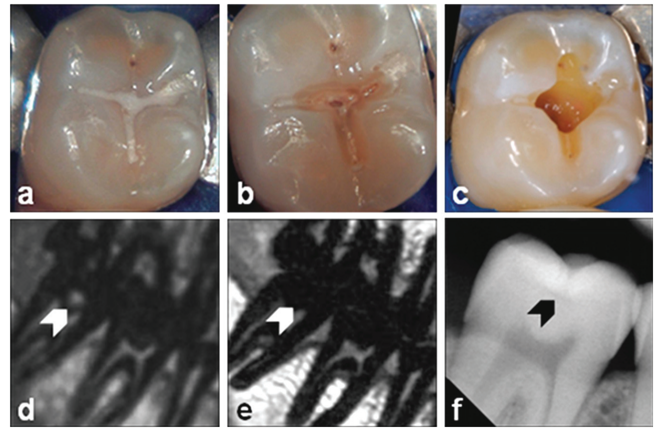
των μορίων σκεδάζεται ελαστικά χωρίς απώλειες ενέργειας (φαινόμενο Rayleigh). Ένα μικρό μέρος των μορίων θα σκεδαστούν ανελαστικά στα μόρια του υλικού. Όταν ένα μόριο του υλικού υφίσταται μια κβαντισμένη μετάβαση σε υψηλότερο επίπεδο το φωτόνιο χάνει ενέργεια και σκεδάζεται σε διαφορετική, συνήθως χαμηλότερη συχνότητα. Η μεταβολές αυτές αποτελούν το φάσμα Raman το οποίο δεν εξαρτάται από την συχνότητα της διεγείρουσας



Εικόνα 11: Εικόνες φάσματος Raman από μια οδοντική επιφάνεια με δυο τερηδονικές βλάβες που λήφθηκαν με (a) κάθετα πολωμένες
(b) παράλληλα πολωμένες μέγιστες εντάσεις (c) depolarization ratio
(d) ανισοτροπία στο 959 cm^{-1} (e) μικροφωτογραφία της ίδιας επιφάνειας κάτω από λευκό φως που εμφανίζει 2 τερηδονικές βλάβες σαν μαύρες περιοχές.

ακτινοβολίας αλλά μόνο από τα χαρακτηριστικά του υλικού που προκαλεί τον σκεδασμό. Κάθε υλικό επομένως δίνει το δικό του χαρακτηριστικό φάσμα Raman, το οποίο μπορεί εύκολα να χρησιμοποιηθεί για τον ποιοτικό του προσδιορισμό. Γενικά, το φάσμα Raman ενός υλικού επηρεάζεται ελάχιστα από την ανάμιξη του με άλλα είδη. Είναι σημαντικό να αναφερθεί, ότι μιας και το φάσμα Raman αποτελείται συνήθως από καλά σχηματισμένες οξείες κορυφές, παραμένει ευδιάκριτο και αναγνωρίσιμο για σκοπούς και ποιοτικής ανάλυσης αφού η ένταση μιας χαρακτηριστικής κορυφής Raman προσεγγιστικά αναλογεί στην κατ' όγκον συγκέντρωση του μελετώμενου υλικού. Οι μετρήσεις των σχετικών εντάσεων στο φάσμα Raman παρέχουν τη βάση και για ποσοτική ανάλυση.

Αρχικά δημοσιεύτηκαν εργασίες που μελέτησαν την υγιή αδαμαντίνη όπως και τον προσανατολισμό των κρυστάλλων της αδαμαντίνης[59,60] και στη συνέχεια εργασίες που μελέτησαν αρχόμενες βλάβες της αδαμαντίνης[61,62]. Τα τελευταία χρόνια έχουν ξεπεραστεί πολλά ζητήματα σχετικά με την αξιοπιστία, το μέγεθος και την συνολική



Εικόνα 12: Μασητική "κρυφή τερηδόνα". Η επάνω σειρά δείχνει ενδοστοματικές φωτογραφίες (a) πριν τη διάνοιξη (b) μετά την αφαίρεση της προληπτικής επικάλυψης και (c) μετά τον καθαρισμό της κοιλότητας. Η κάτω σειρά δείχνει απεικόνιση της βλάβης με (d) UTE MRI (e)TSE MRI και (f) ακτινογραφία. Τα λευκά βέλη υποδεικνύουν τη βλάβη.

λειτουργία των φασματοσκοπίων Raman και χρειάζονται περισσότερες μελέτες που να αξιολογούν την χρησιμότητα και την αξιοπιστία της τεχνικής.

Μαγνητική Τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging – MRI)

Η χρήση της μαγνητικής τομογραφίας στην απεικόνιση μαλακών ιστών αποτελεί μια αξιόπιστη και με ευρεία αποδοχή μέθοδο. Όμως εμφανίζει σημαντικούς περιορισμούς όταν χρησιμοποιείται σε ενασβεστιωμένους ιστούς όπως επίσης δημιουργεί artifacts όταν υπάρχουν υλικά αποκατάστασης στα δόντια. Αυτοί οι περιορισμοί δεν έχουν επιτρέψει ως τώρα τη ευρύτερη χρήση της τεχνικής στους οδοντικούς ιστούς[63]. Παρ' ότι υπάρχουν αναφορές στη βιβλιογραφία για τη χρήση της MRI στην οδοντιατρική μέχρι τώρα η κύρια χρήση αφορά την διάγνωση όγκων, κύστεω, εντοπισμός υπεραριθμων δοντιών, εξιολόγηση περιοδοντικών καταστάσεων, παρατήρηση της ΚΓΔ και αξιολόγηση παθολογίας και εντοπισμό της θέσης τοποθέτησης εμφυτευμάτων. Η ενασβεστιωμένοι ιστοί παρουσιάζουν πολλά προβλήματα στην απεικόνισή τους με MRI. Η υψηλή περιεκτικότητα σε μέταλλα σημαίνει μικρή περιεκτικότητα σε ελεύθερα πρωτόνια που οδηγεί σε μικρό μαγνητισμό και τυχαία δημιουργία της φάσης φ1 (dephasing) στα όρια των ιστών δίνοντας πολύ μικρούς χρόνους εγκάρσιας αποκατάστασης T_2 κάτω από 1 ms για την οδοντίνη και κάτω από 250 ms για την αδαμαντίνη[64]. Στη βιβλιογραφία υπάρχουν αρκετές in vitro εργασίες που προσπάθησαν να αποτυπώσουν τους οδοντικούς ιστούς χρησιμοποιώντας διάφορες παραλλαγές της τεχνικής. Μερικές απæ αυτές είναι stray field imaging (STRAFI), single and multinuclear solid state techniques, single-point imaging (SPI) and ultra-short echo time techniques like sweep imaging with Fourier transformation (SWIFT), zero echo time imaging and Ultrashort Echo time (UTE) imaging κτλ. Όλες αυτές οι τεχνικές όμως δεν μπορούν χρησιμοποιηθούν σε in vivo καταστάσεις λόγω διαφόρων προβλημάτων. Τα πρώτα in vivo αποτελέσματα παρουσιάστηκαν από τον Gatehouse και συν[65] και τον Boujraf και συν[66] οι οποίοι χρησιμοποίησαν την παραλλαγή UTE.

Καθώς ο οδοντικός ιστός απασβεστιώνεται, γίνεται πιο πορώδης και καταστρέφεται η κρυσταλλική δομή της αδαμαντίνης το γεγονός αυτό από την πλευρά της MRI και οι δύο μεταβολές οδηγούν σε αύξηση του σήματος αφενός λόγω της αύξησης των πρωτονίων (συγκράτηση υγρών στους πόρους) και αφετέρου αυξάνοντας τον χρόνο εγκάρσιας αποκατάστασης T_2 λόγω αποδομής των κρυστάλλων της αδαμαντίνης[67]. Σε αυτή τη σχετικά πρόσφατη μελέτη σκοπιμότητας[67] βρέθηκε ότι η τεχνική UTE MRI μπορεί να εντοπίσει αρχόμενη απασβεστίωση στην αδαμαντίνης με ευασθησία 100% σε σχέση με 19% ευαισθησία της κλασικής τεχνικής MRI (τεχνική turbo-spin echo - TSE). Παρόμοια αποτελέσματα έδειξε και μια πιο πρόσφατη μελέτη που χρησιμοποίησε την τεχνική UTE MRI[68].

Η τεχνική δείχνει να είναι αρκετά αξιόπιστη αλλά βέβαια χρειάζεται αφενός να κατασκευαστούν μηχανήματα MRI για οδοντιατρική χρήση ώστε οι λήψεις να γίνονται εύκολα και γρήγορα για τους ασθενείς και βεβαίως να μειωθεί το κόστος τους. Αφετέρου χρειάζονται περισσότερες μελέτες για να βελτιωθεί η απεικόνιση όταν υπάρχουν εμφράξεις, στεφάνες ή άλλου είδους αποκαταστάσεις που δημιουργούν artifacts στο στόμα και να τυποποιηθούν, αν είναι δυνατό, οι απεικονίσεις σε σχέση με το σύστημα ICADAS.

Οι τεχνικές διάγνωσης που συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη αυτή είναι εκείνες οι τεχνικές που δεν χρησιμοποιούν την ιδιότητα του φθορισμού του δοντιού αλλά άλλες ιδιότητες για να το αξιολογήσουν. Από την βιβλιογραφική ανασκόπηση είναι φανερό ότι υπάρχουν πολλές τεχνικές που έχουν προταθεί για τον εντοπισμό και την διάγνωση των μασητικών βλαβών. Αυτή η πληθώρα και ποικιλία των μελετών κάνει σαφή και τη σπουδαιότητα της σωστής και εγκαιρής διάγνωσης αλλά και τη σημαντική δυσκολία που υπάρχει να διαγνωστούν σωστά οι αρχόμενες τερηδονικές βλάβες των μασητικών επιφανειών. Η τεχνική μέτρησης της αντίστασης του δοντιού (ECM) είναι η τεχνική που έχει μελετηθεί περισσότρο από όλες τις τεχνικές που έχουν συμπεριληφθεί σ' αυτή τη μελέτη. Τα αποτελέσματα δείχνουν πως δεν έχει φτάσει ακόμα στο σημείο να μπορεί με αξιοπιστία να δώσει μια τελική απάντηση για την ύπαρξη ή όχι βλάβης μπορεί όμως σε περιπτώσεις αμφιβολίας του κλινικού να προσφέρει μια ακόμα ένδειξη για την κατάσταση του δοντιού που θα συμβάλλει να καταταχθεί σωστά η βλάβη. Όλες οι άλλες τεχνικές που αναφέρθηκαν στην ανασκόπηση αυτή είτε έχουν σημαντικά προβλήματα τεχνικά να λύσουν σχετικά με την εφαρμογή τους (πx in vivo χρήση υπέρυθρης θερμογαφίας), είτε πρέπει να λύσουν προβλήματα όσον αφορά την κατασκευή κατάλληλης συσκευής που νς μπορεί να χρησιμοποιηθεί ενδοστοματικά (πx terahertz imaging), είτε χρειάζονται μεγαλύτερη τεκμηρίωση σχετικά με την ευαισθησία, την ειδικότητα και την ακρίβεια της διάγνωσης που προσφέρουν (πx. OCT, υπέρηχοι). Μια άλλη προσέγγιση θα ήταν να ανατυχθούν αλγόριθμοι οι οποίοι θα μπορούν να προσομοιάσουν την διαδικασία ταξινόμησης των μασητικών βλαβών όπως αυτή γίνεται κατά την ταξινόμηση σύμφωνα με το σύστημα ICDAS II. Ο κλινικός για να κατατάξει μία βλάβη χρησιμοιποιεί αποκλειστικά και μόνο οπτικά κρητίρια χωρίς καμμία επαφή με το δόντι. Θα ήταν ίσως δυνατό να αναπτυχθούν κατάλληλοι αλγόριθμοι που να προσομοιάζουν αυτή τη διαδικασία σε φωτογραφικές λήψεις των δοντιών.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. *Marthaler TM, O'Mullane DM, Vrbic V. The prevalence of dental caries in Europe 1990-1995. ORCA Saturday afternoon symposium 1995. Caries Res. 1996;30(4):237-255.*
2. *Ripa LW, Leske GS, Sposato A. The surface-specific caries pattern of participants in a school-based fluoride mouthrinsing program with implications for the use of sealants. J Pub Heal Dent. 1985;45(2):90-95.*
3. *Pincus P. A new method of examination of molar teeth groovs for the presence of dental caries. J Physiol. 1951;113:13-14.*
4. *Mumford JM. Relationship between the electrical resistance of human teeth and the presence and extent of dental caries. Br Dent J. 1956;100:239-244.*
5. *Ekstrand K, Ricketts D, Kidd E, Qvist V, Schou S. Detection, diagnosing, monitoring and logical treatment of occlusal caries in relation to lesion activity and severity: an in vivo examination with histological validation. Caries Res. 1998;32:247-254.*
6. *Bamzahim M, Shi XQ, Angmar-Mansson M. Occlusal caries detection and quantification by DIAGNOdent and Electronic Caries monitor: in vitro comparison. Acta Ontodol Scand. 2002;60:360-364.*
7. *Ricketts DN, Kidd EA, Wilson RF. Electronic diagnosis of occlusal caries in vitro: adaptation of the technique for epidemiological purposes. Comm Dent Oral Epidemiol. 1997;25(3):238-241.*
8. *White GE, Tsamtsouris A, Williams D La. Early detection of occlusal caries by measuring the electrical resistance of the tooth. J Dent Res. 1978;57:195-200.*
9. *Rock WP, Kidd EA. The electronic detection of demineralisation in occlusal fissures. Br Dent J. 1988;164:243-247.*
10. *Sawada K. Newly designed caries meters. Japanese J Conserv Dent. 1983;26:353-360.*
11. *Huysmans MC, Longbottom C, Pitts NB. Electrical Methods of occlusal caries diagnosis: an in-vivo comparison with visual inspection and bitewing radiography. Caries Res. 1997;31:119-124.*
12. *Longbottom C, Ca HM, Pitts NB, Los P, Bruce PG. Detection of dental decay and its extent using AC Impedance spectroscopy. Nat Med. 1996;2:235-237.*
13. *Huysmans MC, Longbottom C, Pitts NB, Los P, Ga BP. Impedance spectroscopy of teeth with and without approximal carious lesions - an in vitro study. J Dent Res. 1996;75(11):1871-1878.*
14. *Ie Y La, Verdonschot EH. Performance of diagnostic systems in occlusal caries detection compared. Comm Dent Oral Epidemiol. 1994;22(3):187-191.*
15. *Pretty IA. Caries detection and diagnosis: Novel technologies. J Dent. 2006;34:727-739.*
16. *Huysmans MC, Longbottom C, Christie AM, Bruce PG, Shellis RP. Temperature dependence of the electrical resistance of sound and carious teeth. Journal of Dental Research 2000;79(7):1464–8. J Dent Res. 2000;79(7):1464-1468.*
17. *Wang J, Sakuma S, Yoshihara A, Kobayashi S, Miyazaki H. An evaluation and comparison of visual inspection. Electrical caries monitor and caries detector dye methods in detecting early occlusal caries in vitro study. J Dent Heal. 2000;50:223–230.*
18. *Longbottom C, Huysmans MC. Electrical measurements for use in caries clinical trials. J Dent Res. 2004;83:Spec no. C:C76–9.83.*
19. *Ten Bosch JJ, Fennis-le Y, Verdonschot EH. Time-dependent decrease and seasonal variation of the porosity of recently erupted sound dental enamel in vivo. J Dent Res. 2000;79(8):1556-1559.*
20. *Huysmans MC. Electrical measurements for early caries detection. In: Stookey G, ed. Early Caries Detection II. Proceedings of the Fourth Annual Indiana Conference,. Indiana, USA: Indiana University Press; 2000.*
21. *Twetman S, Axelsson S, Dahlén G, et al. Adjunct methods for caries detection: a systematic review of literature. Acta Odontol Scand. 2013;71(3-4):388-97. doi:10.3109/00016357.2012.690448.*
22. *Guyatt GH, Oxman AD, Vist GE, et al. GRADE: an emerging consensus on rating quality of evidence and strength of recommendations. BMJ. 2008;336:924-926.*
23. *Ekstrand K, Ricketts D, Kidd E. Reproducibility and accuracy of three methods for assessment of demineralization depth on the occlusal surface: an in-vitro examination. Caries Res. 1997;31:224-231.*
24. *Ie Y La, Verdonschot EH, Schaeken MJ, van't Hof MA. Electrical conductance of fissure enamel in recently erupted molar teeth as related to caries status. Caries Res. 1995;29:94-99.*
25. *Kuhnisch J, Heinrich-Weltzien R, Tabatabaie M, Stosser L, Huysmans MC. An in vitro comparison between two methods of electrical resistance measurement for occlusal caries detection. Caries Res. 2006;40:104-111.*
26. *Verdonschot EH, Wenzel A, Truin GJ, Konig KG. Performance of electrical resistance measurements adjunct to visual inspection in the early diagnosis of occlusal caries. J Dent. 1993;21(6):332-337.*
27. *Laird WR, Walmsley A Da. Ultrasound in dentistry. Part 1 - biophysical interactions. J Dent. 1991;19:14-17.*
28. *Salmon B, Le Denmat D. Intraoral ultrasonography: development of a specific high-frequency probe and clinical pilot study. Clin Oral Invest. 2012;16:643-649.*
29. *Kumar BS, Mahabob MN. Ultrasound in dentistry e a review. J Ind Aca Dent. 2010;1:44-45.*
30. *Maulik D. Biological safety of diagnostic sonography. In: Maulik D, ed. Doppler Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. Berlin: Spinger; 2005:95-111.*
31. *Culjat MO, Goldenberg D, Tewari P, Sa SR. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. Ultrasound Med Biol. 2010;36:861-873.*
32. *Reich FR, Brenden BB, Porter NS. Ultrasonic Imaging of Teeth. Report of Battelle Memorial Institute, Pacific Northwest Laboratory, Richland, WA, USA (privately Issued). Comment in: Arch Oral Biol, 14:745-760; 1969; 1967.*
33. *Barber FE, Lees S, Lobene RR. Ultrasonic pulse-echo measure-*

ments in teeth. Arch Oral Biol. 1969;14:745-760.
34. *Ng SY, Ferguson MW, Payne PA, Slater P. Ultrasonic studies of unblemished and artificially demineralized enamel in extracted human teeth: a new method for detecting early caries. J Dent. 1988;16(5):201-209.*
35. *Huysmans MC, Thijssen JM. Ultrasonic measurement of enamel thickness: a tool for monitoring erosion? Caries Res. 1998;32(abstract):292.*
36. *Yanikoglu FC, Analoui M. Ultrasonic methods for early caries detection. In: Stookey GK, ed. Early Detection of Dental Caries II. Proceedings of the 4th Annual Indiana Conference. Indianapolis: Indiana University School of Dentistry; 1999:101-111.*
37. *Lees S, Gerhard Jr FB, Oppenheim FG. Ultrasonic measurement of dental enamel demineralization. Ultrasonics. 1973;11(6):269-273.*
38. *Louwerse C, Huysmans MCDNJM. Reproducibility of ultrasonic enamel thickness measurements: an in vitro study. Caries Res. 2001;35(Abstract):295.*
39. *Yanikoglu FC, Ozturk F, Hayran O, Analoui M, Stookey GK. Detection of natural white spot caries lesions by an ultrasonic system. Caries Res. 2000;34:225-232.*
40. *Bab IA, Fuerstein O, Gazit D. Ultrasonic detector of proximal caries. Caries Res. 1997;31(Abstr:126):322.*
41. *Ziv V, Gazit D, Beris D, Fuerstein O, Aharonov L, Bab IA. Correlative ultrasonic histologic and Roentgenographic assessment of approximal caries (abstract). 322:294. Caries Res. 1988;32(Abstract):294.*
42. *Bab I, Ziv V, Gazit D, et al. Diagnosis of approximal caries in adult patients using ultrasonic surface waves (abstract). J Dent Res. 1988;77((Spec Iss A)):255.*
43. *Sun X, Witzel EA, Kang S. 3-D finite element simulation for ultrasonic propagation in tooth. J Dent. 2008;36(7):546-53.*
44. *Kaneko K, Matsuyama K, Nakashima S. No Title. In: Stookey GK, ed. Early Detection of Dental Caries II. Proceedings of the 4th Annual Indiana Conference. Indianapolis: Indiana University School of Dentistry; 1999:83-100.*
45. *Zakian CM, Taylor AM, Ellwood RP, Pretty IA. Occlusal caries detection by using thermal imaging. J Dent. 2010;38(10):788-795.*
46. *Matsuyama K, Nakashima S, Kaneko K. An in vitro study on th edetection of early enamel carious lesions by the use of an infrared camera. Caries Res. 1998;32:294.*
47. *Huang D, Swanson EA, Lin CP, et al. Optical coherence tomography. Science (80-). 1991;254(no 5035):1178-1181. doi:10.1126/science.1957169.*
48. *Bouma BE, Tearney GJ, eds. Handbook of Optical Coherence Tomography. New York: Marcel Dekker; 2002.*
49. *Amaechi B, Podoleanu A, Higham SM, Jackson DA. Correlation of quantitative light-induced fluorescence and optical coherence tomography applied for detection and quantification of early dental caries. J Biomed Opt. 2003;8(4):642-647. Available at: http://dx.doi.org/10.1117/1.1606685.*
50. *Amaechi B, Podoleanu AG, Komarov G, Higham SM, Jackson DA. Quantification of root caries using optical coherence tomography and microradiography: a correlational study. Oral Heal Prev Dent. 2004;2(4):377-382.*
51. *Podoleanu AG, Rosen RB, Rogers JA, Dobre GM, Cucu RG, et al. En-face optical coherence tomography. In: Proc. SPIE 5068, Saratov Fall Meeting 2002: Optical Technologies in Biophysics and Medicine IV.; 2003:248. doi:doi:10.1117/12.518780.*
52. *Amaechi B, Podoleanu AG, Higham SM, Jackson DA. Assessment of dental caries with optical coherence tomography: effect of ambient factors. In: Proc. SPIE 4610, Lasers in Dentistry VIII.; 2002:196. doi:10.1117/12.4693.*
53. *Popescu DP, Sowa MG, Hewko MD, Choo-Smith L-P. Assessment of early demineralization in teeth using the signal attenuation in optical coherence tomography images. 2009;13(5):054053. doi:10.1117/1.2992129.*
54. *Arnone D, Ciesla C, Pepper M. Terahertz imaging comes into view. Phys World. 2000;13:35-40.*
55. *Ciesla CM, Arnone DD, Corchia A, et al. Biomedical applications of terahertz imaging. In: Proc SPIE 3934.; 2000:73-81.*
56. *Hu BB, Nuss MC. Imaging with terahertz waves. Opt Lett. 1995;20:1716-1718.*
57. *Watson TF. Fact and artefact in confocal microscopy. Adv Dent Res. Adv Dent Res. 1997;11:433-441.*
58. *Girkin JM, Hall AF, Creanor SL. Multi-photon imaging of intact dental tissue. In: Stookey GK, ed. Early Detection of Dental Caries II. Proceedings of the 4th Annual Indiana Conference. Indianapolis: Indiana University School of Dentistry; 1999:155-168.*
59. *Tsuda H, Arends J. Orientational micro-Raman spectroscopy on hydroxyapatite single crystals and human enamel crystallites. J Dent Res. 1994;73:1703-1710.*
60. *LeRoy G, Penel G, LeRoy N, Bres EF. Human tooth enamel: a Raman polarized approach. Appl Spectrosc. 2002;56:1030-1034.*
61. *Hill W, Petrou V. Caries detection by diode laser Raman spectroscopy. Appl Spectrosc. 2000;54:795-799.*
62. *Ko AC-T, Choo-Smith L-P, Hewko M, Sowa MG, Dong CCS, Cleghorn B. Detection of early dental caries using polarized Raman spectroscopy. Opt Express. 2006;14(1):203-15. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19503331.*
63. *Shafiei F, Honda E, Takahashi H, Sasaki T. Artifacts from dental casting alloys in magnetic resonance imaging. J Dent Res. 2003;82:602-606.*
64. *Funduk N, Kydon DW, Schreiner LJ, Peemoeller H, Miljkovic L, Pintar MM. Composition and relaxation of the proton magnetization of human enamel and its contribution to the tooth NMR image. Magn Reson Med. 1984;1:66-75.*
65. *Gatehouse PD, Bydder GM. Magnetic resonance imaging of short T2 components in tissue. Clin Radiol. 2003;58:1-19.*
66. *Boujraf S, Hofmann C, Ulrici J, Hell E, Rasche V. Microstructural assessment of dental tissues by quantitative MRI using ultra-short echo times (UTE): initial in vivo evaluation. In: Proceedings of the ISMRM Seventeenth Annual Meeting. Hawaii; 2009.*
67. *Bracher AK, Hofmann C, Bornstedt A, et al. Feasibility of ultra-*

short echo time (UTE) magnetic resonance imaging for identification of carious lesions. Magn Reson Med. 2011;66:538-545.

68. *Bracher A-K, Hofmann C, Bornstedt A, et al. Ultrashort echo time (UTE) MRI for the assessment of caries lesions. Dentomaxillofac Radiol. 2013;42(6). doi:10.1259/dmfr.20120321.*
69. *Huysmans, Longbottom C, Hintze H, Verdonschot E. Surface-specific electrical occlusal caries diagnosis: reproducibility, correlation with histological lesion depth, and tooth type dependence. Caries Res. 1998;32(5):330-336.*
70. *Pereira AC, Huysmans MC, Verdonschot EH. Occlusal caries diagnosis using the DiagnoDent: in vitro reproducibility and comparison with electrical and visual diagnosis. J Dent Res. 1999;Spec A: 23.*
71. *Verdonschot E, Bronkhorst EM, Burgersdijk RCW, Konig KG. Assessment of diagnostic accuracy in caries detection: an analysis of two methods. Caries Res. 1992;26(1):59-64.*
72. *Lussi A, Firestone A, Shoenberg V, Hotz P, Stich H. In vivo diagnosis of fissure caries using a new electrical resistance monitor. Caries Res. 1995;29:81-87.*
73. *Ricketts DN, Kidd EA, Beighton D. Operative and microbiological validation of visual, rediographic and electronic diagnosis of occlusal caries in non-cavitated teeth judged to be in need of operative care. Br Dent J. 1995;179(6):214-220.*
74. *Ashley PF, Blinkhorn AS, Davies RM. Occlusal caries diagnosis an in vitro histological validation of the Electronic Caries Monitor (ECM) and other methods. J Dent. 1998;26(2):83-88.*
75. *Pereira A, Verdonschot E, Huysmans M. Caries detection methods: can they aid decision making for invasive sealant treatment? Caries Res. 2001;35:83-89.*
76. *Cortes D, Ellwood R, Ekstrand K. An in-vitro comparison of a combined FOTI/visual examination of occlusal caries with other caries diagnostic methods and the effect of stain on their diagnostic performance. Caries Res. 2003;37:8-16.*
77. *Marotti J, Heger S, Tinschert J, et al. Recent advances of ultrasound imaging in dentistry--a review of the literature. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2013;115(6):819-32. doi:10.1016/j.oooo.2013.03.012.*
78. *Hall A, Girkin JM. A Review of Potential New Diagnostic Modalities for Caries Lesions. J Dent Res. 2004;83(suppl 1):C89-C94. doi:10.1177/154405910408301S18.*