

**ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΑΘΗΝΩΝ  
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ ΚΑΙ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗΣ  
ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ – ΑΝΑΤΟΜΕΙΟ  
ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ : ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ  
ΠΑΝ. ΣΚΑΝΔΑΛΑΚΗΣ**

**ΣΥΜΒΟΛΗ ΤΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ (M.R.I.) ΣΤΟΝ  
ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟ ΤΟΥ ΜΕΓΕΘΟΥΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ  
ΘΕΣΗΣ ΤΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ ΣΤΟ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟ  
ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΟΣ ΣΥΣΧΕΤΙΣΜΟΣ ΜΕ ΤΗΝ  
ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ (C.T.)**

**ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ**

**ΧΡΙΣΤΙΝΑ ΨΑΡΡΗ**

**ΧΕΙΡ.ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΟΣ  
ΕΙΔΙΚΟΣ ΠΡΟΣΘΕΤΟΛΟΓΟΣ  
ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΛΟΓΟΣ**

**ΑΘΗΝΑ 2016**

**ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΑΘΗΝΩΝ  
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ ΚΑΙ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗΣ  
ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ – ΑΝΑΤΟΜΕΙΟ  
ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ : ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ  
ΠΑΝ. ΣΚΑΝΔΑΛΑΚΗΣ**

**ΣΥΜΒΟΛΗ ΤΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ  
(M.R.I.) ΣΤΟΝ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟ ΤΟΥ ΜΕΓΕΘΟΥΣ ΚΑΙ  
ΤΗΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ ΘΕΣΗΣ ΤΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ  
ΣΤΟ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΚΑΙ  
ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΟΣ ΣΥΣΧΕΤΙΣΜΟΣ ΜΕ ΤΗΝ ΑΞΟΝΙΚΗ  
ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ (C.T.)**

**ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ**

**ΧΡΙΣΤΙΝΑ ΨΑΡΡΗ**

**ΧΕΙΡ.ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΟΣ  
ΕΙΔΙΚΟΣ ΠΡΟΣΘΕΤΟΛΟΓΟΣ  
ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΛΟΓΟΣ**

**ΑΘΗΝΑ 2016**



## Ο ΟΡΚΟΣ ΤΟΥ ΙΠΠΟΚΡΑΤΟΥΣ

### ΑΡΧΑΙΟ ΚΕΙΜΕΝΟ

ΟΜΝΥΜΙ ΑΠΟΛΛΩΝΑ ΙΗΤΡΟΝ ΚΑΙ ΑΣΚΛΗΠΙΟΝ ΚΑΙ ΥΓΕΙΑΝ ΚΑΙ ΠΑΝΑΚΕΙΑΝ ΚΑΙ ΘΕΟΥΣ ΠΑΝΤΑΣ ΤΕ ΚΑΙ ΠΑΣΑΣ, ΙΣΤΟΡΑΣ ΠΟΙΟΥΜΕΝΟΣ, ΕΠΙΤΕΛΕΑ ΠΟΙΗΣΕΙΝ ΚΑΤΑ ΔΥΝΑΜΙΝ ΚΑΙ ΚΡΙΣΙΝ ΕΜΗΝ ΟΡΚΟΝ ΤΟΝΔΕ ΚΑΙ ΣΥΓΓΡΑΦΗΝ ΤΗΝΔΕ.

ΗΓΗΣΕΣΘΑΙ ΜΕΝ ΤΟΝ ΔΙΔΑΞΑΝΤΑ ΜΕ ΤΗΝ ΤΕΧΝΗΝ ΤΑΥΤΗΝ ΙΣΑ ΓΕΝΕΤΗΣΙΝ

ΕΜΟΙΣΙ, ΚΑΙ ΒΙΟΥ ΚΟΙΝΩΣΕΣΘΑΙ ΚΑΙ ΧΡΕΩΝ ΧΡΗΖΟΝΤΙ ΜΕΤΑΔΟΣΙΝ ΠΟΙΗΣΕΣΘΑΙ ΚΑΙ ΓΕΝΟΣ ΤΟ ΕΞ ΕΑΥΤΟΥ ΑΔΕΛΦΕΟΙΣ ΙΣΟΝ ΕΠΙΚΡΙΝΕΕΙΝ ΑΡΡΕΣΙ ΚΑΙ ΔΙΔΑΞΕΙΝ ΤΗΝ ΤΕΧΝΗΝ ΤΑΥΤΗΝ, ΗΝ ΧΡΗΖΩΣΙ ΜΑΝΘΑΝΕΙΝ, ΑΝΕΥ ΜΙΣΘΟΥ ΚΑΙ ΣΥΓΓΡΑΦΗΣ.

ΠΑΡΑΓΓΕΛΙΗΣ ΤΕ ΚΑΙ ΑΚΡΟΗΣΙΟΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΛΟΙΠΗΣ ΑΠΑΣΗΣ ΜΑΘΗΣΙΟΣ ΜΕΤΑΔΟΣΙΝ ΠΟΙΗΣΕΣΘΑΙ ΥΙΟΙΣΙ ΤΕ ΕΜΟΙΣ ΚΑΙ ΤΟΙΣ ΤΟΥ ΕΜΕ ΔΙΔΑΞΑΝΤΟΣ ΚΑΙ ΜΑΘΗΤΑΙΣΙ ΣΥΓΓΕΓΡΑΜΜΕΝΟΙΣΙ ΤΕ ΚΑΙ ΩΡΚΙΣΜΕΝΟΙΣ ΝΟΜΩ ΙΗΤΡΙΚΩ, ΑΛΛΩ ΔΕ ΟΥΔΕΝΙ.

ΔΙΑΙΤΗΜΑΣΙ ΤΕ ΧΡΗΣΟΜΑΙ ΕΠ' ΩΦΕΛΕΙΗ, ΚΑΜΝΟΝΤΩΝ ΚΑΤΑ ΔΥΝΑΜΙΝ ΚΑΙ ΚΡΙΣΙΝ ΕΜΗΝ.

ΕΠΙ ΔΗΛΗΣΕΙ ΔΕ ΚΑΙ ΑΔΙΚΗ ΕΙΡΞΕΙΝ.

ΟΥ ΔΩΣΩ ΔΕ ΟΥΔΕ ΦΑΡΜΑΚΟΝ ΟΥΔΕΝΙ ΑΙΤΗΘΕΙΣ ΘΑΝΑΣΙΜΟΝ, ΟΥΔΕ ΥΦΗΓΗΣΟΜΑΙ ΣΥΜΒΟΥΛΙΗΝ ΤΟΙΗΝΔΕ, ΟΜΟΙΩΣ ΔΕ ΟΥΔΕ ΓΥΝΑΙΚΙ ΠΕΣΣΟΝ ΦΘΟΡΙΟΝ ΔΩΣΩ.

ΑΓΝΩΣ ΔΕ ΚΑΙ ΟΣΙΩΣ ΔΙΑΤΗΡΗΣΩ ΒΙΟΝ ΤΟΝ ΕΜΟΝ ΚΑΙ ΤΕΧΝΗΝ ΤΗΝ ΕΜΗΝ.

ΟΥ ΤΕΜΕΩ ΔΕ ΟΥΔΕ ΜΗΝ ΛΙΘΙΩΝΤΑΣ , ΕΚΧΩΡΗΣΩ ΔΕ ΕΡΓΑΤΗΣΙΝ ΑΔΡΑΣΙΝ ΠΡΗΞΙΟΣ ΤΗΣΔΕ.

ΕΣ ΟΙΚΙΑΣ ΔΕ ΟΚΟΣΑΣ ΑΝ ΕΣΙΩ, ΕΣΕΛΕΥΣΟΜΑΙ ΕΠ' ΩΦΕΛΕΙΗ ΚΑΜΝΟΝΤΩΝ, ΕΚΤΟΣ ΕΩΝ ΠΑΣΗΣ ΑΔΙΚΗΣ

ΕΚΟΥΣΙΗΣ ΚΑΙ ΦΘΟΡΙΗΣ ΤΗΣ ΤΕ ΑΛΛΗΣ ΚΑΙ ΑΦΡΟΔΙΣΙΩΝ ΕΡΓΩΝ ΕΠΙ ΤΕ ΓΥΝΑΙΚΕΙΩΝ ΣΩΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΑΝΔΡΕΙΩΝ, ΕΛΕΥΘΕΡΩΝ ΤΕ ΚΑΙ ΔΟΥΛΩΝ.

Α Δ' ΑΝ ΕΝ ΘΕΡΑΠΕΙΗ Η ΙΔΩ Η ΑΚΟΥΣΩ, Η ΚΑΙ ΑΝΕΥ ΘΕΡΑΠΕΙΗΣ ΚΑΤΑ ΒΙΟΝ ΑΝΘΡΩΠΩΝ, Α ΜΗ ΧΡΗ ΠΟΤΕ ΕΚΛΑΛΕΙΣΘΑΙ ΕΞΩ, ΣΙΓΗΣΟΜΑΙ, ΑΡΡΗΤΑ ΗΓΕΥΜΕΝΟΣ ΕΙΝΑΙ ΤΑ ΤΟΙΑΥΤΑ.

ΟΡΚΟΝ ΜΕΝ ΟΥΝ ΜΟΙ ΤΟΝΔΕ ΕΠΙΤΕΛΕΑ ΠΟΙΕΟΝΤΙ ΚΑΙ ΜΗ ΣΥΓΧΕΟΝΤΙ ΕΙΗ ΕΠΑΥΡΑΣΘΑΙ ΚΑΙ ΒΙΟΥ ΚΑΙ ΤΕΧΝΗΣ, ΔΟΞΑΖΟΜΕΝΩ ΠΑΡΑ ΠΑΣΙΝ ΑΝΘΡΩΠΟΙΣ ΕΣ ΤΟΝ ΑΙΕΙ ΧΡΟΝΟΝ, ΠΑΡΑΒΑΙΝΟΝΤΙ ΔΕ ΚΑΙ ΕΠΙΟΡΚΟΥΝΤΙ, ΤΑΝΑΝΤΙΑ ΤΟΥΤΕΩΝ.



## ΝΕΟΕΛΛΗΝΙΚΗ ΑΠΟΔΟΣΗ

ΟΡΚΙΖΟΜΑΙ ΕΙΣ ΤΟΝ ΑΠΟΛΛΩΝΑ ΤΟΝ ΙΑΤΡΟ ΚΑΙ ΕΙΣ ΤΟΝ ΑΣΚΛΗΠΙΟ ΚΑΙ ΕΙΣ ΤΗΝ ΥΓΕΙΑ ΚΑΙ ΕΙΣ ΤΗΝ ΠΑΝΑΚΕΙΑ ΚΑΙ ΕΙΣ ΟΛΟΥΣ ΤΟΥΣ ΘΕΟΥΣ ΚΑΙ ΤΙΣ ΘΕΕΣ, ΕΠΙΚΑΛΟΥΜΕΝΟΣ ΑΥΤΟΥΣ ΩΣ ΜΑΡΤΥΡΕΣ, ΟΤΙ ΘΑ ΤΗΡΗΣΩ ΚΑΤΑ ΤΗ ΔΥΝΑΜΗ ΚΑΙ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΜΟΥ ΑΥΤΟΝ ΤΟΝ ΟΡΚΟ ΚΑΙ ΑΥΤΟ ΕΔΩ ΤΟ ΣΥΜΒΟΛΑΙΟ ΜΟΥ.

ΘΑ ΘΕΩΡΩ ΕΚΕΙΝΟΝ Ο ΟΠΟΙΟΣ ΜΕ ΔΙΔΑΞΕ ΤΗΝ ΤΕΧΝΗ ΑΥΤΗ ΙΣΟ ΠΡΟΣ ΤΟΥΣ ΓΟΝΕΙΣ ΜΟΥ ΚΑΙ ΘΑ ΜΟΙΡΑΣΤΩ ΜΑΖΙ ΤΟΥ ΤΑ ΥΠΑΡΧΟΝΤΑ ΜΟΥ ΚΑΙ ΘΑ ΤΟΝ ΒΟΗΘΩ ΟΤΑΝ ΕΥΡΙΣΚΕΤΑΙ ΣΕ ΟΙΚΟΝΟΜΙΚΗ ΑΝΑΓΚΗ.

ΘΑ ΘΕΩΡΩ ΤΟΥΣ ΑΠΟΓΟΝΟΥΣ ΤΟΥ ΩΣ ΑΔΕΛΦΟΥΣ ΜΟΥ ΚΑΙ ΘΑ ΤΟΥΣ ΔΙΔΑΣΚΩ ΤΗΝ ΤΕΧΝΗ ΑΥΤΗ, ΕΑΝ ΕΠΙΘΥΜΟΥΝ ΝΑ ΤΗ ΜΑΘΟΥΝ, ΧΩΡΙΣ ΑΜΟΙΒΗ ΚΑΙ ΣΥΜΒΟΛΑΙΟ.

ΘΑ ΜΕΤΑΔΩΣΩ ΜΕ ΠΑΡΑΓΓΕΛΙΕΣ, ΟΔΗΓΙΕΣ ΚΑΙ ΣΥΜΒΟΥΛΕΣ ΟΛΕΣ ΤΙΣ ΥΠΟΛΟΙΠΕΣ ΓΝΩΣΕΙΣ ΚΑΙ ΕΙΣ ΤΑ ΠΑΙΔΙΑ ΜΟΥ ΚΑΙ ΕΙΣ ΤΑ ΠΑΙΔΙΑ ΤΟΥ ΔΙΔΑΣΚΑΛΟΥ ΜΟΥ ΚΑΙ ΕΙΣ ΤΟΥΣ ΜΑΘΗΤΕΣ ΟΙ ΟΠΟΙΟΙ ΕΧΟΥΝ ΟΡΚΙΣΤΕΙ ΟΤΙ ΘΑ ΤΗΡΟΥΝ ΤΟΥΣ

ΙΑΤΡΙΚΟΥΣ ΚΑΝΟΝΕΣ ΚΑΙ ΕΧΟΥΝ ΣΥΜΦΩΝΗΣΕΙ ΕΓΓΡΑΦΩΣ, ΕΙΣ ΟΥΔΕΝΑ ΔΕ ΑΛΛΟΝ.

ΘΑ ΘΕΡΑΠΕΥΩ ΤΟΥΣ ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΚΑΤΑ ΤΗ ΔΥΝΑΜΗ ΚΑΙ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΜΟΥ, ΧΩΡΙΣ ΠΟΤΕ ΕΚΟΥΣΙΩΣ ΝΑ ΤΟΥΣ ΒΛΑΨΩ Η ΝΑ ΤΟΥΣ ΑΔΙΚΗΣΩ.

**ΔΕ ΘΑ ΧΟΡΗΓΗΣΩ ΘΑΝΑΤΗΦΟΡΟ ΦΑΡΜΑΚΟ ΣΕ ΚΑΝΕΝΑΝ, ΟΥΤΕ ΚΑΙ ΕΑΝ ΜΟΥ**

**ΖΗΤΗΘΕΙ ΚΑΙ ΟΥΤΕ ΘΑ ΔΩΣΩ ΤΕΤΟΙΑ ΣΥΜΒΟΥΛΗ. ΕΠΙΣΗΣ ΔΕ ΘΑ ΔΩΣΩ ΣΕ ΓΥΝΑΙΚΑ ΦΑΡΜΑΚΟ ΓΙΑ ΝΑ ΑΠΟΒΑΛΕΙ.**

ΘΑ ΔΙΑΤΗΡΗΣΩ ΤΟ ΒΙΟ ΜΟΥ ΚΑΙ ΤΗΝ ΤΕΧΝΗ ΜΟΥ ΚΑΤΑ ΤΡΟΠΟ ΑΓΝΟ ΚΑΙ ΣΥΜΦΩΝΟ ΠΡΟΣ ΤΟΝ ΘΕΙΟ ΝΟΜΟ.

ΔΕ ΘΑ ΧΕΙΡΟΥΡΓΗΣΩ ΟΥΤΕ ΤΟΥΣ ΠΑΣΧΟΝΤΑΣ ΑΠΟ ΛΙΘΙΑΣΙΝ, ΑΛΛΑ ΘΑ ΕΚΧΩΡΗΣΩ ΤΗΝ ΠΡΑΞΗ ΑΥΤΗ ΣΤΟΥΣ ΕΙΔΙΚΟΥΣ.

ΣΕ ΟΣΕΣ ΔΕ ΟΙΚΙΕΣ ΕΙΣΕΛΘΩ, ΘΑ ΕΙΣΕΛΘΩ ΓΙΑ ΩΦΕΛΕΙΑ ΤΩΝ ΠΑΣΧΟΝΤΩΝ, ΑΠΕΧΟΝΤΑΣ ΑΠΟ ΚΑΘΕ ΕΚΟΥΣΙΑ ΑΔΙΚΙΑ ΚΑΙ ΑΛΛΗ ΖΗΜΙΑ ΚΑΙ ΚΑΘΕ ΓΕΝΕΤΗΣΙΑ ΠΡΑΞΗ ΕΠΙ ΓΥΝΑΙΚΕΙΩΝ ΚΑΙ ΑΝΔΡΙΚΩΝ ΣΩΜΑΤΩΝ, ΕΛΕΥΘΕΡΩΝ Η ΔΟΥΛΩΝ.

ΟΣΑ ΔΕ ΔΩ Η ΑΚΟΥΣΩ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΑΣΚΗΣΗ ΤΟΥ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΟΣ ΜΟΥ Η ΚΑΙ ΕΚΤΟΣ, ΓΙΑ ΤΗ ΖΩΗ ΤΩΝ

**ΑΝΘΡΩΠΩΝ, ΤΑ ΟΠΟΙΑ ΔΕΝ ΠΡΕΠΕΙ ΠΟΤΕ ΝΑ ΚΟΙΝΟΠΟΙΗΘΟΥΝ, ΘΑ ΚΡΑΤΗΣΩ ΜΥΣΤΙΚΑ, ΘΕΩΡΩΝΤΑΣ ΟΤΙ ΑΥΤΑ ΕΙΝΑΙ ΑΠΟΡΡΗΤΑ.**

ΟΣΟ ΛΟΙΠΟΝ ΘΑ ΤΗΡΩ ΤΟΝ ΟΡΚΟ ΜΟΥ ΑΥΤΟΝ ΚΑΙ ΔΕ ΘΑ ΤΟΝ ΠΑΡΑΒΑΙΝΩ, ΕΙΘΕ ΝΑ ΑΠΟΛΑΥΩ ΚΑΙ ΤΗΣ ΖΩΗΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΤΕΧΝΗΣ, ΕΚΤΙΜΩΜΕΝΟΣ ΕΣΑΕΙ ΑΠΟ ΟΛΟΥΣ ΤΟΥΣ ΑΝΘΡΩΠΟΥΣ.

ΕΑΝ ΟΜΩΣ ΤΟΝ ΠΑΡΑΒΩ ΚΑΙ

ΓΙΝΩ ΕΠΙΟΡΚΟΣ, ΝΑ ΥΠΟΣΤΩ ΤΑ ΑΝΤΙΘΕΤΑ ΑΠΟ ΑΥΤΑ.

## **Αφιερώνεται**

**Στην κόρη μου Έλενα, το φωτεινό φάρο της ζωής μου  
με πολλή αγάπη.**

**Στον σύζυγο μου Αβραάμ, για την αμέριστη συμπαράστασή του  
στο δύσκολο δρόμο της συγγραφής και την πολύτιμη βοήθειά του  
στην ολοκλήρωσή της.**

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

- ❖ Ευχαριστώ θερμά τον Καθηγητή της Χειρουργικής Ανατομίας-Ανατομείου κ.Παν. Σκανδαλάκη για το αμέριστο ενδιαφέρον του για την διδακτορική μου διατριβή.
- ❖ Ευχαριστώ τον Επίκουρο Καθηγητή κ.Κων/νο Βλάση για την αρχική επίβλεψη της διατριβής μου και το ενδιαφέρον του για την άψογη παρουσίασή της.
- ❖ Ευχαριστώ τον Καθηγητή κ.Ευάγγελο Μαρίνο για την συνέχιση της επίβλεψη της διατριβής μου και τις εύστοχες παρατηρήσεις κατά την διάρκεια της έρευνας.
- ❖ Ολόψυχα ευχαριστώ τον Επίκουρο Καθηγητή κ.Αντώνη Μαζαράκη για την επιμέλεια της διατριβής μου.
- ❖ Θερμά ευχαριστώ τον Αναπληρωτή Καθηγητή κ.Κοτσιομήτη Ευάγγελο για την βοήθεια του στην ολοκλήρωση της διδακτορικής μου διατριβής.

## **ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ**

- 1. ΜΑΡΙΝΟΣ ΕΥΑΓΓΕΛΟΣ : ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ**
- 2. ΜΑΖΑΡΑΚΗΣ ΑΝΤΩΝΗΣ : ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ**
- 3. ΚΟΤΣΙΟΜΗΤΗΣ ΕΥΑΓΓΕΛΟΣ : ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ**

# ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>ΠΡΟΛΟΓΟΣ</b>	14
<b>ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΕΙΩΜΑ</b>	16
<b>ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</b>	24
1.ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ ΤΗΣ Μ.Ρ.Ι. ΚΑΙ ΕΙΔΙΚΟΤΕΡΑ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΜΕ Μ.Ρ.Ι.	25
2.ΕΜΒΡΥΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΣΠΛΑΧΝΙΚΟΥ ΚΡΑΝΙΟΥ ΚΑΙ ΕΙΔΙΚΟΤΕΡΑ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	30
2.1 Γενικά	30
2.2 Διαμόρφωση της στοματικής κοιλότητας και των ρινικών κοιλοτήτων	33
2.3 Διάπλαση των γνάθων	35
2.4 Διάπλαση της Κ.Γ.Δ.	35
3.ΙΣΤΟΛΟΓΙΑ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ ΤΟΥ ΣΠΛΑΧΝΙΚΟΥ ΚΡΑΝΙΟΥ ΚΑΙ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	37
3.1.Οστική ανάπτυξη κατά την εμβρυική περίοδο	37
3.1.α. Υμενογενής οστεογένεση	37
3.1.α. Χονδρογενής οστεογένεση	38

3.2. Σύσταση οστών	38
3.3. Πεταλιώδης και δικτυωτή μορφή οστίτη ιστού	40
3.4. Αρχιτεκτονική οστών	41
3.4.α. Αρχιτεκτονική φλοιώδους οστού	42
3.4.β. Αρχιτεκτονική δοκιδώδους οστού	43
4.ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΟΥ ΣΠΛΑΧΝΙΚΟΥ ΚΡΑΝΙΟΥ ΚΑΙ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	44
4.1. Οστά του σπλαχνικού κρανίου	44
4.2. Μύες του σπλαχνικού κρανίου	47
4.3. Αιμάτωση, νεύρωση, φλεβική αποχέτευση, λεμφική αποχέτευση	51
4.4. Ανατομικά στοιχεία της Κ.Γ.Δ.	51
5.ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΣΤΟΜΑΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	53
5.1 Φυσιολογία μυών	54
5.2 Νευροϋποδοχείς των μυών.	59
5.3 Νευροϋποδοχείς των κροταφογναθικών διαρθρώσεων	63
5.4 Οι λειτουργικές κινήσεις της κάτω γνάθου	63
5.5 Οριακές κινήσεις της κάτω γνάθου	69
5.6 Η μυϊκή δραστηριότητα κατά τη μάσηση και την κατάποση	73
5.7 Μασητικές δυνάμεις	75
5.8 Τύποι δυνάμεων που ενεργούν κατά τη μάσηση	77

5.9 Ηλεκτρομυογραφία και μυϊκή δραστηριότητα	78
5.10 Τα αντανακλαστικά της κάτω γνάθου	83
<b>6.ΣΥΜΒΑΤΙΚΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ</b>	<b>85</b>
6.1. Διακρανιακή προβολή	85
6.2. Διακογχική προβολή	86
6.3. Διαφαρυγγική προβολή	87
6.4. Πανοραμική ακτινογραφία	88
6.5. Συμβατική τομογραφία	89
<b>7.ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ</b>	<b>92</b>
7.1. Ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία	92
7.2. Αξονική τομογραφία	93
7.3. Τρισδιάστατη αξονική τομογραφία	96
<b>8.ΓΕΝΙΚΑ ΠΕΡΙ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ</b>	<b>98</b>
8.1. Βασικές αρχές του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού	98
8.1.1 Δημιουργία της μαγνήτισης με την τοποθέτηση του εξεταζόμενου θέματος σε ισχυρό μαγνήτη	99
8.1.2 Διαταραχή της μαγνήτισης με αποστολή κατάλληλου παλμού ραδιοσυχνότητας στο εξεταζόμενο θέμα	101
8.1.3 Χαλάρωση της μαγνήτισης στην θέση ισορροπίας	102

8.1.4 Λήψη του σήματος που εκπέμπει το εξεταζόμενο θέμα (Ανάκληση του σήματος FID)	105
8.1.5 Επανάληψη των συμβάντων (Ακολουθία παλμών)	107
8.2 Χωρική Καταγραφή	110
8.3 Χώρος δεδομένων	114
8.4 Δειγματοληψία	117
8.5 Κ - Χώρος	118
8.6 Ταχύς μετασχηματισμός Fourier (FFT)	121
8.7 Αριθμός διεγέρσεων (NEX)	121
8.8 Τροχιές πλήρωσης του Κ-χώρου	122
8.9 Τεχνικές πρόσκτησης δεδομένων	123
8.10 Τεχνικά σφάλματα (artifacts)	125
8.10.1 Τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης	125
8.10.2 Τεχνικό σφάλμα αναδίπλωσης (ALIASING)	133
8.10.3 Τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης	134
8.10.4 Τεχνικό σφάλμα truncation (ΦΑΙΝΟΜΕΝΟ ΤΟΥ GIBBS)	135
8.10.5 Τεχνικό σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας (SUSCEPTIBILITY)	137
8.10.6 Τεχνικό σφάλμα CROSS TALK	137
8.10.7 Τεχνικό σφάλμα ZIPPER	138
8.10.8 Τεχνικό σφάλμα μαγικής γωνίας (MAGIC ANGLE)	139
9.ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ	140
9.1 Εισαγωγή	140
9.2 Ιστορική αναδρομή	142



9.3 Μεσόφαση κατά την οστεοενσωμάτωση	145
9.4 Τροποποίηση της επιφάνειας των εμφυτευμάτων για την προαγωγή της οστεοενσωμάτωσης	149
9.5 Ενδείξεις εφαρμογής οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων-αξιολόγηση περιπτώσεων – σχέδιο θεραπείας	159
<b>ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ</b>	174
10.ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ	175
11.ΥΛΙΚΟ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ	175
12.ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ	175
13.ΜΕΘΟΔΟΣ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΤΩΝ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ	191
14.ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ (CT)	198
15. ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ (MRI)	199
16.ΣΥΖΗΤΗΣΗ	200
17.ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	204
18.ΠΕΡΙΛΗΨΗ	205
19.SUMMARY	206
20.BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	207
21.ΦΩΤΟΓΡΑΦΙΚΟ ΥΛΙΚΟ	220

## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Βρισκόμαστε μπροστά σε καταπληκτικές εφαρμογές της τεχνολογίας στην Ιατρική Επιστήμη. Όπως είναι φυσικό η Οδοντιακή Επιστήμη παρουσιάζει σημαντική ανέλιξη, προσφέροντας καθημερινά στην φροντίδα και λειτουργία του στοματογναθικού συστήματος. Στο πρόσφατο παρελθόν εισήλθαν στην κλινική πράξη τα οδοντικά εμφυτεύματα (implants) με υψηλά ποσοστά επιτυχίας, εφαρμογής και λειτουργικότητας.

Βασικό εργαλείο των εμφυτευματολόγων οδοντιάτρων αποτέλεσε αρχικά η πανοραμική ακτινογραφία, αλλά ιδιαίτερα πολύτιμη και πρακτική που εκτόπισε θα λέγαμε τις άλλες απεικονιστικές μεθόδους, είναι η αξονική τομογραφία (CT), η οποία με θαυμαστή ακρίβεια επιτρέπει στον ειδικό τον ακριβή προσδιορισμό του μεγέθους και της ανατομικής θέσης των εμφυτευμάτων στο οδοντογναθικό σύστημα. Η επόμενη τεχνολογική εξέλιξη επέφερε στην καθ'ημέρα οδοντιατρική πράξη την παρουσία της μαγνητικής τομογραφίας, η οποία θεωρείται η πιο σύγχρονη απεικονιστική μέθοδος ιδιαίτερα για τα μαλακά μόρια.

Στηρίζεται στην αρχή του πυρηνικού συντονισμού, φαινόμενο το οποίο ανακάλυψαν το 1946 ο Edward Purcel από το πανεπιστήμιο Harvard και ο Felix Bloch από το πανεπιστήμιο Standford.

Στην παρούσα ερευνητική μελέτη επιχειρείται για πρώτη φορά στην Ελλάδα και στην Ευρώπη, μεγάλη πολυκεντρική μελέτη προκειμένου να αξιολογηθεί εάν η μαγνητική τομογραφία (MRI) υπερέχει της αξονικής τομογραφίας (CT) ή το αντίθετο και σε ποια ακριβή σημεία. Αυτό γίνεται γιατί κάθε νέα απεικονιστική μέθοδος έχει πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα και πρέπει να ερευνάται.

Στη συγκεκριμένη ερευνητική εργασία στο γενικό μέρος, συνοψίζονται τα ιστορικά στοιχεία της εξέλιξης της MRI, ενώ καταγράφω βασικές γνώσεις Εμβρυολογίας, Ιστολογίας, Ανατομίας και Φυσιολογίας.

Επίσης, αναλύονται και καταγράφονται όλες οι συμβατικές απεικονιστικές τεχνικές μελέτης του οδοντογναθικού συστήματος, καθώς και οι σύγχρονες απεικονιστικές μελέτες του προαναφερθέντος συστήματος.

Γίνεται ιδιαίτερη μνεία στα χαρακτηριστικά της μαγνητικής τομογραφίας και αναλύονται σε ιδιαίτερο κεφάλαιο τα οδοντικά εμφυτεύματα.

Στο ειδικό μέρος, αναλύεται ο σκοπός της ερευνητικής μελέτης, το υλικό της έρευνας που αφορά 80 ασθενείς - 50 άντρες και 30 γυναίκες- καθώς και η μέθοδος που ακολουθήθηκε ώστε να διαπιστωθούν και να καταγραφούν τα μειονεκτήματα και τα πλεονεκτήματα της αξονικής τομογραφίας (CT) και της μαγνητικής τομογραφίας (MRI). Επίσης πραγματοποιήθηκε μία αξιόπιστη στατιστική ανάλυση των μετρήσεων ώστε να καταγραφούν αξιόπιστα συμπεράσματα και να συγκριθούν με τα υπάρχοντα στη διεθνή βιβλιογραφία.

Συμπερασματικά με την παρούσα μελέτη, οι οδοντίατροι θα είναι σε θέση να γνωρίζουν ποια απεικονιστική μέθοδο να επιλέξουν στην καθημερινή κλινική πράξη, ανάλογα με τα περιστατικά που θα κληθούν να αντιμετωπίσουν και να θεραπεύσουν.

Η υποψήφια διδάκτορας

# ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΕΙΩΜΑ

## 1. ΓΕΝΙΚΑ

- ΟΝΟΜΑ-ΕΠΩΝΥΜΟ : ΧΡΙΣΤΙΝΑ ΨΑΡΡΗ
- ΤΟΠΟΣ ΓΕΝΝΗΣΗΣ : ΠΟΡΤ-ΕΛΙΖΑΜΠΕΘ Ν.ΑΦΡΙΚΗΣ
- ΧΡΟΝΟΛΟΓΙΑ ΓΕΝΝΗΣΗΣ : 12 ΑΥΓΟΥΣΤΟΥ 1975
- ΟΙΚΟΓΕΝΕΙΑΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ : ΕΓΓΑΜΗ, ΜΗΤΕΡΑ ΕΝΟΣ ΤΕΚΝΟΥ
- ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ ΚΑΤΟΙΚΙΑΣ : ΕΣΠΕΡΙΔΩΝ 4, ΑΧΑΡΝΑΙ
- ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ ΙΑΤΡΕΙΟΥ : Λ.ΚΗΦΙΣΙΑΣ 129 - ΑΜΠΕΛΟΚΗΠΟΙ
- ΤΗΛ.ΟΙΚΙΑΣ : 210-2845989
- ΤΗΛ. ΙΑΤΡΕΙΟΥ : 210-6994547
- ΚΙΝ. ΤΗΛ. : 6977 256317

## 2. ΣΠΟΥΔΕΣ :

### **A) Προπτυχιακή εκπαίδευση**

Εισαγωγή στην Οδοντιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου Αθηνών με Πανελλήνιες Εξετάσεις τον Σεπτέμβριο του 1995 και αποφοίτηση το Μάρτιο του 2001 με βαθμό “Λίαν Καλώς”

### **B) Μεταπτυχιακή εκπαίδευση**

Εισαγωγή στο Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα της Οδοντιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών με εξετάσεις τον Σεπτέμβριο του 2001 στον Τομέα των Οδοντιατρικών Βιολογικών και της Κλινικής Εξειδίκευσης στην Προσθετική με διευθυντή τον καθηγητή κ. Δουκουδάκη Α. και αποφοίτηση τον Ιούλιο του 2004

### **Γ) Εκμάθηση ηλεκτρονικών υπολογιστών**

Παρακολούθηση ταχύρρυθμων μαθημάτων στα εξής αντικείμενα : WINDOWS 2000, WORD 2000, EXCEL 2000, POWERPOINT 2000, BLIND SYSTEM και αποστολή E-MAIL και FAX.(1/6/01 – 14/7/01)

### **3. ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΙΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ:**

- Πτυχιούχος της Οδοντιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών
- Απέκτησα άδεια ασκήσεως οδοντιατρικού επαγγέλματος με αριθμό πρωτοκόλου 25875 από τις 10/9/2001.
- Ενεργό μέλος του Οδοντιατρικού Συλλόγου Αθηνών από τις 15/10/2001.
- Απόφοιτος του Μεταπτυχιακού Προγράμματος του Πανεπιστημίου Αθηνών στον τομέα της Προσθετικής και των Οδοντιατρικών Βιοϋλικών
- Διατηρώ υπερσύγχρονο οδοντιατρείο επί της Λ. Κηφισίας 129, με τεχνικό εξοπλισμό σύμφωνα με τις προδιαγραφές της Ευρωπαϊκής Ένωσης με ISO 9001. Ασκώ τη γενική οδοντιατρική και την κλινική προσθετολογία με εξειδίκευση στα εμφυτεύματα λόγω της μετεκπαίδευσής μου.

### **4 .ΞΕΝΕΣ ΓΛΩΣΣΕΣ**

1990 First Certificate  
1999 Certificate of Proficiency

### **5. ΕΡΓΑΣΙΕΣ**

**Α)Συνδυασμένη ακίνητο-κινητού τύπου προσθετική αποκατάσταση του άνω οδοντικού φραγμού**

Χ.Ψαρρή

Ανακοινώθηκε στην 8<sup>η</sup> Επιστημονική Εκδήλωση των Φοιτητών της Οδοντιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών  
Η εργασία αυτή παρουσιάστηκε και στο 20ο Πανελλήνιο Συνέδριο Οδοντιατρικής που πραγματοποιήθηκε στην Αθήνα 18-21 Οκτωβρίου

2000 και στο συμπόσιο της Εταιρείας Οδοντικής Προσθητικής Ελλάδος το Μάρτιο του 2002 (25/3/2002) στην Ξάνθη

**Β) Η διαμόρφωση των μαλθακών περιεμφυτευματικών ιστών με τη χρήση μεταβατικών αποκαταστάσεων**

Χ. Ψαρρή, Β. Χρονόπουλος

Η εργασία αυτή παρουσιάστηκε στο συμπόσιο της Εταιρείας Οδοντικής Προσθητικής Ελλάδος το Μάρτιο του 2002 (25/3/2003) στην Ξάνθη

**Γ) Τρόποι αντιμετώπισης της εγγύς απόκλισης των γομφίων της κάτω γνάθου**

Χ. Ψαρρή, Ε. Κωστή, Σ. Τζαμουράνης

Η εργασία αυτή παρουσιάστηκε στο συμπόσιο της Εταιρείας Οδοντικής Προσθητικής Ελλάδος το Μάρτιο του 2003 (25/3/2003) στην Κρήτη

**Δ) Δυνατότητες εφαρμογής των τηλεσκοπικών αποκαταστάσεων στην κλινική πράξη**

Χ. Ψαρρή, Ε. Κωστή, Β. Χρονόπουλος, Σ. Τζαμουράνης

Η εργασία αυτή παρουσιάστηκε στο συμπόσιο της Εταιρείας Οδοντικής Προσθητικής Ελλάδος το Μάρτιο του 2003 (25/3/2003) στην Κρήτη

**Ε) Ακτινογραφικοί και χειρουργικοί οδηγοί στην κλινική των εμφυτευμάτων.**

Χ. Ψαρρή, Ε. Κωστή, Σ. Τζαμουράνης, Σ. Κούρτης

Ελεύθερη ανακοίνωση η οποία παρουσιάστηκε στο 23<sup>ο</sup> Πανελλήνιο Οδοντιατρικό Συνέδριο τον Οκτώβριο του 2003 (30/10-2/11/2003)

**ΣΤ) Σταθερότητα χρώματος των συγκολλητικών ορθοδοντικών παραγόντων**

Χ. Ψαρρή, Β. Χρονόπουλος, Χ. Γκιόκα, Θ. Ηλιάδης, Γ. Ηλιάδης

Η εργασία αυτή παρουσιάστηκε στο 23<sup>ο</sup> Πανελλήνιο Οδοντιατρικό Συνέδριο τον Οκτώβριο του 2003 (30/10-2/11/2003)

**Z) THE USE OF PROVISIONAL MEANS IN THE RESTORATION OF ANTERIOR MAXILLARY IMPLANTS**

Christina Psarri, Stefanos Kourtis  
Postgraduate Clinic, Dept. of Prosthodontics,  
University of Athens, Greece

Η εργασία αυτή παρουσιάστηκε στο συμπόσιο της American Academy of Fixed Prosthodontics στο Σικάγο στις 21/2/2004

**H) Αποκατάσταση άνω πρόσθιας νωδότητας με τη χρήση εμφυτευμάτων**

**Χ. Ψαρρή**

Η εργασία αυτή παρουσιάστηκε στο 6<sup>ο</sup> Περιφερικό συνέδριο Εταιρίας Οδοντικής Προσθετικής Ελλάδος το Μάρτιο του 2005 (26/03-27/03/2005) στο Ναύπλιο

**Θ) Restoration of anterior maxillary single tooth-implants.**

**A case report.**

**Ch. Psarri D.D.S. M.Sc.**

Η εργασία αυτή παρουσιάστηκε στην 31<sup>η</sup> ετήσια επιστημονική συνάντηση της Ευρωπαϊκής Προσθετικής Ένωσης στην Αθήνα με θέμα «Από το Μέταλλο στην Πορσελάνη και τα Πολυμερή»

## **6. ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ**

**Α)Ε.Κοτσιομήτης, Γ.Σταυρόπουλος, Χ.Ψαρρή, Χ.Πανάρετος, Ε.Άρκας, Κ.Τσίγκας, Α.Μαζαράκης**

Εκτίμηση της παλινδρόμησης στη σαφηνομηριαία συμβολή με Duplex υπέρηχο

Ιατρικά Χρονικά 1998, 21 (3) 145-147

**Β)Χ.Ψαρρή, Κ.Γεωργιάδης, Σ. Κούρτης, Β. Μπαιράμη**

Η χρήση των φωτοπολυμεριζόμενων υλικών στην κατασκευή προσωρινών αποκαταστάσεων

Ελληνικά Στοματολογικά Χρονικά τόμος 47 Απρίλιος-Ιούνιος 2003 σελ.151-159

**Γ) S.Kourtis, C.Psarri, P.Andritsakis, A.Doukoudakis**

Provisional Restorations for Optimizing Esthetics in Anterior Maxillary Implants: A Case Report.

J.Esthet.Restor.Dent. 19:6-18,2007

## **7. ΔΙΑΚΡΙΣΕΙΣ**

Βράβευση της εργασίας με θέμα “Συνδυασμένη ακίνητο-κινητού τύπου προσθετική αποκατάσταση του άνω οδοντικού φραγμού” ως το καλύτερο πόστερ στην 8<sup>η</sup> Επιστημονική Εκδήλωση των Φοιτητών της Οδοντιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Αθηνών

Δεύτερο Βραβείο COREGA από την εταιρεία STAFFORD-MILLER ATHENS για την άριστη επίδοση στον τομέα της ΚΙΝΗΤΗΣ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗΣ



## **8. ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗ ΣΥΝΕΔΡΙΩΝ, ΣΥΜΠΟΣΙΩΝ & ΗΜΕΡΙΔΩΝ**

- Νοέμβριος 1996** Παρακολούθηση της Επιστημονικής Ημερίδας με θέμα :  
« Κλινική Σημασία Απεικονιστικών Τεχνικών Κροταφογναθικής Διαρθρώσεως »
- Νοέμβριος 1998** Παρακολούθηση της Επιστημονικής Ημερίδας με θέμα «Νοσήματα του Αίματος & Εκδηλώσεις από το Στόμα»
- Μάιος 1999** Παρακολούθηση της Ημερίδας του Οδοντιατρικού Συλλόγου με θέμα «Τα ούλα ως στόχος Συστηματικών Παθήσεων και ο ρόλος του Οδοντίατρου για διάγνωση, πρόγνωση και θεραπεία»
- Οκτώβριος 1999** Παρακολούθηση του 19<sup>ου</sup> Πανελληνίου Οδοντιατρικού Συνεδρίου
- Νοέμβριος 1999** Παρακολούθηση του 11<sup>ου</sup> Πανελληνίου Συνεδρίου AIDS με θέμα «ΙV λοίμωξη. Πρώιμα σημεία εκδηλώσεων από το στόμα »
- Νοέμβριος 1999** Παρακολούθηση των εργασιών του 13<sup>ου</sup> Πανελληνίου Συνεδρίου Στοματικής και Γναθοπροσωπικής Χειρουργικής
- Δεκέμβριος 1999** Παρακολούθηση της επιστημονικής εκδήλωσης της Εταιρίας Οδοντικής Προσθετικής Ελλάδος με θέματα « μεταλλοκεραμικός δεσμός στα κράματα τιτανίου» και «η εκτίμηση της συγκράτησης και μικροδιείσδυσης στο σημείο επαφής του ακρυλικού με μεταλλικό σκελετό από κράμα παλλαδίου και

χρυσού.»

**Ιανουάριος 2000**

Παρακολούθηση της επιστημονικής εκδήλωσης της Εταιρίας Οδοντικής Προσθετικής Ελλάδος με θέμα «Αξιολόγηση στηριγμάτων που θα χρησιμοποιηθούν για προσθετική αποκατάσταση»

**Φεβρουάριος 2000**

Παρακολούθηση του Συμποσίου με θέμα «Αισθητική προσώπου»

**Μάρτιος 2000**

Παρακολούθηση της επιστημονικής εκδήλωσης της Εταιρίας Οδοντικής Προσθετικής Ελλάδος με θέματα «Η επίδραση συνδέσμων ακριβείας και ημιακριβείας στο πάχος της συγκολλητικής κονίας ακίνητων προσθετικών αποκαταστάσεων «και «μελέτη της αντοχής των ολοκεραμικών αποκαταστάσεων»

**Οκτώβριος 2000**

Παρακολούθηση του 20<sup>ου</sup> Πανελληνίου Οδοντιατρικού Συνεδρίου

**Μάρτιος 2001**

Παρακολούθηση της Επιστημονικής Εκδήλωσης της Εταιρίας Οδοντοστοματολογικής Ερεύνης με θέμα «Ενδορριζικοί άξονες»

**Φεβρουάριος 2002**

Παρακολούθηση της επιστημονικής εκδήλωσης της Εταιρίας Οδοντικής Προσθετικής Ελλάδος

**Μάρτιος 2002**

Παρακολούθηση του Περιφερικού Συνεδρίου Ξάνθης

**Ιανουάριος 2003**

Παρακολούθηση της επιστημονικής διημερίδας της Εταιρίας Οδοντικής Προσθετικής Ελλάδος

<b>Μάρτιος 2003</b>	Παρακολούθηση του 4 <sup>ου</sup> Περιφερικού Συνεδρίου Κρήτης
<b>Απρίλιος 2003</b>	Παρακολούθηση της επιστημονικής εκδήλωσης της Εταιρίας Οδοντικής Προσθετικής Ελλάδος με θέμα «Συμπόσιο Βιοϋλικών »
<b>Μάιος 2003</b>	Παρακολούθηση του επιστημονικού Συμποσίου της Εταιρίας Οδοντικής Προσθετικής Ελλάδος με θέμα « Ολοκεραμικές Αποκαταστάσεις»
<b>Σεπτέμβριος 2003</b>	Παρακολούθηση του Συνεδρίου της Ελληνικής Εταιρίας Οστεοενσωμάτωσης με θέμα « Τα εμφυτεύματα στην καθημερινή κλινική πράξη»
<b>Οκτώβριος 2003</b>	Παρακολούθηση του 23 <sup>ου</sup> Πανελληνίου Οδοντιατρικού Συνεδρίου
<b>Φεβρουάριος 2004</b>	Παρακολούθηση της ετήσιας επιστημονικής συνάντησης Της Αμερικάνικης Ακαδημίας Προσθετικής στο Σικάγο των Ηνωμένων Πολιτειών
<b>Οκτώβριος 2007</b>	Παρακολούθηση της 31 <sup>ης</sup> ετήσιας επιστημονικής συνάντησης της Ευρωπαϊκής Προσθετικής Ένωσης στην Αθήνα με θέμα «Από το Μέταλλο στην Πορσελάνη και τα Πολυμερή»

# **ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

## 1. ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ ΤΗΣ Μ.Ρ.Ι. ΚΑΙ ΕΙΔΙΚΟΤΕΡΑ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΜΕ Μ.Ρ.Ι.

Είναι γνωστό διεθνώς, ότι στην Ιατρική επιστήμη έχει προστεθεί στο διαγνωστικό της οπλοστάσιο, ένα ακόμη διαγνωστικό μέσο, το οποίο παρέχει τη δυνατότητα ευκρινέστερης απεικόνισης των εξεταζόμενων ιστών και ιδιαίτερα των ιστών του μυοσκελετικού συστήματος: η **Απεικόνιση του Μαγνητικού Συντονισμού** ή αλλιώς **Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός** ή **Μαγνητική Τομογραφία** .

Η αιτία της ανάπτυξης της απεικόνισης με μαγνητικό συντονισμό ως απεικονιστική μέθοδος και της ευρύτερης αποδοχής της από τον ιατρικό κόσμο, είναι ότι δεν χρησιμοποιεί ιοντίζουσα ακτινοβολία με τις γνωστές επιβλαβείς επιδράσεις επί των ιστών και ότι η διάκριση των μαλακών ιστών με Μ.Ρ.Ι. είναι πολύ καλύτερη από αυτήν της αξονικής τομογραφίας (Καρατζάς και Μολυβδά - Αθανασοπούλου 1984).

Οι πρώτες μελέτες σχετικά με τις μαγνητικές ιδιότητες των πυρήνων ξεκινούν στις δεκαετίες του '30 με τους **Gorter** και **Rabi**. Ο πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός ανακαλύφθηκε στο Πανεπιστήμιο Kazan της ΕΣΣΔ από το σοβιετικό επιστήμονα **Yevgeni K. Zavoisky**. Ο **Zavoisky** είχε ανιχνεύσει το φαινόμενο το 1941 και παρουσίασε τα πορίσματά του σε αγγλόφωνο ρωσικό επιστημονικό περιοδικό της περιοχής. Τα περιορισμένα μέσα που διέθετε, εξαιτίας της εμπλοκής της ΕΣΣΔ στον Β' Παγκόσμιο Πόλεμο δεν του επέτρεψαν την κατασκευή συσκευής, ικανής να αναπαραγάγει το εκπεμπόμενο σήμα. Για το ερευνητικό του έργο, του απονεμήθηκε το βραβείο **Stalin** το 1946 και το βραβείο **Lenin** το 1957. Η επίσημη δυτική όμως ιστορία καταγράφει ότι το φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού ανακαλύφθηκε από τους **Bloch** και **Purcell** το **1946**. Ανακάλυψαν ανεξάρτητα ο ένας από τον άλλον το φαινόμενο και για την ανακάλυψή τους αυτή απονεμήθηκε από κοινού το **1952** το βραβείο Nobel .

Η βασική αρχή του μαγνητικού συντονισμού χρησιμοποιήθηκε στην αναλυτική χημεία στην δεκαετία του 1950. Το **1971** ο **Raymond Damadian** απέδειξε, ότι ο χρόνος επαναφοράς των πυρήνων μετά τον πυρηνικό συντονισμό, διαφέρει ανάμεσα στους ιστούς και τους όγκους σε έναν ζωντανό οργανισμό και έτσι οι

επιστήμονες προσανατολίστηκαν από τότε στην αξιοποίηση του φαινομένου για την ανίχνευση και αντιμετώπιση ασθενειών.

Το **1973** ο **Lauterbur**, τότε στο Πολιτειακό πανεπιστήμιο την Νέας Υόρκης, στο Stony Brook, ανακάλυψε ότι ήταν δυνατόν να πάρουμε δισδιάστατες εικόνες του δείγματος με προσθήκη μιας ανομοιογένειας στο μαγνητικό πεδίο. Ο Mansfield τότε έδειξε πως η αποκαλούμενη τεχνική της επίπεδης ηχούς θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για να αυξήσει κατά πολύ το ρυθμό συλλογής δεδομένων για το σχηματισμό της εικόνας, κάνοντας έτσι τη μέθοδο πρακτικά χρησιμοποιήσιμη. Οι περισσότερες εφαρμογές της M.R.I. στηρίζονται στην απεικόνιση του υδρογόνου, που βρίσκεται στα μόρια του νερού, το οποίο καταλαμβάνει περίπου το 70% του ανθρώπινου σώματος. Το **1973** ο **Lauterbur** παρουσιάζει την εικόνα δύο σωλήνων με νερό στο περιοδικό Nature, ενώ το **1974** παρουσιάζει την απεικόνιση της θωρακικής κοιλότητας ενός ποντικού. Ονόμασε την τεχνική αυτή ζευγματογραφία, όρος ο οποίος μετέπειτα αντικαταστάθηκε από τον όρο απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού. Επίσης το 1974 η εταιρία EMI με την συνεισφορά των εργασιών του **Damadian** και τις ανακαλύψεις του **Lauterbur** δημιούργησε τον πρώτο υποτυπώδη πειραματικό μαγνητικό τομογράφο φέρνοντας την επανάσταση στην ιατρική απεικόνιση.

Το **1975** ο **Richard Ernst** πρότεινε την απεικόνιση του μαγνητικού συντονισμού χρησιμοποιώντας κωδικοποίηση φάσης και συχνότητας και του M/Σ Fourier. Η τεχνική αυτή αποτελεί την βάση των σημερινών τεχνικών Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού (ΑΜΣ).

Το **1977** ο **Raymond Damadian** έκανε επίδειξη ΑΜΣ ολόκληρου του σώματος. Την ίδια χρονιά ο **Peter Mansfield** ανέπτυξε την τεχνική απεικόνισης EPI (Echo Planar Imaging). Αυτή η τεχνική αναπτύχθηκε μετά από χρόνια για την δημιουργία εικόνων σε ρυθμούς video(30ms/image). Οι καθηγητές **Damadian**, **Minkoff** και **Goldsmith**, μόλις ολοκλήρωσαν την κατασκευή του πρώτου υποτυπώδους μαγνητικού τομογράφου (Indomitable), στις **3 Ιουλίου 1977**, μετά από μέτρηση 6 ωρών και ανακατασκευή 22 ωρών παρήγαγαν την πρώτη ιατρική εικόνα του ανθρώπινου σώματος (τομή θωρακικής κοιλότητας). Επίσης το 1977 ο Sir Peter Mansfield και η ομάδα του έλαβαν εικόνες από τομή δακτύλου του χεριού και από

την κοιλιακή χώρα με την βοήθεια της τεχνικής Echo Planar Imaging (E.P.I.). Ο **Edelstein** με τους συνεργάτες του πραγματοποίησαν επίδειξη ολόκληρου του σώματος με την τεχνική του **Ernst** το 1980. Μία εικόνα μπορούσε να δημιουργηθεί με αυτή την τεχνική μέσα σε περίπου 5 λεπτά. Το 1986 ο χρόνος δημιουργίας της εικόνας είχε μειωθεί σε περίπου 5 δευτερόλεπτα χωρίς σημαντικές απώλειες στην ποιότητα της εικόνας. Την ίδια χρονιά αναπτύχθηκε η μικροσκοπία μαγνητικού συντονισμού η οποία επέτρεπε ανάλυση 10 χιλιοστών ανά εκατοστό δείγματος.

Το **1987** η τεχνική EPI χρησιμοποιήθηκε για την απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο ενός καρδιακού κύκλου. Την ίδια χρονιά ο **Charles Dumoulin** τελειοποιούσε την αγγειογραφία του μαγνητικού συντονισμού, η οποία επέτρεπε την απεικόνιση της ροής του αίματος χωρίς την προσθήκη χρωστικών ουσιών στο αίμα.

Το **1991** απονεμήθηκε το βραβείο Nobel στον **Richard Ernst** για τα επιτεύγματά του στον παλμικό μετασχηματισμό Fourier στον ΜΠΣ και στα συστήματα M.R.I..

Το **1993** αναπτύχθηκε η τεχνική του Functional-MRI. Η τεχνική αυτή κατόρθωσε να χαρτογραφήσει διάφορες περιοχές λειτουργίας του ανθρώπινου εγκεφάλου. Ενώ 6 χρόνια νωρίτερα πολλοί γιατροί θεωρούσαν πως οι κύριες εφαρμογές απεικόνισης EPI ήταν στην απεικόνιση του πραγματικού χρόνου της καρδιάς. Η ανάπτυξη του f-MRI άνοιξε καινούργιους δρόμους στην χαρτογράφηση των περιοχών του εγκεφάλου που είναι υπεύθυνες για την σκέψη και τον έλεγχο της κίνησης.

Το **1994**, ερευνητές στα Πανεπιστήμια της Νέας Υόρκης, Stony Brook και Princeton, επιδείξανε την απεικόνιση υπερπολομένου αερίου Xe<sup>129</sup> για μελέτες αναπνοής.

Τέλος το **1999** η εταιρία **Magna Vu** υλοποίησε την πρώτη πλήρως φορητή συσκευή MRI και την κατέστησε πλέον διαθέσιμη στο γραφείο ενός κλινικού γιατρού και σήμερα το Πανεπιστήμιο Aachen στη Γερμανία προωθεί την κατασκευή πλήρως φορητής συσκευής Πυρηνικού Μαγνητικού Συντονισμού τη λεγόμενη NMR-mouse.

Η πρώτη προσπάθεια για την απεικόνιση της Κ.Γ.Δ. με την τεχνική του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού έγινε από τους **Helms** και συν. (**1984**).

Τα αποτελέσματα της εξέτασης αυτής δεν ήταν πολύ ενθαρρυντικά λόγω της χαμηλής διακριτικής ικανότητας και των τομών του αυξημένου πάχους των συσκευών της εποχής εκείνης.

Οι **Harms** και συν. (1985) υποστήριξαν ότι η απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό είναι σε θέση να παρέχει υψηλής ποιότητας εικόνες, με πολύ καλύτερη διακριτική ικανότητα των μαλακών ιστών από τις συμβατικές μεθόδους και χωρίς τη χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας, απεικονίζοντας απευθείας τον μηνίσκο.

Οι **Westerson** και συν. (1987) προσπαθώντας να μελετήσουν την ακρίβεια της εκτίμησης που παρέχει η απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό, σε περιπτώσεις εσωτερικής μεταρρύθμισης της Κ.Γ.Δ., έλαβαν πολλαπλές οβελιαίες και κορωνιαίες τομές πάχους 3mm από 15 πρόσφατες πτωματικές Κ.Γ.Δ., τις οποίες συνέκριναν με αντίστοιχες οβελιαίες κρουτομές των ίδιων παρασκευασμάτων.

Με την τεχνική του μαγνητικού συντονισμού απεικονίστηκε σωστά η θέση του μηνίσκου σε 11 (73%) αρθρώσεις και λανθασμένα σε 4 (27%) αρθρώσεις.

Το σχήμα του μηνίσκου απεικονίστηκε σωστά σε 9 (60%) αρθρώσεις, με όχι μεγάλη ακρίβεια σε 5 (33%) και δεν μπόρεσε να εκτιμηθεί σε 1 (7%) .

Οι **Westerson** και συν. (1987) διαπίστωσαν ότι με την τεχνική του μαγνητικού συντονισμού δείχθηκε το όριο μεταξύ μηνίσκου και συνδέσμων, κάτι που δεν δείχνεται με την αρθρογραφία, γι'αυτό και ουσιαστικά την κατήργησε.

Ιδιαίτερα για τη μελέτη του οδοντογναθικού συστήματος η μαγνητική τομογραφία αποτελεί την πιο νέα απεικονιστική μέθοδο ακριβείας ιδιαίτερα για τα μαλακά μόρια.

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι:

1)Το εντελώς ακίνδυνο της μεθόδου εφόσον ως πηγή ενέργειας δε χρησιμοποιείται ακτινοβολία Χ αλλά η απεικόνιση των ιστών επιτυγχάνεται λόγω του διαφορετικού βαθμού απορρόφησης ενέργειας των διαφόρων ιστών από το πηνίο του μαγνητικού συντονισμού.

2)Παρουσιάζει τη μεγαλύτερη ακρίβεια απεικόνισης ιδιαίτερα για τα μαλακά μόρια.

3) Έχει εξαιρετική ευκρίνεια και υψηλή αντίθεση.

4)Παρέχεται η δυνατότητα λήψης πολλαπλών τομών σε όλα τα επίπεδα του χώρου χωρίς να μετακινηθεί ο ασθενής και τέλος



5)είναι μέθοδος ακρίβειας για την ανίχνευση αλλοιώσεων σε πολλούς ιστούς.

Τα μειονεκτήματα της μεθόδου είναι:

1)Το υψηλό κόστος των μηχανημάτων και της εξέτασης.

2)Ο αρκετά μεγάλος χρόνος της εξέτασης και

3) η αντένδειξη σε ασθενείς με βηματοδότη ή μεταλλικές προσθέσεις.

Η μαγνητική τομογραφία αποτελεί την μοναδική μέχρι σήμερα μέθοδο άμεσης απεικόνισης του διάρθριου δίσκου και για το λόγο αυτό χρησιμοποιείται συνήθως για την διάγνωση των ενδοαρθρικών ανωμαλιών και για την εξακρίβωση της μορφολογίας και της θέσης του διάρθριου δίσκου. Όπως ήδη έχει αναφερθεί πιο πάνω με τη μαγνητική τομογραφία είναι δυνατή η απεικόνιση του οργάνου και στα τρία επίπεδα του χώρου. Έτσι η θέση του δίσκου είναι δυνατόν να εξακριβωθεί και από την οβελιαία και από την μετωπιαία προβολή.

Γενικά η απεικονιστική διαδρομή των μέσων, όπως διαφαίνεται τουλάχιστον ιστορικά καταδεικνύει την συνεχή προσπάθεια της ιατρικής επιστήμης με την βοήθεια της σύγχρονης τεχνολογίας να προσεγγίσει την τελειότητα όπου αυτή είναι δυνατόν να επιτευχθεί σε ανθρώπινο επίπεδο.

## 2. ΕΜΒΡΥΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΣΠΛΑΧΝΙΚΟΥ ΚΡΑΝΙΟΥ ΚΑΙ ΕΙΔΙΚΟΤΕΡΑ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

### 2.1 ΓΕΝΙΚΑ

Νωρίς κατά την εμβρυϊκή ανάπτυξη, την 3<sup>η</sup> περίπου εμβρυϊκή εβδομάδα, το πρόσωπο του εμβρύου αντιπροσωπεύεται με μία περιοχή η οποία αφορίζεται **κρανιακώς** από τη νευρική πλάκα (πάχυνση εμβρυϊκού εξωδέρματος), **ουραίως** από το περικάρδιο και προς τα **πλάγια αριστερά και δεξιά** από τα 6 βραγχιακά τόξα. **Στο κέντρο** υπάρχει μια κοιλότητα του εξωδέρματος γνωστή ως *αρχέγονη στοματική κοιλότητα*. **Στο έδαφος της αρχέγονης στοματικής κοιλότητας** υπάρχει ο στοματοφαρυγγικός υμένας. Κατά την τέταρτη εμβρυϊκή εβδομάδα ο στοματοφαρυγγικός υμένας διασπάται και έτσι αποκαθίσταται η επικοινωνία ανάμεσα στην αρχέγονη στοματική κοιλότητα και το πρόσθιο έντερο.

Τα βραγχιακά τόξα είναι 6 ζεύγη τοξοειδών επαρμάτων από τα οποία τα δύο τελευταία (V και VI) είναι υποτυπώδη. Τα βραγχιακά τόξα σχηματίζονται από κύτταρα του μεσοδέρματος (μεσέγχυμα) και επενδύονται εξωτερικά μεν από το έξω βλαστικό δέρμα (εξώδερμα), εσωτερικά δε από το έσω βλαστικό δέρμα (ενδόδερμα), πλην του 1<sup>ου</sup> βραγχιακού τόξου που εσωτερικά καλύπτεται επίσης από έξω βλαστικό δέρμα. Από το μέσεγχυμα κάθε βραγχιακού τόξου σχηματίζονται ένας χόνδρινος σκελετός, ένα μυϊκό στοιχείο μία αρτηρία και ένα νεύρο. Τα οστά του σπλαχνικού κρανίου προέρχονται από τους χόνδρους του 1<sup>ου</sup> και του 2<sup>ου</sup> βραγχιακού τόξου. Ο χόνδρος στο 1<sup>ο</sup> βραγχιακό τόξο λέγεται χόνδρος του Meckel και τα νεύρα που το συνοδεύουν, συνιστούν το τρίδυμο νεύρο ή την 5<sup>η</sup> εγκεφαλική συζυγία εκατέρωθεν. Ο χόνδρος στο δεύτερο τόξο λέγεται χόνδρος του Reichart και συνοδεύεται από το προσωπικό νεύρο ή την έβδομη εγκεφαλική συζυγία.

Τα κύρια δομικά στοιχεία για τη διαμόρφωση του προσώπου και του στόματος κατά τη διάρκεια 3<sup>ης</sup>- 7<sup>ης</sup> εμβρυϊκής εβδομάδας είναι το **μετωπιαίο όγκωμα** και το **1<sup>ο</sup> βραγχιακό τόξο**. Το μετωπιαίο όγκωμα είναι το απώτατο άκρο του πρόσθιου εγκεφάλου που αφορίζει προς τα πάνω το αρχέγονο στόμα. Προς τα πλάγια και

κάτω το αρχέγονο στόμα αφορίζεται από τα βραγχιακά τόξα ενώ προς τη μέση και κάτω από το καρδιακό όγκωμα πλέον.

Από τη μετωπορινική απόφυση του μετωπιαίου ογκώματος θα σχηματιστούν 1 μέση ρινική εμβρυϊκή απόφυση και 2 πλάγιες ρινικές εμβρυϊκές αποφύσεις. Ενώ από το 1<sup>ο</sup> βραγχιακό τόξο την 4<sup>η</sup> περίπου εμβρυϊκή εβδομάδα που θα αποσχιστεί θα σχηματιστούν 2 άνω γναθιαίες αποφύσεις και 2 κάτω γναθιαίες αποφύσεις.

Μέση ρινική(1)

Μετωπορινική απόφυση



Πλάγιες ρινικές(2)

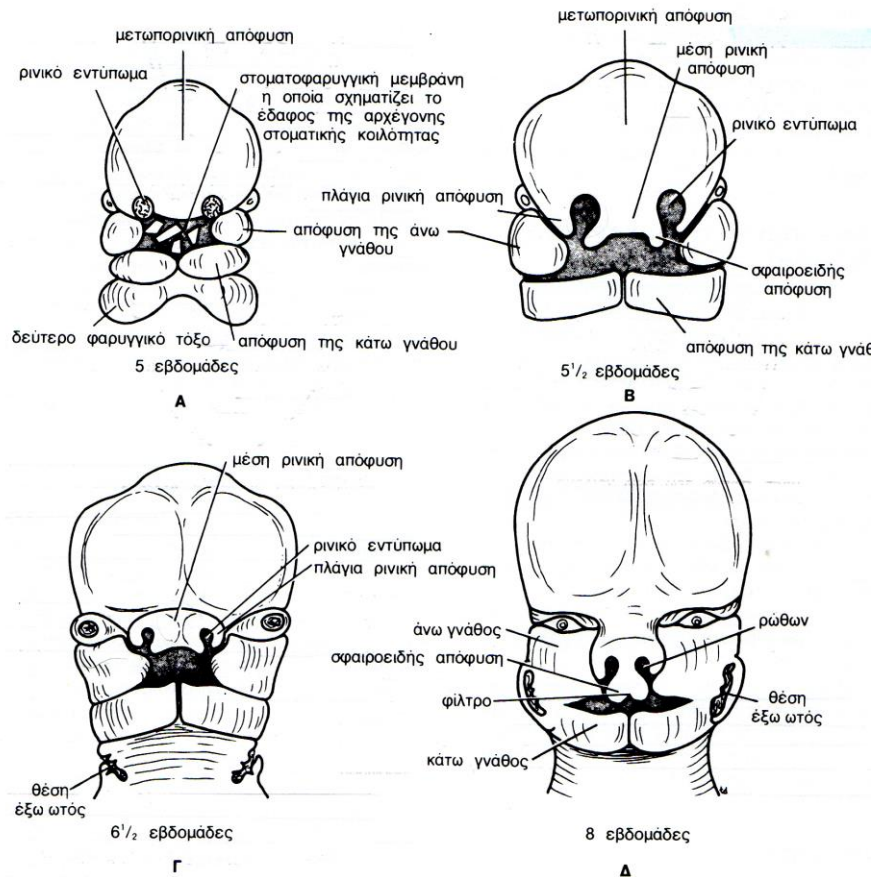
του μετωπιαίου ογκώματος

Άνω γναθικές (2)



1<sup>ο</sup> Βραγχιακό τόξο

Κάτω γναθικές(2)



**Εικ. 2.1** Στάδια εμβρυϊκής ανάπτυξης

Την 4<sup>η</sup> περίπου εμβρυϊκή εβδομάδα εμφανίζονται τα **οσφρυτικά εντυπώματα** στο κατώτερο χείλος του αναπτυσσόμενου μετωπορρινικού επάρματος, διαιρώντας το έτσι, στη μέση ρινική απόφυση και στις δύο πλάγιες ρινικές αποφύσεις. Οι υποστρόγγυλες πλάγιες γωνίες της μέσης ρινικής απόφυσης λέγονται **σφαιροειδείς αποφύσεις**. **Εικ.2.1**

Την ίδια εμβρυϊκή εβδομάδα (4<sup>η</sup>) οι κάτω γναθικές αποφύσεις από τη μία και την άλλη πλευρά ενώνονται μεταξύ τους στη μέση γραμμή (γενειακή σύμφυση) σχηματίζοντας το κάτω γναθιαίο τόξο, που αφορίζει από κάτω το αρχέγονο στόμα. Από τις κάτω γναθικές αποφύσεις διαπλάσσονται η κάτω γνάθος με τα δόντια και τα μαλακά μόρια που την περιβάλλουν, το κάτω χείλος, το δέρμα της περιοχής με τα προσαρτήματά του ( τρίχες, σμηγματογόνοι, ιδρωτοποιοί αδένες), το κάτω τμήμα της παρειάς και τμήμα της γλώσσας (κορυφή και το σώμα).

Καθώς η ανάπτυξη προχωρεί, οι άνω γναθικές αποφύσεις αναπτύσσονται προς τα έσω και συνενώνονται με τις πλάγιες ρινικές αποφύσεις και τη μέση ρινική απόφυση. Παράλληλα οι σφαιροειδείς αποφύσεις συνενώνονται στη μέση γραμμή και αναπτύσσονται προς τα πίσω για να σχηματίσουν το φίλτρο του άνω χείλους και το τομικό οστό με τους τέσσερις τομείς.

Έτσι από τις άνω γναθικές αποφύσεις διαπλάσσονται τα πλάγια τμήματα του άνω χείλους, η άνω περιοχή της παρειάς, το φατνιακό οστού με τα δόντια από κυνόδοντες μέχρι 3<sup>ους</sup> γομφίους και η υπερώα (μαλακή και σκληρή) και το ζυγωματικό οστού. Από τη μέση ρινική απόφυση καταβάλλεται το ακρορρίνιο και η ράχη της μύτης, ενώ στη κοιλότητα του αρχέγονου στόματος προβάλλει το ρινικό διάφραγμα που θα ενωθεί με τις υπερώιες αποφύσεις (από τις άνω γναθικές) συμβάλλοντας έτσι στη διαμόρφωση των ρινικών κοιλοτήτων. Από τις πλάγιες ρινικές αποφύσεις διαπλάσσονται τα πλάγια τμήματα της μύτης και τα ρινικά πτερύγια.

Η διάπλαση του προσώπου συμπληρώνεται με το σχηματισμό των παρειών και τη διαμόρφωση της γωνίας του στόματος (συγχειλία). Αυτό επιτυγχάνεται με την προοδευτική συνένωση από πίσω προς τα εμπρός της κάτω και της άνω γναθικής απόφυσης.

## **2.2 ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΤΗΣ ΣΤΟΜΑΤΙΚΗΣ ΚΟΙΛΟΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΤΩΝ ΡΙΝΙΚΩΝ ΚΟΙΛΟΤΗΤΩΝ**

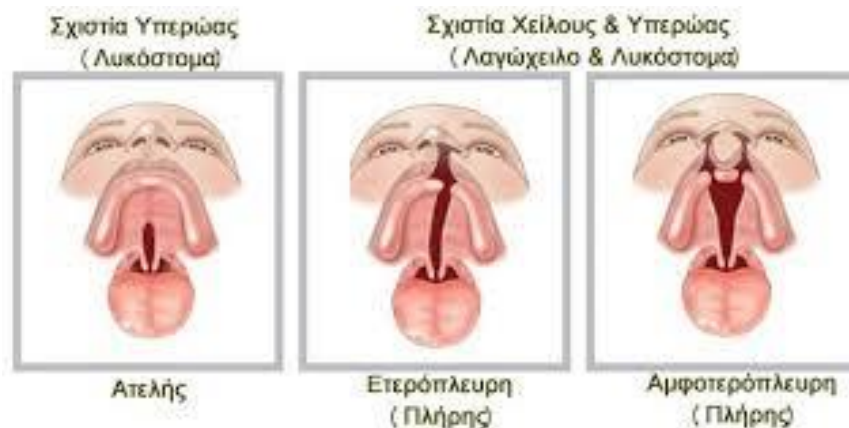
Προς το τέλος του δεύτερου εμβρυϊκού μήνα και στις αρχές του τρίτου εμβρυϊκού μήνα σχηματίζεται η υπέρωα.

Αναλυτικότερα από την εσωτερική επιφάνεια των άνω γναθικών αποφύσεων αναπτύσσονται οι υπερώιες αποφύσεις, που κατευθύνονται αρχικά στα Σκαταλαμβάνει μεγάλο μέρος της στοματικής κοιλότητας (αρχέγονο στόμα). Με την ανάπτυξη όμως κατά την 8<sup>η</sup> εμβρυϊκή εβδομάδα, του γναθικού τόξου και πιθανόν με τη συμβολή μιας εκτατικής μετακινήσεως της κεφαλής του εμβρύου, η γλώσσα μετατοπίζεται προς τα κάτω και απελευθερώνει μεγάλο μέρος του στόματος. Με

τον τρόπο αυτό δίνεται η δυνατότητα στις υπερώιες αποφύσεις να πάρουν οριζόντια κατεύθυνση και συμπλησιάζοντας τόσο μεταξύ τους όσο και με το ρινικό διάφραγμα (από τη μέση ρινική απόφυση), ενώνονται στη μέση γραμμή. Έτσι σχηματίζεται η δευτερογενής υπερώα, από την οποία διαπλάσσονται η σκληρή υπερώα πλην του τομικού οστού (πρωτογενής υπερώα) και η μαλακή υπερώα με τη σταφυλή. Με το σχηματισμό και της δευτερογενούς υπερώας το αρχέγονο στόμα χωρίζεται στην κοιλότητα του στόματος και στις ρινικές κοιλότητες (θαλάμες).

Οι διεργασίες οριζοντιώσεως και συνενώσεως των υπερώιων αποφύσεων γίνονται μερικές μέρες νωρίτερα στα άρρενα από ότι στα θήλεα άτομα. Το γεγονός αυτό είναι πιθανό να παίζει κάποιο ρόλο στη διαφορετική συχνότητα εμφάνισης σχιστιών στα δύο φύλα.

Οι υπερώιες αποφύσεις όπως είναι ευνόητο, ενώνονται και με την πρωτογενή υπερώα στο σημείο της συνενώσεως των δύο υπερώιων αποφύσεων με την πρωτογενή διέρχονται τα τομικά αγγεία και νεύρα και η σύντηξη των ιστών στο σημείο αυτό διακόπτεται. Έτσι σχηματίζεται ο τομικός πόρος που στο τέλειο άτομο αντιστοιχεί κάτω από την τρομική θηλή. Αν δε γίνει η συνένωση των αποφύσεων αυτών έχουμε το σχηματισμό σχιστιών που μπορεί να εκτείνονται σε μεγάλη έκταση και να συνδυάζονται και με σχιστίες των χειλέων και της φατνιακής αποφύσεως ή να περιορίζονται σε μικρή μόνο έκταση. Στην περίπτωση αυτή μιλάμε για ολική ή μερική υπερωιοσχιστία, δισχιδή σταφυλή κ.ά. **(Εικ.2.2)**



**Εικ.2.2** Υπερωιοσχιστία, χειλεοσχιστία

### 2.3 ΔΙΑΠΛΑΣΗ ΤΩΝ ΓΝΑΘΩΝ

Τα οστά των γνάθων, τόσο της άνω όσο και της κάτω προέρχονται όπως έχει ήδη αναφερθεί από το μεσέγγυμα του 1<sup>ου</sup> βραχιακού τόξου και των ρινικών αποφύσεων. Τα οστά αυτά προκύπτουν με απευθείας ενασβεστίωση του ινώδους συνδετικού ιστού, χωρίς την παρεμβολή χόνδρου (**υμενογενή οστά**).

Ιδιαίτερα για την κάτω γνάθο η οστέωση κάθε ημιμορίου αρχίζει τη 6<sup>η</sup> εμβρυϊκή εβδομάδα και πραγματοποιείται από τους ακόλουθους 6 πυρήνες οστέωσης: **τον γωνιαίο, τον τομικό, τον γενειακό, τον κονδυλοειδή, τον κορωνοειδή και τον πυρήνα της γλωσσίδας.**

Παρόλο που η κάτω γνάθος ανήκει στα υμενογενή οστά ωστόσο συναντάται σε αυτή και περιοχές ανάπτυξης χόνδρου όπως: η γενειακή σύμφυση, τα γενειακά ογκώματα, η κορωνοειδής απόφυση και η κονδυλοειδής απόφυση. Με τη διάπλαση και αύξηση του κονδύλου και της κορωνοειδούς αποφύσεως σχηματίζεται ο κλάδος της κάτω γνάθου. Η γωνία είναι σχεδόν ανύπαρκτη κατά την καταβολή, διαμορφώνεται στη συνέχεια έτσι ώστε, κατά την γέννηση, να εμφανίζει άνοιγμα 130-150 μοίρες περίπου.

Ο σχηματισμός του οστού της άνω γνάθου αρχίζει από κέντρα οστεώσεως, που αναπτύσσονται στις περιοχές όπου ο δεύτερος κλάδος του τριδύμου χωρίζεται στο υποκόγχιο και άλλους κλάδους, που θα δώσουν νεύρωση στα πρόσθια δόντια της άνω γνάθου. Παρ'ότι και το οστό της άνω γνάθου είναι υμενογενές, στην εμβρυϊκή περίοδο όπως και στην κάτω γνάθο, παρατηρούνται περιοχές δευτερογενούς χόνδρου.

### 2.4 ΔΙΑΠΛΑΣΗ ΤΗΣ Κ.Γ.Δ.

Η άνω και η κάτω γνάθος συνδέονται λειτουργικά μέσω της κροταφογναθικής διαρθρώσεως.

Η κορωνοειδής απόφυση διαφοροποιείται από την έβδομη εμβρυϊκή εβδομάδα περίπου, μέσα από τον κροταφίτη μυ και αποκτά συνέχεια με τον κλάδο της κάτω

γνάθου, αργότερα και βαθμιαία. Ο κόνδυλος και η γωνία της κάτω γνάθου αναπτύσσονται από την όγδοη περίπου εμβρυϊκή εβδομάδα. Ιδιαίτερα ο κόνδυλος αναπτύσσεται σαν ανεξάρτητος επιμήκης κωνικός χόνδρος και στη συνέχεια ενσωματώνεται στο αναπτυσσόμενο οστό της πίσω μοίρας της κάτω γνάθου. Στη συνέχεια η κύρια μάζα του κονδυλικού χόνδρου μετατρέπεται, με ενδοχόνδρια οστέωση, σε οστό και ο χόνδρινος ιστός περιορίζεται στο κροταφικό του άκρο για να σχηματίσει εκεί την διάρθρωση της κάτω γνάθου στη γλήνη. Η καταβολή της κροταφογναθικής διαρθρώσεως ακολουθεί μια παρατεταμένη σχετικά διαδικασία. Αρχίζει με την εμφάνιση σχισμοειδών χώρων μπροστά από το αυτί εκατέρωθεν κατά την δέκατη εμβρυϊκή εβδομάδα. Στη συνέχεια τη δωδέκατη εμβρυϊκή εβδομάδα, γίνεται διαφοροποίηση μιας μεσεγχυματικής ζώνης και σχηματίζεται ο διάρθριος δίσκος. Έτσι διαμορφώνονται δύο χώροι (κοιλότητες). Κατά την δέκατη όγδοη εμβρυϊκή εβδομάδα, ο δίσκος και η κεφαλή του κονδύλου έχουν σχηματιστεί, ο χόνδρος του Meckel παύει να αυξάνει, αλλά η κροταφογναθική διάρθρωση δε διαχωρίζεται ακόμη με οστό από την κοιλότητα του μέσου ωτός. Την εικοστή εβδομάδα τα αποληκτικά στοιχεία του χόνδρου του Meckel σχηματίζουν τον άκμονα και την σφύρα. Ο κόνδυλος αιματώνεται από τριχοειδή αγγεία που εισέρχονται στον χόνδρο από το κονδυλικό περιχόνδριο και η κροταφογναθική διάρθρωση αρχίζει να λειτουργεί. Το μήνυμα της λειτουργικής ικανότητας της άρθρωσης μεταδίδεται πιθανώς στο χόνδρο του Meckel διαμέσου της περιοχής της πρόσφυσής του με το οστό της κάτω γνάθου οπότε αρχίζει η εξαφάνισή του. Τέλος να σημειωθεί ότι το πίσω τμήμα του χόνδρου του Meckel συμβάλλει στη διάπλαση του βελονογναθικού συνδέσμου.



### **3. ΙΣΤΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΣΠΛΑΧΝΙΚΟΥ ΚΡΑΝΙΟΥ ΚΑΙ ΕΙΔΙΚΟΤΕΡΑ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ**

#### **3.1. ΟΣΤΙΚΗ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΕΜΒΡΥΙΚΗ ΠΕΡΙΟΔΟ**

Το εγκεφαλικό και σπλαχνικό κρανίο στην αρχή της διαπλάσεως τους αποτελούνται από πυκνό μεσέγγυμα. Στη συνέχεια τα οστά του κρανιοπροσωπικού συμπλέγματος αναπτύσσονται και αυξάνονται με δύο βασικούς τρόπους, που χαρακτηρίζονται από τις περιοχές του συνδετικού ιστού μέσα στις οποίες δημιουργούνται. Οι τρόποι αυτοί της οστεογένεσης χαρακτηρίζονται ως **υμενογενής** και **χονδρογενής** οστεογένεση, αντίστοιχα.

##### **3.1.α. Υμενογενής οστεογένεση**

Στην περιοχή οστεογένεσης του υμενώδους συνδετικού, τα αδιαφοροποίητα μεσεγγυματικά κύτταρα δημιουργούν οστεοειδή μεσοκυττάρια ουσία και μεταπίπτουν σε οστεοβλάστες. Στην συνέχεια ακολουθεί η εναπόθεση αλάτων ασβεστίου, ο σχηματισμός των οστικών δοκίδων για την δημιουργία οστίτη ιστού. Τα οστικά στοιχεία που εναποτίθενται από το περίοστεο, τις ραφές και το περιρρίζιο έχουν όλα υμενογενή οστεογένεση. Κατά το στάδιο της εναπόθεσης οστού από το περίοστεο παρατηρείται συχνά ταυτόχρονη οστεολυτική εξεργασία σε άλλη περιοχή του οστού, για την αναδιαμόρφωση, τη λειτουργική προσαρμογή και την αποφυγή υπερβολικής αύξησης του πάχους των διαφόρων σκελετικών στοιχείων. Οι διεργασίες αυτές αφορούν σε όλες τις επιφάνειες των οστών και είναι συνεχείς σε όλη την διάρκεια της αυξητικής περιόδου, χωρίς όμως να έχουν απαραίτητα τον ίδιο ρυθμό.

### 3.1.α. Χονδρογενής οστεογένεση

Η οστεογένεση με ενδοχόνδρια οστεώση παρατηρείται σε ειδικές περιοχές του σώματος που δέχονται ισχυρές δυνάμεις, όπως στα οστά με κινητές αρθρώσεις, στις συγχονδρώσεις της βάσεως του κρανίου, στο χόνδρο του ρινικού διαφράγματος και στον κόνδυλο της κάτω γνάθου. Κατά την ενδοχόνδρια οστεογένεση, τα μεσεγχυματικά κύτταρα μεταπίπτουν σε χονδροβλάστες που πολλαπλασιάζονται σε γραμμική κατεύθυνση, σχηματίζοντας επιμήκεις στιβάδες αποπλατυσμένων χονδροκυττάρων. Ο πολλαπλασιασμός αυτός προκαλεί την επιμύκνση του οστού. Στη συνέχεια αυτά τα θυγατρικά κύτταρα υπερτρέφονται, η μεσοκυττάρια ουσία ενασβεστιώνεται και τα κύτταρα εκφυλίζονται. Στη συνέχεια γίνεται μερική απορρόφηση της μεσοκυττάριας ουσίας στην οποία εισβάλλουν αγγεία και αδιαφοροποίητα κύτταρα, που μεταπίπτουν σε οστεοβλάστες και εναποθέτουν με τη σειρά τους, λεπτές δοκίδες οστίτη ιστού, πάνω στα υπολείμματα του ενασβεστιωμένου χόνδρου. Η όλη εξεργασία είναι συνεχής και εξελίσσεται σε γραμμική κατεύθυνση.

### 3.2. ΣΥΣΤΑΣΗ ΟΣΤΩΝ

Τα οστά είναι ένας στηρικτικός ιστός που εμφανίζει υψηλή εξειδίκευση και χαρακτηρίζεται από ακαμψία και ιδιαίτερα σκληρή σύσταση. Επιπλέον βρίσκεται σε δυναμική κατάσταση σύνθεσης και αποδομής κάτω από τον έλεγχο ορμονικών και φυσικών παραγόντων. Τα οστά αποτελούνται από:

- α) **οστεοβλάστες** και **οστεοκύτταρα** (στηρικτικά κύτταρα)
- β) **οστεοκλάστες** (κύτταρα της αποδόμησης του οστού)
- γ) **οστεοειδές** (οργανική εξωκυττάρια ουσία από κολλαγόνο και γλυκοζαμινογλυκάνες )
- δ) **ανόργανα άλατα** που εναποτίθενται μέσα στην εξωκυττάρια ουσία .

Αναλυτικότερα:

### **α) Οστεοβλάστες**

Οι οστεοβλάστες προέρχονται από τα οστικά αρχέγονα κύτταρα (και αυτά με τη σειρά τους από αρχέγονα μεσεγχυματικά κύτταρα) και είναι υπεύθυνοι για την σύνθεση του οστεοειδούς. Στην περισσότερο ενεργό μορφή τους, οι οστεοβλάστες είναι κυβοειδή ή πολυγωνικά κύτταρα με βασεόφιλο κυτταρόπλασμα, το οποίο αντανακλά την ποσότητα του αδρού ενδοπλασματικού δικτύου που διαθέτουν, καθώς εμφανίζουν έντονη πρωτεϊνοσυνθετική και εκκριτική λειτουργία.

### **α) Οστεοκύτταρα**

Οι περισσότερες οστεοβλάστες όταν ολοκληρώσουν ένα κύκλο ενεργού δραστηριότητας με παραγωγή οστεοειδούς, επιστρέφουν στην ανενεργό φάση, κατά την οποία προσλαμβάνουν ένα ένα αποπλατυσμένο ατρακτόμορφο σχήμα και καταλαμβάνουν τη θέση τους, στην ανενεργό πλέον οστική επιφάνεια. Μερικοί οστεοβλάστες ωστόσο, παραμένουν μέσα σε μικρές κοιλότητες του οστού (βοθρία) και περιβάλλονται από οστεοποιούμενη εξωκυττάρια ουσία. Τα κύτταρα αυτά ονομάζονται **οστεοκύτταρα**. Τα γειτονικά οστεοκύτταρα μπορούν να επικοινωνούν μεταξύ τους με μακριές κυτταροπλασματικές αποφυάδες, οι οποίες βρίσκονται μέσα σε στενούς αυλοειδείς χώρους που ονομάζονται **οστικά σωληνάρια**. Συνήθως τα κύτταρα αυτά διατάσσονται κατά τυχαίο τρόπο, στο φλοιώδες όμως οστό φαίνεται να παρουσιάζουν κανονική διάταξη.

Η ακριβής λειτουργία των οστεοκυττάρων δεν είναι γνωστή, καθένα όμως από αυτά τα κύτταρα περιβάλλεται από μία στενή ζώνη οστεοειδούς και διατηρεί μία ανεπτυγμένη συσκευή Goldgi, όπως και μέρος από το εκτεταμένο αδρό ενδοπλασματικό δίκτυο της προγονικής οστεοβλάστης. Το γεγονός αυτό καθιστά πιθανή τη συμβολή τους στη διατήρηση του οργανικού στοιχείου της εξωκυττάριας ουσίας του οστού.

Τα οστεοκύτταρα λαμβάνουν τα απαραίτητα θρεπτικά στοιχεία για την επιβίωση τους διαμέσου των αλληλοσυνδεόμενων κυτταροπλασματικών αποφυάδων τους. Τέλος είναι αποδεκτό από πολλούς χωρίς να έχει ακόμη επαρκώς τεκμηριωθεί ότι τα οστεοκύτταρα έχουν την ιδιότητα να απορροφούν σχηματισμένη οστέινη ουσία

και να απελευθερώνουν Ca, μία επεξεργασία που λέγεται οστεοκυτταρική οστεόλυση.

### **β) Οστεοκλάστες**

Οι οστεοκλάστες είναι μεγάλα κύτταρα με πολλούς πυρήνες και άφθονο κυταρόπλασμα. Πιστεύεται ότι προέρχονται από τα μονοκύτταρα του αίματος.

Οι οστεοκλάστες προσκολλώνται στην ελεύθερη οστική επιφάνεια σε θέσεις ενεργού απορρόφησης του οστού, συχνά μέσα σε σκαφοειδή κοιλώματα που ονομάζονται **κοιλότητες απορρόφησης ή βοθρία του Howship**.

### **γ) Οστεοειδές**

Το οστεοειδές είναι ένας στηρικτικός ιστός που αποτελείται από κολλαγόνο τύπου I, που βρίσκεται σε ένα περιβάλλον από γλυκοζαμινογλυκάνες, οι οποίες περιέχουν ειδικές γλυκοπρωτείνες (π.χ. οστεοκαλσόνη), με ιδιότητες ισχυρής δέσμευσης του Ca. Η εναπόθεση των αλάτων Ca στο οστεοειδές προσδίδει στο οστό τη μηχανική του ισχύ.

### **δ) Ανόργανα άλατα**

Η σκληρότητα και ακαμψία του οστού οφείλεται στην παρουσία ανόργανων αλάτων στη θεμέλια οργανική ουσία του οστεοειδούς. Αυτά τα άλατα αποτελούν ένα κρυσταλλικό σύμπλεγμα υδροξειδίου του ασβεστίου και φωσφορικών που ονομάζεται **υδροξυαπατίτης**.

## **3.3. ΠΕΤΑΛΙΩΔΗΣ ΚΑΙ ΔΙΚΤΥΩΤΗ ΜΟΡΦΗ ΟΣΤΙΤΗ ΙΣΤΟΥ**

Ανάλογα με τον τρόπο που διατάσσονται οι ίνες κολλαγόνου για να σχηματίσουν το οστεοειδές, διακρίνονται δύο τύποι οστίτη ιστού.

- **Δικτυωτή μορφή οστίτη ιστού**

Η **δικτυωτή μορφή** χαρακτηρίζεται από τυχαία διάταξη των ινών κολλαγόνου, με επακόλουθο την μειωμένη μηχανική ισχύ.

Ο δικτυωτός οστίτης ιστός σχηματίζεται κατά την ταχεία παραγωγή οστεοειδούς από τους οστεοβλάστες. Οι ίνες κολλαγόνου εναποτίθενται με ένα ακανόνιστο, χαλαρό δικτυωτό τρόπο διάταξης.

Η μορφή αυτή οστίτη ιστού παρατηρείται στα οστά του εμβρύου, αντικαθίσταται όμως σταδιακά από την ανθεκτικότερη μορφή του πεταλιώδους οστού. Στους ενήλικες, ο δικτυωτός τύπος σχηματίζεται σε περιπτώσεις πολύ γρήγορης παραγωγής νέου οστού, όπως συμβαίνει στην αποκατάσταση ενός κατάγματος ή στη νόσο Paget. Κατά την αποκατάσταση του ενός κατάγματος, το δικτυωτό οστό αντικαθίσταται σταδιακά από πεταλιώδες, μέσω του μηχανισμού της ανακατασκευής. Στην περίπτωση όμως της νόσου Paget εξακολουθεί να παραμένει το δικτυωτό οστό, προκαλώντας μηχανική αδυναμία και δυσμορφία. Ουσιαστικά, όλος ο οστίτης ιστός στον υγιή ενήλικα οργανισμό είναι πεταλιώδους τύπου.

- **Πεταλιώδης μορφή οστίτη ιστού**

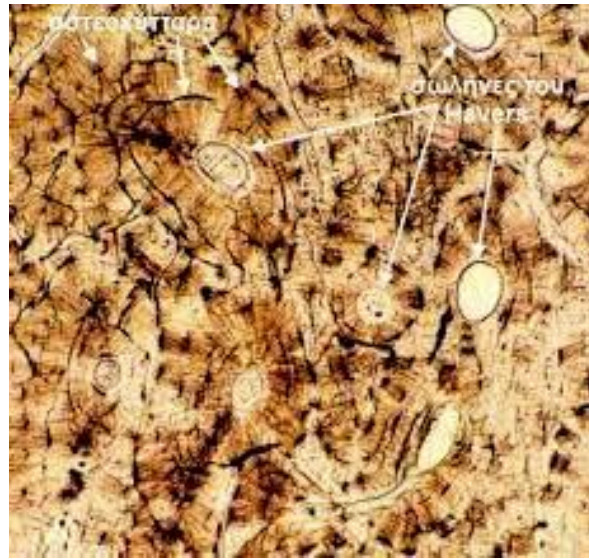
Η **πεταλιώδης μορφή** χαρακτηρίζεται από κανονική παράλληλη διάταξη του κολλαγόνου σε λεπτότατες δεσμίδες παράλληλες μεταξύ τους ή σχηματίζουν συγκεντρικά πετάλια (οστέινα πετάλια) γύρω από οστικούς σωλήνες, που ονομάζονται σωλήνες Havers. Η διάταξη αυτή των ινών κολλαγόνου προσδίδει στο οστό μηχανική στήριξη.

Ακόμη η περιεκτικότητα σε ανόργανα συστατικά είναι μεγαλύτερη στη πεταλιώδη μορφή οστίτη ιστού σε σχέση με τη δικτυωτή μορφή.

### **3.4. ΑΡΧΙΤΕΚΤΟΝΙΚΗ ΟΣΤΩΝ**

Τα περισσότερα οστά έχουν μία βασική δομή που αποτελείται από:

- Μία εξωτερική **φλοιώδη** ή **συμπαγή ζώνη**
- Μία εσωτερική **δοκιδώδη** ή **σπογγώδη ζώνη**.



**Εικ.3.1** Αρχιτεκτονική φλοιώδους οστού

### **3.4.α. Αρχιτεκτονική φλοιώδους οστού**

Το φλοιώδες οστό σχηματίζει ένα άκαμπτο εξωτερικό περίβλημα, το οποίο ανθίστανται στις δυνάμεις παραμόρφωσης. Στο φλοιώδες οστό διακρίνουμε κάθετα φερόμενους οστικούς σωλήνες, τους **σωλήνες Havers**, (εικ.3.1) οι οποίοι ενώνονται με εγκάρσιους οστικούς σωλήνες, τους **σωλήνες Volkman**. Οι σωλήνες αυτοί περιέχουν αιμοφόρα αγγεία και ορισμένα νεύρα. Κάθε κάθετος σωλήνας του Havers περιβάλλεται από ομόκεντρες στοιβάδες πεταλιώδους οστού. Οι στοιβάδες περιέχουν ομόκεντρα διατεταγμένους δακτυλίους οστεοκυττάρων – καθένα από τα οποία κείται στο μικρό του βοθρίο–τα οποία επικοινωνούν με τα άλλα οστεοκύτταρα της στοιβάδας τους μέσω κυτταροπλασματικών προσεκβολών που οδεύουν σε στενά σωληνάκια.

Κάθε σωλήνας του Havers μαζί με το ομόκεντρα διατεταγμένο οστό που τον περιβάλλει, καθώς και τα αντίστοιχα οστεοκύτταρα, αποτελούν το **σύστημα Havers** ή **οστεώνα**.

Κάθε σωλήνας του Havers επενδύεται **εσωτερικά** από **αποπλατυσμένα οστεοπρογονικά κύτταρα** ή **ανενεργούς οστεοβλάστες**, όπως συμβαίνει στην εσωτερική επιφάνεια του φλοιώδους οστού ή στις εξωτερικές επιφάνειες των οστικών δοκίδων. Αυτή η κυτταρική στοιβάδα λέγεται **ενδόστεο** και αποτελεί την

πηγή των νέων οστεοβλαστών που είναι απαραίτητοι για τον σχηματισμό οστού, όταν προκύψει ανάγκη ανακατασκευής του. Αυτού του είδους η ανακατασκευή είναι συχνή στους σωλήνες του Havers.

Το σύστημα των σωλήνων Havers καταλαμβάνει την κύρια μάζα του φλοιού, αλλά μεταξύ αυτών απαντώνται ακανόνιστα διατεταγμένα **διάμεσα οστικά πετάλια** που πληρούν το διάμεσο χώρο. Το **περιμυελικό και περιφερικό σύστημα των ομόκεντρων οστικών πεταλίων** διαχωρίζει τα συστήματα του Havers από το ενδόστεο και την εξωτερική επιφάνεια του οστού, το ινοκολλαγνώδες **περιόστεο**.

### **3.4.β. Αρχιτεκτονική δοκιδώδους οστού**

Η εσωτερική δοκιδώδης ζώνη ισχυροποιεί το οστό, καθώς λειτουργεί σαν ένα πολύπλοκο σύστημα εσωτερικών στηριγμάτων. Οι χώροι ανάμεσα στις οστικές δοκίδες της σπογγώδους ζώνης καταλαμβάνονται από μυελό των οστών. Οι οστικές δοκίδες, στα οστά που είναι υπεύθυνα για την στήριξη του βάρους, διατάσσονται με τέτοιο τρόπο, ώστε να παρέχουν τη μεγαλύτερη αντίσταση στη φυσική καταπόνηση στην οποία φυσιολογικά υπόκεινται.

## 4. ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΟΥ ΣΠΛΑΧΝΙΚΟΥ ΚΡΑΝΙΟΥ ΚΑΙ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

### 4.1. ΟΣΤΑ ΣΠΛΑΧΝΙΚΟΥ ΚΡΑΝΙΟΥ

Στον άνθρωπο ο σκελετός του κρανίου αποτελείται από ξεχωριστά οστά που συναρθρώνονται με τις ραφές. Ο συνδετικός ιστός μεταξύ των οστών αποτελεί το ραφιαίο σύνδεσμο. Εξαιρέση αποτελεί το οστό της κάτω γνάθου που διαρθρώνεται με το υπόλοιπο κρανίο στην κινητή κροταφογναθική διάρθρωση. Τα οστά του κρανίου διακρίνονται στα οστά του κυρίως ή εγκεφαλικού κρανίου, μέσα στο οποίο βρίσκεται ο εγκέφαλος και στο σπλαχνικό ή προσωπικό το οποίο σχηματίζει τον σκελετό του προσώπου και περιέχει την αρχή του πεπτικού και του αναπνευστικού συστήματος.

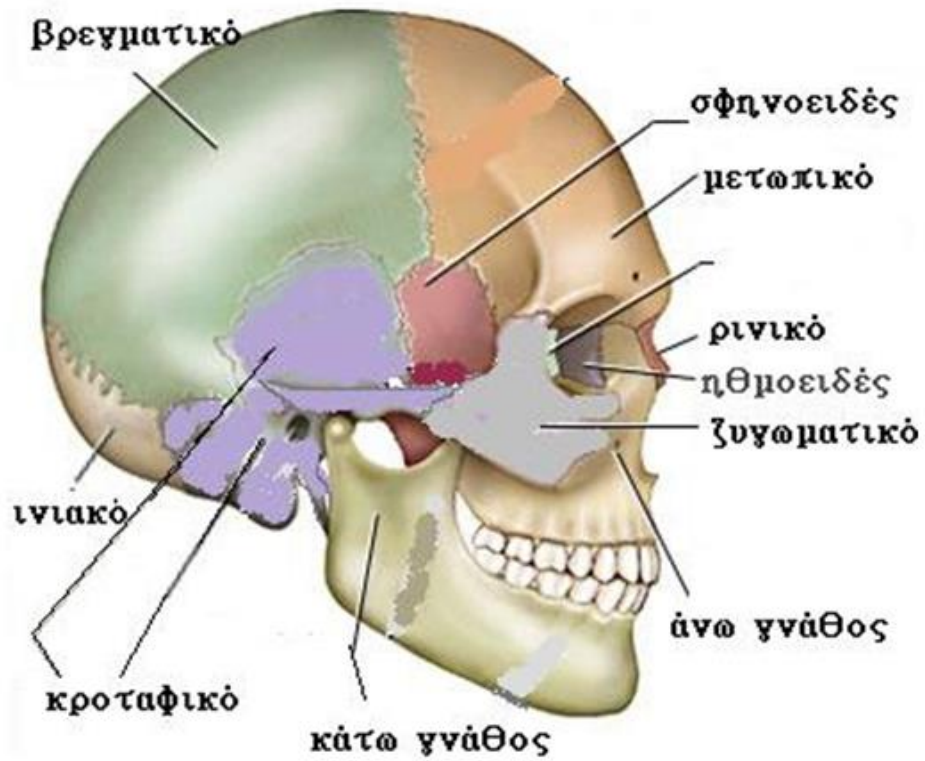
Τα οστά του εγκεφαλικού κρανίου είναι τα παρακάτω:

Μετωπιαίο	1
Βρεγματικά	2
Ινιακό	1
Κροταφικά	2
Σφηνοειδή	2
Ηθμοειδές	1

Τα οστά του προσωπικού κρανίου είναι τα παρακάτω:

Ζυγωματικά	2
Άνω γνάθοι	2
Ρινικά	2
Δακρυικά	2
Ύνις	1
Υπερώα	2
Κάτω ρινικές κόγχες	2
Κάτω γνάθος	1



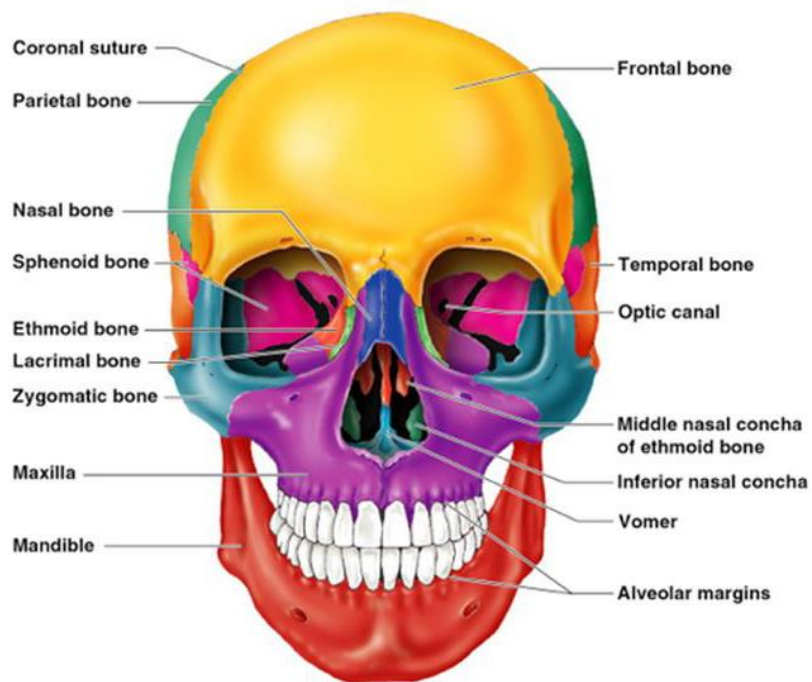


**Εικ.4.1** Τα οστά του εγκεφαλικού κρανίου

Τα οστά του εγκεφαλικού κρανίου είναι τα παρακάτω:

Μετωπιαίο	1
Βρεγματικά	2
Ινιακό	1
Κροταφικά	2
Σφηνοειδή	2
Ηθμοειδές	1

- 2 ρινικά
- 2 υπερώια
- 2 δακρυϊκά
- 2 ζυγωματικά
- 2 ρινικές κόγχες
- 2 οστά άνω γνάθου
- Ύνιδα
- Κάτω γνάθος



**Εικ4.2** Τα οστά του προσωπικού κρανίου

Τα οστά του προσωπικού κρανίου είναι τα παρακάτω:

Ζυγωματικά	2
Άνω γνάθοι	2
Ρινικά	2
Δακρυϊκά	2
Ύνις	1
Υπερώια	2
Κάτω ρινικές κόγχες	2
Κάτω γνάθος	1

Τα οστά του σπλαχνικού κρανίου αρθρούμενα μεταξύ τους καταλλήλως σχηματίζουν φυσιολογικές κοιλότητες όπως ο οφθαλμικός κόγχος, η ρινική κοιλότητα και η στοματική κοιλότητα.

Συγκεκριμένα ο οφθαλμικός κόγχος σχηματίζεται από τη συμβολή του μετωπιαίου οστού, του ζυγωματικού οστού, του δακρυϊκού οστού και της άνω γνάθου.

Η ρινική κοιλότητα σχηματίζεται από τη συμβολή των ρινικών οστών, τις κάτω ρινικές κόγχες, τις άνω γνάθους και την ύνιδα.

Ενώ η στοματική κοιλότητα σχηματίζεται από την συμβολή των άνω γνάθων, των υπερώιων οστών, των ζυγωματικών οστών και της κάτω γνάθου.

#### **4.2. ΜΥΕΣ ΣΠΛΑΧΝΙΚΟΥ ΚΡΑΝΙΟΥ**

Οι μύες του σπλαχνικού κρανίου που συμμετέχουν στη λειτουργία του στοματογναθικού συστήματος είναι οι ακόλουθοι:

- 1) Μιμικοί μύες προσώπου**
- 2) Μασητήριοι μύες**
- 3) Μύες άνωθεν του υοειδούς**

##### **1) Μιμικοί μύες προσώπου**

Οι μιμικοί μύες διακρίνονται στους:

- Μύες των βλεφάρων (σφικτήρας των βλεφάρων, επισκύνιος μυς)
- Μύες των μυκτήρων (πιεστήριος μυς, διαστολέας των μυκτήρων, πυραμοειδής μυς)
- Μύες των χειλέων και της παρειάς (σφιγκτήρας του στόματος, διαστολείς του στόματος, βυκανητής μυς)

Οι μιμικοί μύες του προσώπου βρίσκονται μέσα στην επιπολής περιτονία. Οι περισσότεροι εκφύονται από τα οστά του κρανίου και καταφύονται στο δέρμα (γι' αυτό και λέγονται δερματικοί μύες).

Η **λειτουργία** των μυών αυτών είναι να ενεργούν ως σφιγκτήρες και διαστολείς του οφθαλμικού κόγχου, της ρινικής κοιλότητας και της στοματικής κοιλότητας. Επιπλέον είναι υπεύθυνοι για τις αλλαγές στην έκφραση του προσώπου (γι'αυτό ονομάζονται μιμικοί μύες). Όλοι οι μιμικοί μύες του προσώπου προέρχονται από το δεύτερο βραχιακό τόξο και η **νεύρωσή** τους γίνεται από το προσωπικό νεύρο.

## 2) Μασητήριοι μύες

Οι μασητήριοι μύες διακρίνονται στους:

- Μασητήρας μυς
- Κροταφίτης μυς
- Έξω πτερυγοειδής
- Έσω πτερυγοειδής



**Εικ.4.3** Κροταφίτης μυς, μασητήρας μυς

### ● Μασητήρας μυς **Εικ.4.3**

Ο μασητήρας μυς εκφύεται από το κάτω χείλος και την έσω επιφάνεια του ζυγωματικού οστού και καταφύεται στην έξω επιφάνεια του κλάδου και της γωνίας της κάτω γνάθου.

Νευρώνεται από το κάτω γναθικό νεύρο και ανυψώνει την κάτω γνάθο.

- Κροταφίτης μυς **Εικ.4.3**

Ο κροταφίτης μυς έχει σχήμα βεντάλιας, εκφύεται από το οστέινο έδαφος του κροταφικού βόθρου και από την εν τω βάθει στοιβάδα της κροταφικής περιτονίας. Καταφύεται στην κορωνοειδή απόφυση και το πρόσθιο χείλος του κλάδου της κάτω γνάθου, που ονομάζεται κροταφίτιδα ακρολοφία.

Νευρώνεται από τα εν τω βάθει κροταφικά νεύρα, κλάδοι του πρόσθιου στελέχους του κάτω γναθικού νεύρου. Οι πρόσθιες και οι άνω ίνες ανυψώνουν την κάτω γνάθο, ενώ οι οπίσθιες έλκουν την κάτω γνάθο προς τα πίσω.



**Εικ.4.4** Έξω πτερυγοειδής, έσω πτερυγοειδής

- Έξω πτερυγοειδής **Εικ.4.4**

Ο έξω πτερυγοειδής εκφύεται από την υποκρατάφια επιφάνεια της μείζονος πτέρυγας του σφηνοειδούς οστού, ενώ η κάτω μοίρα από την έξω επιφάνεια του έξω πτερυγοειδούς πετάλου. Καταφύεται στην πρόσθια επιφάνεια του αυχένα της κονδυλοειδούς απόφυσης και στο διάρθριο δίσκο της κροταφογναθικής διάρθρωσης.

Νευρώνεται από το πρόσθιο στέλεχος του κάτω γναθικού νεύρου και έλκει τον αυχένα του κονδύλου της κάτω γνάθου και τον διάρθριο δίσκο προς τα εμπρός κατά την διάνοιξη του στόματος.

● Έσω πτερυγοειδής **Εικ.4.4**

Ο έσω πτερυγοειδής και συγκεκριμένα η επιπολής μοίρα εκφύεται από το γναθιαίο κύρτωμα ενώ η εν τω βάθει μοίρα από την έσω επιφάνεια της γωνίας της κάτω γνάθου. Καταφύεται στην έσω επιφάνεια της γωνίας της κάτω γνάθου.

Νευρώνεται από το κάτω γναθικό νεύρο και συμμετέχει στην ανύψωση της κάτω γνάθου.

**3) Μύες άνωθεν του υοειδούς**

Οι μύες άνωθεν του υοειδούς διακρίνονται στους:

- Διγάστορας
- Γναθοϋοειδής
- Γενειοϋοειδής
- Βελονοϋοειδής

**Η νεύρωση** των μυών αυτών έχει ως εξής:

Ο διγάστορας νευρώνεται, η μεν πρόσθια γαστέρα από το γναθοϋοειδές νεύρο (κλάδος του κάτω γναθικού), η δε οπίσθια γαστέρα από το προσωπικό νεύρο. Ο γναθοϋοειδής μυς νευρώνεται από το γναθοϋοειδές νεύρο του κάτω γναθικού νεύρου, ενώ ο γενειοϋοειδής από το γενειοϋοειδές νεύρο εκ του κάτω γναθικού. Τέλος ο βελονοϋοειδής νευρώνεται από το προσωπικό νεύρο.

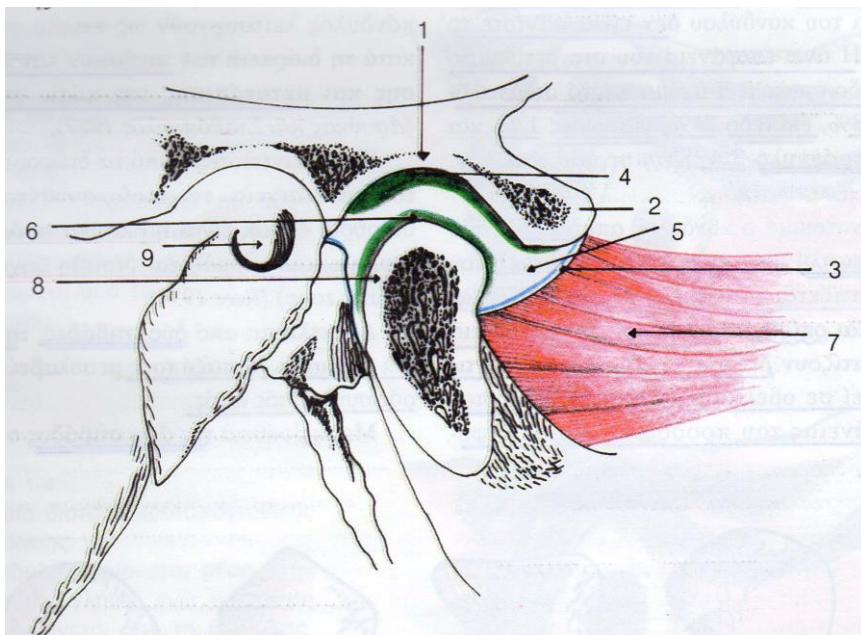
**Η λειτουργία** των μυών αυτών είναι διπλή διότι **α)** υψώνουν το υοειδές οστό και τη βάση της γλώσσας κατά τη διάρκεια της μάσησης και **β)** βοηθούν στην κατάσπαση της κάτω γνάθου.

### 4.3. ΑΙΜΑΤΩΣΗ - ΦΛΕΒΙΚΗ ΑΠΟΧΕΤΕΥΣΗ - ΛΕΜΦΙΚΗ ΑΠΟΧΕΤΕΥΣΗ ΠΡΟΣΩΠΟΥ

Η **αιμάτωση** του προσώπου γίνεται κυρίως από την προσωπική αρτηρία και την επιπολής κροταφική αρτηρία. Η **φλεβική αποχέτευση** του προσώπου γίνεται από την πρόσθια προσωπική φλέβα ενώ η **λεμφική αποχέτευση** του προσώπου γίνεται στα υπογνάθια, παρωτιδικά και υπογενειδία λεμφογάγγλια.

### 4.4. ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΗΣ ΚΡΟΤΑΦΟΓΝΑΘΙΚΗΣ ΔΙΑΡΘΡΩΣΗΣ

Η διάρθρωση αυτή είναι τροποποιημένη γωνιώδης διάρθρωση. Η κροταφική διάρθρωση συνδέει κινητικά τους κονδύλους της κάτω γνάθου με την κροταφική γλήνη του λεπιδοειδούς οστού. Μεταξύ των αρθρικών επιφανειών παρεμβάλλεται διάρθριος δίσκος, ενώ η άρθρωση περιβάλλεται από τον αρθρικό θύλακο, ο οποίος περιέχει το αρθρικό υγρό. Ο διάρθριος δίσκος αποτελείται από πυκνό δίκτυο κολλαγόνων ινών και χωρίζει την κροταφογναθική διάρθρωση σε δύο επιμέρους θαλάμους τον άνω και τον κάτω. **Εικ.4.5**



**Εικ.4.5** Ανατομικά στοιχεία κροταφογναθικής διάρθρωσης

1. Κροταφική γλήνη
2. Ζυγωματική απόφυση
3. Αρθρικός θύλακος
4. Δισκοκροταφική διάρθρωση
5. Διάρθριος δίσκος
6. Δισκογναθιαία διάρθρωση
7. Έξω πτερυγοειδής μυς
8. Κόνδυλος
9. Έξω ακουστικός πόρος

Στον κάτω θάλαμο η άμεση επαφή του κονδύλου με τον διάρθριο δίσκο επιτρέπει κινήσεις περιστροφής. Στον άνω θάλαμο ο οποίος έχει χαλαρή δομή, ο δίσκος και ο κόνδυλος λειτουργούν ως ενιαίο σύνολο κατά την διάρκεια των κινήσεων της κατωλήθησης και μετατόπισης της κάτω γνάθου. Κατά την διάρκεια των κινήσεων της κάτω γνάθου λειτουργούν ταυτόχρονα και οι δύο αρθρώσεις ενώ ποτέ δε παρατηρείται σε φυσιολογικές καταστάσεις ετερόπλευρη λειτουργία.

Οι σύνδεσμοι της κροταφογναθικής διάρθρωσης ενισχύουν τον αρθρικό θύλακο, δεν είναι ιδιαίτερα ανεπτυγμένοι και διακρίνονται στους:

- Έξω και έσω πλάγιος σύνδεσμος
- Σφηνογναθικός σύνδεσμος
- Βελονογναθικός σύνδεσμος
- Αγκιστρογναθικός σύνδεσμος

Συγκεκριμένα ο **έξω πλάγιος σύνδεσμος** είναι ισχυρός και τριγωνικός, εκφύεται από τη ζυγωματική απόφυση και καταφύεται στον αυχένα του κονδύλου. Ο σύνδεσμος αυτός εμποδίζει τις κινήσεις του κονδύλου προς τον έξω ακουστικό πόρο καθώς και τις υπέρμετρες πλάγιες κινήσεις του κονδύλου. Ο **σφηνογναθικός σύνδεσμος** εκφύεται από την άκανθα του σφηνοειδούς οστού και καταφύεται στη γλωσσίδα της κάτω γνάθου στο έσω γναθιαίο τμήμα. Ο **βελονογναθικός σύνδεσμος** εκφύεται από τη βελονοειδή απόφυση και καταφύεται στη γωνία της κάτω γνάθου. Τέλος ο **αγκιστρογναθικός σύνδεσμος** εκφύεται από το πτερυγοειδές άγκιστρο του σφηνοειδούς οστού και καταφύεται στην κάτω γνάθο στην περιοχή πίσω από τον τρίτο γομφίο.

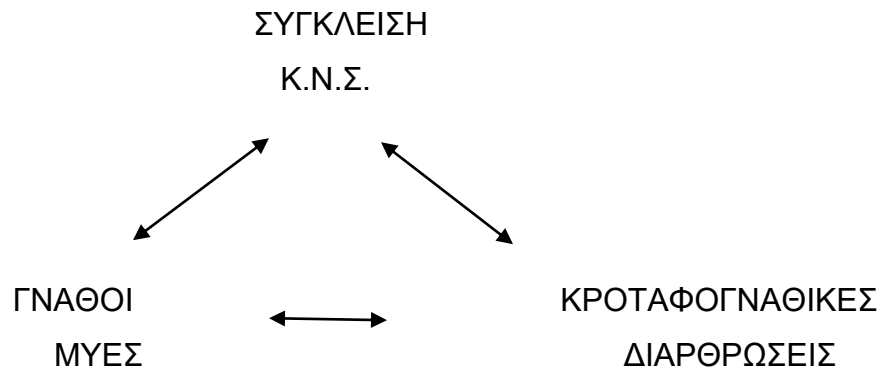
**Η αιμάτωση** της κροταφογναθικής διάρθρωσης πραγματοποιείται από την κροταφική και την έσω γναθιαία αρτηρία. **Η νεύρωση** κροταφογναθικής διάρθρωσης πραγματοποιείται με το ωτοκροταφικό νεύρο, το οποίο προέρχεται από το οπίσθιο στέλεχος του τρίτου κλάδου (κάτω γναθικό) του τριδύμου.



## 5. ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΣΤΟΜΑΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Το στοματογναθικό σύστημα είναι μία λειτουργική μονάδα η οποία αποτελείται από τις γνάθους και τα δόντια, τις κροταφογναθικές διαρθρώσεις και τους μυς της κάτω γνάθου, τους μυς της γλώσσας, τα χείλη και τις παρειές και τέλος από τα αγγεία και τα νεύρα όλων αυτών των ιστών.

Η αρμονική συνεργασία των ανωτέρω στοιχείων είναι απαραίτητη για την λειτουργική ικανότητα και απόδοση του στοματογναθικού συστήματος. Οι σχέσεις που το απαρτίζουν και των υπολοίπων συστημάτων του οργανισμού είναι πολύπλοκη. Μία απλοποιημένη μορφή της σχέσης αυτής, η οποία συχνά χρησιμοποιείται για να την εκφράσει είναι αυτή που φαίνεται στην εικόνα. (**Εικ.5.1**)



**Εικ.5.1** Η αρμονική συσχέτιση των επιμέρους τμημάτων του στοματογναθικού συστήματος

Υπάρχει στενή αλληλεξάρτηση μεταξύ των παραμέτρων του στοματογναθικού συστήματος με την γενικότερη κατάσταση και υγεία του υπόλοιπου οργανισμού ως σύνολο γεγονός που καθιστά μάταιη ή και ασήμαντη την οποιαδήποτε συζήτηση για το ποιο μέρος αυτού του συστήματος θα πρέπει να θεωρείται ως το πιο σπουδαίο ή δεσπόζον ή τελικά και χωρίς σημασία. (Ramfjord και Ash 1971)

## 5.1. ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΩΝ ΜΥΩΝ

Ο μυϊκός ιστός είναι υπεύθυνος για το σύνολο των κινήσεων που πραγματοποιούνται στο σώμα. Αποτελείται από ομάδες μυϊκών κυττάρων, οι οποίες προέρχονται από το μεσόδερμα και διαφοροποιούνται σταδιακά σε μία διαδικασία επιμήκυνσης και ταυτόχρονης σύνδεσης πρωτεϊνών και μυοϊνιδίων.

Διακρίνουμε τρεις τύπους μυϊκού ιστού με βάση τα μορφολογικά και λειτουργικά χαρακτηριστικά.

- 1) Ο **γραμμωτός ή σκελετικός μυϊκός ιστός**, ο οποίος αποτελείται από δεσμίδες πολυπύρηνων κυλινδρικών κυττάρων. Η συστολή τους είναι ισχυρή, γρήγορη και εκούσια.
- 2) Ο **λείος μυϊκός ιστός**, ο οποίος αποτελείται από άθροισμα ατρακτοειδών κυττάρων και του οποίου η συστολή είναι βραδεία και ακούσια.
- 3) Ο **καρδιακός μυϊκός ιστός** αποτελούμενος από διακλαδιζόμενα ή επιμήκη ξεχωριστά κύτταρα. Τα κύτταρα αυτά κατά την τελικοτελική επαφή τους εμφανίζουν κλιμακωτές ταινίες, δομές που παρατηρούνται μόνο στον καρδιακό μυ. Η συστολή του είναι ρυθμική, ισχυρή και ακούσια.

Σχετικά με ορισμένες λειτουργικές διαταραχές του στοματογναθικού συστήματος (νευρομυϊκές διαταραχές), οι μύες που εμπλέκονται ανήκουν ιστολογικά στο γραμμωτό μυϊκό ιστό.

### Ο γραμμωτός ή σκελετικός μυϊκός ιστός

Στη διάρκεια της εμβρυογένεσης, κάθε γραμμωτό μυϊκό κύτταρο σχηματίζεται από την ένωση εκατοντάδων πρόδρομων κυττάρων (**μυοβλαστών**) έτσι, ώστε κατά την ενηλικίωση, περιέχει εκατοντάδες πυρήνες αμέσως κάτω από την κυτταρική μεμβράνη του, αποτελώντας ένα συγκίτιο.

Στον ενήλικα, κάθε γραμμωτό μυϊκό κύτταρο είναι μια επιμήκη κυλινδρική δομή, με διάμετρο συνήθως 50-60μm και μήκος που ανάλογα με τη θέση του φθάνει τα 10cm. Αποτελείται από δεσμίδες πολύ μακρών κυλινδρικών πολυπύρηνων κυττάρων με διάμετρο 10-100μm, τα οποία ονομάζονται **μυϊκές ίνες**. Το κυτταρόπλασμα των γραμμωτών μυϊκών κυττάρων, εκτός από τις συσταλτές

πρωτεΐνες, περιέχει πολλά μιτοχόνδρια καθώς και άφθονο γλυκογόνο που αποτελούν πηγή ενέργειας. Κάθε μυϊκό κύτταρο περιβάλλεται από ένα εξωτερικό υμένα. Επίσης το γραμμωτό μυϊκό κύτταρο αποτελείται από το **σαρκείλημα** (κυτταρική μεμβράνη), το **σαρκόπλασμα** (κυτταρόπλασμα) και το **σαρκοπλασματικό δίκτυο** (ενδοπλασματικό δίκτυο).

Τα συστατικά στοιχεία των γραμμωτών μηκών κυττάρων (**μυοϊνίδια**) είναι λεπτές κυλινδρικές δομές με διάμετρο 1-2μm. Αυτά αποτελούνται από επικαλυπτόμενες, επαναλαμβανόμενες συγκεντρώσεις παχιών (κυρίως από μυσίνη) και λεπτών (κυρίως από ακτίνη) νηματίων.

Κάθε μυϊκή ίνα φέρει εκατοντάδες μυοϊνίδια, παράλληλα με τον επιμήκη άξονά της. Ο περιγραφικός όρος γραμμωτός μυς οφείλεται στις εναλλασσόμενες ζώνες των παχιών και λεπτών νηματίων. Με το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο αποκαλύπτεται ότι τα παχειά και λεπτά νημάτια συγκρατούνται στις θέσεις τους από δίσκους βοηθητικών πρωτεϊνών – που έχουν την εμφάνιση γραμμών- οι οποίοι διαιρούν τα μυοϊνίδια σε λειτουργικές μονάδες. Αυτές ονομάζονται **σαρκομέρια**. Μεταξύ των μυοϊνιδίων συγκεντρώνονται τα μιτοχόνδρια, το σαρκόπλασμα και τα άλλα κυτταροπλασματικά στοιχεία.

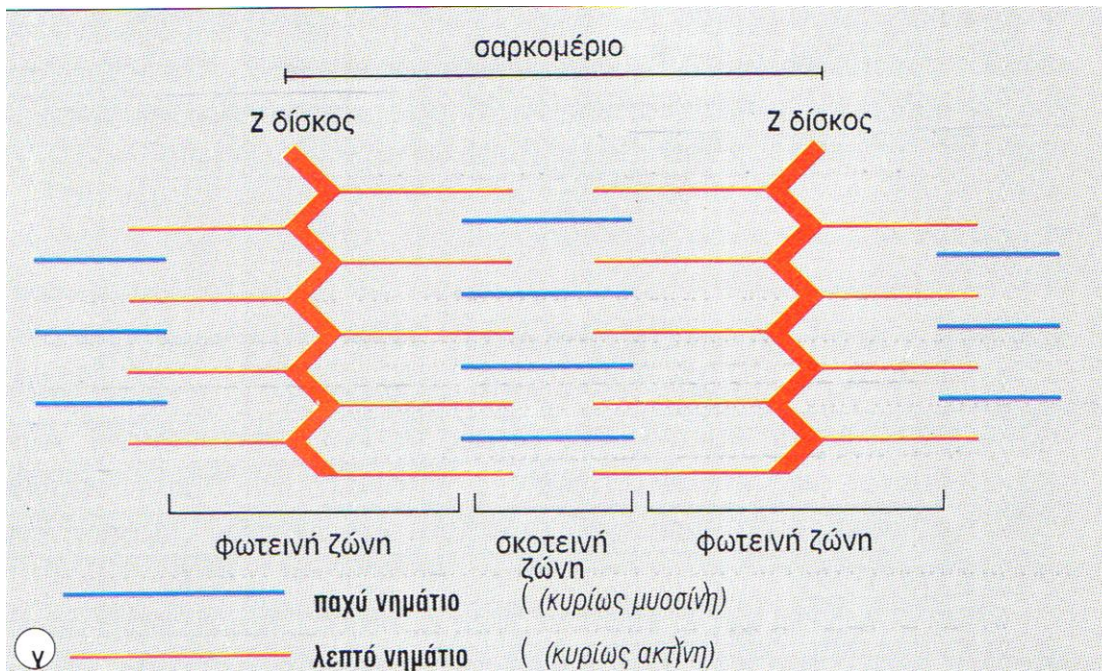
Σε κάθε σαρκομέριο υπάρχει μια κανονική διάταξη των συστατικών πρωτεϊνών, σύμφωνα με την οποία κάθε παχύ νημάτιο περιβάλλεται από 6 λεπτά νημάτια. Η συστολή του μυός, η οποία οδηγεί στην ελάττωση του εύρους των ανοιχτόχρωμων ζωνών οφείλεται στη διολίσθηση των λεπτών νηματίων πάνω στα παχειά, ενώ συγχρόνως το εύρος της σκοτεινόχρωμης ζώνης παραμένει σταθερό.

### **Λεπτά νημάτια**

Τα λεπτά νημάτια αποτελούνται κυρίως από ακτίνη και έχουν διάμετρο 8nm. Κάθε λεπτό νημάτιο (F- ακτίνη) σχηματίζεται από πολυμερισμό πολλών μονήρων μορίων σφαιρικής ακτίνης (G – ακτίνης). Για να σχηματιστεί ένα πλήρες νημάτιο, προσκολλώνται δύο γειτονικά νημάτια ακτίνης με το τελικό άκρο του ουραίου τμήματος τους στην α- ακτινίνη της Z γραμμής, ώστε να προσανατολίζονται προς αντίθετες κατευθύνσεις.(Βλ. σχεδιάγραμμα)

### Παχιά νημάτια

Τα παχιά νημάτια αποτελούνται κυρίως από μυσίνη. Όπως το νημάτιο ακτίνης, έτσι και το νημάτιο μυσίνης εμφανίζει πολικότητα. Για να σχηματιστεί ένα πλήρες παχύ νημάτιο, προσκολλώνται δύο γειτονικά νημάτια μυσίνης με το τελικό άκρο του ουραίου τμήματος στη Μ γραμμή, ώστε και αυτά να προσανατολίζονται προς αντίθετες κατευθύνσεις. (Εικ 5.2 )



### **Εικ 5.2** Μυοϊνίδια

Σχηματική απεικόνιση που δείχνει την διάταξη των νηματίων στο σαρκομέριο. Τα λεπτά νημάτια αποτελούνται κυρίως από ακτίνη και τα παχιά από μυσίνη.

Η λειτουργία των γραμμωτών μυών εξαρτάται από την ακριβή ευθυγράμμιση των νηματίων ακτίνης και μυσίνης, σε κάθε μυοϊνίδιο. Αυτό επιτυγχάνεται με τη βοήθεια επικουρικών πρωτεϊνών, οι οποίες συνδέουν και διατηρούν τα διάφορα συστατικά σε μια συγκεκριμένη σειρά, το ένα μετά το άλλο.

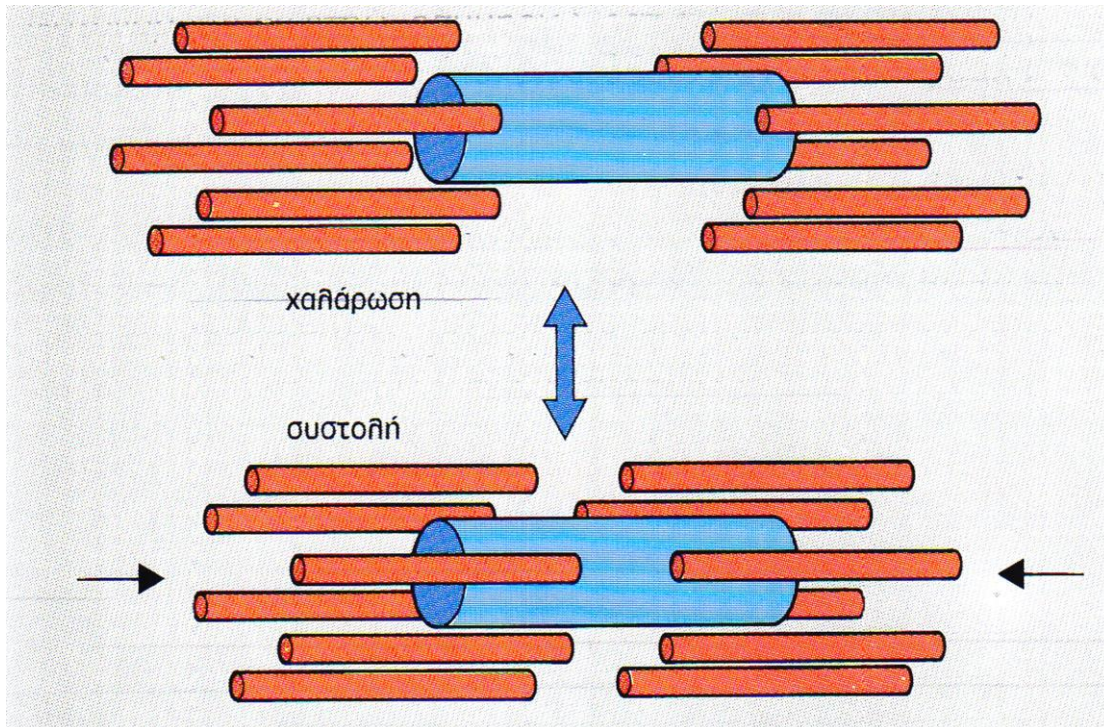
Οι επικουρικές πρωτεΐνες είναι η α-ακτινίνη, η μυσομυσίνη, η πιτίνη, η συνδετίνη και η C- πρωτεΐνη.

Στη διάρκεια της μυϊκής συστολής, τα νημάτια ακτίνης γλιστρούν κατά μήκος των νηματίων της μυσίνης. Αυτό επιτυγχάνεται με τη σύνδεση των κεφαλών των



μορίων της μυοσίνης με την ακτίνη. Τα μόρια της μυοσίνης «περπατούν» κατά μήκος των νηματίων της ακτίνης με μια αλληλοδιαδοχή συνδετικών και αποσυνδετικών κινήσεων. Αυτή η επαναλαμβανόμενη σύνδεση και αποσύνδεση χρησιμοποιεί την ενέργεια που απελευθερώνεται από την υδρόλυση του ATP. Η μυοσίνη μπορεί να θεωρηθεί σαν μία ATPάση που ενεργοποιείται με τη σύνδεση με την ακτίνη. **Εικ. 5.3**

Ο έλεγχος της μυϊκής συστολής πραγματοποιείται από πρωτεΐνες που συνδέονται με την ακτίνη και εμποδίζουν τη συστολή του μυός, καταστέλλοντας την αλληλεπίδραση ακτίνης – μυοσίνης. Αυτή η διαδικασία αντιστρέφεται από την υψηλή συγκέντρωση  $Ca^{+2}$  στο κυτταρόπλασμα.



**Εικ. 5.3** Συστολή μυός

Στη διάρκεια της μυϊκής συστολής, τα λεπτά νημάτια των μυοϊνιδίων γλιστρούν πάνω στα παχιά, ενώ κατά την μυϊκή χάλαση συμβαίνει το αντίθετο.

Ένα μόνο νεύρο μπορεί να νευρώσει μία μυϊκή ίνα ή να διακλαδίζεται και να ευθύνεται για την νευρώση περισσότερων μυϊκών ινών. Ο κινητικός νευρώνας, ο

άξονάς του και όλες οι μυϊκές ίνες στις οποίες διανέμεται, συνιστούν δομή που χαρακτηρίζεται ως **κινητική μονάδα**.

Ο αριθμός των μυϊκών ινών που αντιστοιχεί σε μια κινητική ίνα σχετίζεται με τη λεπτότητα των κινήσεων που εκτελεί ο μυς.

Όσον αφορά στους μυς της γνάθου κάθε κινητική ίνα αντιστοιχεί σε 700-900 μυϊκές ίνες.

Ένα κατά τη διάρκεια της συστολής ενός μύος το μήκος του δεν ελαττώνεται, τότε η συστολή χαρακτηρίζεται ως **ισομετρική**. Αντίθετα, αν το μήκος ελαττώνεται, τότε χαρακτηρίζεται ως **ισοτονική**.

Το χρώμα των μυών έχει σχέση με το έργο που επιτελεί η κάθε ομάδα μυών. Ανοιχτόχρωμοι ή λευκοί μύες, συνήθως χρησιμεύουν για γρήγορες κινήσεις και κοπώνονται εύκολα. Αντίθετα, μύες σκουρόχρωμοι ή κόκκινου χρώματος, έργο των οποίων είναι η διατήρηση του μυϊκού τόνου, ανθίσταται στην κόπωση.

Για παράδειγμα **ο μασητήρας** και **ο κροταφίτης** είναι ανοιχτόχρωμοι, έχουν μεγάλη ταχύτητα συστολής, είναι από τους γρηγορότερους μυς στο ανθρώπινο σώμα και κοπώνονται εύκολα.

**Οι ανασπώντες την κάτω γνάθο μύες** διαθέτουν λίγες μυϊκές ίνες με υψηλή βαλβίδα ερεθισμού και αντίθετα πρωτεύουν οι μυϊκές ίνες με χαμηλή βαλβίδα ερεθισμού ενάντια στην κόπωση.

Ο τύπος των μυϊκών ινών του **έξω πτερυγοειδούς** είναι παρόμοιος με εκείνον των ανασπώντων μυών την κάτω γνάθο. Αντίθετα ο διγάστορας προσομοιάζει περισσότερο με τους μυς εκείνους που περιέχουν κατά το 1/3 μυϊκές ίνες με χαμηλή βαλβίδα ερεθισμού ενάντια στην κόπωση, κατά το 1/3 μυϊκές ίνες με υψηλή βαλβίδα ερεθισμού και ευαισθησία στην κόπωση, τέλος, κατά το 1/3 μυϊκές ίνες με υψηλή βαλβίδα ερεθισμού ενάντια στην κόπωση.

## 5.2. ΝΕΥΡΟΥΠΟΔΟΧΕΙΣ ΤΩΝ ΜΥΩΝ

Οι αισθητήριες πληροφορίες σχετικά με το εσωτερικό και εξωτερικό περιβάλλον φθάνουν στο κεντρικό νευρικό σύστημα με τη βοήθεια **αισθητηρίων υποδοχέων**.

Οι υποδοχείς είναι μεταλλάκτες που μετατρέπουν διάφορες μορφές ενέργειας του περιβάλλοντος σε δυναμικά ενέργειας των νευρώνων.

Οι υποδοχείς που περικλείονται στους μυς είναι οι **1) μυϊκές άτρακτοι**, οι οποίες παρέχουν πληροφορίες σχετικά με το μήκος των μυών και την τάχυντα συστολής τους, **2) τα τενόντια όργανα Golgi** και **3) οι ελεύθερες μυϊκές απολήξεις**, οι οποίες μεταξύ άλλων περιέχουν πληροφορίες για τον πόνο.

Γενικά υπάρχουν πολλοί και διάφοροι τύποι υποδοχέων εξειδικευμένοι να απαντούν σε ορισμένη μορφή ενέργειας. Υπάρχει επίσης μεγάλος αριθμός υποδοχέων που μεταβιβάζουν πληροφορίες, οι οποίες δεν είναι ή δε γίνονται συνειδητές, π.χ. η αρτηριακή πίεση, η θερμοκρασία του αίματος κ.λ.π.

### 1) Μυϊκές άτρακτοι

Οι μυϊκές άτρακτοι υπάρχουν σε μεγάλο αριθμό στους ανασπώντες την κάτω γνάθο μυς. Αντίθετα, ο αριθμός τους είναι ελάχιστος ή απουσιάζουν εντελώς από τους κατασπώντες την κάτω γνάθο μυς.

Οι μυϊκές άτρακτοι είναι σισθητηριακοί υποδοχείς μήκους ελαχίστων χιλιοστών και εύρους 100 μm.

Κάθε μυϊκή άτρακτος αποτελείται από 2-10 μυϊκές ίνες, οι οποίες περιβάλλονται από κάψα συνδετικού ιστού και ονομάζονται ενδοκαψικές ίνες, σε αντίθεση με τις εξωκαψικές ίνες, οι οποίες είναι οι κανονικές συσταλτικές μονάδες του μυός. Οι ενδοκαψικές ίνες έχουν παράλληλη φορά με τις λοιπές ίνες, επειδή τα άκρα της κάψας της άτρακτου συνδέονται με τους τένοντες σε κάθε άκρο τους μυός στα πλάγια των εξωκαψικών ινών.

Υπάρχουν δύο τύποι ενδοκαψικών ινών. Ο πρώτος περιέχει πολλούς πυρήνες σε μια διογκωμένοι κεντρική περιοχή και ονομάζεται **ίνα πυρηνικού σάκου**.

Ο δεύτερος τύπος ονομάζεται ίνα πυρηνικού αλύσου και είναι λεπτότερη και μικρότερη σε μήκος στερείται δε σάκου. Οι απολήξεις των ενδοκαψικών ινών συστέλλονται σε αντίθεση με τα κεντρικά τους τμήματα τα οποία δε συστέλλονται.

Κάθε μυϊκή άτρακτος αποτελείται από δύο τύπους αισθητηρίων απολήξεων :

A) τις κύριες ή σπειροδακτυλιοειδείς απολήξεις.

B) Τις δευτερεύουσες ή ανθοκραμβοειδείς απολήξεις.

Οι πρώτες είναι τα τελικά άκρα των κεντρομόλων ινών γρήγορης αγωγής της ομάδας I που περιτυλίγονται γύρω από το κέντρο των ινών του πυρηνικού σάκου και των ινών πυρηνικής αλύσου.

Οι δεύτερες είναι καταλήξεις των αισθητηρίων ινών της ομάδας II εντοπισμένες στα άκρα των ενδοκαψικών ινών, πιθανότατα στις ίνες μόνο της πυρηνικής αλύσου. Οι μυϊκές άτρακτοι έχουν δικά τους κινητικά νεύρα διαμέτρου 3-6  $\mu\text{m}$  και ανήκουν στην ομάδα Αγ. Ονομάζονται **φυγόκεντρες γ**.

Οι φυγόκεντρες απολήξεις γ είναι δύο τύπων : οι τελικές κινητικές απολήξεις επάνω στις ίνες πυρηνικού σάκου και οι απολήξεις ποτπου σχηματίζουν εκτεταμένα δίκτυα επάνω στις ίνες πυρηνικής αλύσου.

Οι μυϊκές άτρακτοι δέχονται δύο τύπους λειτουργικής νεύρωσης: Δυναμικούς γ φυγόκεντρους και στατικούς γ φυγόκεντρους.

Οι ίνες των σπειροειδών απολήξεων καταλήγουν στους κινητικούς νευρώνες οι οποίοι τροφοδοτούν τις εξωκαψικές μυϊκές ίνες του ίδιου μυός.

Ο χρόνος που μεσολαβεί από την εφαρμογή του ερεθίσματος και της αντανακλαστικής αντίδρασης ονομάζεται **αντανακλαστικός χρόνος ή χρόνος αντίδρασης**. Ο χρόνος αντίδρασης του μυοτατικού αντανακλαστικού στον άνθρωπο είναι 19-24 msec.

Από πλευράς λειτουργίας της μυϊκής ατράκτου οι κύριες μυϊκές απολήξεις υφίσταται παραμόρφωση όταν αυτή διατείνεται, όποτε παράγονται δυναμικά υποδοχέων, τα οποία στη συνέχεια προκαλούν δυναμικά ενέργειας στις αισθητήριες ίνες με συχνότητα ανάλογη του βαθμού διάτασης.

Λόγω της παραλληλότητας της μυϊκής ατράκτου με τις εξωκαψικές ίνες του μυός, όταν αυτή εκτείνεται παθητικά εκτείνεται και η μυϊκή άτρακτος. Αντίθετα όταν ο μυς συστέλλεται, οι κεντρομόλες ίνες της ατράκτου σταματούν να εκπέμπουν προς τις



εξωκαψικές ίνες, ενώ ο μυς συστέλλεται και κονταίνει, η μυϊκή άτρακτος δε συστέλλεται.

Ο τρόπος λειτουργίας των μυϊκών ατράκτων διατηρεί το μήκος του μυός. Όταν ο μυς εκτείνεται, αυξάνεται η εκφόρτιση της μυϊκής ατράκτου προκαλώντας αντανακλαστική συστολή του μυός.

Αντίθετα όταν ο μυς συστέλλεται χωρίς να μεταβάλλεται η εκφόρτιση των γ φυγόκεντρων ινών, ο μυς ηρεμεί και ελαττώνεται η εκφόρτιση της μυϊκής ατράκτου.

Όταν η μυϊκή άτρακτος εκτείνεται, οι κύριες και δευτερεύουσες μυϊκές απολήξεις διεγείρονται με διαφορετικό όμως τρόπο αντίδρασης.

Το νεύρο της κύριας απόληξης εκφορτίζεται ταχύτερα κατά τη διάρκεια της έκτασης του μυός και με μικρότερη ταχύτητα κατά τη διάρκεια παρατεταμένης διάτασης του μυός.

Το νεύρο της δευτερεύουσας απόληξης εκφορτίζει με αυξανόμενη ταχύτητα σε όλη τη διάρκεια της εκτάσεως του μυός. Η πρωτεύουσα κατά συνέπεια απόληξη μετρά το μήκος και την ταχύτητα της διάτασης του μυός ενώ η δευτερεύουσα μετρά το μήκος.

Συμπερασματικά, οι μυϊκές άτρακτοι παρέχουν πληροφορίες:

A) Σχετικά με το μήκος και τις μεταβολές του μήκους των μυών.

B) Λαμβάνουν πληροφορίες από τις γ φυγόκεντρες νευρικές ίνες επηρεάζοντας έτσι την ευαισθησία των μυών .

Γ) Παρέχουν σημαντικές πληροφορίες στο κινητικό σύστημα δια μέσου των μονοσυναπτικών συνάψεων.

Επειδή οι μυϊκές άτρακτοι είναι στενά συνδεδεμένες με το μυϊκό σύστημα γενικώς αποτελούν πηγή μυϊκής υπερλειτουργίας, η οποία μπορεί να οδηγήσει σε βρυγμό και σε δυσλειτουργία του στοματογναθικού συστήματος.

## 2) Τα τενόντια όργανα Golgi

Όσο εντονότερα εκτείνεται ένας μυς τόσο ισχυρότερη είναι η αντανακλαστική του συστολή. Όταν δε η διάταση καταστεί μεγάλη, η συστολή σταματά απότομα και ο μυς χαλαρώνει. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται **μυοτατικό αντανακλαστικό**. Ο υπεύθυνος υποδοχέας για το μυοτατικό αντανακλαστικό βρίσκεται στο **ΤΕΝΟΝΤΙΟ**

**όργανο του Golgi** το οποίο εντοπίζεται μέσα στους τένοντες του μυός. Αποτελείται από άθροισμα κομβοειδών νευρικών απολήξεων, οι οποίες πορεύονται ανάμεσα στις δεσμίδες του τένοντα.

Κάθε όργανο του Golgi διαθέτει 3-25 μυϊκές ίνες, οι οποίες αποτελούν την Ιβ ομάδα από εμμύελες, γρήγορης αγωγής, αισθητήριες νευρικές ίνες.

Σε αντίθεση με τις μυϊκές ατράκτους, τα όργανα του Golgi είναι συνδεδεμένα στη σειρά με τις μυϊκές ίνες και διεγείρονται τόσο κατά την παθητική διάταση, όσο και κατά την ενεργητική συστολή του. Η βαλβίδα ερεθισμού των τενόντιων οργάνων του Golgi είναι χαμηλή και λειτουργεί ως μεταλλάκτης στο αναδραστικό κύκλωμα που ρυθμίζει τη δύναμη του μυός με ανάλογο τρόπο με εκείνον του αναδραστικού κυκλώματος των μυϊκών ατράκτων που ρυθμίζουν το μήκος του μυός. Η λειτουργική σημασία των τενόντιων οργάνων του Golgi αφ' ενός και των κυρίων και δευτερευόντων απολήξεων των μυϊκών ατράκτων αφ' ετέρου στη ρύθμιση της μυϊκής συστολής, του μήκους του μυός και στη δύναμη του καταδεικνύεται από το ακόλουθο γεγονός. Η τομή των κεντρομόλων νευρώνων σ' ένα άκρο έχει ως αποτέλεσμα το άκρο να κρέμεται χαλαρά σε ημιπαράλυτη κατάσταση.

### **3) Οι ελεύθερες νευρικές απολήξεις**

Οι ελεύθερες νευρικές απολήξεις δε διαθέτουν τον ίδιο βαθμό εξειδίκευσης με εκείνων των τενόντιων οργάνων του Golgi και των μυϊκών ατράκτων. Βρίσκονται λοιπόν διασκορπισμένες μέσα σε όλα τα όργανα και παρέχουν υποδοχείς μέσω των οποίων διαβιβάζονται κεντρομόλως επώδυνα ερεθίσματα.

Οι ίνες τους είναι μικρές και διαβιβάζουν με βραδύ ρυθμό τον πόνο συγκρινόμενες με εκείνες των μυϊκών ατράκτων και των τενόντιων οργάνων του Golgi. Αποτελούν το φυγόκεντρο σκέλος του αντανακλαστικού τόξου και είναι οι κινητικοί νευρώνες που εφοδιάζουν τις εξωκαψικές μυϊκές ίνες.

Όλες οι νευρικές ώσεις που επηρεάζουν τη μυϊκή συστολή διοχετεύονται στους μυς μέσω αυτών και γι' αυτό ονομάζονται και τελικές κοινές οδοί.

### 5.3. ΝΕΥΡΟΥΠΟΔΟΧΕΙΣ ΤΩΝ ΚΡΟΤΑΦΙΚΩΝ ΔΙΑΡΘΡΩΣΕΩΝ

Τα ιδιοδεκτικά όργανα των κροταφικών διαρθρώσεων είναι τα **σωμάτια των Vater-Pacini**, τα **σωμάτια του Ruffini**, οι **ελεύθερες νευρικές απολήξεις** και το **τενόντιο όργανο του Golgi**. Τα όργανα αυτά εντοπίζονται στον αρθρικό θύλακο, στην περιφέρεια του διάρθριου δίσκου και στον έξω πλάγιο σύνδεσμο.

Τα σωμάτια των Vater-Pacini και τα σωμάτια του Ruffini καθώς και οι ελεύθερες νευρικές απολήξεις διαβιβάζουν στο κεντρικό νευρικό σύστημα αισθητικές και κινητικές πληροφορίες σχετικές με τη θέση και την κίνηση της κάτω γνάθου.

Με τη βοήθεια τους το κεντρικό νευρικό σύστημα μπορεί να συντονίζει τη λειτουργικότητα των κροταφογναθικών διαρθρώσεων και την κινητικότητα της κάτω γνάθου. Τα σωμάτια Vater-Pacini είναι υποδοχείς αφής, ομοίως και οι ελεύθερες νευρικές απολήξεις. Τα πρώτα ανιχνεύουν μηχανικές μεταβολές των επιμέρους στοιχείων των κροταφογναθικών διαρθρώσεων, ενώ οι δεύτερες ανιχνεύουν ερεθίσματα αφής και πίεσης.

Τέλος τα όργανα του Golgi ειδικεύονται στην ανίχνευση χαμηλών τάσεων στο εσωτερικό της κροταφογναθικής διάρθρωσης. Παρεμβαίνουν ανασταλτικά στη μυϊκή δραστηριότητα συντονίζοντας δυνάμεις όλων των τύπων. Επίσης η δραστηριότητα τους επηρεάζει και επηρεάζεται από το μηχανισμό του μυοτακτικού αντανακλαστικού.

### 5.4. ΟΙ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΤΗΣ ΚΑΤΩ ΓΝΑΘΟΥ

Η κροταφογναθική διάρθρωση από λειτουργική άποψη συνδυάζει **κινήσεις διάρθρωσης** και **γίγγλυμης άρθρωσης** επειδή αποτελείται από δύο επιμέρους αρθρώσεις.

Η πρώτη σχηματίζεται μεταξύ του κονδύλου και του διάρθριου δίσκου. Σ' αυτή γίνεται γίγγλυμη περιστροφική κίνηση. Η δεύτερη σχηματίζεται μεταξύ του κροταφικού οστού και του διάρθριου δίσκου και σε αυτή γίνονται κινήσεις διάρθρωσης.

Οι κροταφογναθικές διαρθρώσεις παραμένουν μοναδικές σε σύγκριση με τις υπόλοιπες αρθρώσεις του σώματος, επειδή κείμενες αμφοτερόπλευρα αλληλοεξαρτώνται άμεσα κατά την κίνησή τους, δημιουργώντας έτσι προϋποθέσεις πολύπλοκης κινητικότητας.

Οι κινήσεις της κάτω γνάθου, οι οποίες σχετίζονται με τη μορφολογία της σύγκλεισης των δοντιών και τη λειτουργικότητα του στοματογναθικού συστήματος, ξεκινούν από τρεις βασικές θέσεις.

Αυτές είναι η **καθ' έξιν σύγκλειση ή θέση μέγιστης συγγόμφωσης, η κεντρική θέση ή σχέση και η θέση ανάπαυσης.**

**Η καθ'έξιν σύγκλειση ή θέση μέγιστης συγγόμφωσης,** είναι η πιο κοινή σχέση μεταξύ των ανταγωνιστών δοντιών, στην οποία επιτυγχάνεται ο μεγαλύτερος αριθμός των οδοντικών επαφών κατά την ανάσπαση της κάτω γνάθου .

Η μέγιστη συγγόμφωση στην κεντρική σχέση της κάτω γνάθου ως προς την άνω ονομάζεται **κεντρική σύγκλειση.**

Στην κεντρική σύγκλειση οι οδοντικές επαφές μεταξύ των ανταγωνιστών γομφίων και προγομφίων ονομάζονται κεντρικές επαφές και τα φύματα τους φύματα υποστήριξης (υπερώια της άνω, παρειακά κάτω). Η σχέση αυτή της επαφής των φυμάτων υποστήριξης διατηρεί σταθερή την κατακόρυφη διάσταση και κατανέμει ισότιμα τις μασητικές δυνάμεις.

**Κεντρική σχέση της κάτω γνάθου** ως προς την άνω είναι η θέση εκείνη στην οποία οι κόνδυλοι βρίσκονται στην πιο επάνω και εμπρός θέση μέσα στην κροταφική γλήνη, στο άνευ αγγείων και νεύρων τμήμα του διάρθριου δίσκου ενώ το σύμπλεγμα κονδύλου- δίσκου ακουμπά εμπρός στο πρόσθιο αρθρικό φύμα.

Η απόσταση μεταξύ κεντρικής σχέσης και μέγιστης συγγόμφωσης είναι συνήθως 0,5-1,5mm σε άτομα που διαθέτουν σύγκλειση I τάξης κατά Angle.

Η θέση αυτή μπορεί να θεωρηθεί ως θέση αξονικής περιστροφικής κίνησης της κάτω γνάθου, στην οποία η κάτω γνάθος μπορεί να ανοιγοκλείνει χωρίς καμία μετατόπιση προς τα πλάγια ή προς τα εμπρός. Συνεπώς οι κινήσεις μετατόπισης ή κατολίσθησης ξεκινούν από τη θέση αυτή επειδή είναι θέση σταθερή και αναπαραγώγιμη.

**Η θέση ανάπαυσης** είναι η θέση που παίρνει η κάτω γνάθος όταν το άτομο κάθεται ή στέκεται σε όρθια στάση και η απόσταση μεταξύ των δοντιών κυμαίνεται συνήθως από 1,3-3mm. Η απόσταση αυτή ονομάζεται μεσοφραγματική απόσταση ή ελεύθερος μεσοφραγματικός χώρος.

Η θέση ανάπαυσης υπαγορεύεται από τον μυϊκό τόνο των ανασπώντων την κάτω γνάθο μυών, ο οποίος υπαγορεύεται από το μυοτατικό αντανακλαστικό που επηρεάζεται από το βάρος της κάτω γνάθου.

Επομένως δεν είναι η θέση εκείνη με τη μικρότερη μυϊκή δραστηριότητα αφού απαιτείται έστω και ένας μικρός βαθμός μυϊκής δραστηριότητας των ανασπώντων μυών προκειμένου η κάτω γνάθος, να μπορεί να παραμένει στη θέση αυτή.

Η θέση ανάπαυσης δεν είναι σταθερή και υπόκειται σε μεταβολές εξαρτώμενες από το μυϊκό τόνο και τη θέση της κεφαλής παράγοντες που με τη σειρά τους επηρεάζονται από τη γενικότερη στάση του σώματος, τη λειτουργική δραστηριότητα του στοματογναθικού συστήματος, την ηλικία, την ώρα της ημέρας και τη συναισθηματική φόρτιση του ατόμου.

### **Λειτουργικές κινήσεις κάτω γνάθου**

Η κινησιολογία της κάτω γνάθου είναι εξαιρετικά πολύπλοκη, επειδή οι συνδυασμένες κινήσεις πραγματοποιούνται στο χώρο σε τρία επίπεδα: οριζόντιο, οβελιαίο και μετωπιαίο, τα οποία ονομάζονται αναφορικά. Επιπλέον η κάτω γνάθος ξεκινώντας από την αρχική της θέση μπορεί να κινείται κατά μήκος απεριόριστου αριθμού ατραπών κίνησης.

Η ανάλυση των κινήσεων της κάτω γνάθου καταλήγει σε δύο απλούστερες μορφές κίνησης, **στην περιστροφή** και **στη μετατόπιση**.

**Περιστροφή**, είναι η κίνηση ενός στερεού σώματος γύρω από ένα σημείο του ή άξονα κατά την οποία η απόσταση κάθε σημείου από το κέντρο ή τον άξονα παραμένει σταθερή. Όλα τα σημεία του άξονα περιστροφής παραμένουν ακίνητα ενώ όλα τα υπόλοιπα σημεία του σώματος έχουν διαφορετικές ταχύτητες ανάλογα με την απόσταση από τον άξονα.

**Μετατόπιση**, είναι η κίνηση κατά την οποία όλα τα σημεία του σώματος έχουν την ίδια ταχύτητα και οι τροχιές τους είναι παράλληλες.

Οι παράγοντες οι οποίοι ελέγχουν, καθορίζουν και επηρεάζουν τις κινήσεις της κάτω γνάθου ονομάζονται **ελεγκτικοί ή καθοριστικοί παράγοντες**. Είναι τέσσερις και διακρίνονται σε τρεις ανατομικούς και ένα φυσιολογικό.

**Ελεγκτικοί ή καθοριστικοί**      **Ανατομικοί (3) → 2 Οπίσθιους (ΚΓΔ δεξιά και Αριστερή)**  
**1 Πρόσθιο (Σύγκλειση των δοντιών)**

<

**Παράγοντες**      **Φυσιολογικός (1) → Νευρομυϊκό σύστημα**

Οι λειτουργικές κινήσεις της κάτω γνάθου είναι οι ακόλουθες:

- A) η κατάσπαση της κάτω γνάθου**
- B) η ανάσπαση της κάτω γνάθου**
- Γ) η προολίσθηση**
- Δ) η πλαγιολίσθηση**

**A) Η κατάσπαση της κάτω γνάθου**

Η κατάσπαση της κάτω γνάθου ξεκινά ως αμιγής περιστροφική κίνηση των κονδύλων, την οποία διαδέχεται η μετατόπιση και τελικά η κίνηση καταλήγει μέχρι την ακραία της θέση σε ένα συνδυασμό καμπυλόγραμμης μετατόπισης και περιστροφής.

Η έναρξη της κίνησης γίνεται από την κεντρική θέση ή σχέση της κάτω γνάθου. Η κάτω γνάθος περιστρέφεται γύρω από οριζόντιο άξονα, ο οποίος ονομάζεται

**γίγγλυμος άξονας περιστροφής ή τελικός εγκάρσιος γίγγλυμος άξονας.** Είναι δε η νοητή γραμμή, η οποία περνά μεταξύ των κρατφογναθικών διαρθρώσεων.

Γύρω από τον γίγγλυμο άξονα η κάτω γνάθος μπορεί να περιστρέφεται τοξοειδώς κατά κάθετο επίπεδο χωρίς να εκτελεί κινήσεις κατολίσθησης.

Όταν η κατάσπαση της κάτω γνάθου φτάσει το άνοιγμα των 19mm μεταξύ των άνω και κάτω γομφίων, οι κόνδυλοι αρχίζουν να μετατοπίζονται κάτω και εμπρός από το πρόσθιο αρθρικό φύμα διαγράφοντας καμπυλόγραμμη τροχιά. Η μέγιστη κατάσπαση της κάτω γνάθου σε υγιείς ενήλικες άνω των 20 ετών είναι κατά μέσο όρο 58,6mm για τους άντρες και 53,3mm για τις γυναίκες. Οι τιμές αυτές είναι μικρότερες σε νεαρότερα και σε ηλικιωμένα άτομα.

## **B) Η ανάσπαση της κάτω γνάθου**

Η ανάσπαση της κάτω γνάθου, ξεκινώντας από τη μέγιστη κατάσπαση, πραγματοποιείται με περιστροφική κίνηση των κονδύλων σε πρώτη φάση, στη συνέχεια ακολουθεί ένας συνδυασμός περιστροφικής και καμπυλόγραμμης μετατόπισης, για να καταλήξει τελικά σε αμιγή περιστροφή. Στη θέση αυτή οι κόνδυλοι καταλαμβάνουν την τελική τους θέση μέσα στην κροταφική γλήνη μέχρι την πλήρη συγγόμφωση των ανταγωνιστών.

## **Γ) Η προολίσθηση**

Προολίσθηση είναι η κίνηση που πραγματοποιεί η κάτω γνάθος προς τα εμπρός διαγράφοντας καμπυλόγραμμη τροχιά ακολουθώντας την κλίση του πίσω τοιχώματος του πρόσθιου αρθρικού φύματος.

Η προολίσθηση της κάτω γνάθου κατά την ανάσπαση αυτής από τη μέγιστη κατάσπαση εμποδίζεται από τους μυς και τους συνδέσμους.

Κατά την προολίσθηση της κάτω γνάθου η επαφή των κοπτικών επιφανειών των προσθίων δοντιών της κάτω γνάθου, όταν αυτά ολισθαίνουν στις γλωσσικές

επιφάνειες των προσθίων της άνω ξεκινώντας από τη κεντρική σύγκλιση μέχρις ότου έλθουν σε θέση κοπτική προς κοπτική, ονομάζεται **τομική τροχιά**. Οι γλωσσικές επιφάνειες των προσθίων δοντιών της άνω γνάθου παριστούν την υποτεινούσα ορθογωνίου τριγώνου, του οποίου οι κάθετες πλευρές είναι η οριζόντια και κάθετη μεσοτομική απόσταση. Η απόσταση της τομικής τροχιάς επηρεάζεται από από την κάθετη και οριζόντια μεσοτομική απόσταση επιδρώντας στις πλάγιες κινήσεις της κάτω γνάθου.

Η γωνία που σχηματίζεται από την τομική τροχιά σε σχέση με το οριζόντιο επίπεδο ονομάζεται **τομική γωνία**. Η μέση τιμή της προωστικής μετακίνησης της κάτω γνάθου είναι 9mm.

Η κλίση της τομικής τροχιάς οδηγεί την κάτω γνάθο στην κεντρική σύγκλιση κατά την επαναφορά της προς τα πίσω από τη θέση προολίσθησης και αντίστροφα.

#### **Δ) Η πλαγιολίσθηση**

Κατά την κίνηση αυτή η κάτω γνάθος ξεκινώντας από την κεντρική σχέση ή θέση οδηγείται προς την ακραία πλάγια θέση, αριστερά – δεξιά. Η μέση τιμή της πλαγιολίσθησης της κάτω γνάθου είναι 10mm. Η πλευρά προς την οποία η κάτω γνάθος μετακινείται ονομάζεται **εργαζόμενη πλευρά** και ο κόνδυλος **εργαζόμενος ή λειτουργών**. Η αντίθετη προς την λειτουργούσα πλευρά ονομάζεται **αντιρροπούσα ή μη λειτουργούσα** και ο κόνδυλος **αντιρροπών ή μη εργαζόμενος**.

Κατά την πλαγιολίσθηση της κάτω γνάθου ο αντιρροπών κόνδυλος κινείται προς τα κάτω, εμπρός και μέσα, περιστρεφόμενος ταυτόχρονα στο διάρθριο δίσκο. Ο λειτουργών κόνδυλος την ίδια στιγμή περιστρέφεται οριζόντια στο διάρθριο δίσκο γύρω από τον κάθετο άξονα.

Όταν ο αντιρροπών κόνδυλος κινείται προς τα κάτω, εμπρός και εντός της κροταφικής γλήνης κατά τις πλάγιες μετατοπίσεις της κάτω γνάθου, η κίνησή του προς τα εντός περιορίζεται από το έσω κράσπεδο της κροταφικής γλήνης. Οι πλάγιες κινήσεις του αντιρροπούντος κονδύλου, οι οποίες πραγματοποιούνται



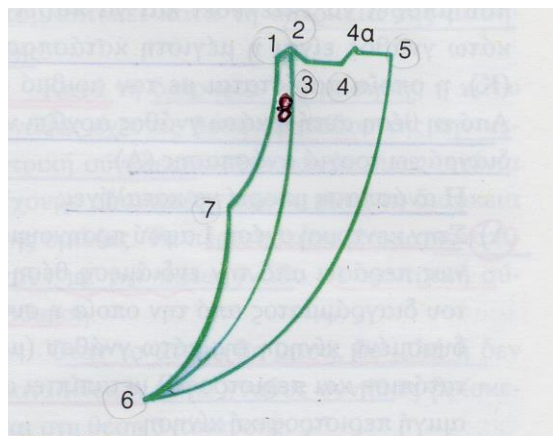
απένατι από το έσω τοίχωμα της κροταφικής γλήνης, προσδιορίζουν-στοιχειοθετούν την **κίνηση Bennett** ή πλάγια μετακίνηση ή αναπήδηση του κονδύλου της εργαζόμενης πλευράς. Η φορά της κίνησης Bennett μπορεί να είναι ευθεία πλάγια μετατόπιση ή πλάγια με ελαφρά απόκλιση προς τα εμπρός ή προς τα πίσω εξαρτώμενη από τη δομή της κροταφογναθικής διάρθρωσης και τη συστολή του έξω πτερυγοειδούς μυός. Ακόμη η κίνηση Bennett είναι διαφορετική μεταξύ των ατόμων αλλά και μεταξύ των δύο κονδύλων. Η κατεύθυνσή της μπορεί να είναι προς τα έξω και εμπρός ή πίσω ή προς τα έξω και άνω ή κάτω.

Η γωνία που σχηματίζει η τροχιά του αντιρροπούντος κονδύλου με το οβελιαίο επίπεδο ονομάζεται γωνία Bennett.

Η πλάγια μετακίνηση μετρούμενη σε οριζόντιο επίπεδο είναι κατά μέσο όρο 0,75mm ενώ η κίνηση Bennett στο 80% των ατόμων είναι 1,5mm ή λιγότερο.

## **5.5. ΟΡΙΑΚΕΣ ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΤΗΣ ΚΑΤΩ ΓΝΑΘΟΥ**

Η κάτω γνάθος εκτός από τις βασικές και τις λειτουργικές κινήσεις που εκτελεί στο χώρο, έχει τη δυνατότητα να διαγράφει κινήσεις πέραν των λειτουργικών. Τις κινήσεις αυτές ονομάζουμε **ακραίες ή οριακές**. Η μελέτη των βασικών και ακραίων θέσεων της κάτω γνάθου καθώς και οι διαγραφόμενες τροχιές της μελετώνται στα κλασικά διαγράμματα του **Posselt στο οβελιαίο επίπεδο** και του **Gysi στο οριζόντιο επίπεδο**. Ωστόσο όμως οι οριακές κινήσεις της κάτω γνάθου καταγράφονται και στο **μετωπιαίο επίπεδο**.



**Εικ.5.4** Διάγραμμα Posselt

**Στο διάγραμμα του Posselt (1952) Εικ.5.4** ο αριθμός 1 παριστά την κεντρική σχέση της κάτω γνάθου, από την οποία ξεκινούν και στην οποία καταλήγουν όλες οι κινήσεις της κάτω γνάθου.

Ο αριθμός 2 υποδηλώνει την κεντρική σύγκλειση. Εφόσον υπάρχει σύμπτωση κεντρικής σχέσης με την κεντρική σύγκλειση, οι αριθμοί 1 και 2 του διαγράμματος ταυτίζονται. Κατά την διάρκεια της προολίσθησης της κάτω γνάθου τα κοπτικά χείλη των προσθίων της κάτω γνάθου διαπερνούν τις γλωσσικές επιφάνειες των αντίστοιχων δοντιών της άνω γνάθου μέχρις ότου έλθουν σε σχέση κοπτική προς κοπτική, η οποία στο διάγραμμα παρίσταται με τον αριθμό 3.

Η περαιτέρω ανάπτυξη της προολίσθησης της κάτω γνάθου διαγράφει ευθύγραμμη τροχιά μικρής έκτασης η οποία φέρνει την κάτω γνάθο σε σχέση γλωσσικών επιφανειών των κάτω προσθίων προς τις προστομιακές επιφάνειες των άνω προσθίων και αναπαρίσταται με τον αριθμό 4.

Ο αριθμός 5 αντιστοιχεί στο απώτατο όριο ανάπτυξης και έκτασης της προολίσθησης της κάτω γνάθου.

Άλλη ακραία οριακή κίνηση και θέση που μπορεί να εκτελέσει και να πάρει η κάτω γνάθος είναι η μέγιστη κατάσπαση, η οποία παρίσταται με τον αριθμό 6.

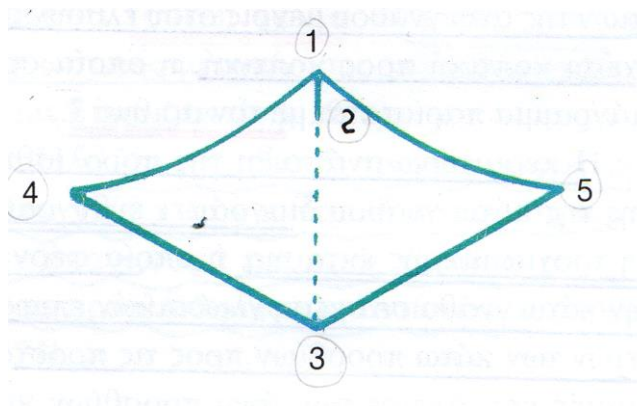
Από τη θέση αυτή η κάτω γνάθος αρχίζει να διαγράφει τροχιά ανάσπασης.

Η ανάσπαση μπορεί να καταλήγει:

A) Στην κεντρική σχέση 1 αφού προηγουμένως περάσει από την ενδιάμεση θέση 7 του διαγράμματος από την οποία η συνδυασμένη κίνηση της κάτω γνάθου (μετατόπιση και περιστροφή) μεταπίπτει σε αμιγώς περιστροφική κίνηση.

B) Στην κεντρική σύγκλιση 2, αφού προηγουμένως περάσει από τη θέση 8 που αντιστοιχεί στη θέση ανάπαυσης.

Η μελέτη των κινήσεων της κάτω γνάθου στο οριζόντιο επίπεδο γίνεται με την καταγραφή του **γοθτικού τόξου η διαγράμματος του Gysi**. **Εικ.5.5**



**Εικ.5.5** Διάγραμμα του Gysi.

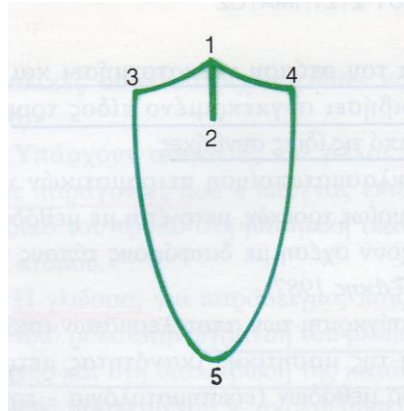
Η καταγραφή γίνεται με τη βοήθεια ειδικής πλάκας που τοποθετείται ενδοστοματικά η εξωστοματικά με τη χρήση παντογράφου. Έτσι επιτυγχάνεται η καταγραφή των πλαγίων και προσθιοπισθίων κινήσεων της κάτω γνάθου.

Οι αριθμοί 1 και 2 παριστούν αντίστοιχα την κεντρική σχέση και την κεντρική σύγκλιση.

Στην περίπτωση που η κεντρική σχέση συμπίπτει με την κεντρική σύγκλιση οι αριθμοί 1 και 2 ταυτίζονται. Ξεκινώντας από την κεντρική σχέση η κάτω γνάθος προολισθαίνει μέχρι το σημείο 3 που αντιστοιχεί στη μέγιστη (ακραία – οριακή) προολίσθηση της κάτω γνάθου. Κατά την πλαγιολίσθηση η κάτω γνάθος διαγράφοντας αμιγή πλάγια κίνηση αριστερά – δεξιά, φθάνει στις θέσεις 4 και 5 οι οποίες αντιστοιχούν στις οριακές θέσεις πλαγιολίσθησης της κάτω γνάθου.

Οι οριακές κινήσεις της κάτω γνάθου καταγράφονται και στο μετωπιαίο επίπεδο.

**Εικ.5.6**



**Εικ.5.6** Κινήσεις κάτω γνάθου σε μετωπιαίο επίπεδο

Όταν η κάτω γνάθος κινείται αριστερά – δεξιά ξεκινώντας από τη κεντρική σύγκλιση με τα δόντια σε ελαφρά επαφή μεταξύ τους, τα επικλινή επίπεδα των δοντιών της εργαζόμενης πλευράς (συνήθως οι κυνόδοντες) κατευθύνουν την γνάθο προς τα πλάγια και κάτω. Ο βαθμός υπερκάλυψης των συγκλείνοντων δοντιών συχνά καθορίζει τη γωνία της κίνησης προς τα κάτω. Άρα οι πιο πάνω θέσεις των οριακών κινήσεων υπαγορεύονται από τα δόντια και ως εκ τούτου διαφέρουν ανάλογα με το ανατομικό σχήμα των δοντιών το συγκλεισιακό σχήμα και την αποτριβή.

Η ανάλυση των οριακών κινήσεων στο μετωπιαίο επίπεδο ποικίλει ευρέως μεταξύ διαφορετικών ατόμων, όπως επίσης και η μέγιστη πλαγιολίσθηση και η μέγιστη κατάσπαση.

Οι οριακές κινήσεις, όπως φαίνονται καταγεγραμμένες στο σχήμα, δείχνουν ότι η πλαγιολίσθηση της κάτω γνάθου μικραίνει όσο μεγαλώνει η κατάσπασή της.

Ο χαρακτήρας του γοθικού τόξου καθώς και οι οριακές κινήσεις της κάτω γνάθου στο οβελιαίο και στο μετωπιαίο επίπεδο, διαφέρει μεταξύ των ατόμων σημαντικά εξαρτώμενος από το σχήμα και το μέγεθος των κονδύλων και της κροταφικής γλήνης. Επίσης εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά των μυών και των συνδέσμων της περιοχής.

Κατά την διάρκεια των λειτουργικών ατραπών κίνησης η κάτω γνάθος σπάνια υπερβαίνει τα προκαθορισμένα από τους ανατομικούς ελεγκτές, όριά της για να διαγράψει οριακές κινήσεις φθάνοντας σε οριακές θέσεις.

Οι περισσότερες κινήσεις γίνονται μέσα σε λογικά όρια στις τρεις διαστάσεις του χώρου.

Οι πλάγιες κινήσεις που η κάτω γνάθος εκτελεί στη διάρκεια της ομιλίας είναι ελάχιστες, σε αντίθεση με τις πλάγιες κινήσεις που εκτελεί κατά τη διάρκεια της μάσησης.

Κατά τη διάρκεια της μάσησης η κάτω γνάθος έχει ως θέση επανόδου της την κεντρική σύγκλιση, στην οποία όμως σπάνια έχουμε οδοντικές επαφές κατά τη διάρκεια της ομιλίας. Τα περισσότερα άτομα καταπίνουν με την κάτω γνάθο σε κεντρική σύγκλιση.

Όταν το άτομο δε μασά, δε μιλά ή δε καταπίνει, η κάτω γνάθος συνήθως βρίσκεται σε θέση ανάπαυσης.

Στη θέση αυτή η κάτω γνάθος παρουσιάζει άνοιγμα από 1-3mm και 2mm περίπου σε προολίσθηση από την πιο πίσω θέση. Παλιότερα διατυπώθηκε η άποψη ότι η θέση αυτή υπαγορεύεται από τους μυς της περιοχής ως αποτέλεσμα εξισορρόπησης μεταξύ της βαρύτητας και της φυσικής ελαστικότητας των μυών και των άλλων μαλακών ιστών.

Σήμερα γνωρίζουμε ότι εφόσον υπάρχει πραγματική χαλάρωση των μυών, η κάτω γνάθος ανοίγει κατά προσέγγιση 8mm. Για τη μετάβαση της γνάθου σε θέση ανάπαυσης θα πρέπει ο μασητήρας, ο κροταφίτης και πιθανόν ο έσω πτερυγοειδής να συσταλούν ελαφρώς. Το άνοιγμα του στόματος περίπου 8mm μετά από βαθιά χαλάρωση των μυών περιγράφεται ως ηλεκτρομυογραφική θέση ανάπαυσης κατ'αντιδιαστολή προς την κλινική θέση ανάπαυσης.

Τέλος η θέση ανάπαυσης έχει σημαντική κλινική αξία επειδή χρησιμοποιείται ως σημείο αναφοράς για τον προσδιορισμό της κάθετης διάστασης.

## **5.6. Η ΜΥΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΜΑΣΗΣΗ ΚΑΙ ΤΗΝ ΚΑΤΑΠΟΣΗ**

Η λειτουργία των μυών κατά τη διάρκεια της μάσησης έχει ως εξής:

**Ο έξω πτερυγοειδής** συμμετέχει στις κινήσεις πλαγιολίσθησης, προολίσθησης καθώς και στην ανάσπαση της κάτω γνάθου. Ο έξω πτερυγοειδής μυς της

εργαζόμενης πλευράς κυριαρχεί κατά την πρώτη φάση της κατάσπασης της κάτω γνάθου, ενώ στη συνέχεια επικρατούν οι μύες της αντιρροπούσας πλευράς κινώντας σε πρώτη φάση τη γνάθο προς την εργαζόμενη πλευρά και στη συνέχεια συμμετέχοντας στην ανάσπασή της. Μόλις τα δόντια έρθουν σε επαφή, οι μύες της εργαζόμενης πλευράς βοηθούν την κάτω γνάθο να έρθει στη θέση της μέγιστης συγγόμφωσης.

**Η πρόσθια μοίρα του κροταφίτη της μη εργαζόμενης πλευράς** ενεργοποιείται πριν από τους μύες της εργαζόμενης πλευράς. Στη συνέχεια η ενεργοποίηση αυτή είναι η ίδια και από τις δύο πλευρές, γεγονός που σημαίνει ότι η πρόσθια μοίρα του κροταφίτη συμμετέχει στην ανάσπαση της κάτω γνάθου. (Rugh και Smith 1988).

**Η οπίσθια μοίρα του κροταφίτη** συμμετέχει στις πλάγιες κινήσεις της κάτω γνάθου κατά την μάσηση, καθώς και στην ανάσπασή της. Ανάλογη είναι και η συμμετοχή της οπίσθιας μοίρας της αντιρροπούσας πλευράς κατά τη διάρκεια της φάσης ανάσπασης της κάτω γνάθου.

**Ο μασητήρας** ενεργοποιείται κατά την ετερόπλευρη μάσηση και σχετίζεται κυρίως με την ανάπτυξη δύναμης κατά την διάρκεια της μάσησης.

**Ο έσω πτερυγοειδής** είναι ο πρώτος μύς που ενεργοποιείται κατά την έναρξη της ανάσπασης του μασητικού κύκλου.

**Η πρόσθια γαστέρα του διγάστορα** ενεργοποιείται κατά την κατάσπαση. Μερικές φορές όμως φαίνεται ότι συμμετέχει σε όλη τη διάρκεια του μασητικού κύκλου.

**Ο γναθοϋοειδής** έχει παρόμοια ενέργεια με το διγάστορα και σύμφωνα με παρατηρήσεις σχετίζεται με τις κινήσεις της γλώσσας.(Mongini 1984, Rugh και Smith 1988).

Αναφορικά με την δραστηριότητα των μυών κατά την λειτουργία της κατάποσης, αυτοί συμμετέχουν σε ένα περίπλοκο μηχανισμό. Ο μηχανισμός αυτός στον οποίο συμμετέχει και ο φάρυγγας εκτός από τη στοματική κοιλότητα λειτουργώντας ως σωλήνας προώθησης της τροφής, διαιρείται στις εξής φάσεις:

1. Εκούσια φάση με την οποία ξεκινά η διαδικασία της κατάποσης,
2. Φαρυγγική φάση, η οποία είναι ακούσια και συνίσταται στη διέλευση τροφής από το φάρυγγα στον οισοφάγο και στην

3. Οισοφαγική φάση, επίσης ακούσια φάση, που διευκολύνει τη διέλευση της τροφής από το φάρυγγα στο στομάχι.

Κατά την **εκούσια φάση** της κατάποσης η τροφή, όταν είναι έτοιμη για κατάποση, συμπιέζεται ή φέρεται εκούσια προς το πίσω μέρος της στοματικής κοιλότητας με τη γλώσσα, η οποία την πιέζει προς τα άνω και πίσω στην υπερώα, υποχρεώνοντας κατά τον τρόπο αυτό το βλωμό να προχωρήσει στο φάρυγγα.

Κατά την **φαρυγγική φάση** της κατάποσης ο βλωμός κινείται προς το πίσω μέρος του στόματος διεγείροντας τους υποδοχείς της κατάποσης.

Από τους υποδοχείς αυτούς ξεκινούν ώσεις προς το εγκεφαλικό στέλεχος, γεγονός που πυροδοτεί μια σειρά από συστολές των μυών του φάρυγγα ως εξής:

1. Η μαλθακή υπερώα έλκεται προς τα πάνω εμποδίζοντας την είσοδο της τροφής στις ρινικές κοιλότητες.
2. Οι φαρυγοϋπερώιες πτυχές έλκονται προς τη μέση γραμμή αφήνοντας σχισμή μέσω της οποίας περνούν μόνο οι τροφές που έχουν μασηθεί καλά.
3. Οι φωνητικές χορδές πλησιάζουν μεταξύ τους, η επιγλωττίδα χαμηλώνει εμποδίζοντας την είσοδο της τροφής στην τραχεία.
4. Οι μύες που προσφύονται στο υοειδές οστό, κινούν το λάρυγγα προς τα άνω και εμπρός προκαλώντας διεύρυνση στο άνοιγμα του οισοφάγου. Με την ανύψωση του λάρυγγα και τη χάλαση του οισοφαγικού σφικτήρα οι φαρυγγικοί σφικτήρες μύες συστέλλονται προκαλώντας ένα γρήγορα περισταλτικό κύμα που κατεβαίνει στους φαρυγγικούς μύες στον οισοφάγο προωθώντας την τροφή μέσα σ' αυτόν.

Τέλος στην οισοφαγική φάση της κατάποσης κατά την οποία μεταφέρεται η τροφή από τον φάρυγγα στο στομάχι. Οι κινήσεις του οισοφάγου είναι προσαρμοσμένες ειδικά γι' αυτή τη λειτουργία.(Guyton 1984)

## 5.7. ΜΑΣΗΤΙΚΕΣ ΔΥΝΑΜΕΙΣ

Η λειτουργία της μάσησης είναι σύνθετη μηχανική κίνηση και επομένως προκαλεί ανάπτυξη δυνάμεων των οποίων η δράση προκαλεί βιολογικές αντιδράσεις όχι

μόνο από τα δόντια αλλά και από τους ιστούς, οι οποίοι σχετίζονται με τη μάσηση, όπως οι περιοδοντικοί ιστοί, οι γνάθοι, οι μασητήριοι μύες και οι κροταφογναθικές διαρθρώσεις.

Η ένταση των μασητικών δυνάμεων διακρίνεται σε δύο τύπους:

A) τη θεωρητική ή απόλυτη, η οποία αντιπροσωπεύει τη συνδυασμένη συνολική δύναμη των μασητήριων μυών και

B) τη δύναμη της μάσησης, η οποία μεμονωμένα παράγεται από το άτομο κατά τη μάσηση.

Η μασητική δύναμη δεν εξαρτάται μόνο από το μέγεθος της απόλυτης δύναμης των μασητήριων μυών αλλά κυρίως από το βαθμό αντίστασης της περιοδοντικής μεμβράνης, η οποία μπορεί να αντέξει μέχρι ενός ορίου συμπίεσης των εφαρμοζόμενων δυνάμεων. Πέραν του ορίου αυτού προκαλείται πόνος. Το όριο αυτό εξαρτάται από την κατάσταση της περιοδοντικής μεμβράνης, την έκταση και την ακεραιότητα του οδοντικού φραγμού στον οποίο εφαρμόζεται η δύναμη.

Η μασητική δύναμη διαφέρει μεταξύ των ατόμων αλλά και στο ίδιο άτομο από στιγμή σε στιγμή αυξανόμενη στο τέλος του μασητικού κύκλου. Οι διαφορές αυτές σχετίζονται με παράγοντες όπως η λειτουργικότητα του στοματογναθικού συστήματος, η κατάσταση των δοντιών καθώς και οι γεωγραφικές περιοχές προέλευσης των ατόμων. Οι Εσκιμώοι, για παράδειγμα, των οποίων οι συνθήκες διαβίωσης είναι πλέον πρωτόγονες, διαθέτουν μέγιστη μασητική δύναμη 150Kg έναντι 60 ή 75Kg των Ευρωπαίων ή των Αμερικανών των οποίων οι συνθήκες διαβίωσης και το περιβάλλον είναι εντελώς διαφορετικά. Η μέγιστη μασητική δύναμη παρουσιάζει διακυμάνσεις μεταξύ 20,5 και 104,4 Kg, αν και σε ορισμένες περιπτώσεις έχουν αναφερθεί μεγέθη της τάξεως των 363,7Kg.

Η μέγιστη μασητική δύναμη την οποία μπορεί να ασκήσει ένα άτομο βουλητικά δεν ανταποκρίνεται απαραίτητα με την μέγιστη ικανότητα συστολής του μυός. Παράγοντες όπως ο φόβος για τυχόν βλάβη στα δόντια ή σε επανορθωτικές εργασίες επηρεάζουν άμεσα τη μέτρηση της μέγιστης μασητικής ικανότητας. Άλλοι παράγοντες οι οποίοι επηρεάζουν τη μέτρηση είναι η απόσταση μεταξύ των δύο γνάθων καθώς και το ζεύγος των ανταγωνιστών δοντιών που θα χρησιμοποιηθούν



για τη μέτρηση. Η απότομη παρεμβολή ενός ξένου σώματος κατά τη διάρκεια της μάσησης προκαλεί αντανακλαστική κατάσπαση της κάτω γνάθου.

Μετρήσεις σε άτομα με φυσικούς φραγμούς απέδειξαν ότι η μασητική τους δύναμη είναι έξι φορές μεγαλύτερη σε σχέση με εκείνη των ατόμων που φοράνε ολικές οδοντοστοιχίες, προφανώς επειδή στη δεύτερη περίπτωση η κατανομή των δυνάμεων είναι πιο περιορισμένη.

Η μέτρηση της μασητικής δύναμης γίνεται με τη βοήθεια γναθοδυναμομέτρων. Μια άλλη μέθοδος μέτρησης των δυνάμεων κατά τη διάρκεια της μάσησης είναι η χρήση συστήματος εκπομπής ήχων χαμηλής συχνότητας διαμέσου των επαφών των συγκλείοντων δοντιών. Με το σύστημα αυτό μπορεί να γίνει ενδοστοματική μέτρηση των δυνάμεων της μάσησης τόσο στη κεντρική σύγκλιση όσο και στις έκκεντρες θέσεις της κάτω γνάθου.

Ο μέσος όρος της μέγιστης δύναμης κατά τη διάρκεια της μάσησης είναι περίπου το 40% της δύναμης που ασκείται κατά τη δήξη.

Στη θέση κεντρικής σύγκλισης οι δυνάμεις μάσησης είναι υψηλές 22,4Kg ενώ στις έκκεντρες θέσεις της κάτω γνάθου είναι χαμηλότερες προφανώς για την αποφυγή περιοδοντικού τραυματισμού.

Ο Gibbs και συν. (1986) μετρώντας τη μασητική δύναμη βρυγμομανών βρήκε ότι ανέρχεται σε 443Kg που είναι και η μεγαλύτερη που έχει μετρηθεί.

Γενικά θα λέγαμε ότι υπάρχει μεγάλη διακύμανση τιμών κατά τη μέτρηση των μασητικών δυνάμεων και όπως ήδη αναφέρθηκε δεν υπάρχει αντιστοιχία μεταξύ της μέγιστης μασητικής δύναμης και της μέγιστης δύναμης που πραγματικά μπορεί να ασκήσουν οι μασητήριοι μύες για τους λόγους που αναφέρθηκαν.

## **5.8. ΤΥΠΟΙ ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΠΟΥ ΕΝΕΡΓΟΥΝ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΜΑΣΗΣΗ**

Τα δόντια δέχονται δυνάμεις κάθετες και παράλληλες προς τον επιμήκη άξονά τους και κινούνται προς τον πυθμένα των φατνίων τους προκαλώντας διάταση των ινών του περιοδοντίου. Διαμέσου αυτών μεταδίδονται δυνάμεις εφελκυσμού προς το

ηθμοειδές πέταλο του φατνιακού οστού. Οι δυνάμεις αυτές εναρμονίζονται καλύτερα με τη βιολογική αντίδραση του φατνιακού οστού από ότι άλλες δυνάμεις. Οι πλέον ανεκτές δυνάμεις για τα δόντια είναι οι κάθετες δυνάμεις που δρουν παράλληλα με τον επιμήκη άξονα του δοντιού, επειδή οι λοξές ίνες της περιοδοντικής μεμβράνης είναι αρκετά ανθεκτικές, ώστε να αντιρροπούν τις δυνάμεις αυτές.

Άλλος τύπος δύναμης που αναπτύσσεται κατά τη μάσηση είναι ο διαγώνιος, ο οποίος εφαρμόζεται σε κάποιο σημείο της μύλης του δοντιού με φορά και κατεύθυνση λοξή προς τον επιμήκη άξονα του δοντιού. Εφόσον υφίσταται οριζόντιες συνισταμένες δυνάμεων, το δόντι αποκλίνει μέσα στο φατνίο του και η μύλη ακολουθεί τη φορά της δύναμης, ενώ το ακρορρίζιό του αντίθετη φορά.

Η βιολογική αντίδραση του δοντιού στους διάφορους τύπους δυνάμεων δεν είναι πάντοτε η ίδια.

Στην περίπτωση που είναι έντονες και παρατεταμένες υπάρχει κίνδυνος της οστικής απορρόφησης ή δημιουργίας νεκρωτικών εστιών στις περιοχές της ρίζας του δοντιού. Ακόμη είναι δυνατόν να προκαλέσουν σημαντική βλάβη στο κυκλοφορικό σύστημα του περιοδοντίου και εγκατάσταση επιγενούς βλάβης λόγω ελάττωσης της τοπικής αντίδρασης στην τραυματισμένη περιοχή. Κάτω από φυσιολογικές συνθήκες η εφαρμογή ήπιας έντασης στους περιοδοντικούς ιστούς αντιρροπείται αποτελεσματικά.

Αυτό συμβαίνει κατά τη λειτουργία της μάσησης, της σύγκλεισης των δοντιών και της κατάποσης. Διαδικασίες οι οποίες είναι φυσιολογικές και ζωογόνες για τους περιοδοντικούς ιστούς αποτελούν συνάμα τροφικά ερεθίσματα και προκαλούν τοπική αύξηση της κυκλοφορίας και αποτρέπουν την παθητική υπεραϊμία.

## **5.9. ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΙΑ ΚΑΙ ΜΥΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ**

Η ηλεκτρομυογραφία είναι μέθοδος είναι μέθοδος καταγραφής των δυναμικών ενέργειας ενός μυός σε καθοδικό παλμογράφο.

Η χρήση της ηλεκτρομυογραφίας έχει προσφέρει πολύτιμη βοήθεια σε αρκετούς τομείς της έρευνας και της θεραπευτικής.

Στην οδοντιατρική έρευνα αποτελεί προσφιλές μέσο για τη διερεύνηση της λειτουργίας των μασητηρίων μυών και κατ'επέκταση για την καλύτερη κατανόηση του στοματογναθικού συστήματος.

Η καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών των μασητηρίων μυών επιτυγχάνεται με τη χρήση ειδικών ηλεκτροδίων, τα οποία τοποθετούνται είτε στην επιφάνεια του δέρματος της περιοχής του μυός που θέλουμε να καταγράψουμε και ονομάζονται **ηλεκτρόδια επιφανείας**, είτε ενδομυϊκά μετά την εφαρμογή τοπικής αναισθησίας και ονομάζονται **βελονοειδή ηλεκτρόδια**.

Τα συχνότερα χρησιμοποιούμενα ηλεκτρόδια είναι τα ηλεκτρόδια επιφανείας. Τα βελονοειδή χρησιμοποιούνται κυρίως για την καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών του έξω πτερυγοειδούς.

Γενικά η χρήση των βελονοειδών ηλεκτροδίων αφορά την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας μεμονωμένων μυϊκών ινών.

Κατά τη διαδικασία της ηλεκτρομυογραφίας είναι δυνατόν να προκύψουν ορισμένα προβλήματα. Για παράδειγμα, η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων επιφανείας στην περιοχή του μασητήρα μπορεί να καταγράψει δυναμικά από τους παρακείμενους μυς του προσώπου. Η χρήση επίσης των βελονοειδών ηλεκτροδίων και η τοποθέτησή τους πρέπει να γίνεται με απόλυτη ακρίβεια στην πρόπευσα θέση.

Άλλο πρόβλημα που μπορεί να προκύψει είναι ο πολλαπλασιασμός ή η ενίσχυση του σήματος, γεγονός που εξαρτάται από παράγοντες όπως ο αριθμός των κινητικών μονάδων που καταγράφονται, η συχνότητα διέγερσής τους, η απόσταση που μεσολαβεί μεταξύ των ηλεκτροδίων.

Η απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων σύμφωνα με τους Kroon και Naeije (1984), πρέπει να είναι 1,9cm. Οι Myrray και Klineberg (1984) υποστηρίζουν ότι η απόσταση πρέπει να είναι 2cm, ενώ οι De Laat και Van Steenberghe (1985) 2,5cm. Τέλος οι Dahan και Boitte (1986) υποστηρίζουν ότι η απόσταση πρέπει να είναι 1cm.

Τα σήματα των ηλεκτρομυογραφικών συσκευών που παίρνονται με τα ηλεκτρόδια ενισχύονται και κατόπιν περνούν από ειδική επεξεργασία με τη βοήθεια

ηλεκτρονικού υπολογιστή. Κατόπιν τα στοιχεία των μετρήσεων αναλύονται και αποδίδονται με διάφορες μορφές όπως καταγραμμένα σε ειδικό χαρτί με τη μορφή τηλε-εικόνας κλπ.

Στο χώρο της σύγκλεισης η ηλεκτρομυογραφία εφαρμόζεται για τη μελέτη της μυϊκής δραστηριότητας των μασητηρίων μυών κατά τη μάσηση και κατάποση, για τη μελέτη ασθενών με ανωμαλίες σύγκλεισης, για τον προσδιορισμό και τη μελέτη της θέσης ανάπαυσης της κάτω γνάθου, για τη μελέτη του βρυγμού και των λειτουργικών διαταραχών του στοματογναθικού συστήματος και τέλος για τη μελέτη των αντανακλαστικών της κάτω γνάθου και της βιοανάδρασης (biofeedback).

Ο Moller (1966) μελέτησε τα ηλεκτρικά δυναμικά των μασητήριων μυών κατά τη διάρκεια της μάσησης. Στη μελέτη της επίδρασης της μασητικής άσκησης στη λειτουργία του στοματογναθικού συστήματος διαπιστώθηκε ότι μετά από μισής ώρας άσκησης επιδεινώνονται τα συμπτώματα ασθενών με δυσλειτουργία, μειώνεται η μασητική ικανότητα και αυξάνεται η συχνότητα των μασητικών κύκλων. Λεπτομερής ηλεκτρομυογραφικός έλεγχος του κύκλου μάσησης απέδειξε, ότι η δραστηριότητα του έσω πτερυγοειδούς μυός της αντιρροπούσας πλευράς προς την πλευρά της μάσησης αρχίζει πρώτη και ακολουθείται σχεδόν ταυτόχρονα από την ενεργοποίηση και των άλλων ανασπώντων την κάτω γνάθο μυών. Η μέση διάρκεια του μασητικού κύκλου είναι περίπου 0,7-0,75sec. Το 38% του μασητικού κύκλου αντιστοιχεί στη συστολή των ανασπώντων μυών. Η ενεργοποίηση των κατασπώντων αρχίζει περίπου 0,3sec μετά την έναρξη ενεργοποίησης των ανασπώντων μυών.

Η κορυφή του επάρματος στο ηλεκτρομυογράφημα αρχίζει την καθοδική της πορεία πριν ακόμα τα δόντια έλθουν σε επαφή κατά τη μάσησης τσίχλας. Λογικότερο ίσως φαίνεται το γεγονός, ότι η μέγιστη δραστηριότητα των ανασπώντων μυών θα έπρεπε να επέλθει κατά τη διάρκεια της επαφής των δοντιών. Είναι σημαντικό να θυμόμαστε ότι η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα ενός μυός προηγείται της παραγόμενης δύναμης μερικά δέκατα του msec και έτσι η επαφή των δοντιών επέρχεται μετά τη λειοτρίβηση του βλωμού της τροφής.

Ηλεκτρομυογραφικά επίσης έχει αποδειχθεί, ότι οι ανασπώντες μύες συστέλλονται κατά τη διάρκεια της κατάσπασης.

Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη σταθεροποίηση της κάτω γνάθου, έτσι ώστε οι μύες πάνω από το υοειδές να μπορούν να κινήσουν το υοειδές πιο αποτελεσματικά κατά τη διάρκεια της κατάποσης. Αντίθετα, κατά τη μάσηση οι ανασπώντες και κατασπώντες την κάτω γνάθο μύες ενεργοποιούνται σταδιακά κατά τη διάρκεια του μασητικού κύκλου.

Η ενεργοποίησή τους κατά την κατάσπαση επέρχεται απότομα και την ίδια στιγμή. Η διάρκεια της κατάποσης, σε αντίθεση με τη μάσηση, είναι αρκετά μεγαλύτερη πάνω από 1sec, ενώ ολόκληρος ο μασητικός κύκλος χρειάζεται μόνο 0,75sec μοιρασμένο στο άνοιγμα – κλείσιμο.

Τα αποτελέσματα της ηλεκτρομυογραφίας στη μελέτη και ανάλυση της πιθανής σχέσης μεταξύ της συστολής των μασητήριων μυών και των ανωμαλιών της σύγκλεισης δεν υπήρξαν και πολύ ενθαρρυντικά. Το ίδιο επίσης συνέβη και με την εφαρμογή της για τη μελέτη της θέσης ανάπαυσης της κάτω γνάθου. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η θέση ανάπαυσης της κάτω γνάθου βρίσκεται σε μεγαλύτερο άνοιγμα του στόματος 8 ή 10mm έναντι της κλινικώς προσδιορισθείσας θέσης ανάπαυσης που ήταν 2-4mm.

Ο Holmgren και συν. μελέτησε σε δυσλειτουργικούς και βρυγγομανείς ασθενείς ηλεκτρομυογραφικά τον κροταφίτη και μασητήρα με την κάτω γνάθο σε θέση ανάπαυσης. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι όταν οι ασθενείς ετοποθετούντο σε ύπτια θέση, τα δυναμικά των μυών παρουσίαζαν μείωση, σε αντίθεση με την όρθια στάση.

Το ίδιο επαναλήφθηκε μόνο για τον κροταφίτη όταν ο ασθενής είχε κλειστά τα μάτια του, σε αντίθεση με τα δυναμικά που καταγράφησαν όταν ο ασθενής είχε τα μάτια ανοιχτά. Με βάση τα παραπάνω στοιχεία οι ερευνητές πιστεύουν ότι για τον ορθό προσδιορισμό της κεντρικής σχέσης ο ασθενής πρέπει να τοποθετείται σε ύπτια θέση.

Ο Skeikholeslam και συν.(1980), μελετώντας τη μέγιστη μασητική ικανότητα σε θέση μέγιστης συγγόμφωσης σε ασθενείς με δυσλειτουργία του στοματογναθικού συστήματος, διαπίστωσαν ότι η μέγιστη μασητική ικανότητα ήταν ελαττωμένη σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου της οποίας τα άτομα δεν είχαν δυσλειτουργία.

Στο χώρο των λειτουργικών διαταραχών του στοματογναθικού συστήματος επικρατεί απόλυτη ομοφωνία μεταξύ κλινικών και ερευνητών στο ότι η ηλεκτρομυογραφία αποτελεί μέσο επιλογής για την διερεύνηση και μελέτη αυτών των καταστάσεων.

Ένα από τα χαρακτηριστικότερα ευρήματα του ηλεκτρομυογραφήματος είναι η περίοδος σιωπής(silent period) η οποία ορίζεται ως η παροδική μείωση της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας, όταν ένα ερέθισμα εφαρμόζεται κατά τη διάρκεια μιας αδιάπτωτης μυϊκής συστολής.

Η σπουδαιότερη εφαρμογή της ηλεκτρομυογραφίας στην οδοντιατρική κλινική πράξη είναι η **βιοανάδραση (biofeedback)**. Στηρίζεται στην αρχή σύμφωνα με την οποία, εάν σε κάποιο άτομο γίνει συνείδηση μια υποσυνείδητη διεργασία, όπως π.χ. ο βρυγμός τότε το άτομο μπορεί να την ελέγξει. Εφόσον η διεργασία είναι το αποτέλεσμα της υπερλειτουργικής δραστηριότητας ομάδων μυών του στοματογναθικού συστήματος είναι δυνατόν να μετρηθεί η ηλεκτρική δραστηριότητα, π.χ. του μασητήρα και οπτικό ή ακουστικό σήμα να σημειωθεί το ύψος της μυϊκής δραστηριότητας του ασθενούς, ο οποίος με τη βοήθεια του σήματος μπορεί με άσκηση να μειώσει τη μυϊκή υπερλειτουργία, η οποία τις περισσότερες φορές βρίσκεται σε υψηλά επίπεδα.

Τα αποτελέσματα των ερευνών σχετικά με την βιοανάδραση συγκλίνουν στην άποψη ότι η άσκηση μ'αυτή μπορεί να βοηθήσει αποτελεσματικά στη θεραπεία του βρυγμού, του πονοκεφάλου τύπου τάσεως, διαφόρων παραλειτουργικών έξεων κλπ. Σχετικά με την εφαρμογή της βιοανάδρασης στην αντιμετώπιση του νυχτερινού βρυγμού έχει διαπιστωθεί ότι ο βρυγμός εκδηλώνεται στο ρυθμό β του ύπνου (13-50 κύκλοι/sec).

Με τη βοήθεια ενός ηχητικού σήματος ο ασθενής λόγω εγκεφαλικής εγρήγορσης περνά στο ρυθμό α του ύπνου (8-13 κύκλοι/sec.) ή ξυπνά.

Με τον τρόπο αυτό λειτουργούν οι ατομικές συσκευές βιοανάδρασης. Λόγω του μικρού τους μεγέθους είναι εύχρηστες και χρησιμοποιούνται επιτυχώς κατά τη διάρκεια του ύπνου από άτομα που πάσχουν από νυχτερινό βρυγμό.

Μελέτες των Clarke και Townsend (1984) απέδειξαν, ότι ο βρυγμός είναι στενά συνδεδεμένος με τη φάση REM του ύπνου. Η πρώτη φάση REM του ύπνου πιστεύεται ότι αρχίζει 80-100 min μετά την έναρξη του ύπνου.

Καθώς το άτομο ξεκουράζεται όλο και περισσότερο, η διάρκεια της φάσης REM αυξάνει αντίστοιχα.

Συμπερασματικά, η ηλεκτρομυογραφία στην οδοντιατρική έρευνα είναι ένα χρησιμότερο μέσο για τη μελέτη της λειτουργίας του στοματογναθικού συστήματος. Στην κλινική οδοντιατρική πράξη η ηλεκτρομυογραφία με τη μορφή της βιοανάδρασης αποτελεί αξιολογότερο θεραπευτικό μέσο για την αντιμετώπιση της δυσλειτουργίας του στοματογναθικού συστήματος, του βρυγμού, της προσωπαλγίας και του πονοκεφάλου τύπου τάσεως, είτε μόνη της είτε σε συνδυασμό με άλλα θεραπευτικά μέσα που εφαρμόζει η κλινική φυσιολογία του στοματογναθικού συστήματος.

Ειδικότερα η βιοανάδραση συγκρινόμενη με διάφορες άλλες ψυχολογικές τεχνικές, όπως η ψυχοθεραπεία, η ομαδική θεραπεία και η ψυχανάλυση (για την αντιμετώπιση δυσλειτουργικών ασθενών), υπερτερεί επειδή επιτρέπει τη συνεχή καταγραφή, ανάλυση και αξιολόγηση της μυϊκής δραστηριότητας.

## **5.10. ΤΑ ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΚΑΤΩ ΓΝΑΘΟΥ**

Τα αντανακλαστικά της κάτω γνάθου και κατ' επέκταση των μυών της περιοχής συμβάλλουν στην ομαλή λειτουργία του στοματογναθικού συστήματος και *δεν ελέγχονται από τη συνείδηση του ατόμου.*

Σε αυτά συμπεριλαμβάνονται τα **μονοσυναπτικά αντανακλαστικά, η περίοδος σιγής, το άνοιγμα και κλείσιμο των βλεφάρων και το αντανακλαστικό της κάτω γνάθου.**

Οι πληροφορίες προς το κεντρικό νευρικό σύστημα δίνονται από τους υποδοχείς, οι οποίοι είναι εγκατεστημένοι στο περιοδόντιο, στους μυς της περιοχής και στις κροταφογναθικές διαρθρώσεις. Με βάση αυτές τις πληροφορίες το κεντρικό νευρικό σύστημα ρυθμίζει τα λειτουργικά πρότυπα των μυών.

Η συνδυασμένη δράση που ενδεχομένως παράγεται από το μονοσυναπτικό αντανακλαστικό ή το αντανακλαστικό της κάτω γνάθου, είναι η απλούστερη, επειδή παράγεται από τις πρωτεύουσες απολήξεις της μυικής ατράκτου, τις κεντρομόλες νευρικές ίνες, τη νευρομυϊκή σύναψη και τις μυϊκές ίνες των ανασπώντων μυών.

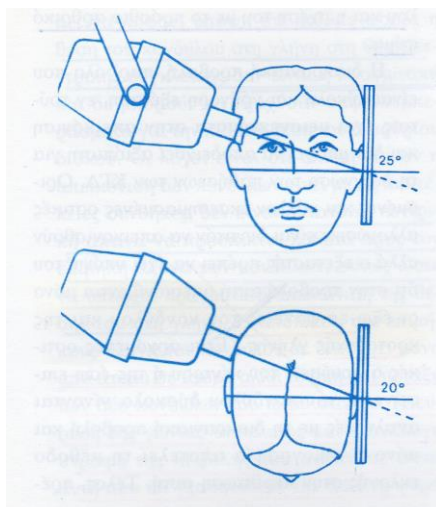


## 6. ΣΥΜΒΑΤΙΚΕΣ ΠΡΟΒΟΛΕΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Η απεικόνιση των οστών του οδοντογναθικού συστήματος παρουσιάζει σημαντικές δυσχέρειες, λόγω διαφόρων παραγόντων όπως: της προβολής πολλών ανατομικών μορίων, το μικρό μέγεθος της περιοχής, την επιπροβολή άλλων μορίων κ.τ.λ. Υπάρχουν απλές απεικονιστικές μέθοδοι όπως η διακρανιακή προβολή, η διακογχική προβολή, η διαφαρυγγική προβολή, η πανοραμική ακτινογραφία, η συμβατική τομογραφία καθώς και σύγχρονες απεικονιστικές τεχνικές όπως η αξονική (CT) και η μαγνητική τομογραφία (MRI).

### 6.1. ΔΙΑΚΡΑΝΙΑΚΗ ΠΡΟΒΟΛΗ

Για την προβολή αυτή, η εξωστοματική κασέτα με το φιλμ τοποθετείται σε επαφή με το δέρμα του προσώπου στην πλευρά της εξεταζόμενης περιοχής, παράλληλα με το μέσο οβελιαίο επίπεδο του ασθενούς. Η κεφαλή του ακτινογραφικού μηχανήματος φέρεται από την αντίθετη πλευρά με κάθετη γωνία (από πάνω προς τα κάτω) + 25 ° οριζόντια γωνία (από πίσω προς τα εμπρός) + 20 ° και με τέτοιο τρόπο, ώστε η κεντρική ακτίνα να επικεντρώνεται στην περιοχή της εξεταζόμενης άρθρωσης. Η δυσκολία επικέντρωσης της κεντρικής ακτίνας στην εξεταζόμενη περιοχή καθώς και η δυσκολία της αποφυγής ανατομικών προβολών οδήγησε στην κατασκευή διαφόρων συστημάτων τοποθέτησης της κεφαλής ασθενούς και ακτινογραφικού μηχανήματος (κρανιοστάτες). Με τους κρανιοστάτες αυτούς η επικέντρωση της κεντρικής ακτίνας γίνεται εύκολα χωρίς να υπάρχει η ανάγκη για την αναζήτηση των σωστών καθέτων και οριζοντίων γωνιών. **Εικ.6.1**



**Εικ.6.1** Σχηματική απεικόνιση της τεχνικής της διακρανιακής προβολής

Τα βασικά της πλεονεκτήματα είναι ότι γίνεται με απλό ακτινογραφικό μηχάνημα, ο χρόνος που απαιτείται για τη λήψη της είναι μικρός, το κόστος εξέτασης είναι χαμηλό και η δόση ακτινοβολίας είναι επίσης μικρή ( περίπου 5 mrad).

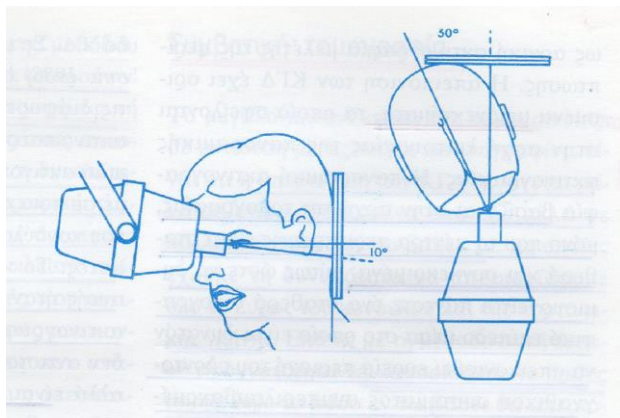
Στα μειονεκτήματά της αναφέρονται η δυσκολία της υπερεπίθεσης και αποφυγής άλλων ανατομικών μορίων και η αδυναμία απεικόνισης των αρχόμενων οστικών αλλοιώσεων. Ιδιαίτερα για την περιοχή της κροταφογναθικής διάρθρωσης αναφέρονται η αδυναμία απεικόνισης των εν τω βάθει οστικών τμημάτων της άρθρωσης και η μη εξαγωγή σαφών συμπερασμάτων ως προς τη θέση του κονδύλου και εμμέσως ως προς τη θέση του διάρθριου δίσκου.

## **6.2. ΔΙΑΚΟΓΧΙΚΗ ΠΡΟΒΟΛΗ**

Ονομάζεται και διακολπική η υποκογχική τεχνική και χρησιμοποιείται για την πρόσθια προβολή των οστών των γνάθων.

Για την προβολή αυτή ο ασθενής σκύβει το κεφάλι του προς τα κάτω  $10^{\circ}$  πλάι και προς την αντίθετη πλευρά της εξεταζόμενης περιοχής περίπου  $30^{\circ}$ . Η κεφαλή του ακτινογραφικού μηχανήματος φέρεται εμπρός από τον ασθενή έτσι ώστε η κεντρική ακτίνα να κατευθύνεται διαμέσου του σύστοιχου οφθαλμικού κόγχου και

να εξέρχεται του κρανίου πίσω από τη μαστοειδή απόφυση. Η εξωστοματική κασέτα φέρεται πίσω από την κεφαλή του ασθενούς ώστε η κεντρική ακτίνα να πέφτει κάθετα και στο κέντρο αυτής. **Εικ.6.2**

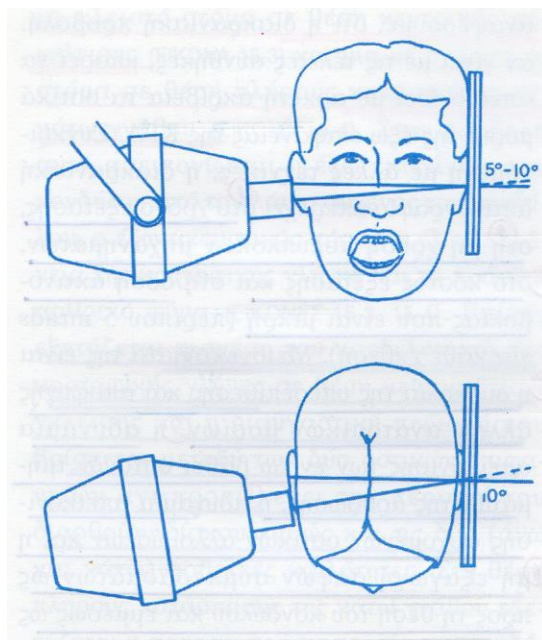


**Εικ.6.2** Σχηματική απεικόνιση της τεχνικής της διακογχική προβολής

Η τεχνική αυτή δε χρησιμοποιείται πια λόγω της υψηλής δόσης της ακτινοβολίας που δέχεται ο οφθαλμικός κόγχος ενώ παράλληλα δεν παρέχει επαρκή ευκρίνεια για να αξιολογηθεί αξιόπιστα το οδοντογναθικό σύστημα.

### **6.3. ΔΙΑΦΑΡΥΓΓΙΚΗ ΠΡΟΒΟΛΗ**

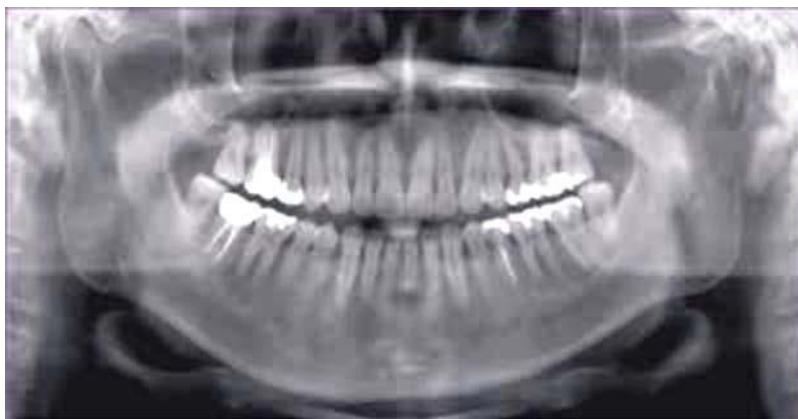
Ο εξοπλισμός που απαιτείται για αυτήν την προβολή είναι ο ίδιος με αυτόν της διακρανιακής προβολής: ακτινογραφικό οδοντιατρικό μηχάνημα με υψηλό KVp, εξωστοματική κασέτα, ενισχυτικές πινακίδες και ανάλογο εξωστοματικό φιλμ. Για την προβολή αυτή, η κασέτα τοποθετείται σε επαφή με το δέρμα της εξεταζόμενης περιοχής και παράλληλα με το μέσο οβελιαίο επίπεδο του ασθενούς. Η κεφαλή του ακτινογραφικού μηχανήματος φέρεται από την αντίθετη πλευρά με κάθετη γωνία  $- 5^\circ$  έως  $10^\circ$  και με οριζόντια γωνία  $+ 10^\circ$ . **Εικ.6.3**



**Εικ.6.3** Σχηματική απεικόνιση της τεχνικής της διαφαρυγγικής προβολής

Η χρήση αυτής της τεχνικής σήμερα έχει πέσει σε αχρηστία για τη μελέτη του οδοντογναθικού συστήματος, λόγω της χρήσης σύγχρονων τεχνικών όπως της αξονικής τομογραφίας αλλά και λόγω των μειονεκτημάτων της, με κυριότερο την αδυναμία απεικόνισης με επάρκεια της αρχιτεκτονικής των οστών του οδοντογναθικού συστήματος.

#### **6.4. ΠΑΝΟΡΑΜΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ**



#### **Εικ.6.4** Πανοραμική ακτινογραφία

Η πανοραμική ακτινογραφία χρησιμοποιείται τις περισσότερες φορές σαν αρχική ακτινογραφία μελέτης. **Εικ.6.4**

Ωστόσο δεν αποτελεί ειδική τεχνική για την μελέτη του οδοντογναθικού συστήματος διότι εμφανίζει σημαντικά μειονεκτήματα όπως η παραμόρφωση και η μεγέθυνση της εξεταζόμενης περιοχής. Έτσι είναι δυνατόν να γίνει λάθος εκτίμηση στην τοποθέτηση των εμφυτευμάτων.

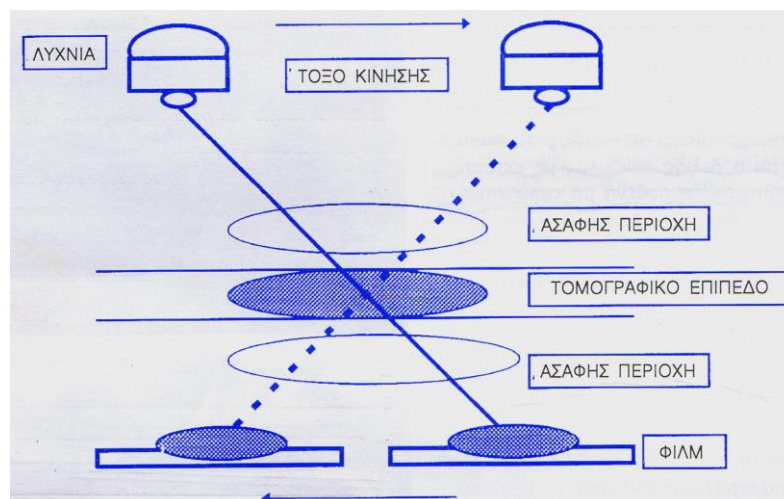
Ωστόσο η πανοραμική ακτινογραφία έχει ενδείξεις που την καθιστούν χρήσιμη ιδιαίτερα με την δυνατότητα απεικόνισης σε μια ακτινογραφική πλάκα και των δύο γνάθων σε αμφότερες πλευρές.

#### **6.5. ΣΥΜΒΑΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ**

Με την συμβατική τομογραφία απεικονίζεται όλο το εύρος των οστών του οδοντογναθικού συστήματος σε πολλαπλές τομές εν τω βάθει και όχι μόνο σε ένα καθορισμένο επίπεδο.

Με την τεχνική αυτή μπορούμε να καθορίσουμε:

α) το βάθος της τομής δηλ. το πόσο εν τω βάθει θα απεικονίσουμε την εξεταζόμενη περιοχή. Έτσι μας δίνεται η δυνατότητα να παρατηρήσουμε ακόμα και αρχόμενες αλλοιώσεις στα οστά των γνάθων.



**Εικ.6.5** Σχηματική παράσταση της αρχής της τομογραφίας. Η ακτινογραφική λυχνία και το φιλμ συνδεδεμένα με ένα σύστημα μοχλοβραχιόνων μετακινούνται σε αντίθετη κατεύθυνση. Το κέντρο της κίνησης καθορίζει το τομογραφικό επίπεδο, το οποίο απεικονίζεται ευκρινώς, ενώ περιοχές μπροστά και πίσω από αυτό προβάλλονται ασαφώς. Το πάχος τομής καθορίζεται από το μέγεθος του τόξου της κίνησης.

Απαραίτητη προϋπόθεση για την λήψη της τομογραφίας είναι η σύνδεση της ακτινογραφικής λυχνίας και του φιλμ με ένα σύστημα μοχλοβραχιόνων έτσι ώστε να πραγματοποιείται ταυτόχρονη αλλά και αντίθετη κίνηση της λυχνίας και του φιλμ γύρω από το ακίνητο ακτινογραφούμενο αντικείμενο. Με τον τρόπο αυτό προκύπτει ένα *ακίνητο σημείο* που καθορίζει το επίπεδο τομής ή τομογραφικό επίπεδο και στο οποίο η περιοχή του ακτινογραφημένου αντικειμένου απεικονίζεται ευκρινώς. Αντίθετα τα ανατομικά στοιχεία που βρίσκονται μπροστά και πίσω από την εκάστοτε τομή είναι ασαφή. **Εικ.6.5**

Η κίνηση λυχνίας και φιλμ στην απλούστερη μορφή της τομογραφίας γίνεται σε ευθεία γραμμή και τότε έχουμε την γραμμική τομογραφία. Σε πιο εξελιγμένα μηχανήματα η κίνηση τόσο της λυχνίας όσο και του φιλμ μπορεί να είναι κυκλική ή ελλειπτική γύρω από το ακτινογραφούμενο αντικείμενο, με αποτέλεσμα να έχουμε ευκρινέστερη απεικόνιση των ανατομικών μορίων.

β) το πάχος της τομής. Το πάχος της τομής εξαρτάται από το τόξο της κίνησης λυχνίας και φιλμ. Όσο πιο μεγάλο είναι το τόξο τόσο αυτό τόσο πιο λεπτή είναι η τομή που απεικονίζουμε. Το πάχος τομής έχει να κάνει με τη λεπτομέρεια της εικόνας. Λεπτές τομές πάχους μέχρι 2.5 χιλ. έχουν τη δυνατότητα απεικόνισης μικρών αρχόμενων οστικών αλλοιώσεων. Παχύτερες τομές καλύπτουν μεγαλύτερη περιοχή του ακτινογραφούμενου αντικειμένου και τότε υπάρχει κίνδυνος απόκρυψης παθολογικών καταστάσεων.

Στην Οδοντιατρική είναι καλύτερα να χρησιμοποιούνται οι Οδοντιατρικοί τομογράφοι, οι οποίοι διαθέτουν κεφαλοστάτη για να τοποθετείται το κεφάλι του ασθενούς σε όρθια θέση και ακόμα με αυτόν τον τρόπο υπάρχει η δυνατότητα

επανατοποθέτησης της κεφαλής του ασθενούς σε όρθια θέση και ακόμα με αυτόν τον τρόπο υπάρχει η δυνατότητα επανατοποθέτησης της κεφαλής του ασθενούς στην ίδια θέση εάν θελήσουμε να επαναλάβουμε κάποια στιγμή την τομογραφία. Ο κεφαλοστάτης επιτρέπει τέτοια θέση στην κεφαλή του ασθενούς, έτσι ώστε η κεντρική ακτίνα να είναι κάθετη στον επιμήκη άξονα του κονδύλου.

## **7. ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΗΣ ΤΟΥ ΟΔΟΝΤΟΓΝΑΘΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ**

Υπάρχουν στην καθημερινή ιατρική πράξη σύγχρονες απεικονιστικές τεχνικές μελέτης του οδοντογναθικού συστήματος οι οποίες οδήγησαν σε αχρηστία παλαιότερες τεχνικές όπως είναι η ξηρογραφική ακτινογραφία η οποία είχε πολλά μειονεκτήματα. Στη σύγχρονη απεικονιστική μελέτη του οδοντογναθικού συστήματος περιλαμβάνεται η ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία και η αξονική τομογραφία (CT) ενώ στην παρούσα ερευνητική μελέτη αξιολογείται και η υπερσύγχρονη μαγνητική τομογραφία (MRI).

### **7.1. ΨΗΦΙΑΚΗ ΠΑΝΟΡΑΜΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ**

Οι τεχνικές για την ενδοστοματική ψηφιακή ακτινογραφία με τα πλεονεκτήματα που προσφέρουν εφαρμόζονται και στις εξωστοματικές προβολές οι οποίες χρησιμοποιούνται στην Οδοντιατρική. Οι κυριότερες είναι η πανοραμική ακτινογραφία και πλάγια κεφαλομετρική ακτινογραφία.

Υπάρχουν βασικά δύο αρχές - μηχανισμοί δημιουργίας της εικόνας στην ψηφιακή πανοραμική ακτινογραφία. Η πρώτη χρησιμοποιεί ειδικό γραμμικό αισθητήρα C.C.D. (Charles Coupled –Device ), ενώ η δεύτερη χρησιμοποιεί μια ειδική πλάκα φωσφόρου (Storage Phosphor Plate).

Στην πρώτη περίπτωση έχουμε άμεση δημιουργία εικόνας στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Κατά την χρονική διάρκεια που η λεπτή ακτινική δέσμη σαρώνει τον ασθενή η εικόνα σχηματίζεται σχεδόν ταυτόχρονα στην οθόνη του υπολογιστή.

Στη δεύτερη περίπτωση σχηματίζεται η λανθάνουσα εικόνα στην ειδική πλάκα του φωσφόρου. Τοποθετούμε στη συνέχεια την ειδική αυτή πλάκα σε ειδικό scanner και η εικόνα μέσα σε ελάχιστο χρόνο περίπου 2min εμφανίζεται στην οθόνη του υπολογιστή.



## 7.2. ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Η αξονική ή υπολογιστική τομογραφία εισήχθη στην κλινική ιατρική πράξη στα μέσα της δεκαετίας του 1970 και θεωρήθηκε η δεύτερη μεγαλύτερη επίτευξη στον τομέα της ακτινολογίας μετά την ανακάλυψη των ακτίνων Χ. Η εξάπλωση της αξονικής τομογραφίας ήταν ραγδαία, καθόσον με τη μέθοδο αυτή για πρώτη φορά ήταν εφικτή η απεικόνιση των μαλακών μορίων του ατόμου.

Ο πρώτος αξονικός τομογράφος κατασκευάστηκε από τον Βρετανό μηχανολόγο G.N. Hounsfield και εγκαταστάθηκε στο νοσοκομείο Atkinson Morley στην Αγγλία. Το μηχάνημα αυτό είχε χρόνο σάρωσης (πλήρης περιστροφή της λυχνίας) 4min και πάχος τομής μεγαλύτερο του 1cm και εξέταζε μόνο τον εγκέφαλο. Στις μέρες μας ο χρόνος σάρωσης έχει μειωθεί στο 1sec και το πάχος τομής στο 1mm ταυτόχρονα η ελικοειδής μορφή σάρωσης (spiral technique) επιτρέπει την πλήρη εξέταση του θώρακα σε 7sec.

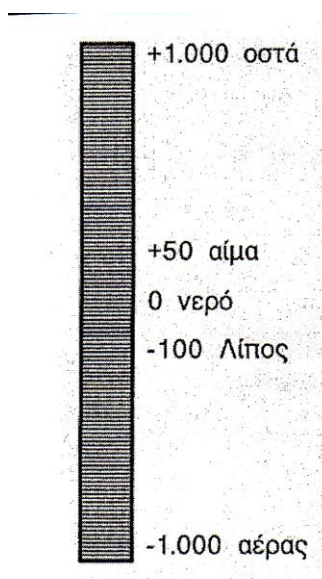
Με την αξονική τομογραφία επιτυγχάνεται η σύνθεση μιας εικόνας η οποία αποδίδει με πιστότητα την εσωτερική ανατομία μιας συγκεκριμένης τομής του ανθρώπινου σώματος.

Η τεχνική της αξονικής τομογραφίας στηρίζεται στη διέλευση μιας πολύ λεπτής δέσμης ακτινοβολίας περιστρεφόμενης σε ένα επίπεδο μέσω του ανθρώπινου σώματος που περιέχει ιστούς διαφόρων πυκνοτήτων. Η δέσμη διέρχεται μέσα από τους ιστούς με διαφορετικές προβολικές κατευθύνσεις και μέρος της απορροφάται σε βαθμό ανάλογο με τον συντελεστή απορρόφησης των διαφόρων ιστών. Με την έξοδο της δέσμης από το ανθρώπινο σώμα αυτή βγαίνει εξασθενημένη σε βαθμό που εξαρτάται από την ανατομική σύσταση και πυκνότητα των ιστών που διήλθε. Οι τιμές εξασθένησης της ακτινοβολίας καταγράφονται από ανιχνευτές που βρίσκονται σε θέση αντιδιαμετρική της ακτινοβολικής λυχνίας.

Μια εγκάρσια τομή ιστών διαιρείται θεωρητικά σε μικρούς κύβους που ονομάζονται voxels, οι διαστάσεις των οποίων εξαρτώνται από την κατασκευή του μηχανήματος. Η απεικόνιση κάθε τέτοιου κύβου στην οθόνη του μηχανήματος είναι δισδιάστατη και ονομάζεται pixel. Καθώς η δέσμη των ακτίνων Χ

περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή, το κάθε voxel μετατρέπεται σε αποθήκη φωτονίων για κάθε γωνία από την οποία διέρχεται κάθε φορά η περιστρεφόμενη ακτινολογική δέσμη. Ο συνολικός αριθμός των φωτονίων μεταφέρεται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή του συστήματος. Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής αποθηκεύει, ταξινομεί τις τιμές εξασθένησης της ακτινοβολίας  $X$  και εν συνεχεία με κατάλληλους αλγορίθμους μετατρέπει τις τιμές αυτές σε διαβαθμίσεις πυκνότητας σε μια απόχρωση από το λευκό έως το μαύρο. Το τελικό αποτέλεσμα είναι η ανατομική απεικόνιση του οργάνου του ανθρώπινου σώματος. Η εικόνα αυτή που σχηματίζεται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή είναι μια σειρά ψηφιακών αριθμών οι οποίοι αναφέρονται σαν αριθμοί CT ή αριθμοί Hounsfield.

Η αντιστοιχία των αριθμών CT σε διαβαθμίσεις πυκνότητας του γκριζου είναι το + 1000 παριστά το έντονο άσπρο, ενώ το -1000 το έντονο μαύρο. **Εικ.7.1**



**Εικ.7.1** Σχηματική παράσταση των τιμών της κλίμακας Hounsfield  
(Τσιχλάκης, 1998)

Το σύστημα λυχνίας – ανιχνευτών αποτελεί τη μονάδα σάρωσης του αξονικού τομογράφου (Gantry). Η διάταξη της λυχνίας και των ανιχνευτών, ο αριθμός των ανιχνευτών, το είδος της κίνησης χαρακτηρίζουν τις γενεές (πρώτη έως τέταρτη) των αξονικών τομογράφων.

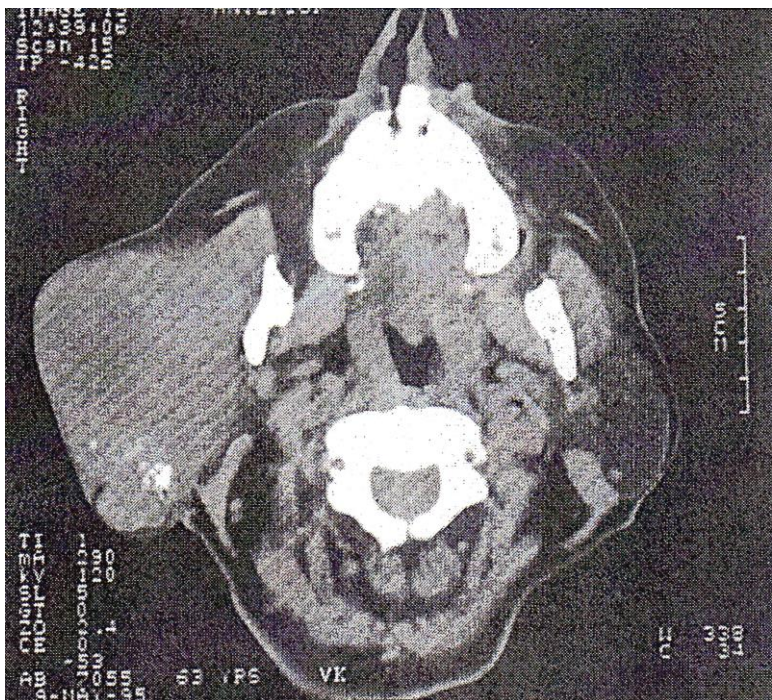


**Εικ.7.2** Αξονικός τομογράφος Toshiba

Η αξονική τομογραφία έχει πολλές εφαρμογές στην Οδοντιατρική. Είναι σημαντικές οι πληροφορίες που παρέχει για την μελέτη της μορφολογίας και παθολογίας του τραχήλου και του σπλαχνικού κρανίου ειδικά σε ασθενείς με μεγάλες αλλοιώσεις των οστών ή των μαλακών μορίων.

Θεωρείται ακριβής μέθοδος για την μελέτη των οστών του οδοντογναθικού συστήματος. Έτσι η αρχόμενη εκφυλιστική νόσος διακρίνεται με εξαιρετική λεπτομέρεια.

Σημαντικές είναι οι πληροφορίες, που παρέχει για τους σιελογόνους αδένες αλλά και για την μορφολογία του φατνιακού οστού πριν από την τοποθέτηση των οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων. Συγκεκριμένα απεικονίζει με εξαιρετική ακρίβεια την κλίση, το πάχος και το ύψος της ινώδους φατνιακής ακρολοφίας. Μειονέκτημα αποτελεί η υψηλή δόση στον ασθενή.

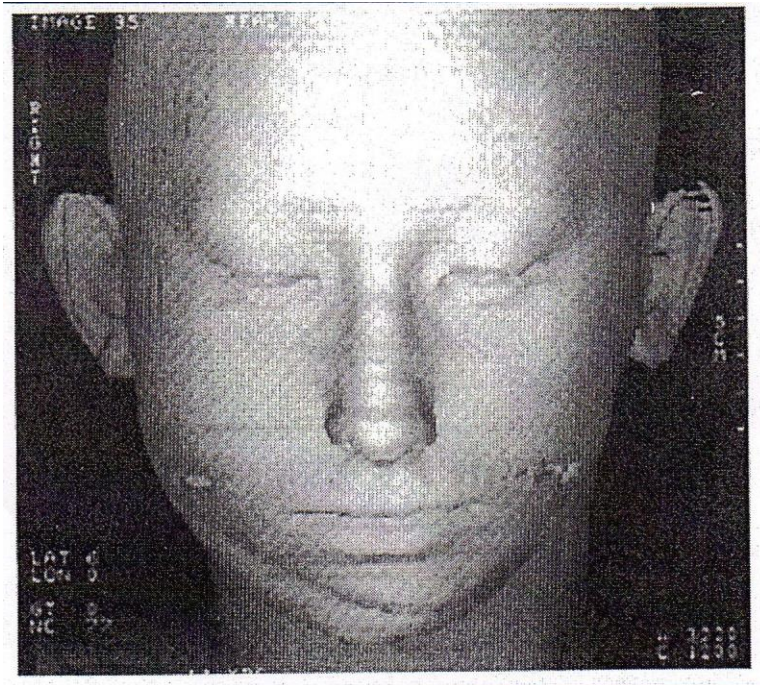


**Εικ.7.3** Αξονική τομογραφία στο επίπεδο των παρωτίδων. Διακρίνεται διόγκωση και παθολογική αλλοίωση στη δεξιά παρωτίδα. (Αγγελόπουλος και συν.2001)

### 7.3. ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Εξελικτική κατάληξη της νέας τεχνολογίας είναι η ανασύνθεση της εικόνας σε πολλαπλά επίπεδα σε τρισδιάστατη μορφή. Με τη βοήθεια του ηλεκτρονικού υπολογιστή οι εγκάρσιες τομές που έχουν ληφθεί από τον αξονικό τομογράφο, μπορούν να ανασυνθέτονται ώστε να δημιουργείται τρισδιάστατη απεικόνιση του αντικειμένου που μελετήθηκε.

Οι εφαρμογές της τρισδιάστατης αξονικής τομογραφίας στην Οδοντιατρική περιλαμβάνουν: τη μελέτη συγγενών ανωμαλιών του προσώπου και του κρανίου, τη μελέτη της εξωτερικής μορφολογίας των οστών των γνάθων πριν την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων και τη μελέτη οστικών αλλοιώσεων σε τρισδιάστατη εικόνα. **Εικ. 7.4**



**Εικ.7.4** Τρισδιάστατη απεικόνιση ασθενούς σε παράθυρο μαλακών μορίων (Αγγελόπουλος και συν. 2001)



## **8. ΓΕΝΙΚΑ ΠΕΡΙ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Η μαγνητική τομογραφία θεωρείται η πιο σύγχρονη απεικονιστική μέθοδος ιδιαίτερα για τα μαλακά μόρια.

Στηρίζεται στην αρχή του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού ο οποίος χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά στην αναλυτική χημεία στην δεκαετία του 1950.

Ο Edward Purcell από το πανεπιστήμιο Harvard και ο Felix Bloch από το πανεπιστήμιο του Standford το 1946, ανακάλυψαν το φαινόμενο του μαγνητικού συντονισμού, εργαζόμενοι ανεξάρτητα ο ένας από τον άλλον.

Η πρώτη εικόνα με πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό δόθηκε το 1973 από τον Lauterburg, ο οποίος εργαζόταν επί της ερευνητικής εργασίας των Purcell και Bloch. Την δεκαετία που ακολούθησε η απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό εξελίχθηκε με ταχύ ρυθμό και κατέστη μία πρακτική καθημερινή εφαρμογή.

Η σημαντική ανάπτυξη της μαγνητικής τομογραφίας οφείλεται ιδιαίτερα στο γεγονός ότι δεν χρησιμοποιεί ιοντίζουσα ακτινοβολία με τις γνωστές επιβλαβείς επιδράσεις επί των ιστών.

### **8.1. ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΟΥ ΠΥΡΗΝΙΚΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ**

Μια εξέταση σε μαγνητικό τομογράφο βασικά στηρίζεται στα ακόλουθα συμβάντα:

- 1) Δημιουργία της μαγνήτισης με την τοποθέτηση του εξεταζόμενου θέματος σε ισχυρό μαγνήτη.
- 2) Διαταραχή της μαγνήτισης με αποστολή κατάλληλου παλμού ραδιοσυχνότητας στο εξεταζόμενο θέμα.
- 3) Χαλάρωση της μαγνήτισης στην θέση ισορροπίας.
- 4) Λήψη του σήματος που εκπέμπει το εξεταζόμενο θέμα.
- 5) Επανάληψη των συμβάντων.



**Εικ. 8.1** Τυπική διάταξη τμήματος μαγνητικού τομογράφου με το απεικονιστικό σύστημα, την κονσόλα χειρισμού και τους υπολογιστές. (Siemens)

### **8.1.1 Δημιουργία της μαγνήτισης με την τοποθέτηση του εξεταζόμενου θέματος σε ισχυρό μαγνήτη**

Η πυρηνική μαγνητική τομογραφία (MRI) βασίζεται στην πυρηνική φυσική, στο φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού. Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού σαν πηγή σήματος αξιοποιεί τα πρωτόνια του υδρογόνου. Αυτό γίνεται επειδή το υδρογόνο, ως βασικό στοιχείο του νερού και των λιπών, αποτελεί το 75-80% του ανθρώπινου σώματος. Ο πυρήνας του υδρογόνου αποτελείται από ένα μόνο πρωτόνιο, το οποίο έχει θετικό ηλεκτρικό φορτίο και περιστρέφεται γύρω από τον άξονά του. Η κίνηση αυτή προκαλεί τη δημιουργία μαγνητικού πεδίου και συνεπώς κάθε πυρήνας υδρογόνου ή αλλιώς πρωτονίου έχει δικό του μαγνητικό πεδίο και συμπεριφέρεται σαν μικροσκοπικός μαγνήτης.

Σε απουσία εξωτερικού μαγνητικού πεδίου τα πρωτόνια έχουν τυχαία διεύθυνση. Μέσα όμως σε ισχυρό εξωτερικό στατικό μαγνητικό πεδίο  $B_0$  τα πρωτόνια σαν μικρές μαγνητικές βελόνες τείνουν να ευθυγραμμιστούν με τις δυναμικές γραμμές

του μαγνητικού πεδίου και μάλιστα τα πρωτόνια προσανατολίζονται είτε παράλληλα είτε αντιπαράλληλα με το μαγνητικό πεδίο.

Οι δύο αυτές καταστάσεις αντιστοιχούν σε διαφορετικές στάθμες ενέργειας αλλά κάθε στιγμή θα υπάρχουν λίγα περισσότερα πρωτόνια με φορά ίδια με την φορά του μαγνητικού πεδίου. Ο λόγος μεταξύ παράλληλων και αντιπαράλληλων πρωτονίων είναι ευθέως ανάλογος της έντασης του στατικού μαγνητικού πεδίου και αντιστρόφως ανάλογος της θερμοκρασίας.

Κάθε πρωτόνιο όμως δεν μένει παράλληλο ή αντιπαράλληλο αλλά όπως μία σβούρα εκτελεί ακόμα μία κίνηση γύρω από τον άξονα του μαγνητικού πεδίου που ονομάζεται **μεταπτωτική κίνηση**.

Η συχνότητα περιστροφής του πρωτονίου κατά την μεταπτωτική κίνηση ονομάζεται μεταπτωτική συχνότητα και δίνεται από την εξίσωση Larmor

$$f = \gamma \times B_0$$

f η συχνότητα περιστροφής του πρωτονίου

$\gamma$  μία σταθερά για κάθε πυρήνα που ονομάζεται γυρομαγνητικός λόγος και

$B_0$  η ένταση του μαγνητικού πεδίου

Έστω λοιπόν ότι μέσα σε ένα στατικό μαγνητικό πεδίο  $B_0$  τοποθετούμε ένα στοιχειώδες δείγμα βιολογικού υλικού που αποτελείται από 17 πρωτόνια. Σύμφωνα με τα όσα έχουν αναφερθεί αυτά λειτουργούν ως μικροί μαγνήτες και θα προσανατολιστούν με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Έστω λοιπόν ότι τελικά θα έχουμε 10 παράλληλα και 7 αντιπαράλληλα πρωτόνια. Είναι φανερό ότι κάθε παράλληλο πρωτόνιο που βρίσκεται σε ακριβώς αντίθετη διεύθυνση με ένα αντιπαράλληλο πρωτόνιο θα αλληλοαναιρείται. Τελικά η μαγνήτιση των 3 παράλληλων πρωτονίων που περισσεύουν θα προκαλέσει την εμφάνιση μιας **μακροσκοπικής μαγνήτισης  $M_0$**  που είναι παράλληλη με τη διεύθυνση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου  $B_0$  και ονομάζεται **διαμήκης μαγνήτιση**. Η διαμήκης μαγνήτιση σχεδιάζεται με τη βοήθεια συστήματος αξόνων x,y,z πάνω σε κατακόρυφο άξονα z. Έτσι λοιπόν όταν ένας ασθενής τοποθετείται μέσα σε ένα ισχυρό μαγνητικό πεδίο  $B_0$ , το σώμα του εμφανίζει ένα άνυσμα διαμήκους μαγνήτισης  $M_0$  που αποτελείται από το άθροισμα όλων των ανυσμάτων των



πρωτονίων που δεν αλληλοαναιρούνται. Η διαμήκης μαγνήτιση είναι παράλληλη με την διεύθυνση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου και όλη η διαδικασία απεικόνισης στον μαγνητικό συντονισμό βασίζεται στον χειρισμό αυτής ακριβώς της μαγνήτισης.

### 8.1.2 Διαταραχή της μαγνήτισης με αποστολή κατάλληλου παλμού ραδιοσυχνότητας στο εξεταζόμενο θέμα

Όμως επειδή η διαμήκης μαγνήτιση είναι παράλληλη με την διεύθυνση του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου όπως προαναφέρθηκε και δε μεταβάλλεται χρονικά δεν μπορεί να μετρηθεί. Για να μετρηθεί η μαγνήτιση θα πρέπει να στραφεί στο επίπεδο  $\chi\psi$ , το οποίο επιτυγχάνεται με την εφαρμογή ενός δεύτερου μαγνητικού πεδίου  $B_1$  με διεύθυνση κάθετη στο αρχικό μαγνητικό πεδίο  $B_0$ . Σε αντίθεση με το  $B_0$  που είναι σταθερό μαγνητικό πεδίο, το  $B_1$  **περιστρέφεται**. Για να στραφεί (διεγερθεί) η διαμήκης μαγνήτιση, η συχνότητα περιστροφής του  $B_1$  θα πρέπει να είναι ίση με την συχνότητα Larmor των πρωτονίων. Η διέγερση που συμβαίνει όταν ένα σώμα εκτίθεται σε συχνότητα ίδια με τη φυσική του συχνότητα ονομάζεται **συντονισμός**. Αν η συχνότητα περιστροφής του  $B_1$  είναι έστω και ελάχιστα διαφορετική από τη συχνότητα Larmor, η διέγερση είναι αδύνατη. Επειδή η συχνότητα Larmor βρίσκεται στην περιοχή συχνοτήτων των ραδιοφωνικών σημάτων (MHz) και επειδή το πεδίο  $B_1$  ενεργοποιείται για πολύ μικρό χρονικό διάστημα το πεδίο  $B_1$  ονομάζεται **παλμός ραδιοσυχνότητας (ΡΣ)**.

Με την επίδραση κατάλληλου παλμού ΡΣ ορισμένα πρωτόνια απορροφούν ενέργεια και διεγείρονται, οπότε από παράλληλα (χαμηλής ενεργειακής στάθμης) γίνονται αντιπαράλληλα (υψηλότερης ενεργειακής στάθμης). Μετά από αυτές τις αλλαγές τα πρωτόνια αλληλοαναιρούνται και η διαμήκης μαγνήτιση μειώνεται. Ταυτόχρονα όμως με την επίδραση του παλμού ΡΣ αλλάζει και η κατανομή των πρωτονίων: τα πρωτόνια πλέον δεν κατανέμονται τυχαία στο χώρο και εξαναγκάζονται σε μια συγχρονισμένη κίνηση και κινούνται **συμφασικά**. Τελικά με την επίδραση κατάλληλου παλμού ΡΣ η διαμήκης μαγνήτιση  $M_z$  στρέφεται κατά

90<sup>0</sup> και μετατρέπεται σε **εγκάρσια μαγνήτιση M<sub>xψ</sub>**. Η γωνία μετατόπισης της μαγνήτισης σε σχέση με το μαγνητικό πεδίο ονομάζεται **γωνία πρόπτωσης**. Επειδή το αποτέλεσμα του παλμού ΡΣ που περιγράφηκε στρέφει την μαγνήτιση κατά 90<sup>0</sup> ο παλμός ονομάζεται **παλμός 90<sup>0</sup>**. Κατά αναλογία ένας παλμός που στρέφει την μαγνήτιση κατά 45<sup>0</sup> θα ονομάζεται παλμός 45<sup>0</sup>, ένας παλμός που στρέφει τη μαγνήτιση κατά 20<sup>0</sup> θα ονομάζεται παλμός 20<sup>0</sup> κοκ.

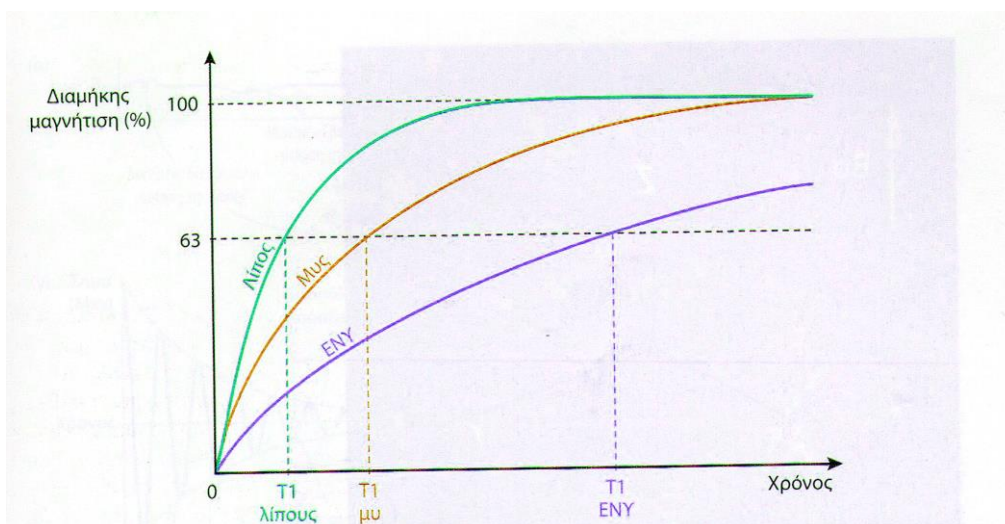
Έτσι λοιπόν όταν το σώμα του ασθενούς τοποθετείται σε ένα μαγνήτη εμφανίζεται διαμήκης μαγνήτιση M<sub>z</sub> (πρώτο συμβάν) ενώ κατάλληλος παλμός ΡΣ προκαλεί την εμφάνιση εγκάρσιας μαγνήτισης M<sub>xψ</sub> (δεύτερο συμβάν).

### 8.1.3. Χαλάρωση της μαγνήτισης στην θέση ισορροπίας

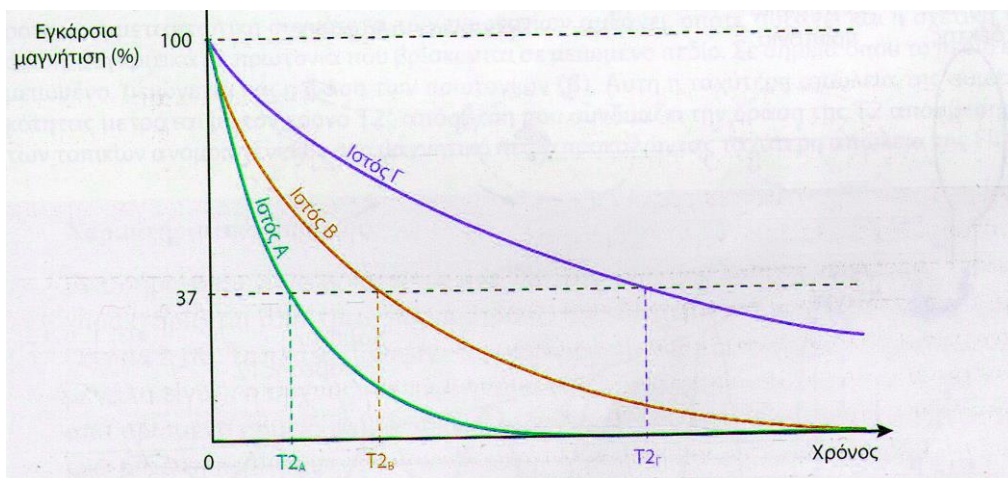
Το τρίτο συμβάν στην εξέταση του μαγνητικού συντονισμού είναι η διακοπή του παλμού ΡΣ, οπότε τα πρωτόνια τείνουν να επανέλθουν στην αρχική τους διάταξη (χαλάρωση) με ταυτόχρονη αποκατάσταση της διαμήκους μαγνήτισης M<sub>z</sub> και απόσβεση της εγκάρσιας μαγνήτισης M<sub>xψ</sub>. Ειδικότερα μόλις σταματήσει ο παλμός ΡΣ τα πρωτόνια χάνουν τη συμφασικότητά τους λόγω αλληλεπιδράσεων των γειτονικών πυρήνων οπότε η εγκάρσια μαγνήτιση μειώνεται. Η αλληλεπίδραση αυτή των ενδογενών μαγνητικών πεδίων γειτονικών πυρήνων που προκαλεί την απώλεια συμφασικότητας των πρωτονίων είναι γνωστή ως **χαλάρωση spin-spin**. Ταυτόχρονα τα πρωτόνια υψηλής ενεργειακής στάθμης (αντιπαράλληλα) επιστρέφουν σε χαμηλή ενεργειακή στάθμη (παράλληλα). Έτσι η διαμήκης μαγνήτιση αυξάνει σιγά - σιγά και τελικά επανέρχεται στην αρχική της τιμή. Κατά την αποκατάσταση της διαμήκους μαγνήτισης, η ενέργεια που έχει απορροφηθεί από τον παλμό ΡΣ αποδίδεται στα περιβάλλοντα άτομα (**πλέγμα**) ως θερμότητα. Η αλληλεπίδραση αυτή είναι γνωστή ως χαλάρωση **spin –πλέγματος**.

Η αποκατάσταση της διαμήκους μαγνήτισης περιγράφεται από μία εκθετική συνάρτηση η γραφική παράσταση της οποίας ονομάζεται **καμπύλη αποκατάστασης T1**. (Εικ 8.1)

Κάθε ιστός έχει χαρακτηριστική καμπύλη αποκατάστασης από την οποία προκύπτει ο **χρόνος χαλάρωσης T1** του ιστού, που ορίζεται σαν ο χρόνος που χρειάζεται για να ανακτηθεί το 63% της διαμήκουσ μαγνήτισης αμέσως μετά τον παλμό ΡΣ. Ο χρόνος χαλάρωσης T1 αποτελεί ενδογενές χαρακτηριστικό κάθε ιστού, και οφείλεται στις χαρακτηριστικές αλληλεπιδράσεις spin-πλέγματος του ιστού. Ο χρόνος που απαιτείται για την απόσβεση της εγκάρσιας μαγνήτισης περιγράφεται επίσης από μία εκθετική συνάρτηση η γραφική παράσταση της οποίας ονομάζεται **καμπύλη απόσβεσης T2**. (Εικ 8.2) Κάθε ιστός έχει χαρακτηριστική καμπύλη απόσβεσης από την οποία προκύπτει ο **χρόνος χαλάρωσης T2** του ιστού, που ορίζεται ως ο χρόνος που χρειάζεται για να χαθεί το 63% της εγκάρσιας μαγνήτισης αμέσως μετά τον παλμό ΡΣ. Ο χρόνος χαλάρωσης T2 αποτελεί ενδογενές χαρακτηριστικό κάθε ιστού και οφείλεται στις αλληλεπιδράσεις spin-spin του ιστού.



**Εικ 8.2** Καμπύλες αποκατάστασης T<sub>1</sub> τριών διαφορετικών ιστών

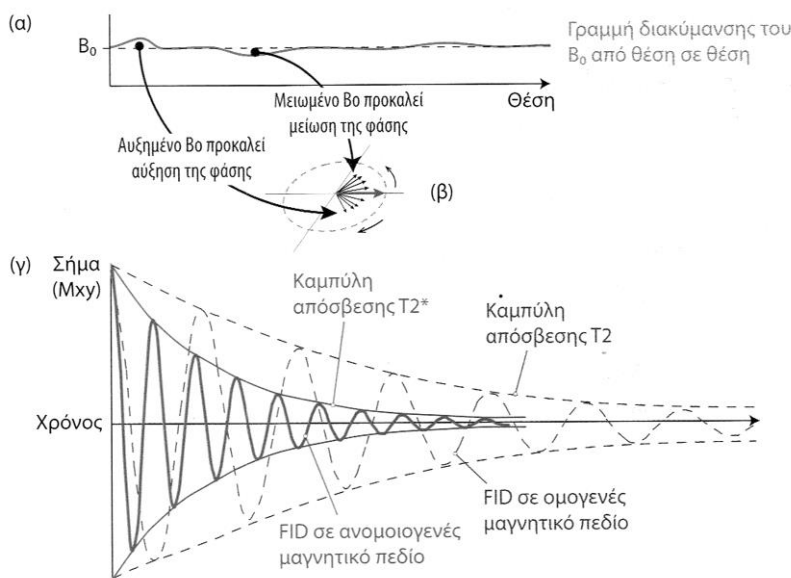


**Εικ 8.3** Καμπύλες αποκατάστασης  $T_2$  τριών διαφορετικών ιστών

Οι χρόνοι  $T_1$  και  $T_2$  αποτελούν σημαντικά χαρακτηριστικά με βάση τα οποία ξεχωρίζουν οι διάφοροι τύποι των ιστών στην απεικόνιση του μαγνητικού συντονισμού. Ο χρόνος χαλάρωσης  $T_2$  είναι πρακτικά ανεξάρτητος από την ένταση του μαγνητικού πεδίου ενώ ο χρόνος χαλάρωσης  $T_1$  αυξάνει με την ένταση του μαγνητικού πεδίου. Έτσι αξίζει να τονιστεί ότι η καμπύλη αποκατάστασης  $T_1$  και η καμπύλη απόσβεσης  $T_2$  έχουν διαφορετικές κλίμακες χρόνου επειδή η απόσβεση  $T_2$  συμβαίνει εξαιρετικά γρήγορα, οπότε η εγκάρσια μαγνήτιση μηδενίζεται εντός μερικών δεκάδων ms, ενώ η αποκατάσταση  $T_1$  είναι σχετικά αργή διαδικασία που χρειάζεται μερικά δευτερόλεπτα για να επανέλθει πλήρως. Οι αλλαγές της μαγνήτισης κατά την διέγερση και χαλάρωση περιγράφονται από τις **εξισώσεις του Bloch**.

Αμέσως μετά τον παλμό ΡΣ η εγκάρσια μαγνήτιση περιστρέφεται στο επίπεδο  $\chi\psi$  με συχνότητα  $Larmor$  προκαλώντας χρονικά μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο το οποίο στα άκρα κατάλληλου πηνίου – δέκτη αναπτύσσει ηλεκτρικό σήμα, το σήμα του μαγνητικού συντονισμού. Το σήμα αυτό έχει φθίνουσα ημιτονοειδή μορφή – ημιτονοειδή, επειδή το άνυσμα της μαγνήτισης διαγράφει κυκλική τροχιά στο επίπεδο  $\chi\psi$ , και φθίνουσα λόγω της εγκάρσιας μαγνήτισης με μέγιστο πλάτος αμέσως μετά την διακοπή του παλμού ΡΣ και σταδιακή μείωση. Το σήμα αυτό ονομάζεται **απόσβεση ελεύθερης επαγωγής ή FID** τα αρχικά των λέξεων Free

Induction Decay. Ο θεωρητικός ρυθμός μείωσης της FID δίνεται από την καμπύλη απόσβεσης T2 (**Εικ 8.4**), στην κλινική πράξη όμως παρατηρείται ταχύτερη απώλεια του σήματος λόγω των αναπόφευκτων ατελειών στην ομοιογένεια του στατικού μαγνητικού πεδίου καθώς και τοπικών ανομοιογενειών μέσα στο σώμα του ασθενούς. Αυτή η ταχεία απώλεια του σήματος της απόσβεσης ελεύθερης επαγωγής ονομάζεται **απόσβεση T2\*** και δεν αποτελεί ενδογενές χαρακτηριστικό των ιστών.



**Εικ 8.4** Καμπύλη απόσβεσης T2

### 8.1.4 Λήψη του σήματος που εκπέμπει το εξεταζόμενο θέμα (Ανάκληση του σήματος FID)

Όπως ήδη έχει αναφερθεί το τρίτο συμβάν στην εξέταση του μαγνητικού συντονισμού είναι η χαλάρωση της μαγνήτισης με αποτέλεσμα την παραγωγή του σήματος FID. Επειδή όμως το FID παρουσιάζεται αμέσως μετά το τέλος του παλμού ΡΣ δε μπορεί να χρησιμοποιηθεί για απεικονιστικούς σκοπούς επειδή δεν περιέχει καμία χωρική πληροφορία. Ως εκ τούτου μετά τον εμπλουτισμό της FID με χωρικές πληροφορίες χρειαζόμαστε μια μέθοδο που θα μας εξασφαλίσει ένα σήμα

αντίστοιχο, κάτι σαν την ηχώ του που όμως θα μπορούμε να μετρήσουμε. Η **ανάκληση του σήματος FID** αποτελεί το τέταρτο συμβάν στην εξέταση του μαγνητικού συντονισμού και μπορεί να γίνει με δύο τρόπους είτε α) με παλμό  $180^\circ$  είτε β) με τη χρήση πηνίων βαθμίδας

α) με παλμό  $180^\circ$

Αμέσως μετά τον παλμό διέγερσης  $90^\circ$  τα πρωτόνια της εγκάρσιας μαγνήτισης είναι συμφασικά αλλά γρήγορα αρχίζουν να χάνουν την συμφασικότητά τους κύρια λόγω των εξωτερικών ανομοιογενειών του μαγνητικού πεδίου. Η απώλεια συμφασικότητας προκαλεί το «άνοιγμα» των ανυσμάτων των πρωτονίων σαν βεντάλια όπου τα γρήγορα πρωτόνια κερδίζουν φάση και τα αργά πρωτόνια χάνουν φάση και καθυστερούν. Η απώλεια της συμφασικότητας των πρωτονίων μπορεί να διορθωθεί με τη χρήση παλμού ΡΣ  $180^\circ$ . Ο **παλμός  $180^\circ$**  είναι ένας παλμός ΡΣ παρόμοιος με εκείνο των  $90^\circ$  αλλά με μεγαλύτερη ένταση και διάρκεια. Ο παλμός  $180^\circ$  εφαρμόζεται σε χρόνο  $t$  μετά την εφαρμογή του παλμού  $90^\circ$  και αναγκάζει τα πρωτόνια να περιστραφούν κατά  $180^\circ$ . Έτσι τα γρήγορα πρωτόνια θα βρεθούν πίσω από τα αργότερα και σε χρόνο  $t$  μετά την εφαρμογή του παλμού  $180^\circ$  θα προφτάσουν τα αργότερα πρωτόνια και θα προκύψει επανεστίαση δηλαδή τα πρωτόνια θα είναι και πάλι συμφασικά. Επειδή ο παλμός  $180^\circ$  δρα σαν ένα τοίχος που ανακλά το σήμα σαν ηχώ, το σήμα αυτό ονομάζεται **σήμα spin-echo (SE)**. Το σήμα spin-echo είναι πάντα μικρότερο από το αρχικό σήμα FID λόγω της  $T_2$  απόσβεσης. Με την χρήση του παλμού  $180^\circ$  εξουδετερώνονται μόνο οι εξωτερικές ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου αλλά δεν επηρεάζονται οι ενδογενείς αλληλεπιδράσεις. Ο χρόνος μεταξύ της εφαρμογής του παλμού  $90^\circ$  και του παλμού  $180^\circ$  είναι  $TE/2$ .

β) με τη χρήση πηνίων βαθμίδας

Ένα σύστημα μαγνητικής τομογραφίας περιλαμβάνει τρία σετ πηνίων βαθμίδας παράλληλα με κάθε μία από τις διευθύνσεις  $x$ ,  $y$ ,  $z$ . Με την ενεργοποίηση ενός πηνίου βαθμίδας η ένταση του πεδίου στο κέντρο (ισόκεντρο) δεν αλλάζει, ενώ κατά μήκος του άξονα ενεργοποίησης η ένταση αυξάνεται γραμμικά προς το ένα

άκρο του και μειώνεται γραμμικά προς το άλλο άκρο του. Η ένταση του πεδίου σε ένα σημείο καθορίζεται από την απόσταση του από το ισόκεντρο και από την κλίση του βαθμιδωτού πεδίου. Μεγαλύτερη κλίση του βαθμιδωτού πεδίου επιτυγχάνεται με την εφαρμογή ισχυρότερου ρεύματος στο πηνίο βαθμίδας, ενώ η φορά του ρεύματος που διαρρέει το πηνίο βαθμίδας καθορίζει την πολικότητα του βαθμιδωτού πηνίου δηλαδή την πλευρά του πεδίου που θα παράγει μεγαλύτερη ένταση πεδίου σχετικά με το ισόκεντρο. Έτσι με την ενεργοποίηση του πηνίου βαθμίδας τα πρωτόνια κατά μήκος της διεύθυνσης εφαρμογής του υφίστανται διαφορετικής έντασης μαγνητικό πεδίο, επομένως έχουν διαφορετικές συχνότητες μετάπτωσης (σύμφωνα με την εξίσωση Larmor) και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την απώλεια της συμφασικότητάς τους.

Αν λοιπόν αμέσως μετά τον παλμό διέγερσης εφαρμοστεί ένα αρνητικό πηνίο βαθμίδας αυτό εισάγει ανομοιογένεια στο μαγνητικό πεδίο και τα πρωτόνια χάνουν γρήγορα την συμφασικότητά τους. Η απώλεια συμφασικότητας προκαλεί το «άνοιγμα» των πρωτονίων σαν βεντάλια όπου τα γρήγορα πρωτόνια κερδίζουν φάση και τα αργά πρωτόνια καθυστερούν. Αν όμως τώρα σε χρόνο  $TE/2$  αντιστραφεί το πηνίο βαθμίδας, εφαρμοστεί δηλαδή ένα θετικό πηνίο βαθμίδας, τότε την χρονική στιγμή  $TE$  θα πραγματοποιηθεί επανεστίαση δηλαδή τα πρωτόνια θα είναι και πάλι συμφασικά. Το παραγόμενο σήμα ονομάζεται σήμα βαθμιδωτής ηχούς GE (gradient echo). Η επανεστίαση μέσω του θετικού βαθμιδωτού πεδίου εξουδετερώνει μόνο την απώλεια συμφασικότητας που προκαλεί το αρνητικό βαθμιδωτό πεδίο και δεν εξουδετερώνει τις εξωτερικές ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου όπως η επανεστίαση με παλμό  $180^\circ$ .

Συνεπώς το σήμα της βαθμιδωτής ηχούς είναι ευαίσθητο στις ατέλειες του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου και εξαρτάται από την απόσβεση  $T2^*$ .

### **8.1.5 Επανάληψη των συμβάντων (Ακολουθία παλμών)**

Για τον σχηματισμό εικόνας τα συμβάντα της διέγερσης της μαγνήτισης (δεύτερο συμβάν), της χαλάρωσης της μαγνήτισης (τρίτο συμβάν) και της λήψης του

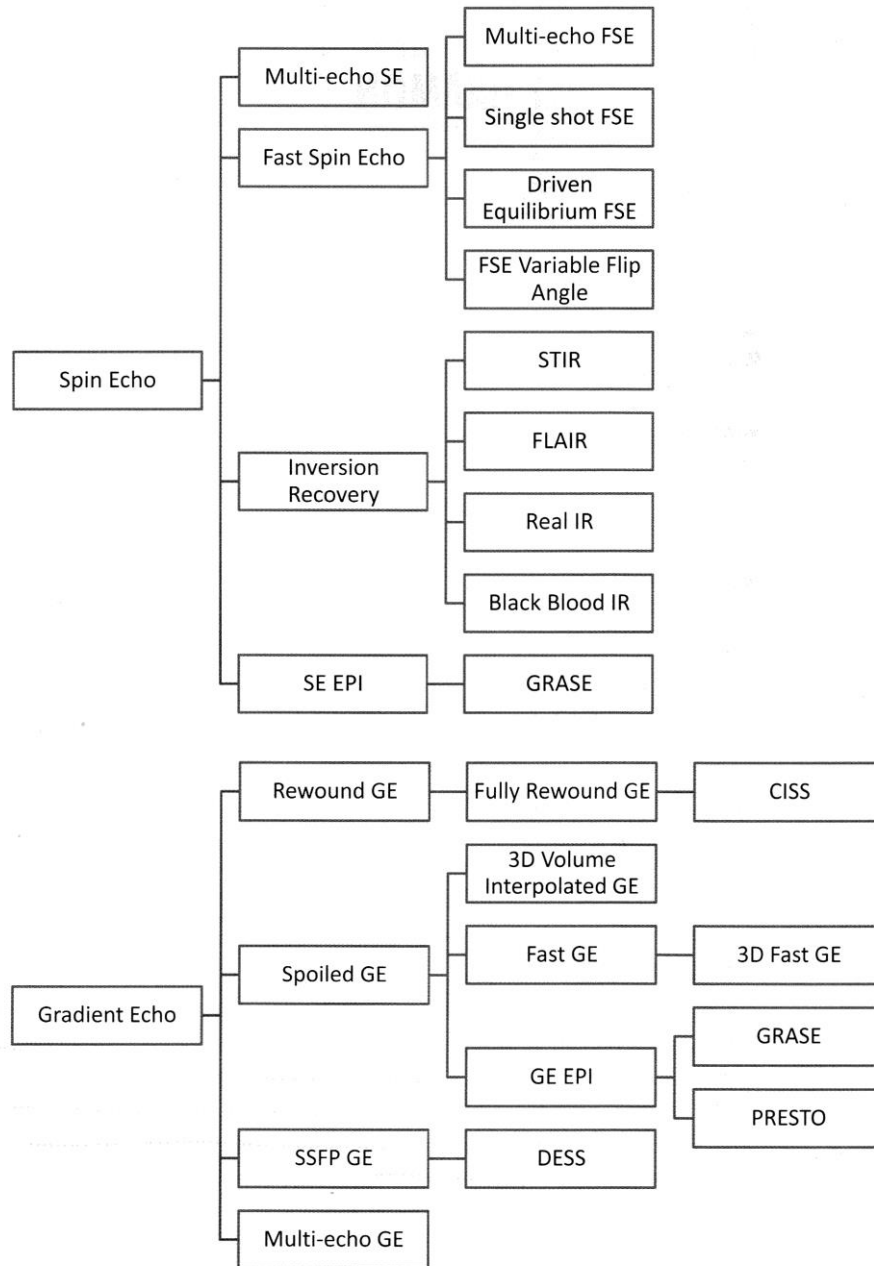
σήματος (τέταρτο συμβάν) πρέπει να επαναληφθούν τόσες φορές όσες οι σειρές της εικόνας που θέλουμε να σχηματίσουμε. Ο αριθμός των επαναλήψεων εξαρτάται από τον τύπο της εικόνας και κυμαίνεται μεταξύ 128 και 512. Ο χρόνος μεταξύ δύο διαδοχικών παλμών διέγερσης ονομάζεται **χρόνος επανάληψης TR** (repetition time) ενώ ο χρόνος μεταξύ του παλμού διέγερσης και της κορυφής του σήματος ηχούς ονομάζεται **χρόνος ηχούς TE**.

Αυτή η σειρά από παλμούς ΡΣ και πηνία βαθμίδας συγκεκριμένης διάρκειας και χρόνου εφαρμογής που επαναλαμβάνεται ονομάζεται **ακολουθία παλμών**. Με βάση τον τρόπο ανάκλησης της ηχούς οι ακολουθίες των παλμών χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες

- Στις ακολουθίες Spin Echo (SE) όπου χρησιμοποιείται παλμός  $180^{\circ}$ .
- Στις ακολουθίες Gradient Echo (GE) όπου χρησιμοποιείται πηνίο βαθμίδας.

Κάθε κατηγορία επίσης διαιρείται σε πολλές διαφορετικές υποκατηγορίες κάθε από τις οποίες έχει σχεδιαστεί για συγκεκριμένη εφαρμογή. **(Εικ 8.5)**





**Εικ 8.5** Βασικές κατηγορίες ακολουθιών που χρησιμοποιούνται ευρέως στη σύγχρονη μαγνητική τομογραφία

Οι ακολουθίες Spin Echo (SE) χρησιμοποιούν γωνίας πρόσπτωσης  $90^{\circ}$  και παλμό επανεστίασης  $180^{\circ}$  που εξουδετερώνουν την επίδραση της ανομοιογένειας του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου ενώ λόγω του μεγάλου TR και TE που απαιτούν είναι αργές ακολουθίες.

Οι ακολουθίες Gradient Echo (GE) χρησιμοποιούν γωνία πρόσπτωσης μικρότερη των  $90^{\circ}$  και επανεστίαση με βαθμιδωτό πηνίο που δεν εξουδετερώνει την επίδραση της ανομοιογένειας του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου ενώ λόγω του μικρότερου χρόνου TR και TE που απαιτούν είναι γρήγορες ακολουθίες.

## 8.2 ΧΩΡΙΚΗ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ

Όταν ο ασθενής βρεθεί μέσα σε ομοιογενές μαγνητικό πεδίο όλα τα πρωτόνια του σώματος του θα έχουν την ίδια συχνότητα Larmor και θα διεγείρονται από τον ίδιο παλμό ΡΣ οπότε δε θα έχουμε πληροφορίες για την θέση τους μέσα στον εξεταζόμενο. Για την απεικόνιση όμως μιας συγκεκριμένης δομής, η εντόπιση του σήματος χωρικά και στις τρεις διαστάσεις γίνεται με μια διαδικασία που ονομάζεται χωρική καταγραφή (spatial encoding). Στην χωρική καταγραφή το εξεταζόμενο θέμα αρχικά διαιρείται σε επίπεδες τομές και μετά κάθε τομή διαιρείται σε στήλες και γραμμές σχηματίζοντας μια μήτρα από ανεξάρτητους στοιχειώδεις όγκους που ονομάζονται voxel. Η σχετική ένταση του σήματος κάθε voxel αποδίδεται με τη μορφή στοιχειωδών τετραγώνων στην κλίμακα του γκρι που ονομάζεται pixel. Για την διάκριση του σήματος κάθε voxel το σήμα κωδικοποιείται σε δύο διευθύνσεις που ονομάζονται **κωδικοποίηση φάσης** και **κωδικοποίηση συχνότητας**.

Η διαίρεση του εξεταζόμενου θέματος σε τομές και η κωδικοποίηση φάσης και συχνότητας για κάθε τομή επιτυγχάνεται με τη βοήθεια τριών πηνίων βαθμίδας: το πηνίο επιλογής τομής ( $G_{ss}$  : slice select gradient), το πηνίο κωδικοποίησης φάσης ( $G_{pe}$  : phase encoding gradient ) και το πηνίο συχνότητας ( $G_{fe}$  : frequency encoding gradient). Ποια ακριβώς πηνία βαθμίδας και με ποια σειρά θα ενεργοποιηθούν κατά την χωρική καταγραφή εξαρτάται από το επίπεδο τομής, από την ακολουθία και από τον χρήστη.

Κατά την ενεργοποίηση ενός πηνίου βαθμίδας η ένταση του πεδίου στο κέντρο παραμένει σταθερή, ενώ κατά μήκος του άξονα ενεργοποίησης η ένταση αυξάνεται γραμμικά προς το ένα άκρο του και μειώνεται γραμμικά προς το άλλο άκρο του. Η γραμμική μεταβολή του βαθμιδωτού πεδίου σύμφωνα με την εξίσωση Larmor

προκαλεί και γραμμική μεταβολή της συχνότητας μετάπτωσης των πρωτονίων κατά μήκος του άξονα μεταβολής του πεδίου. Επομένως τα πρωτόνια θα διεγείρονται και από διαφορετικούς παλμούς ΡΣ. Μεγαλύτερη ή μικρότερη μεταπτωτική συχνότητα ανιχνεύεται ως υψηλή ή χαμηλή συχνότητα στο σήμα. Ο βαθμός αλλαγής της έντασης του πεδίου καθορίζεται από την **απόσταση** από το ισόκεντρο και από την **κλίση** του βαθμιδωτού πεδίου.

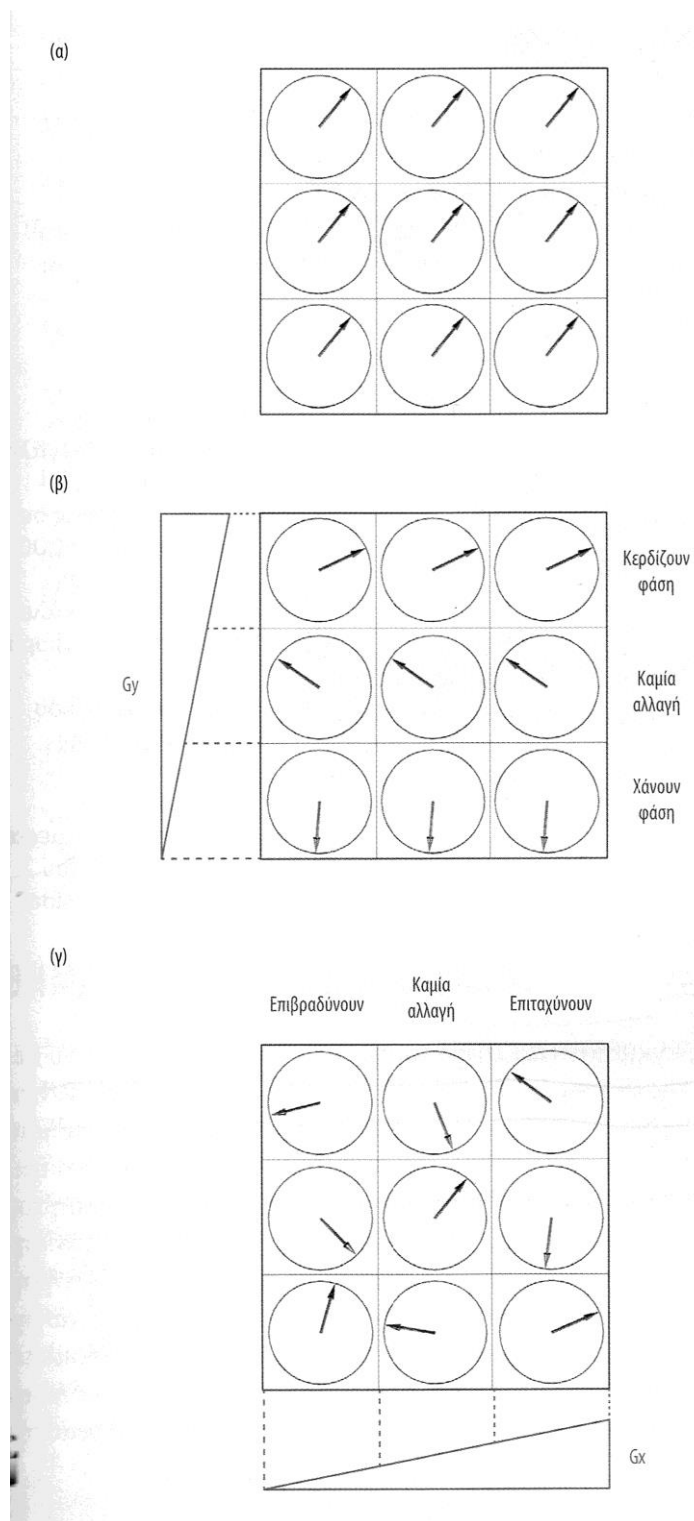
Πιο συγκεκριμένα κατά την επιλογή μιας τομής, άρα κατά την επιλεκτική διέγερση αυτής με την χρήση του βαθμιδωτού πηνίου (Gss) τα πρωτόνια κατά μήκος της διεύθυνσης εφαρμογής του, δέχονται παλμό διέγερσης ίσο με την μεταπτωτική τους συχνότητα. Όταν η ενεργοποίηση του πηνίου επιλογής τομής γίνεται στον άξονα x (Gx ως Gss) τότε παράγεται οβελιαία τομή, όταν γίνεται στον άξονα y (Gy ως Gss) τότε παράγεται στεφανιαία τομή και όταν γίνεται στον άξονα z (Gz ως Gss) τότε παράγεται εγκάρσια τομή. Η ενεργοποίηση δύο ή περισσότερων πηνίων βαθμίδας ταυτόχρονα παράγει λοξή τομή.

Έστω λοιπόν ότι έχει επιλεγεί εγκάρσια τομή με την ενεργοποίηση βαθμιδωτού πηνίου στον άξονα z (Gz ως Gss)

α) Αμέσως μετά την επιλεκτική διέγερση όλα τα πρωτόνια της τομής κινούνται με την ίδια συχνότητα και βρίσκονται σε φάση

β) Με την εφαρμογή της κωδικοποίησης φάσης τα πρωτόνια της πάνω σειράς θα επιταχύνουν ενώ τα πρωτόνια της κάτω σειράς θα επιβραδύνουν. Όταν σταματήσει η εφαρμογή της κωδικοποίησης φάσης τα πρωτόνια θα επιστρέψουν στην αρχική τους συχνότητα αλλά οι διαφορετικές φάσεις θα παραμείνουν.

γ) Με την εφαρμογή της κωδικοποίησης συχνότητας τα πρωτόνια της δεξιάς στήλης θα επιταχύνουν ενώ τα πρωτόνια της αριστερής στήλης θα επιβραδύνουν. Τελικά κάθε voxel θα έχει μοναδικό συνδυασμό συχνότητας και φάσης που καθορίζει θεωρητικά με μοναδικό τρόπο τη θέση του στην τομή.



**Εικ 8.6** Εμπλουτισμός του σήματος με χωρικές πληροφορίες.

**α)** Αμέσως μετά την επιλεκτική διέγερση όλα τα πρωτόνια της τομής κινούνται με την ίδια συχνότητα και βρίσκονται στην ίδια φάση. **β)** Με την εφαρμογή της κωδικοποίησης φάσης τα πρωτόνια της πάνω σειράς θα επιταχύνουν ενώ τα πρωτόνια της κάτω σειράς θα επιβραδύνουν. Όταν σταματήσει η εφαρμογή της κωδικοποίησης φάσης τα πρωτόνια θα επιστρέψουν στην αρχική τους συχνότητα αλλά οι διαφορές φάσεις θα παραμείνουν. **γ)** Με την εφαρμογή της κωδικοποίησης συχνότητας τα πρωτόνια της δεξιάς στήλης θα επιταχύνουν ενώ τα πρωτόνια της αριστερής στήλης θα επιβραδύνουν. Τελικά κάθε voxel θα έχει μοναδικό συνδυασμό συχνότητας και φάσης που καθορίζει θεωρητικά με μοναδικό τρόπο τη θέση του στην τομή.

Στην τομή αυτή, έστω με 9 στοιχειώδεις όγκους (voxel) σε μήτρα 3x3 όλα τα πρωτόνια θα κινούνται με την ίδια συχνότητα και θα βρίσκονται σε φάση. Προκειμένου να αποκτηθούν χωρικές πληροφορίες δηλαδή η τομή να διαιρεθεί αρχικά σε σειρές (κωδικοποίηση τομής κατά τον άξονα y) εφαρμόζεται κάθετα προς το πηνίο επιλογής τομής κατά τον άξονα y το βαθμιδωτό πεδίο Gy. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τα voxel στην κεντρική σειρά δε θα 'αισθανθούν' καμία αλλαγή στο μαγνητικό πεδίο, τα voxel στην πάνω σειρά θα 'αισθανθούν' μεγαλύτερο μαγνητικό πεδίο, τα voxel στην κάτω σειρά θα 'αισθανθούν' μικρότερο μαγνητικό πεδίο. Έτσι τα πρωτόνια της πάνω σειράς θα αυξήσουν την μεταπτωτική τους συχνότητα ενώ τα πρωτόνια της κάτω σειράς θα μειώσουν την μεταπτωτική τους συχνότητα συγκριτικά με αυτή σε ανενεργό βαθμιδωτό πεδίο. Όταν σταματήσει η εφαρμογή του πηνίου βαθμίδας Gy τα πρωτόνια θα επιστρέψουν στην αρχική τους συχνότητα αλλά οι διαφορές στις φάσεις τους θα παραμένουν (**Εικ 8.6**). Ουσιαστικά λοιπόν, η εφαρμογή του βαθμιδωτού πεδίου Gy προκαλεί αλλαγή φάσης στα voxel της επιλεγμένης τομής ή διαφορετικά **ολίσθηση φάσης** που επιτρέπει τον χωρισμό της τομής σε σειρές δηλαδή την κωδικοποίηση της τομής κατά τον άξονα y. Το πηνίο που προκαλεί αυτή την ολίσθηση φάσης ονομάζεται πηνίο κωδικοποίησης φάσης (**phase encoding gradient : Gpe**)

Στη συνέχεια προκειμένου η τομή να διαιρεθεί και σε στήλες εφαρμόζεται κατά τον άξονα x το βαθμιδωτό πεδίο Gx. Με την εφαρμογή του Gx τα voxel της κεντρικής

στήλης δεν 'αισθάνονται' καμία αλλαγή, ενώ τα πρωτόνια της δεξιάς στήλης θα αυξήσουν την μεταπτώτικη τους συχνότητα (επιταχύνουν), ενώ τα πρωτόνια της αριστερής στήλης θα μειώσουν την μεταπτώτικη τους συχνότητα (επιβραδύνουν) συγκριτικά με αυτή σε ανενεργό βαθμιδωτό πεδίο. Ουσιαστικά λοιπόν, η εφαρμογή του βαθμιδωτού πεδίου  $G_x$  προκαλεί αλλαγή συχνότητας στα voxel της επιλεγμένης τομής ή διαφορετικά **ολίσθηση συχνότητας** που επιτρέπει τον χωρισμό της τομής σε στήλες δηλαδή την κωδικοποίηση της τομής κατά τον άξονα x. Το πηνίο που προκαλεί αυτή την ολίσθηση συχνότητας ονομάζεται πηνίο κωδικοποίησης συχνότητας (**frequency encoding gradient : Gfe**).

Η επιλογή της διεύθυνσης κωδικοποίησης γίνεται από τον χρήστη και συνήθως η κωδικοποίηση συχνότητας αποδίδεται στον μεγάλο άξονα του εξεταζόμενου ανατομικού θέματος ενώ η κωδικοποίηση φάσης αποδίδεται στον μικρό άξονα του ανατομικού θέματος.

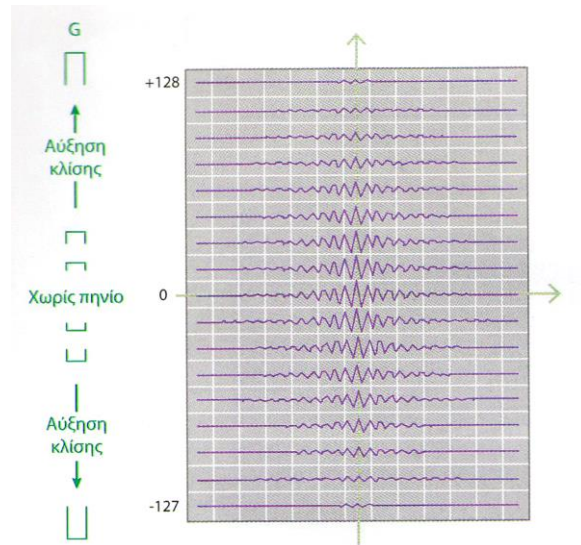
Η κλίση του πηνίου κωδικοποίησης συχνότητας καθορίζει τις διαστάσεις του **πεδίου απεικόνισης (Field of view : FOV)** στην κατεύθυνση του πηνίου κωδικοποίησης συχνότητας.

Αξίζει να σημειωθεί ότι με την μαθηματική μέθοδο που αναλύονται τα δεδομένα δεν υπάρχει τρόπος να διαφοροποιηθούν οι διαφορές φάσεις μεταξύ των πρωτονίων (π.χ. την διαφορά φάσης  $\theta^\circ$  από την διαφορά φάσης  $360 + \theta^\circ$ ). Γι'αυτό το πηνίο κωδικοποίησης φάσης πρέπει να εφαρμοστεί τόσες φορές όσες οι σειρές που θα διαιρεθεί η τομή. Έτσι για μία εικόνα  $256 \times 256$  απαιτούνται 256 διαφορετικές τιμές του πηνίου κωδικοποίησης φάσης. Τελικά με πολλαπλά βήματα κωδικοποίησης φάσης επιτυγχάνεται ένας **ρυθμός μεταβολής της φάσης** που αντιστοιχεί σε μετρήσιμη συχνότητα που ονομάζεται **ψευδοσυχνότητα**.

### 8.3 ΧΩΡΟΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Χώρος δεδομένων ονομάζεται η συλλογή των σημάτων ηχούς από τα πολλαπλά βήματα κωδικοποίησης φάσης. Ο χώρος δεδομένων είναι ορθογώνιος και

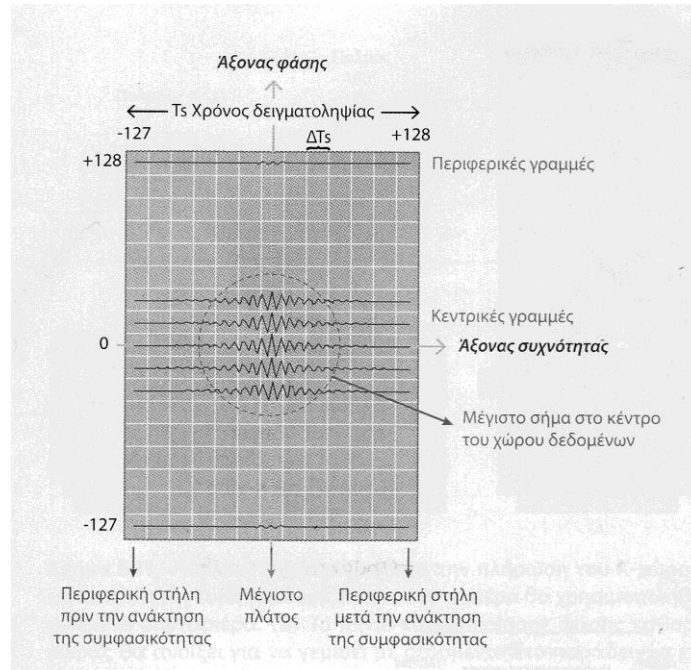
αποτελείται από τόσες οριζόντιες γραμμές όσες και ο αριθμός των βημάτων κωδικοποίησης φάσης που χρησιμοποιούνται. **(Εικ 8.7)**



**Εικ 8.7** Πλήρωση του χώρου δεδομένων: η κορυφαία γραμμή του χώρου γεμίζει με το ισχυρότερο πεδίο κωδικοποίησης φάσης. Η δεύτερη γραμμή γεμίζει από τη δεύτερη ηχώ για την οποία το πεδίο κωδικοποίησης φάσης είναι ελαφρά λιγότερο ισχυρό κ.ο.κ. Ο χρόνος μεταξύ δύο διαδοχικών γραμμών είναι ο χρόνος TR. Η κεντρική γραμμή του χώρου δεδομένων γεμίζει όταν το πεδίο κωδικοποίησης φάσης είναι μηδενικό. Τέλος η συμπλήρωση της κάτω-κάτω γραμμής δηλώνει το τέλος της συλλογής δεδομένων.

Κάθε γραμμή περιέχει δεδομένα από την ανάγνωση μιας συγκεκριμένης ηχούς κατά την ενεργοποίηση του αντίστοιχου πηνίου κωδικοποίησης φάσης. Το άνω μισό του χώρου δεδομένων ορίζεται θετικό και γεμίζει με θετικές κλίσεις του βαθμιδωτού πεδίου και το κάτω μισό αρνητικό και γεμίζει με αρνητικές κλίσεις του βαθμιδωτού πεδίου. Οι γραμμές αριθμούνται από το κέντρο προς την περιφέρεια και χαρακτηρίζονται ως θετικές εάν βρίσκονται στο θετικό μισό του χώρου δεδομένων και αρνητικό εάν βρίσκονται στο αρνητικό μισό, π.χ. για 256 βήματα κωδικοποίησης φάσης στην πάνω γραμμή του χώρου δεδομένων βρίσκεται το +128 και στην κάτω γραμμή του χώρου δεδομένων το -127.

Ο χώρος δεδομένων όπως προαναφέρθηκε είναι ορθογώνιος και έχει δύο άξονες, τον **κάθετο άξονα φάσης** και τον **οριζόντιο άξονα συχνότητας**. (Εικ 8.8)



**Εικ 8.8** Χώρος δεδομένων, άξονες και γραμμές

Όσον αφορά τον κάθετο άξονα φάσης οι γραμμές που είναι κοντά σε αυτόν ονομάζονται κεντρικές ενώ οι γραμμές που βρίσκονται στα άκρα ονομάζονται περιφερικές. Οι γραμμές του χώρου δεδομένων γεμίζουν ευθύγραμμα και σειριακά π.χ. πρώτα γεμίζει η πάνω γραμμή του χώρου δεδομένων στη συνέχεια η δεύτερη κ.ο.κ. Οι περιφερικές γραμμές του χώρου δεδομένων γεμίζουν με δεδομένα που παράγονται με πεδία κωδικοποίησης φάσης με μεγάλη κλίση, οι κεντρικές γραμμές γεμίζουν με δεδομένα που παράγονται με πεδία κωδικοποίησης φάσης με μικρή κλίση και η κεντρική γραμμή του χώρου δεδομένων γεμίζει όταν το πεδίο κωδικοποίησης φάσης είναι μηδενικό. Η συλλογή δεδομένων τελειώνει με τη δειγματοληψία της κάτω γραμμής.

Το κέντρο του χώρου δεδομένων συγκεντρώνει τη μεγαλύτερη ένταση σε σήμα επειδή οι κεντρικές γραμμές και οι κεντρικές στήλες έχουν την μεγαλύτερη ένταση. Στις κεντρικές γραμμές εφαρμόζεται πεδίο κωδικοποίησης φάσης μικρής κλίσης, οπότε προκαλείται και μικρή απώλεια σήματος κατά τον άξονα της φάσης άρα και



ισχυρότερο σήμα ηχούς (σήμα μεγαλύτερου πλάτους). Όσο απομακρυνόμαστε πάνω ή κάτω από τις κεντρικές γραμμές αυξάνει η κλίση του πεδίου κωδικοποίησης φάσης, οπότε προκαλείται και πιο αδύναμο σήμα ηχούς (σήμα μικρότερου πλάτους).

Όσον αφορά τον οριζόντιο άξονα συχνότητας η κεντρική στήλη του χώρου δεδομένων αντιστοιχεί στο κέντρο της ηχούς ενώ οι αριστερές στήλες σχετίζονται με τη διαδικασία ανάκτησης της συμφασικότητας και οι δεξιές με τη διαδικασία απώλειας της συμφασικότητας.

Όπως είναι φανερό χρειάζονται μερικά χιλιοστά του δευτερολέπτου για την συμπλήρωση μιας γραμμής του χώρου δεδομένων (χρόνος δειγματοληψίας), ενώ χρειάζονται αρκετά δευτερόλεπτα για την πλήρωση ολόκληρου του χώρου δεδομένων. Το γεγονός αυτό αποτελεί ένα από τους λόγους που τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης συμβαίνουν στην διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης.

#### **8.4 ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΨΙΑ**

Η ανάγνωση του σήματος που προκύπτει από την επιλεκτική διέγερση μιας τομής και τον διαχωρισμό της σε σειρές και στήλες γίνεται κατά την διάρκεια της ενεργοποίησης του πηνίου κωδικοποίησης συχνότητας με την διαδικασία της δειγματοληψίας. Η συλλογή όλων των σημάτων γίνεται σε ένα χώρο δεδομένων του οποίου η ψηφιακή εκδοχή ονομάζεται Κ-χώρος.

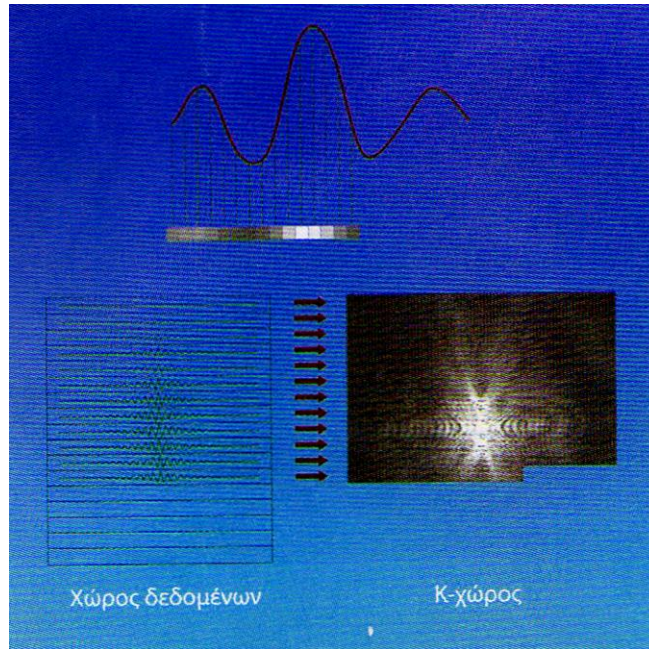
Δειγματοληψία ονομάζεται η μετατροπή των συνεχών (αναλογικών) σημάτων του μαγνητικού συντονισμού σε ψηφιακά δεδομένα προτού επεξεργαστούν και γίνεται κατά την ενεργοποίηση του πηνίου κωδικοποίησης συχνότητας (ανάγνωσης). Ο χρόνος που διατίθεται για την δειγματοληψία του σήματος ονομάζεται χρόνος δειγματοληψίας (sampling time ή acquisition window), ενώ κατά την διάρκεια του χρόνου δειγματοληψίας λαμβάνονται μετρήσεις του σήματος σε τακτά χρονικά διαστήματα. Ο ρυθμός με τον οποίο γίνεται η δειγματοληψία ανά sec ονομάζεται ρυθμός δειγματοληψίας (sampling rate ή frequency). Ο ρυθμός δειγματοληψίας καθορίζει πόσα σημεία του σήματος εντός μιας περιόδου θα υποστούν

δειγματοληψία. Ο συνολικός αριθμός των δειγμάτων (data points) που λαμβάνονται σε κάθε ανάγνωση του σήματος εντός του χρόνου δειγματοληψίας σε κάθε TR, καθορίζεται από το μέγεθος της μήτρας στην διεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας και στα περισσότερα συστήματα είναι 256,512,1024 ή 2048.

Για την επαρκή ψηφιοποίηση ενός αναλογικού σήματος ισχύει το **θεώρημα Nyquist** σύμφωνα με το οποίο ο ρυθμός δειγματοληψίας θα πρέπει να είναι τουλάχιστον διπλάσιος από την υψηλότερη συχνότητα που υπάρχει στο σήμα π.χ. για την ακριβή απόδοση σήματος 1500Hz ο ρυθμός δειγματοληψίας θα πρέπει να είναι τουλάχιστον 3000Hz. Μεγαλύτερος ρυθμός δειγματοληψίας από αυτόν που προβλέπει το θεώρημα Nyquist στοιχίζει χρονικά, ενώ μικρότερος ρυθμός δειγματοληψίας έχει σαν αποτέλεσμα λανθασμένο υπολογισμό της συχνότητας και προκαλεί τεχνικό σφάλμα που ονομάζεται σφάλμα αναδίπλωσης.

## 8.5 Κ - ΧΩΡΟΣ

Ο Κ- χώρος είναι η ψηφιακή εκδοχή του χώρου δεδομένων. Περιέχει τα αρχικά πρωτογενή δεδομένα (raw data) που συλλέγονται πριν την επεξεργασία τους για να γίνουν εικόνα και αποδίδονται με διαφορετικές τιμές μιας κλίμακας του γκρι. Έτσι σε δισδιάστατη απεικόνιση ο Κ- χώρος μοιάζει με σειρά από ομόκεντρους κύκλους με μεταβαλλόμενη φωτεινότητα. **(Εικ 8.9)**



**Εικ 8.9** Η δειγματοληψία κάθε σήματος οδηγεί στην ψηφιακή εκδοχή του χώρου δεδομένων που ονομάζεται Κ-χώρος

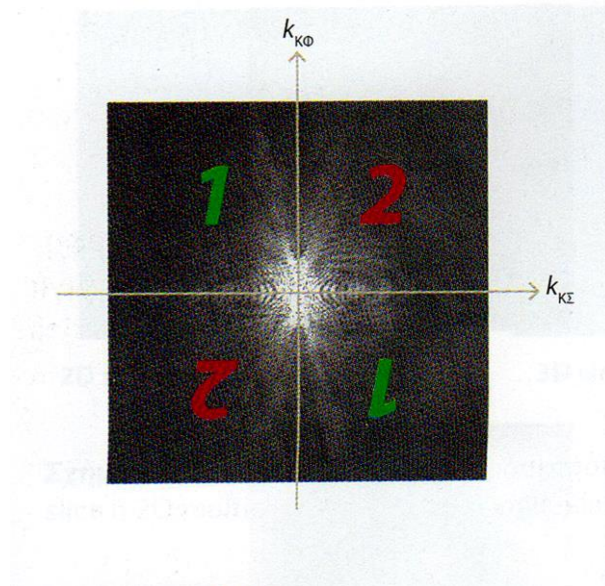
Κάθε σειρά του Κ-χώρου περιέχει τα δεδομένα δειγματοληψίας μιας ηχούς και κάθε ηχώ περιέχεται σε νέα σειρά. Το ισχυρότερο σήμα βρίσκεται στις κεντρικές γραμμές όπου εφαρμόζεται αδύναμο πεδίο κωδικοποίησης φάσης και συνεπώς μικρότερη απώλεια σήματος κατά τον άξονα κωδικοποίησης φάσης. Όσο απομακρυνόμαστε πάνω ή κάτω από τις κεντρικές γραμμές του Κ-χώρου, το πεδίο κωδικοποίησης φάσης γίνεται ισχυρότερο και πρωτόνια στο ένα άκρο κωδικοποίησης φάσης αλληλοαναιρούνται με πρωτόνια στο αντίθετο άκρο του άξονα κωδικοποίησης φάσης και έτσι προκαλείται και πιο αδύναμο σήμα ηχούς.

Η μεταβαλλόμενη λοιπόν φωτεινότητα των ομόκεντρων κύκλων οφείλεται στην κυματοειδή μορφή των σημάτων και στην μείωση του σήματος.

Αξίζει να σημειωθεί ότι το σήμα σε κάθε γραμμή του Κ-χώρου προέρχεται από ολόκληρη την εξεταζόμενη τομή και δεν υπάρχει απολύτως καμία σχέση μεταξύ ενός σημείου του Κ-χώρου και κάποιου σημείου της εικόνας π.χ. το κέντρο του Κ-χώρου δεν αντιστοιχεί στο κέντρο της εικόνας.

Ο Κ-χώρος είναι συμμετρικός επειδή τα αρνητικά βήματα κωδικοποίησης φάσης είναι συμμετρικά με τα θετικά βήματα κωδικοποίησης φάσης παρουσιάζει δηλαδή συζυγή συμμετρία (conjugate symmetry) γύρω από το κέντρο του και έτσι άνω δεξιό τετράγωνο του Κ-χώρου είναι συμμετρικό με το κάτω αριστερό τετράγωνο και το άνω αριστερό τετράγωνο είναι συμμετρικό με το κάτω δεξιό τετράγωνο.

**(Εικ 8.10)**



**Εικ 8.10** Συζυγής συμμετρία του Κ-χώρου

Έτσι λοιπόν ενώ η μήτρα του χώρου δεδομένων είναι τετράγωνη με μεγάλη ασυμμετρία - διότι ο άξονας συχνοτήτων είναι της τάξης των msec και ο άξονας φάσης της τάξης των sec - η μήτρα του Κ-χώρου είναι πάλι τετράγωνη αλλά με συμμετρία και κλίμακα χωρικών συχνοτήτων με μονάδες σε κύκλους/mm.

Η περιφέρεια του Κ-χώρου περιέχει τις υψηλές χωρικές συχνότητες ενώ τα δεδομένα γύρω από το κέντρο του Κ-χώρου περιέχουν τις χαμηλές χωρικές συχνότητες.

Οι περιφερικές γραμμές του Κ-χώρου γεμίζουν με μεγάλες κλίσεις του πηνίου βαθμίδας οπότε το σήμα έχει χαμηλή ένταση. Παρόλο λοιπόν που οι περιφερικές γραμμές δεν συνεισφέρουν σε σήμα, συνεισφέρουν χωρική διακριτική ικανότητα στην εικόνα επειδή τα γειτονικά σημεία του ασθενή έχουν μεγάλη διαφορά φάσης

και υψηλή διαφοροποίηση μεταξύ τους. Αντίθετα οι κεντρικές γραμμές του K-χώρου γεμίζουν με μικρές κλίσεις του πηνίου βαθμίδας οπότε το σήμα έχει υψηλή ένταση και η αντίθεση είναι υψηλή. Έτσι λοιπόν οι κεντρικές γραμμές του K-χώρου συνεισφέρουν σε σήμα και αντίθεση όχι όμως στην χωρική διακριτική ικανότητα διότι τα γειτονικά σημεία έχουν μικρή διαφορά φάσης και πτωχή διαφοροποίηση μεταξύ τους.

Συμπερασματικά τα δεδομένα στο κέντρο του K-χώρου συνεισφέρουν σήμα και αντίθεση ενώ τα δεδομένα στην περιφέρεια συνεισφέρουν στην χωρική διακριτική ικανότητα.

## **8.6 ΤΑΧΥΣ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER (FFT)**

Ταχύς μετασχηματισμός Fourier (FFT) ονομάζεται η μαθηματική επεξεργασία των δεδομένων του K-χώρου για το σχηματισμό εικόνας. Πιο συγκεκριμένα επεξεργάζεται τις πληροφορίες για τα πλάτη των συχνοτήτων που απαρτίζουν το σήμα και στις δύο διαστάσεις του K-χώρου (δηλαδή οριζόντια για κάθε γραμμή και κάθετα για κάθε στήλη) και υπολογίζει την φωτεινότητα του pixel συναρτήσει της συχνότητας και ψευδοσυχνότητας του αντίστοιχου voxel. Έτσι η διαδικασία αυτή μετατρέπει τις συχνότητες που υπάρχουν στη χρονική συνάρτηση του σήματος σε διακριτές συχνότητες διαφορετικού πλάτους.

## **8.7 ΑΡΙΘΜΟΣ ΔΙΕΓΕΡΣΕΩΝ (NEX)**

Αριθμός διεγέρσεων (NEX:number of excitation) ονομάζεται ο αριθμός των επαναληπτικών μετρήσεων των δεδομένων προκειμένου να γεμίσει ο K-χώρος μία ή και περισσότερες φορές. Συνήθως γεμίζει όλος ο K-χώρος με τουλάχιστον μία διεγερση (1 NEX). Ορισμένες φορές όμως μπορεί να γεμίσει και τμήμα του K-χώρου και αυτό δηλώνεται με κατάλληλο δεκαδικό π.χ. 0,6NEX.

## 8.8 ΤΡΟΧΙΕΣ ΠΛΗΡΩΣΗΣ ΤΟΥ Κ-ΧΩΡΟΥ

Τροχιά πλήρωσης του Κ-χώρου (K-space trajectory) ονομάζεται η σειρά με την οποία λαμβάνονται τα δεδομένα του Κ-χώρου και καθορίζεται από τον συνδυασμό της πολικότητας και της έντασης τόσο του πηνίου κωδικοποίησης συχνότητας όσο και του πηνίου κωδικοποίησης φάσης. Βασικά υπάρχουν 4 τροχιές πλήρωσης του Κ-χώρου:

A) Η κλασική ευθύγραμμη τεχνική (rectilinear)

B) Η echo planar τεχνική

Γ) Η radial τεχνική

Δ) Η spiral τεχνική

A) Η κλασική ευθύγραμμη τεχνική (rectilinear)

Η ευθύγραμμη σειριακή τεχνική (rectilinear sequential) τεχνική αποτελεί την πιο συνηθισμένη τεχνική πλήρωσης του Κ-χώρου, και είναι αυτή που έχει περιγραφεί μέχρι τώρα για την SE και την GE ακολουθία. Σε αυτή την τεχνική μια γραμμή του Κ-χώρου, λαμβάνεται μετά από μια διέγερση ενώ μετά από χρόνο TR, η νέα διέγερση γεμίζει μια νέα γραμμή του Κ-χώρου.

B) Η echo planar τεχνική

Στην τεχνική αυτή το πηνίο κωδικοποίησης συχνότητας εφαρμόζεται συνέχεια κάνοντας πολλαπλές εναλλαγές από μέγιστη θετική σε μέγιστη αρνητική τιμή με αποτέλεσμα όλες οι γραμμές του Κ-χώρου να γεμίζουν με πολλαπλά σήματα ηχούς (64-128). Ταυτόχρονα το πηνίο κωδικοποίησης φάσης εφαρμόζεται στιγμιαία (blip) όταν το πηνίο κωδικοποίησης συχνότητας είναι μηδέν προκαλώντας μια τροχιά με ορθογωνιακούς ελιγμούς.

### Γ) Η radial τεχνική

Ενώ στην κλασική rectilinear τεχνική για την συλλογή των δεδομένων εφαρμόζονται διαφορετικά βήματα κωδικοποίησης φάσης στην radial τεχνική (ακτινωτή) εφαρμόζεται περιστροφή της κατεύθυνσης κωδικοποίησης συχνότητας. Αυτή η τεχνική δειγματοληψίας θυμίζει τον τρόπο που συλλέγονται τα δεδομένα στην υπολογιστική τομογραφία και ονομάζεται projection reconstruction.

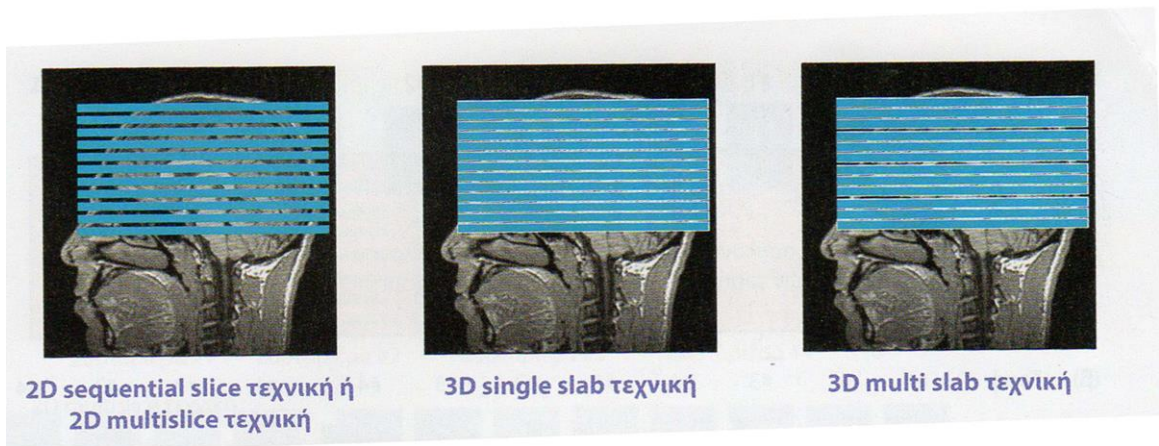
### Δ) Η spiral τεχνική

Στην spiral τεχνική (σπειροειδής) η ταυτόχρονη και αυξανόμενη ταλάντωση των πηνίων κωδικοποίησης συχνότητας και φάσης μετακινεί την τροχιά πλήρωσης του K-χώρου σπειροειδώς. Συνήθως τα σπειροειδή δεδομένα επαναδιατάσσονται σε τετράγωνο πλέγμα με αλγόριθμους παρεμβολής και κατόπιν με FFT προκύπτει η τελική εικόνα.

## **8.9 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΠΡΟΣΚΤΗΣΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ**

Η πρόσκτηση των τομών που καλύπτουν μια ανατομική περιοχή μπορεί να γίνει με τις παρακάτω 4 τεχνικές (**Εικ 8.11**):

- 2D sequential-slice τεχνική
- 2D multislice τεχνική
- 3D single slab τεχνική
- 3D multi slab τεχνική



**Εικ 8.11** Βασικές τεχνικές πρόσκτησης τομών στη μαγνητική τομογραφία: 2D sequential slice ή 2D multislice τεχνική, 3D single-slab τεχνική και 3D multi-slab τεχνική

- 2D sequential-slice τεχνική

Στην τεχνική αυτή συλλέγονται όλα τα δεδομένα του K-χώρου μιας τομής προτού αρχίσει η πρόσκτηση των δεδομένων της επόμενης τομής.

- 2D multislice τεχνική

Στην 2D multislice τεχνική (2D πολυτομική τεχνική) συλλέγεται μία γραμμή του K-χώρου μίας τομής, ακολουθεί η πρόσκτηση της ίδιας γραμμής του K-χώρου δεύτερης τομής κ.ο.κ. Όταν αυτή η γραμμή του K-χώρου γεμίσει για όλες τις τομές, συλλέγονται τα δεδομένα της επόμενης γραμμής του K-χώρου για όλες τις τομές κ.ο.κ. μέχρι την πρόσκτηση των δεδομένων όλων των τομών.



- 3D single-slab τεχνική

Στην 3D single-slab τεχνική τα δεδομένα λαμβάνονται από μία παχιά φέτα ιστού 30-150mm (slab) και στη συνέχεια ανασχηματίζονται ξεχωριστές τομές, ενώ στην 2D τεχνική τα δεδομένα για κάθε τομή πάχους 3-10mm λαμβάνονται ξεχωριστά.

- 3D multi-slab τεχνική

Η 3D multi-slab τεχνική είναι μία υβριδική τεχνική στην οποία αρχικά ο εξεταζόμενος όγκος υποδιαιρείται σε μια σειρά από φέτες ιστού (slabs) και κατόπιν για κάθε φέτα γίνεται η διαδικασία της single slab τεχνικής.

## **8.10 ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ (ARTIFACTS)**

Ο όρος τεχνικά σφάλματα (artifacts, τέχνηργο) ανφέρεται σε δομές της εικόνας που δεν αντιστοιχούν σε ανατομικές δομές αλλά οφείλονται σε απεικονιστική τεχνική. Τα τεχνικά σφάλματα μειώνουν την ποιότητα της εικόνας και μπορεί να δημιουργήσουν διαγνωστικά προβλήματα κρύβοντας ή μιμούμενα παθολογία γι' αυτό θα πρέπει να αναγνωρίζονται και να καταβάλλεται προσπάθεια για την εξάλειψή τους.

### **8.10.1 Τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης**

Τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης προκαλούνται από εκούσιες (αναπνευστικές μέχρι ένα ορισμένο σημείο, κατάποση) ή ακούσιες κινήσεις του ασθενούς (**τυχαία κίνηση**) ή από παλμικές ώσεις και φαινόμενα ροής στα αγγεία, την καρδιά και το ΕΝΥ (**περιοδική κίνηση**).

Στην εικόνα τα τεχνικά σφάλματα λόγω τυχαίας κίνησης προκαλούν **ασαφοποίηση** των ανατομικών δομών κατά την διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης

και τα τεχνικά σφάλματα λόγω περιοδικής κίνησης δημιουργούν **είδωλα (ghost artifacts)** κατά την διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης.

## Μηχανισμός

Τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης εντοπίζονται κατά την διεύθυνση της **κωδικοποίησης φάσης** για τους παρακάτω δύο λόγους:

A) Στην χωρική καταγραφή ισχύει η υπόθεση ότι το σήμα σε κάθε voxel είναι σταθερό μεταξύ των βημάτων της κωδικοποίησης φάσης και ότι κάθε αλλαγή που παρατηρείται στο σήμα οφείλεται μόνο στην εφαρμογή της κωδικοποίησης φάσης. Έτσι κάθε αλλαγή της τιμής φάσης του voxel που οφείλεται σε κίνηση, αποδίδεται από τον ταχύ μετασχηματισμός Fourier (FFT) (η μαθηματική επεξεργασία των δεδομένων του K-χώρου για το σχηματισμό εικόνας) σε διαφορετικό voxel με αποτέλεσμα κινούμενες δομές να καταλαμβάνουν διαφορετικές θέσεις στο FOV (πεδίο απεικόνισης εξεταζόμενης ανατομίας) σε διαφορετικούς χρόνους κατά την διάρκεια της κωδικοποίησης φάσης.

B) Επιπλέον για την συμπλήρωση μιας γραμμής του χώρου δεδομένων (χρόνος δειγματοληψίας) χρειάζονται μερικά χιλιοστά του δευτερολέπτου, ενώ χρειάζονται αρκετά δευτερόλεπτα για την πλήρωση ολόκληρου του χώρου δεδομένων. Το γεγονός αυτό αποτελεί ένα από τους λόγους που τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης συμβαίνουν στην διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης.

Τα **είδωλα (ghost artifacts)** που προκαλούν οι περιοδικές κινήσεις είναι ακριβή αντίγραφα του κινούμενου θέματος, ισαπέχουν μεταξύ τους και η έντασή τους εξασθενεί όσο απομακρυνόμαστε από την αρχική δομή. Τα είδωλα μπορεί να είναι φωτεινά ή σκοτεινά ανάλογα με το πλάτος του παλμού. Υπάρχουν πολλές διαφορετικές τεχνικές για την αντιμετώπιση των επιδράσεων της κίνησης στην τελική εικόνα όπως:

1. Η εναλλαγή αξόνων φάσης και συχνότητας

2. Η χρήση τεχνικών ελέγχου αναπνευστικής κίνησης (τεχνική συγκράτησης της αναπνοής, τεχνική συγχρονισμού με την αναπνοή, τεχνική respiratory compensation, τεχνική navigator echo gating)
3. Η χρήση καρδιακού συγχρονισμού (ΗΚΓ συγχρονισμός, περιφερικός συγχρονισμός)
4. Η χρήση τεχνικών πλήρωσης του Κ-χώρου
5. Αύξηση του αριθμού των διεγέρσεων (NEX)
6. Η χρήση τεχνικής χωρικού προκορεσμού (spatial pre-saturation)
7. Η χρήση τεχνικής αντιστάθμισης της ροής(GMN)

Καμία από αυτές τις τεχνικές δεν εξαλείφει τελείως τα σφάλματα λόγω κίνησης ενώ κάθε μία από αυτές έχει πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Επειδή οι περισσότερες τεχνικές μπορούν να χρησιμοποιηθούν συνδυαστικά ο καλύτερος τρόπος μείωσης των σφαλμάτων είναι ο κατάλληλος συνδυασμός τους ανάλογα με το κλινικό ζητούμενο, την ανατομική περιοχή, την ακολουθία των παλμών και τον εξοπλισμό.

#### 1. Η εναλλαγή αξόνων φάσης και συχνότητας

Η εναλλαγή των αξόνων φάσης και συχνότητας μπορεί να απομακρύνει το τεχνικό σφάλμα από την περιοχή του ενδιαφέροντος. Η τεχνική αυτή δεν εξαλείφει το σφάλμα απλά του αλλάζει θέση στην εικόνα.

#### 2. Η χρήση τεχνικών ελέγχου αναπνευστικής κίνησης (τεχνική συγκράτησης της αναπνοής, τεχνική συγχρονισμού με την αναπνοή, τεχνική respiratory compensation, τεχνική navigator echo gating)

Η πιο απλή τεχνική για την μείωση των τεχνικών σφαλμάτων από αναπνευστικές κινήσεις είναι η συλλογή όλων των δεδομένων με **συγκράτηση της αναπνοής** (hold breath). Αυτή όμως η τεχνική απαιτεί χρόνο σάρωσης μικρότερο από 30 sec και άριστη συνεργασία με τον ασθενή. Σε σαρώσεις μεγαλύτερου χρόνου μπορεί να χρησιμοποιηθεί η **τεχνική συγχρονισμού με την αναπνοή** (respiratory triggering ή gating) η οποία συντονίζει την συλλογή των δεδομένων με την

εκπνευστική φάση του αναπνευστικού κύκλου του ασθενούς. Για την τεχνική αυτή χρησιμοποιείται ένας μετρητής πίεσης στην κοιλιακή χώρα για την παρακολούθηση της αναπνευστικής κίνησης. Το αναπνευστικό σήμα μετατρέπεται σε παλμό τον οποίο χρησιμοποιεί το σύστημα ως σήμα συγχρονισμού. Το σύστημα αναμένει την εκπνευστική φάση του αναπνευστικού κύκλου και όταν φτάσει αυτή αρχίζει για περιορισμένο χρονικό διάστημα η συλλογή δεδομένων. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται στον επόμενο αναπνευστικό κύκλο. Επειδή οι κινούμενες δομές της τομής θα βρίσκονται στην ίδια σχετική θέση κατά την συγκεκριμένη αναπνευστική φάση θα έχουμε σημαντική μείωση των τεχνικών σφαλμάτων. Σημαντικά μειονεκτήματα της μεθόδου είναι η επιμήκυνση του συνολικού χρόνου σάρωσης και η εξάρτηση του TR (χρόνου επανάληψης) από τον αναπνευστικό κύκλο του ασθενούς.

Η τεχνική respiratory compensation (αντιστάθμιση της αναπνοής) αλλάζει την σειρά με την οποία λαμβάνονται τα βήματα κωδικοποίησης φάσης. Με τη βοήθεια του παλμού του μετρητή πίεσης, οι κεντρικές γραμμές του K-χώρου που συνεισφέρουν σήμα και αντίθεση συλλέγονται κατά το τέλος εκπνοής και κατά την αρχή της εισπνοής ενώ οι περιφερικές γραμμές του K-χώρου που συνεισφέρουν διακριτική ικανότητα συλλέγονται στο υπόλοιπο τμήμα κάθε αναπνευστικού κύκλου. Με τον τρόπο αυτό αλλάζει η σειρά πλήρωσης των γραμμών του K-χώρου με αποτέλεσμα η επαναδιάταξη των δεδομένων στον K-χώρο να απομακρύνει την περιοδικότητα της αναπνευστικής κίνησης και να μειώνει τα είδωλα. Για την σημαντική μείωση των τεχνικών σφαλμάτων ο ρυθμός της αναπνοής θα πρέπει να είναι σταθερός ενώ σε ασθενείς με ακανόνιστο αναπνευστικό κύκλο η μείωση των σφαλμάτων είναι μικρή. Η τεχνική δεν επιμηκύνει το συνολικό χρόνο εξέτασης και δεν επηρεάζει την αντίθεση της εικόνας μπορεί όμως να μειώσει ελαφρά τον μέγιστο αριθμό τομών για δεδομένο TR (χρόνο επανάληψης).

Η νεότερη τεχνική ελέγχου της αναπνευστικής κίνησης είναι η τεχνική **navigator echo gating** (τεχνική με πλοηγό ανίχνευσης της ηχούς). Στην τεχνική αυτή σχεδιάζεται ένας παλμός ανάγνωσης πάνω στο δεξιό ημιδιάφραγμα και κατά την διάρκεια λήψης των δεδομένων πραγματοποιείται συνεχής ανάγνωση του σήματος, με αποτέλεσμα να απεικονίζεται η κίνηση του διαφράγματος σε

πραγματικό χρόνο. Η προεπιλογή ορίων αποδοχής έχει σαν επακόλουθο την πλήρωση του Κ-χώρου μόνο με τα δεδομένα σε συγκεκριμένη αναπνευστική φάση π.χ. στο τέλος της εκπνοής. Και εδώ η διάρκεια της σάρωσης εξαρτάται από την κανονικότητα του αναπνευστικού ρυθμού του ασθενούς.

### 3. Η χρήση καρδιακού συγχρονισμού (ΗΚΓ συγχρονισμός, περιφερικός συγχρονισμός)

Στον καρδιακό συγχρονισμό η συλλογή δεδομένων συγχρονίζεται με το ηλεκτρικό σήμα που παράγει η κίνηση της καρδιάς στο ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Στον **ΗΚΓ συγχρονισμό** (ECG gating) τοποθετούνται στο θώρακα του ασθενούς ειδικά ηλεκτρόδια και καλώδια για την παραγωγή ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG) ή ανυσματοκαρδιογραφήματος (VCG). Υπάρχουν πολλοί τρόποι με τους οποίους το ΗΚΓ είναι ικανό να κατευθύνει τη λήψη δεδομένων.

Μια πρώτη τεχνική βασίζεται στη χρήση του προηγούμενου R κύματος που λειτουργεί σαν 'εναρκτήριο λάκτισμα' στην απόκτηση δεδομένων κατά την διάρκεια του R-R διαστήματος που ακολουθεί. Η τεχνική αυτή ονομάζεται **προοπτικός συγχρονισμός** (prospective triggering). Μια άλλη στρατηγική είναι η συνεχής πρόσκτηση δεδομένων με ταυτόχρονη καταγραφή του ΗΚΓ. Η τεχνική αυτή ονομάζεται **αναδρομικός συγχρονισμός** (retrospective gating) και επιτρέπει με βάση το ΗΚΓ την εκ των υστέρων επιλογή παραθύρου απεικόνισης. Όταν δεν είναι δυνατός ο ΗΚΓ συγχρονισμός για τον έλεγχο των σφαλμάτων κίνησης μπορεί να χρησιμοποιηθεί **περιφερικός συγχρονισμός** (peripheral gating) σε σφυγμικό οξύμετρο που τοποθετείται στο δάχτυλο του ασθενούς. Η συσκευή εκπέμπει υπέρυθρο φως για την παρακολούθηση της οξυγόνωσης του αρτηριακού αίματος στα τριχοειδή και τον υπολογισμό του σφυγμικού κύματος. Αν και ο περιφερικός συγχρονισμός δεν είναι ιδιαίτερα ακριβής, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την μείωση των τεχνικών σφαλμάτων ροής του ENY.

#### 4. Η χρήση τεχνικών πλήρωσης του K-χώρου

Η χρήση ακολουθιών που μειώνουν σημαντικά τον χρόνο πλήρωσης του K-χώρου είναι ένας αποτελεσματικός τρόπος για την μείωση των τεχνικών σφαλμάτων λόγω κίνησης. Σημαντική μείωση του χρόνου συλλογής δεδομένων επιτυγχάνεται και όταν χρησιμοποιείται παράλληλη απεικόνιση. Αντίθετα αν και ο χρόνος συλλογής δεδομένων μειώνεται σημαντικά όταν η πρόσκτηση των δεδομένων γίνεται με 2D multislice τεχνική σε σχέση με 2D sequential- slice τεχνική, η πρώτη τεχνική είναι σημαντικά πιο ευαίσθητη στην κίνηση του ασθενούς επειδή ο χρόνος λήψης για κάθε τομή από δευτερόλεπτα αυξάνει σε λεπτά.

Μεγάλη αναισθησία στην κίνηση παρουσιάζουν και οι radial blade τεχνικές πλήρωσης του K-χώρου. Στην τεχνική αυτή τα δεδομένα λαμβάνονται με πολλαπλά συμπροβαλλόμενες λεπίδες, που στρέφονται γύρω από το κέντρο του K-χώρου. Επειδή η διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης διαφέρει από λεπίδα σε λεπίδα, η δημιουργία ειδώλων από την κίνηση του ασθενούς δεν αναπαράγεται στη διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης αλλά διασπείρεται σε όλες τις λεπίδες και έτσι έχει μικρότερη επίδραση στην τελική εικόνα. Το κύριο μειονέκτημα της μεθόδου είναι η χαμηλή χωρική διακριτική ικανότητα της, αποτέλεσμα της αραιής πλήρωσης του περιφερικού K-χώρου σε σχέση με το κέντρο του K-χώρου.

#### 5. Αύξηση του αριθμού των διεγέρσεων (NEX)

Η αύξηση του αριθμού των διεγέρσεων (NEX) μειώνει τα σφάλματα κίνησης και τα σφάλματα ροής αλλά αυξάνει ευθέως ανάλογα και τον χρόνο συλλογής των δεδομένων. Η διόρθωση των σφαλμάτων βασίζεται στην αρχή ότι το σήμα είναι σταθερό και ο θόρυβος τυχαίος όποτε τα αποτελέσματα του μπορούν να μειωθούν με επαναλαμβανόμενες μετρήσεις. Όταν οι διεγέρσεις είναι περισσότερες από μία, η εφαρμογή serial averaging (serial motion artifact reduction technique SMART) μπορεί να μειώσει ακόμα περισσότερο τα τεχνικά σφάλματα λόγω κίνησης. Όταν χρησιμοποιείται αυτή η τεχνική συλλέγονται όλα τα βήματα κωδικοποίησης φάσης προτού γίνει η επόμενη διέγερση σε αντίθεση με την τεχνική χωρίς serial averaging

όπου κάθε βήμα κωδικοποίησης φάσης επαναλαμβάνεται αμέσως τόσες φορές όσες είναι οι διεγέρσεις. Ως εκ τούτου επειδή στην τεχνική serial averaging οι διαδοχικές διεγέρσεις απέχουν χρόνο τάξης λεπτών ενώ στην τεχνική χωρίς serial averaging οι διαδοχικές διεγέρσεις απέχουν χρόνο τάξης TR (π.χ. 1sec), η πρώτη τεχνική μειώνει σημαντικά την ένταση των τεχνικών σφαλμάτων κίνησης ιδίως αυτών που είναι μη περιοδικά ή τυχαία όπως ο περισταλτισμός του εντέρου.

#### 6. Η χρήση τεχνικής χωρικού προκορεσμού (spatial pre-saturation)

Η τεχνική χωρικού προκορεσμού (spatial pre-saturation) είναι χρήσιμη για την καταστολή τεχνικών σφαλμάτων κινούμενων οργάνων και την ελαχιστοποίηση των σφαλμάτων ροής.

Η επίδραση της ροής του αίματος στην μαγνητική τομογραφία όπως και κάθε κίνηση μπορεί να προκαλέσει και τεχνικά σφάλματα επειδή στον ταχύ μετασχηματισμό Fourier (FFT) ισχύει η υπόθεση ότι το σήμα σε κάθε voxel είναι στατικό μεταξύ των βημάτων κωδικοποίησης φάσης και ότι κάθε ολίσθηση φάσης που αναγνωρίζεται οφείλεται μόνο στην εφαρμογή της κωδικοποίησης φάσης. Έτσι κάθε αλλαγή του σήματος που οφείλεται σε κίνηση, ερμηνεύεται από τον FFT ότι προέρχεται από την διαδικασία κωδικοποίησης φάσης με αποτέλεσμα εσφαλμένο υπολογισμό της φάσης και δημιουργία ειδώλων, πάντα κατά την διεύθυνση της κωδικοποίησης φάσης.

Βασικά υπάρχουν τρεις τύποι ροής :

- Η **στρωτή ροή** είναι η ροή που είναι διαφορετική στη διατομή του αγγείου (μέγιστη ταχύτητα στο κέντρο, μικρή ταχύτητα στο τοίχωμα) αλλά σταθερή κατά το μήκος του.
- Η **στροβιλώδης ροή** είναι η ροή που αρχικά είναι στρωτή και στη συνέχεια περνώντας μέσα από μία στένωση γίνεται σπειροειδής.
- Η **τυρβώδης ροή** είναι συχνή στα σημεία διχασμού των αγγείων και είναι ροή με διαφορετικές ταχύτητες που μεταβάλλονται τυχαία.

Ανάλογα με τον τύπο της ροής και την ακολουθία παλμών που χρησιμοποιείται η ροή μπορεί να προκαλέσει απώλεια ή ενίσχυση του σήματος. Και τα δύο

φαινόμενα αξιοποιούνται στην μαγνητική τομογραφία: η τεχνική που βασίζεται στην απώλεια του σήματος λόγω ροής αναφέρεται σαν **απεικόνιση σκοτεινού αίματος** (black blood MR imaging) ενώ η τεχνική που βασίζεται στην ενίσχυση του σήματος λόγω ροής αναφέρεται σαν **απεικόνιση φωτεινού αίματος** (bright blood MR imaging) .

Η **απώλεια σήματος λόγω ροής** (flow related signal loss) οφείλεται σε κενά ροής (flow voids) κυρίως στην SE ακολουθία. Πιο συγκεκριμένα για να δώσει σήμα ένα πρωτόνιο κατά την SE ακολουθία θα πρέπει να δεχτεί τόσο τον παλμό διέγερσης  $90^\circ$  όσο και τον παλμό επανεστίασης  $180^\circ$ . Ανάλογα λοιπόν με την ταχύτητα ροής διακρίνουμε τις ακόλουθες συμπεριφορές: Το αίμα να είναι σχετικά ακίνητο οπότε θα δεχτεί και του δύο παλμούς και θα παραχθεί σήμα ηχούς. Το αίμα να ρέει γρήγορα οπότε τα πρωτόνια δέχονται μόνο τον παλμό διέγερσης και όχι τον παλμό επανεστίασης. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα ο αυλός του αγγείου να μην παράγει σήμα (flow void), και να φαίνεται σκοτεινός (black blood imaging). Τέλος υπάρχει το ενδεχόμενο τμήμα μόνο του ρέοντος αίματος να δέχεται και τους δύο παλμούς οπότε υπάρχει μείωση του παραγόμενου σήματος.

Αντίθετα στην GE ακολουθία όπου αντί του παλμού  $180^\circ$  χρησιμοποιείται πηνίο βαθμίδας επηρεάζονται όλα τα πρωτόνια ανεξάρτητα από τη θέση τους. Έτσι δεν εμφανίζεται απώλεια σήματος λόγω ροής και το ρέον αίμα γενικά αναδεικνύεται φωτεινό.

Επιπλέον στην GE ακολουθία παρατηρείται **ενίσχυση του σήματος λόγω ροής** (flow related enhancement: FRE). Αναλυτικότερα το σύνολο των λεπτών τομών που σχηματίζουν την παχιά φέτα (slab) του εξεταζόμενου όγκου υπόκεινται σε επαναλαμβανόμενους παλμούς διέγερσης κατά την διάρκεια πρόσκτησης των δεδομένων με αποτέλεσμα να αλλάζει επαναλαμβανόμενα η διαμήκης μαγνήτιση των ακίνητων και κινούμενων πρωτονίων στο εγκάρσιο επίπεδο. Όταν ο χρόνος επανάληψης μεταξύ των ραδιοπαλμών (TR) είναι μικρός εγκαθίσταται σταθερή κατάσταση. Έτσι μεταξύ δύο διαδοχικών ραδιοπαλμών αποκαθίσταται μικρό μόνο ποσοστό της διαμήκουσ μαγνήτισης οπότε το σύστημα έρχεται σε κατάσταση **μερικού κορεσμού** και το σήμα είναι μειωμένο. Όταν λοιπόν το αίμα που είναι εκτός του όγκου απεικόνισης εισρέει σε μια τομή, επειδή δεν έχει εκτεθεί σε αυτούς



τους συνεχείς ραδιοπαλμούς είναι πλήρως μαγνητισμένο (ακόρεστο), μόλις δεχτεί τους πρώτους παλμούς ΡΣ και στραφεί στο εγκάρσιο επίπεδο, το σήμα του θα είναι σημαντικά μεγαλύτερο από το σήμα των ιστών που είναι εντός του όγκου απεικόνισης.

Προκειμένου λοιπόν να αποφευχθούν τα τεχνικά σφάλματα που προκύπτουν από την κίνηση του αίματος μέσα στα αγγεία χρησιμοποιείται η **τεχνική χωρικού προκορεσμού (spatial pre-saturation SAT)**. Σύμφωνα με αυτή στέλνονται ραδιοπαλμοί έξω από το επίπεδο εξέτασης, για να κορεστούν τα πρωτόνια του αίματος. Έτσι, όταν θα μπουν μέσα στο επίπεδο τομής δε θα έχουν σήμα και δε θα μπορούν να προκαλέσουν τεχνικό σφάλμα. Οι παλμοί προκορεσμού ανάλογα με την κατεύθυνση της ροής που πρέπει να κατασταλεί μπορούν να εφαρμοστούν σε κάθε κατεύθυνση (πάνω/κάτω, μπροστά/πίσω, δεξιά/αριστερά).

#### 6. Η χρήση τεχνικής αντιστάθμισης της ροής (GMN)

Η τεχνική αντιστάθμισης της ροής χρησιμοποιεί επιπλέον πηνία βαθμίδας προκειμένου να αποκαταστήσει την συμφασικότητα των πρωτονίων που έχουν αποσυμφασικοποιηθεί λόγω της κίνησης τους. Ένα μειονέκτημα της τεχνικής αυτής είναι ότι αυξάνει τον ελάχιστο χρόνο της ηχούς (TE) επειδή χρησιμοποιεί επιπλέον πηνία.

Χρησιμοποιείται προκειμένου να αντιμετωπιστούν τα τεχνικά σφάλματα που προκύπτουν από την περιοδική κίνηση του εγκεφαλονωτιαίου μυελού μέσα στον αυλό του νωτιαίου μυελού.

#### 8.10.2 Τεχνικό σφάλμα αναδίπλωσης (ALIASING)

Το τεχνικό αυτό σφάλμα προκύπτει όταν κατά την σχεδίαση των τομών το εξεταζόμενο θέμα δεν περιλαμβάνεται ολόκληρο εντός του πεδίου παρατήρησης (FOV) που χρησιμοποιείται. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα στην τελική εικόνα το τμήμα

του θέματος εκτός του FOV να αναδιπλωθεί, δηλαδή να προβληθεί στην αντίθετη πλευρά της εικόνας.

Υπάρχουν διάφορες τεχνικές για την εξάλειψή του. Μία από αυτές είναι η no phase wrap.

Συμφώνα με αυτή την τεχνική διπλασιάζεται το πεδίο παρατήρησης (FOV) στην διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης. Ο διπλασιασμός όμως αυτός του FOV προκαλεί υποδιπλασιασμό της χωρικής διακριτικής ικανότητας. Για να διατηρηθεί σταθερή η χωρική διακριτική ικανότητα διπλασιάζονται τα βήματα κωδικοποίησης φάσης. Ο διπλασιασμός όμως των βημάτων κωδικοποίησης φάσης διπλασιάζει το χρόνο συλλογής δεδομένων. Για την διατήρηση σταθερού του χρόνου συλλογής αυτόματα υποδιπλασιάζεται ο αριθμός διεγέρσεων NEX και το επιπλέον τμήμα του πεδίου παρατήρησης FOV κατά τον υπολογισμό του FFT (ταχύς μετασχηματισμό Fourier) απορρίπτεται οπότε στην τελική εικόνα ανάδεικνύεται μόνο το αρχικό πεδίο παρατήρησης (FOV) μεγενθυμένο.

### **8.10.3 Τεχνικό σφάλμα χημικής μετατόπισης**

Χημική μετατόπιση ονομάζεται το φαινόμενο κατά το οποίο ο ίδιος πυρήνας στο ίδιο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, έχει διαφορετική μεταπτωτική συχνότητα όταν βρίσκεται σε διαφορετικό χημικό περιβάλλον λόγω της διαφορετικής 'θωράκισης' που του προσφέρουν τα ηλεκτρόνια που τον περιβάλλουν. Έτσι π.χ επειδή τα μόρια του νερού είναι μικρά και βρίσκονται σε μεγάλη απόσταση μεταξύ τους, τα πρωτόνια του υδρογόνου δεν αλληλεπιδρούν σημαντικά μεταξύ τους. Αντίθετα τα μόρια του λίπους είναι μεγάλα και πυκνότερα, με αποτέλεσμα οι αλληλεπιδράσεις των πρωτονίων μεταξύ τους να είναι ισχυρότερες. Η χημική μετατόπιση εκφράζεται ποσοτικά σε ppm (parts per million, εκατομμυριοστά) μονάδα που δεν εξαρτάται από την ένταση του μαγνητικού πεδίου.

Έτσι για ένταση μαγνητικού πεδίου 1.5T π.χ. υπάρχει μια διαφορά 220Hz στη συχνότητα συντονισμού ενός πρωτονίου που βρίσκεται στο νερό σε σχέση με ένα πρωτόνιο που βρίσκεται σε λίπος. Αυτή η διαφορά δημιουργεί μια μετατόπιση

κατά 1.7pixel, στη θέση μέσα στο χώρο στην οποία απεικονίζονται τα πρωτόνια που βρίσκονται σε αυτές τις διαφορετικές χημικές ενώσεις (η διαφορά αυτή προκύπτει για συχνότητα δειγματοληψίας 32Hz και μέγεθος matrix κατά τον άξονα της συχνότητας 256).

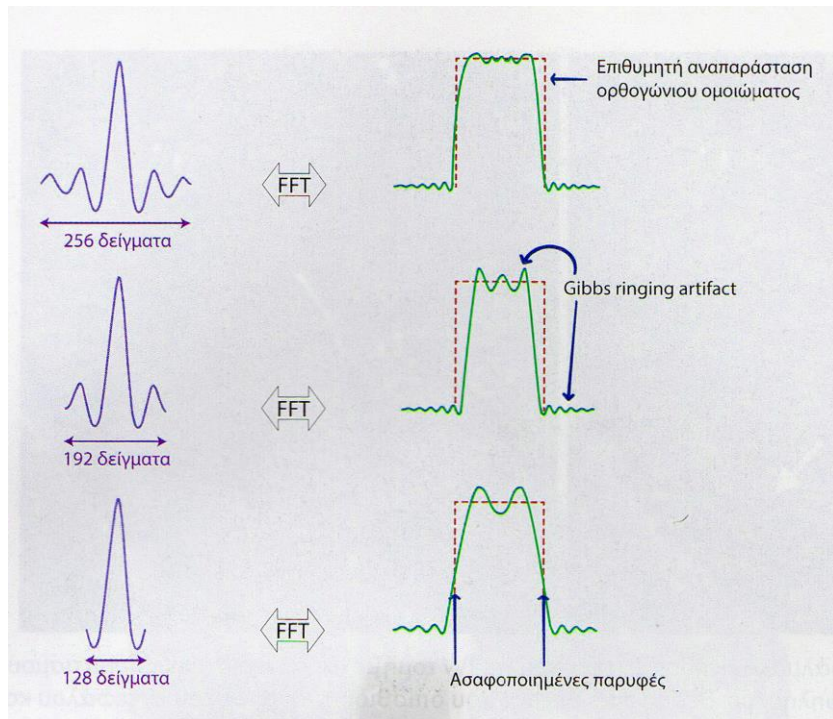
Η μετατόπιση αυτή εμφανίζεται συνήθως σε περιοχές όπου υπάρχουν γειτονικές δομές με υψηλή περιεκτικότητα σε νερό και λίπος όπως οι βολβοί των ματιών και οι νεφροί.

Το σφάλμα αυτό εμφανίζεται στις εικόνες με μηνοειδείς ζώνες υψηλής και χαμηλής έντασης, παράλληλες με τα όρια λίπους και ύδατος.

Ο τρόπος για να διακρίνουμε αν πρόκειται για παθολογία ή για τεχνικό σφάλμα, είναι να επαναλάβουμε την εξέταση αλλάζοντας την κατεύθυνση του άξονα της συχνότητας και της φάσης. Επειδή αυτό το τεχνικό σφάλμα συμβαίνει πάντα κατά τον άξονα της συχνότητας, θα αλλάξει και αυτό θέση.

#### **8.10.4 Τεχνικό σφάλμα truncation (ΦΑΙΝΟΜΕΝΟ ΤΟΥ GIBBS)**

Το τεχνικό σφάλμα truncation (αποκοπής) οφείλεται στην αδυναμία του συστήματος να ανιχνεύσει αιφνίδιες μεταβολές στην ένταση του σήματος εξαιτίας ανεπαρκούς δειγματοληψίας. Εμφανίζεται σε περιοχές θεμάτων υψηλής αντίθεσης π.χ. στα όρια εγκεφάλου-οστών, νωτιαίου μυελού-ENY, μηνίσκου-αρθρικού υγρού με τη μορφή γραμμοειδών ταινιών που ακολουθούν τις παρυφές των ορίων (**Gibbs ringing**).



**Εικ 8.12** Επίδραση των διαφορετικών αριθμών δειγμάτων της ηχούς στην ανάδειξη ενός ορθογώνιου ομοιώματος. Όσο μειώνεται ο αριθμός των συνολικών δειγμάτων η αναπαράσταση του ομοιώματος είναι λιγότερο ακριβής διότι συλλέγονται λιγότεροι λοβοί της ηχούς, μειώνεται η χωρική διακριτική ικανότητα και αυξάνει το μέγεθος των κυματισμών.

Τα σφάλμα αναγνωρίζεται συνήθως κατά την διεύθυνση κωδικοποίησης φάσης όπου τα ρικελ είναι λιγότερα από ότι στη διεύθυνση κωδικοποίησης συχνότητας προκειμένου να μειωθεί ο χρόνος συλλογής των δεδομένων.

Ο τρόπος για να αποφευχθεί είναι να αυξηθεί η χωρική διακριτική ικανότητα της εικόνας π.χ. αυξάνοντας τον αριθμό των βημάτων κωδικοποίησης φάσης ή να χρησιμοποιηθούν κατάλληλα φίλτρα (ringing filter) πριν τον ανασχηματισμό της εικόνας που όμως προκαλούν ασαφοποίηση στην εικόνα.

### **8.10.5 Τεχνικό σφάλμα μαγνητικής επιδεκτικότητας (SUSCEPTIBILITY)**

Στον μαγνητικό συντονισμό ο όρος μαγνητική επιδεκτικότητα εκφράζει την μαγνητική ευαισθησία ενός υλικού, δηλαδή την ευκολία ή δυσκολία με την οποία μαγνητίζεται το υλικό όταν βρεθεί εντός ισχυρού μαγνητικού πεδίου. Ο βαθμός μαγνήτισης ενός ατόμου εξαρτάται από την διάταξη των ηλεκτρονίων του και μάλιστα ο πυρήνας ενός ατόμου που περιβάλλεται από συζευγμένα ηλεκτρόνια (σε ζεύγη) είναι πιο προστατευμένος από τον πυρήνα ενός ατόμου με ασύζευκτα ηλεκτρόνια επειδή οι μαγνητικές ροπές των ηλεκτρονίων του αλληλοαναιρούνται.

Το τεχνικό αυτό σφάλμα εμφανίζεται στα όρια υλικών με διαφορετική μαγνητική επιδεκτικότητα. Έτσι οι σημαντικές διαφορές μαγνητικής επιδεκτικότητας π.χ στα όρια ιστών-αέρα, τα μεταλλικά εμφυτεύματα (χειρουργικά κλιπ, ηλώσεις) και ορισμένες παθολογικές αλλοιώσεις των ιστών όπως η αιμορραγία προκαλούν σημαντικές τοπικές ανομοιογένειες του μαγνητικού πεδίου.

Αυτές οι ανομοιογένειες προκαλούν πρώτον σημαντική απώλεια φάσης μεταξύ των παρακείμενων voxel με αποτέλεσμα την απώλεια σήματος και δεύτερον λανθασμένη καταχώρηση της θέσης του σήματος στον K-χώρο με αποτέλεσμα την γεωμετρική παραμόρφωση της εικόνας.

Στους τρόπους αντιμετώπισης του σφάλματος αυτού περιλαμβάνεται η απομάκρυνση όλων των μεταλλικών αντικειμένων του ασθενούς καθώς και η χρήση μικρότερου voxel που μπορεί να προκύψει από μεγαλύτερη μήτρα ή μικρότερο FOV ή λεπτότερη τομή. Τέλος συνίσταται η χρήση μικρότερου χρόνου TE, ώστε η απώλεια φάσης να μην έχει χρόνο να εκδηλωθεί, η εφαρμογή πηνίων εξομάλυνσης καθώς και η χρήση παράλληλης απεικόνισης.

### **8.10.6 Τεχνικό σφάλμα CROSS TALK**

Το τεχνικό σφάλμα cross talk (διασταυρούμενη διέγερση) είναι αποτέλεσμα της ατελούς διέγερσης του πάχους μια τομής στην απεικόνιση παρακείμενων τομών.

Πιο συγκεκριμένα ο παλμός διέγερσης θα πρέπει να διεγείρει πρωτόνια μόνο εντός της τομής. Στην πράξη όμως οι παλμοί διέγερσης διεγείρουν και ιστούς εκτός του πάχους της εξεταζόμενης τομής οπότε παλμοί διέγερσης διαδοχικών τομών έχουν αναπόφευκτα κάποιο βαθμό επικάλυψης και διεγείρουν την ίδια περιοχή ιστών.

Το φαινόμενο αυτό της αλληλεπίδρασης μεταξύ διαδοχικών τομών ονομάζεται cross talk και εξαιτίας της ταχείας εφαρμογής των παλμών ΡΣ, οι περιοχές επικάλυψης υφίσταται κορεσμό και συνεισφέρουν ελάχιστα στο σήμα που ανιχνεύεται.

Για την μείωση του τεχνικού σφάλματος γίνεται λήψη μη διαδοχικών τομών ή σε 2D τεχνική χρησιμοποιείται μεσοδιάστημα μεταξύ των εξεταζόμενων διαδοχικών τομών συνήθως ίσο με το 10% του πάχους τομής.

#### **8.10.7 Τεχνικό σφάλμα ZIPPER**

Το τεχνικό σφάλμα Zipper οφείλεται σε εξωγενή ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που ανιχνεύεται από το πηνίο δέκτη. Η πιο συνηθισμένη αιτία είναι η παρεμβολή ραδιοσυχνοτήτων κατά την διενέργεια της εξέτασης με την πόρτα της αίθουσας του μαγνήτη ανοιχτή. Το σφάλμα μπορεί να παρατηρηθεί και όταν χρησιμοποιούνται συσκευές παρακολούθησης των ζωτικών σημείων του ασθενούς εντός της εξεταστικής αίθουσας.

Εμφανίζεται ως γραμμές με εναλλασσόμενα άσπρα και μαύρα στίγματα κατά μήκος της διεύθυνσης κωδικοποίησης φάσης της εικόνας.

Το σφάλμα αντιμετωπίζεται με διόρθωση της αιτίας που το προκαλεί ή με βελτίωση της θωράκισης.

### 8.10.8 Τεχνικό σφάλμα μαγικής γωνίας (MAGIC ANGLE)

Περιοχές ιστών με παράλληλες ίνες από κολλαγόνο όπως οι τένοντες αναδεικνύονται με μη φυσιολογικό υψηλό σήμα που μπορεί να μιμηθεί παθολογία όπως η τενοντίτιδα, εκφύλιση ή μερική ρήξη.

Οφείλεται στην ανισοτροπική δομή του κολλαγόνου που περιορίζει την ελεύθερη κινητικότητα των μορίων του ύδατος που είναι προσδεδεμένα σε αυτό με αποτέλεσμα όταν το κολλαγόνο σχηματίζει την μαγική γωνία των  $57,74^{\circ}$  με το στατικό μαγνητικό πεδίο τότε οι αλληλεπιδράσεις μεταξύ των πρωτονίων να μηδενίζονται, να αυξάνεται ο χρόνος χαλάρωσης T2 και να μεγιστοποιείται το σήμα του ιστού. Οι τένοντες στην ποδοκνημική, ο μακρύς τένοντας του δικεφάλου στον ώμο και ο επιγονατιδικός τένοντας στο γόνατο, αποτελούν χαρακτηριστικά σημεία εμφάνισης του τεχνικού σφάλματος.

Το τεχνικό αυτό σφάλμα μπορεί να διορθωθεί είτε με αλλαγή του προσανατολισμού του εξεταζόμενου θέματος, είτε με την αύξηση του χρόνου TE.

## 9. ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ

### 9.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ



**Εικ 9.1** Διάφοροι τύποι εμφυτευμάτων: Κυλινδρικό, κωνικό, υβριδικό



**Εικ 9.2** Το χειρουργικό μοτέρ για την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων καθώς και η χειρουργική κασετίνα με τα ειδικά τρυπάνια και τα υπόλοιπα απαραίτητα χειρουργικά εργαλεία.



Στην Οδοντιατρική ορολογία το **οδοντικό εμφύτευμα ή απλά εμφύτευμα** είναι μία τεχνητή ρίζα δοντιού, κατασκευασμένη από τιτάνιο. Λειτουργεί ως βάση πάνω στην οποία μπορεί να στηριχθεί ένα ή περισσότερα τεχνητά δόντια.

Το εμφύτευμα τοποθετείται μέσα στο οστό των γνάθων, αφού προηγουμένως έχει προσδιοριστεί λεπτομερώς η θέση και το μέγεθος του με τη χρήση της αξονικής τομογραφίας. Στη συνέχεια μετά την τοποθέτησή του ακολουθεί η περίοδος της οστεοενσωμάτωσης η οποία διαρκεί 4 μήνες για την άνω γνάθο και 3 μήνες για την κάτω γνάθο.

Λέγοντας **οστεοενσωμάτωση** εννοούμε την άμεση, δομική και λειτουργική διασύνδεση μεταξύ του ζώντος οστού και του εμφυτεύματος που προορίζεται για τη στήριξη της προσθετικής εργασίας. Αρκετοί ερευνητές έχουν δώσει κατά καιρούς τις δικές τους εκδοχές, όσον αφορά τον ορισμό της οστεοενσωμάτωσης. Κάποιες από αυτές είναι οι ακόλουθες:

Δημιουργία ζωντανού αβερσιανού οστού σε απευθείας επαφή με την επιφάνεια του φορτισμένου εμφυτεύματος (Branemark & συν. 1975)

Σε επίπεδο ανάλυσης οπτικού μικροσκοπίου, απευθείας, επαφή μεταξύ μίας φορτιζόμενης εμφυτευματικής επιφάνειας και του οστού (Albrektsson & συν. 1981)

Η διαδικασία με την οποία επιτυγχάνεται κλινικά ασυμπτωματική, σταθερή σύνδεση μεταξύ αλλοπλαστικών υλικών και οστού, κάτω από συνθήκες λειτουργικής φόρτισης. (Zarb & Albrektsson 1991 )

Δημιουργηθείσα επαφή μεταξύ φυσιολογικού - ανασχηματισμένου οστού και εμφυτευματικής επιφάνειας, χωρίς την μεσολάβηση μη-οστικού ή συνδετικού ιστού, σε επίπεδο οπτικού μικροσκοπίου. (Αμερικανική Ακαδημία Εμφυτευματικής Οδοντιατρικής 1996)

Το οδοντικό εμφύτευμα μετά την προσθετική του αποκατάσταση αποτελείται:

- α) από το τμήμα που έχει τοποθετηθεί μέσα στο οστόν
- β) από το διαβλεννογόνο τμήμα που είναι εκτός οστού και έχει σχέση με τους μαλακούς ιστούς και
- γ) από την προσθετική εργασία που βρίσκεται εκτός των μαλακών ιστών.

Υπάρχει άμεση δομική διασύνδεση μεταξύ οστού και εμφυτεύματος καθώς και μεταξύ επιθηλίου, συνδετικού ιστού και εμφυτεύματος. Επίσης στο εμφύτευμα διακρίνεται μια περιοχή ανάλογη με την ουλοδοντική σχισμή.

Το υλικό από το οποίο είναι κατασκευασμένα τα οδοντικά εμφυτεύματα, η επεξεργασία της επιφάνειας τους καθώς και οι τεχνικές τοποθέτησής τους, έχουν εξελιχθεί και βελτιωθεί τα τελευταία χρόνια σε τέτοιο βαθμό, ώστε σήμερα τα ποσοστά επιτυχίας τους ανέρχονται στο 96-99%.

## **9.2 ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ**

Οι πρώτες προσπάθειες για την αποκατάσταση μερικά ή ολικά νωδής γνάθου εντοπίζεται το 600π.χ όπου οι Μάγια προσπάθησαν να αποκαταστήσουν ελλείποντες τομείς της κάτω γνάθου με τμήματα από κελύφη οστράκων. Επίσης στην περιοχή της σημερινής Τουρκίας σε ένα αρχαίο τάφο, βρέθηκε λείψανο ανθρώπινης άνω γνάθου με ένα εμφύτευμα φτιαγμένο από πέτρα στην περιοχή του κυνόδοντα. Κατά την διάρκεια του 19<sup>ου</sup> αιώνα περιγράφονται προσπάθειες αποκατάστασης ελλειπόντων δοντιών με την χρησιμοποίηση εμφυτευμάτων κατασκευασμένων από χρυσό. Το 1913 ο Greenfield ανέφερε την τοποθέτηση στη γνάθο ενός εμφυτεύματος κατασκευασμένου από ιριδιοπλατίνα, το οποίο και λειτούργησε επιτυχώς για 7 χρόνια περίπου. Το 1939 ο Strock πειραματίστηκε με βίδες από βιτάλιο, ενώ αργότερα ο Formiggini το 1947 και ο Chercheve το 1962 χρησιμοποίησαν ελικοειδή εμφυτεύματα, ενώ ο Linkow το 1963 εισήγαγε ένα τύπο κοχλιωτών εμφυτευμάτων. Επίσης υποπεριοστικά εμφυτεύματα αναπτύχθηκαν από τους Gershkoff & Goldberg το 1949. Αργότερα το 1967 ο Linkow εισήγαγε το εμφύτευμα τύπου λεπίδας.

Από τη δεκαετία του 1950 άρχισαν να μελετούνται in vivo σε πειραματόζωα αλλά και σε ανθρώπους ένας σημαντικός αριθμός εμφυτευμάτων κατασκευασμένων από διαφορετικά υλικά αλλά και με διαφορετική μορφολογία. Μερικά από αυτά ήταν το βιτάλιο, ένα κράμα πλατίνας-κοβαλτίου, πολυμερή υλικά καθώς και το τιτάνιο. Σε όλα αυτά τα αρχικά πειράματα, τα προβλήματα που προέκυψαν αφορούσαν την

διείσδυση ινώδους ιστού μεταξύ οστού και εμφυτεύματος, την παρουσία φλεγμονής και κινητικότητας με αποτέλεσμα την απόρριψη του εμφυτεύματος.

Το ενδιαφέρον της επιστημονικής κοινότητας, προσέλκυσε το υλικό Τι μετά τα ευρήματα του Leventhal το 1951 όπου αναφέρθηκε πως οστό εισχώρησε στις σπείρες βιδών από Τι, που είχαν τοποθετηθεί στο μηριαίο οστό ποντικών και ενώθηκε με το μέταλλο σε τέτοιο βαθμό που ήταν εξαιρετικά δύσκολη η αφαίρεσή τους. Ο ερευνητής ανέφερε πως έπειτα από 6 εβδομάδες οι βίδες ήταν κατά τι σταθερότερες σε σχέση με την αρχική τους τοποθέτηση, ενώ μετά από 12 εβδομάδες ήταν πιο δύσκολο να αφαιρεθούν. Στο τέλος των 16 εβδομάδων οι βίδες ήταν τόσο σταθερές ώστε σε μία περίπτωση το μηριαίο οστό έσπασε κατά την προσπάθεια αφαίρεσης του εμφυτεύματος.

Αργότερα το 1952, ο Branemark, ένας Σουηδός ορθοπεδικός γιατρός, πρώτος εισήγαγε, μελέτησε και θέσπισε τον όρο της **οστεοενσωμάτωσης**, από μία τυχαία παρατήρηση κατά την εκπόνηση του ερευνητικού της διδακτορικής του διατριβής, μελετώντας μικροσκοπικώς το μυελό των οστών στην κνήμη κουνελιών.

Ο Branemark τοποθέτησε ένα θαλαμίσκο από τιτάνιο στην κνήμη κουνελιών για να μπορέσει να μελετήσει in vivo στο μικροσκόπιο το μυελό των οστών τους. Παρατηρούσε και κατέγραφε βιολογικά φαινόμενα όπως η αιματηρή κυκλοφορία, αντιδραστικές εξεργασίες, διάφορες βλάβες, επούλωση κ.λ.π. των οστών των κουνελιών.

Όταν τελείωσε τη μικροσκοπική του μελέτη, προσπάθησε να αφαιρέσει το θαλαμίσκο τιτανίου από το οστόν της κνήμης και διαπίστωσε ότι είχε ενσωματωθεί σε αυτό και ήταν αδύνατον να τον απομακρύνει. Το γεγονός αυτό, έδωσε το έναυσμα στον Branemark να θεσπίσει τον όρο **οστεοενσωμάτωση**, που είναι ειδικό χαρακτηριστικό του μετάλλου τιτανίου, και με τους συνεργάτες του να το χρησιμοποιήσει για την αντικατάσταση ελλειπόντων δοντιών στην Οδοντιατρική. Στη συνέχεια ο Branemark πειραματίστηκε σε ζώα και διαπίστωσε ότι κατά την επιτυχή οστεοενσωμάτωση το τιτάνιο βρίσκεται σε άμεση διασύνδεση και πλήρη βιολογική αρμονία με το οστόν **χωρίς την παρεμβολή συνδετικού ιστού**.

Έτσι το 1960 και αφού έχουν τεθεί οι βάσεις για την παραπέρα μελέτη της οστεοενσωμάτωσης ο Branemark και οι συνεργάτες του αναζήτησαν κατάλληλη τεχνική για την οδοντική αποκατάσταση νωδών γνάθων.

Αρχικά κατασκεύασαν ένα κοχλιωτό εμφύτευμα από τιτάνιο και το τοποθέτησαν στο οστό της κνήμης σκύλων. Αφού το άφησαν για ορισμένο χρονικό διάστημα μελέτησαν τα αποτελέσματα της οστεοενσωμάτωσης στα πειραματόζωα. Παρατήρησαν λοιπόν τόσο κλινικά όσο και μικροσκοπικά μία πύκνωση του σπογγώδους οστού γύρω από το κοχλιωτό εμφύτευμα τιτανίου. Περαιτέρω μελέτη των ερευνητών περιελάμβανε παραμέτρους όπως: α) η μικροτοπογραφία της επιφάνειας του τιτανίου, β) η αποφυγή μόλυνσης κατά τη χειρουργική τοποθέτηση του εμφυτεύματος, γ) οι ήπιοι χειρισμοί κατά τη χειρουργική προετοιμασία του φρεατίου για την υποδοχή του εμφυτεύματος, και δ) οι μεταβολές του οστού που έρχεται σε επαφή με το εμφύτευμα.

Αργότερα ο Branemark και οι συνεργάτες του, κατασκεύασαν εμφυτεύματα από τιτάνιο, κοχλιωτά με ειδική μικροαρχιτεκτονική στην επιφάνειά τους και τα τοποθέτησαν σε γνάθους σκύλους, όπου και τα μελέτησαν για περισσότερο από 10 χρόνια. Κατά τη διάρκεια της μελέτης αυτής, σε ιστολογικό επίπεδο διαπίστωναν πάντοτε την άμεση διασύνδεση των εμφυτευμάτων με το οστόν δηλαδή την οστεοενσωμάτωσή τους. Μάλιστα οι μελέτες αυτές απέδειξαν ότι όταν υπήρχε οστεοενσωμάτωση, η σταθερότητα της προσθετικής αποκατάστασης ήταν δεδομένη και μάλιστα με μειωμένη στοματική υγιεινή στις στοματικές κοιλότητες των σκύλων.

Στη συνέχεια, μετά τις μελέτες αυτές, ο Branemark και οι συνεργάτες του, τοποθέτησαν το πρώτο εμφύτευμα σε νωδό άτομο, το 1965.

Κατά την οστεοενσωμάτωση στη γνάθο του νωδού ασθενή, παρατήρησαν την αναδιοργάνωση του οστού που βρίσκεται σε επαφή με το εμφύτευμα προκειμένου να προσαρμοστεί στις λειτουργικές απαιτήσεις της προσθετικής εργασίας. Η αναδιοργάνωση αυτή γίνεται τόσο στο σπογγώδες όσο και στο συμπαγές οστόν, τόσο με οστική απορρόφηση (με τους οστεοκλάστες), όσο και με επακόλουθη οστική εναπόθεση (με τους οστεοβλάστες). Αποτέλεσμα δε, αυτής της αναδιοργάνωσης του οστού που βρίσκεται σε επαφή με το εμφύτευμα, είναι η

πύκνωση του γύρω από το εμφύτευμα γεγονός που διαπιστώνεται τόσο μικροσκοπικά όσο και κλινικά.

Τα εμφυτεύματα αυτά που αρχικά έχουν μελετηθεί από τον Branemark χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη από την δεκαετία του 1970, έχουν μελετηθεί επαρκώς σε πειραματόζωα και έχουν επιστημονικά τεκμηριωθεί ώστε να έχουν γίνει αποδεκτά ως ένα πολύτιμο σύγχρονο μέσο που έχει ο οδοντίατρος στην θεραπευτική του φάρετρα.

### **9.3 ΜΕΣΟΦΑΣΗ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΟΣΤΕΟΕΝΣΩΜΑΤΩΣΗ**

Κατά την οστεοενσωμάτωση υπάρχει άμεση δομική διασύνδεση μεταξύ του οστού και του εμφυτεύματος, καθώς επίσης και μεταξύ του επιθηλίου, του συνδετικού ιστού και του εμφυτεύματος.

#### **A) Μεσόφαση εμφυτεύματος – μαλακών ιστών**

Οι περιεμφυτευματικοί μαλακοί ιστοί είναι το προσπεφυκός επιθήλιο και ο συνδετικός ιστός. Το προσπεφυκός επιθήλιο αποτελείται από επιθηλιακά κύτταρα τα οποία συνδέονται με το εμφύτευμα με ημιδεσμοσωμάτια ή με κατασκευές που μοιάζουν με ημιδεσμοσωμάτια. Κατά τη μεσόφαση του συνδετικού ιστού των ούλων και του εμφυτεύματος διαπιστώνεται ότι οι αποφυάδες των ινοβλαστών καθώς και το δίκτυο των κολλαγόνων ινών βρίσκεται σε άμεση επαφή με το εμφύτευμα.

#### **B) Μεσόφαση εμφυτεύματος – οστού**

Στη μεσόφαση του εμφυτεύματος με το συμπαγές οστούν πραγματοποιείται διασύνδεση των οστεοκυττάρων και των αποφυάδων τους καθώς και της θεμέλιας οστικής ουσίας και των κολλαγόνων ινών με το εμφύτευμα.

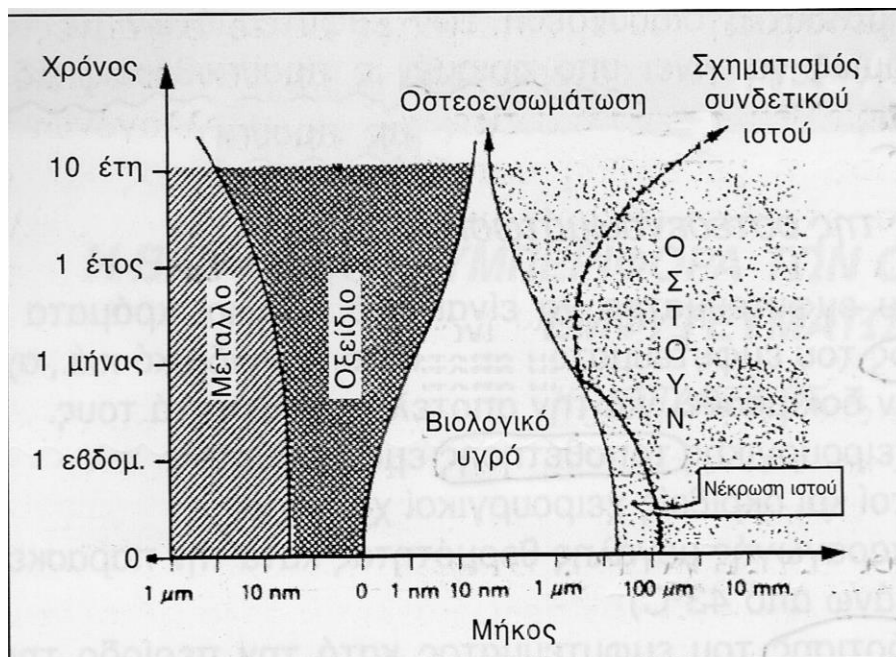
Επιπλέον στη μεσόφαση μεταξύ εμφυτεύματος και σπογγώδους οστού πραγματοποιείται διασύνδεση των ινοβλαστών και των οστεοβλαστών μέσω των προσεκβολών τους καθώς και των οστικών διαφραγμάτων και των κολλαγόνων ινών με το εμφύτευμα.

Ωστόσο είναι αναγκαίο να αναφέρουμε ότι η έρευνα σε επίπεδο ανάλυσης ηλεκτρονικού μικροσκοπίου καθίσταται δύσκολη από το γεγονός ότι είναι τεχνικά απαιτητικό να ληφθούν λεπτές τομές της σύναψης οστού – εμφυτεύματος χωρίς να αλλοιωθεί σε ένα βαθμό αυτή ακριβώς η σύναψη. Ο περιορισμός αυτός οφείλεται στις διαφορετικές φυσικές ιδιότητες των υλικών που πρέπει να περιλαμβάνονται στο τελικό παρασκεύασμα.

Έτσι λοιπόν σε επίπεδο ηλεκτρονικού μικροσκοπίου και σε μοριακό επίπεδο σύμφωνα με τους Kasemo και Lausmaa 1988 μεταξύ του εμφυτεύματος και του οστού υπάρχει ένα βιολογικό υγρό το οποίο αποτελείται από διάφορα μόρια, κύτταρα και πρωτεΐνες.

Επομένως δεν υπάρχει άμεση διασύνδεση του τιτανίου με το οστόν αλλά παρεμβάλλεται το οξειδίο του τιτανίου και το βιολογικό υγρό.

Επιπλέον τα στοιχεία της άμεσης διασύνδεσης του εμφυτεύματος και του οστού με την πάροδο του χρόνου μεταβάλλονται με συνέπεια η στοιβάδα του οξειδίου του τιτανίου και το πάχος του παρακείμενου οστού να αυξάνεται ενώ το βιολογικό υγρό να ελαττώνεται. **(Εικ. 9.3)**



**Εικ. 9.3** (Από Kasemo και Lausmaa, 1988)

Κατά καιρούς έχουν πραγματοποιηθεί διάφορες μελέτες που ασχολούνται με τη μεσόφαση εμφυτεύματος – οστού σε πειραματόζωα και ανθρώπους. Έτσι ο Albrektsson & συν. 1981 μελέτησαν στο ηλεκτρονικό μικροσκόπιο εμφυτεύματα Τι σε ανθρώπους από 5-90 μήνες και βρήκαν ότι οι κολλαγόνες ίνες χωρίζονται από το εμφύτευμα με ένα στρώμα βασικής ουσίας πάχους μερικών εκατοντάδων. Στην συνέχεια υπάρχει στοιβάδα κολλαγόνου πάχους 100-500 Å με διαφορετικό προσανατολισμό των ινών και βαθμίδωση ενασβεστίωσης με κρυστάλλους έως και 4 νμ (όριο ανάλυσης) από το εμφύτευμα.

Οι Hansson & συν. 1983 πραγματοποίησαν έρευνα σε ανθρώπους και πειραματόζωα όπου παρατήρησαν ότι οι ίνες κολλαγόνου του οστού βρίσκονται σε απόσταση από τη μεταλλική επιφάνεια. Μεταξύ του οστού και του τιτανίου υπήρχε μία ζώνη βασικής ουσίας περίπου 20-40 νμ. Η ουσία αυτή πιθανώς να περιείχε γλυκοπρωτεΐνες (θετική στη χρώση με ερυθρό του ρουθενίου).

Σε μελέτες που πραγματοποίησαν οι Albrektsson & συν. 1984, Albrektsson & συν. 1985 και Albrektsson & Hansson 1985 και Albrektsson & Hansson 1986 σε κουνέλια όπου τοποθέτησαν στην κεφαλή κνήμης για 3 ή 6 μήνες πολυκαρβονικό

βύσμα. Τι (99,75%) 1000 Å., εντόπισαν μία στοιβάδα πρωτεογλυκανών σε επαφή με το εμφύτευμα. Στη συνέχεια, διαπιστώθηκε μία στοιβάδα κολλαγόνου, ενώ υπήρχαν ενασβεστωμένοι κρύσταλλοι μέσα στην στοιβάδα των πρωτεογλυκανών. Σε μελέτη που πραγματοποίησαν οι Katsikeris & συν. 1987 στην κνήμη κουνελιών για 35 ημέρες βρέθηκε οστό σε κοντινή επαφή με το εμφύτευμα. Μεταξύ οστού-εμφυτεύματος υπήρχε κενό και καμία ένδειξη μη-οστεοποιημένου κολλαγόνου.

Στη μελέτη των Linder & συν. 1989 που αφορούσε κνήμη κουνελιών διαπιστώθηκαν ίνες κολλαγόνου τύπου I οι οποίες χωρίζονται από το εμφύτευμα με τρεις τρόπους: 1) ζώνη βασικής ουσίας πάχους περίπου 50 νμ. 2) ζώνη ινωδών στοιχείων πάχους 500-100 νμ. 3) ζώνη με ινώδη στοιχεία πάχους 500-600 νμ.. Σε κάποιες περιοχές των περιπτώσεων 2 & 3, υπήρχε πιθανότητα ύπαρξης οστού σε απευθείας επαφή με το εμφύτευμα.

Επίσης οι Johansson & συν. 1989 στην έρευνα τους όπου χρησιμοποίησαν κουνέλια σε τρίμηνη παρακολούθηση διαπίστωσαν σε επαφή με το εμφύτευμα, μία άμορφη ζώνη πρωτεογλυκανών και γλυκοσαμινών πάχους ~ 500-1000 Å (T6Al4V) ή 200- 400 Å (ε.κ.Τι). Ακολουθεί μία ζώνη ινών κολλαγόνου, με τρισδιάστατη χωροταξία, πάχους ~ 10000 Å. οι οποίες δεν εισχωρούν στην ζώνη της άμορφης ουσίας. Στη συνέχεια παρατηρείται μια ζώνη ινών κολλαγόνου με δομή οστίτη ιστού, ενώ οστεοκύτταρα δεν ανευρίσκονται ποιο κοντά από 0,1 μμ από την επιφάνεια του μετάλλου.

Οι Ericson & συν. 1990 στη μελέτη τους σε κνήμη κουνελιών που διήρκεσε 12 μήνες διαπίστωσαν μία ζώνη ινών 1μμ αδιευκρίνιστης προέλευσης μεταξύ οστού και εμφυτεύματος και στη συνέχεια 5-10 μμ ζώνη κολλαγόνων ινών και λίγων κυττάρων, ενώ δε βρέθηκε οστό σε επαφή με το στρώμα οξειδίων.

Οι Sennerby & συν. 1991,1993 στην έρευνά τους σε κουνέλια (εγγύς κεφαλή κνήμης, 3,7,14,28,42,90,180 ημέρες) αλλά και σε ανθρώπινο υλικό, διαπίστωσαν μία άμορφη ζώνη σε απόσταση μικρότερη από 0,2-0,4 μμ. Καθώς και οστεοκύτταρα σε απόσταση μεγαλύτερη από 5 μμ από το εμφύτευμα. Η εικόνα δεν άλλαξε μέχρι και 6 μήνες μετά.



Οι Thomsen & συν. 1997 στη μελέτη τους σε κουνέλια (κνήμη εγγύς 1-6 μήνες) διαπίστωσαν την παρουσία μίας ζώνης άμορφης ουσίας μικρότερη από 400 νμ σε επαφή με το εμφύτευμα, ενώ σε κάποιες περιοχές έλειπε.

Οι Futami & συν. 2000 στην έρευνά τους χρησιμοποίησαν ποντικούς (κ.γνάθος – 1,3,7,14,28 ημέρες) όπου παρατήρησαν την 1<sup>η</sup> ημέρα την παρουσία ερυθροκυττάρων, ινωδογόνου και κυτταρικών υπολειμμάτων στη σύναψη ενώ την 3<sup>η</sup> ημέρα την παρουσία οστεοκλαστών, ερυθροκυττάρων, μακροφάγων και κυτταρικών υπολειμμάτων. Την 5<sup>η</sup> ημέρα διαπιστώθηκε σχεδόν εξαφάνιση των κυττάρων φλεγμονής, καθώς και κάποιοι οστεοκλάστες στην επιφάνεια του οστού. Την 7<sup>η</sup> ημέρα το νέο οστό χωρίζεται ακόμα από το εμφύτευμα με ζώνη αποπλατυσμένων κυττάρων, ενώ την 14<sup>η</sup> ημέρα παρατηρείται απουσία οστεοκλαστών. Τέλος την 28<sup>η</sup> ημέρα παρατηρείται συνέχιση της παραγωγής του οστού όπου διαπιστώνεται η παρουσία μίας ζώνης άμορφης ουσίας σε επαφή με το εμφύτευμα αλλά και περιοχές όπου κυτταροπλασματικές προεξοχές βρισκόταν σε επαφή με αυτό.

Ωστόσο η μεσόφαση μεταξύ των βιοϋλικών που χρησιμοποιούνται στα εμφυτεύματα, και κυρίως του τιτανίου, με το οστόν βρίσκεται σε συνεχή μελέτη και έρευνα, ενώ αποτελεί το θέμα πολλών ερευνητικών εργασιών κατά την παρούσα περίοδο.

#### **9.4 ΤΡΟΠΟΠΟΙΗΣΗ ΤΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΤΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ ΠΡΟΑΓΩΓΗ ΤΗΣ ΟΣΤΕΟΕΝΣΩΜΑΤΩΣΗΣ**

Η αύξηση του αριθμού των νέων εμφυτευματικών συστημάτων στις μέρες μας είναι εντυπωσιακή αφού σε μία ανασκόπηση του 2003 οι ερευνητές κατέγραψαν 225 διαφορετικά είδη εμφυτευμάτων προερχόμενα από 78 διαφορετικούς κατασκευαστές.

Τα χαρακτηριστικά της επιφάνειας των εμφυτευμάτων δηλαδή **η τραχύτητα και η χημική σύσταση**, μπορούν να καθορίσουν το βαθμό της κυτταρικής

προσκόλλησης, ανάπτυξης και διαφοροποίησης και με αυτό τον τρόπο την ποιότητα του αναπτυσσόμενου οστού. Συνεπώς η οστεοενσωμάτωση των εμφυτευμάτων εξαρτάται από την **τραχύτητα** και την **χημική σύσταση** της επιφάνειας. Η ποικιλία στη μορφολογία και τη χημική σύσταση της επιφάνειας των εμφυτευμάτων είναι αποτέλεσμα της προσπάθειας για μείωση του χρόνου οστεοενσωμάτωσης και επομένως του χρόνου θεραπείας.

Η σημασία της μορφολογίας της εμφυτευματικής επιφάνειας σε επίπεδο μικροκλίμακας επισημάνθηκε σε μια σημαντική έρευνα των Buser και συν. (1991). Οι ερευνητές τοποθέτησαν 6 κυλινδρικά εμφυτεύματα με διαφορετικές επιφάνειες στις κνήμες και τα μηριαία οστά 6 ινδικών χοιριδίων. Οι επιφάνειες των εμφυτευμάτων τιτανίου είχαν τροποποιηθεί με διαφορετικούς τρόπους ώστε να μπορούν να επηρεάσουν την κυτταρική δραστηριότητα και την ιστική απόκριση προάγοντας και επιταχύνοντας έτσι την οστεοενσωμάτωση.

Τα εμφυτεύματα μελετήθηκαν μετά από τρεις και έξι εβδομάδες. Σχηματισμός οστού σε μεγαλύτερο ποσοστό παρατηρήθηκε στα εμφυτεύματα που είχαν αμβοβοληθεί και υποστεί διαδοχικά χημική αδροποίηση καθώς και στα εμφυτεύματα με επικάλυψη υδροξυαπατίτη. Οι συγγραφείς κατέληξαν στο συμπέρασμα πως ο σχηματισμός οστού σχετίζεται με την επιφανειακή τραχύτητα.

Τα πλεονεκτήματα της αυξημένης τραχύτητας της επιφάνειας των εμφυτευμάτων σύμφωνα με τη μελέτη του Cooper (2000) είναι τα εξής:

- A) Η ύπαρξη αυξημένης επιφάνειας για την επαφή με το οστόν.
- B) Η βελτίωση στην κυτταρική προσκόλληση στην εμφυτευματική επιφάνεια.
- Γ) Η αυξημένη εμβιομηχανική αλληλεπίδραση μεταξύ οστού και εμφυτεύματος.
- Δ) Η απόκριση των περιεμφυτευματικών μαλακών ιστών αν η τραχεία επιφάνεια εντοπίζεται σε διαβλεννογόνια περιοχή.

Τα πρώτα εμφυτεύματα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν λείας επιφάνειας και κατασκευάζονταν με μηχανική κοπή (π.χ. εμφυτεύματα Branemark). Μετά την μηχανική επεξεργασία η εμφυτευματική επιφάνεια εμφανίζει κατά διαστήματα σχισμές οι οποίες διαφέρουν ανάλογα με τον εξοπλισμό που χρησιμοποιήθηκε και τη γωνία κοπής. Η μηχανικά κατεργασμένη επιφάνεια είναι η καλύτερα μελετημένη

στη βιβλιογραφία και γι'αυτό αποτελεί σημείο σύγκρισης για όλες τις καινούργιες επιφάνειες.

Οι επιφάνειες τιτανίου που έχουν υποστεί μηχανική κατεργασία προάγουν το σχηματισμό οστού γύρω τους. Πιο συγκεκριμένα δε σχηματίζεται οστό πάνω στην επιφάνεια του εμφυτεύματος αλλά προς αυτή. Η προσαρμογή του νεοσχηματισμένου οστού πάνω στη μηχανικά κατεργασμένη επιφάνεια περιλαμβάνει το σχηματισμό μιας ανόργανης οστικής μήτρας κοντά στο στρώμα οξειδίων του τιτανίου στην οποία όμως παρεμβάλλεται μια άμορφη ζώνη.

Η επανάσταση στη μηχανική οδήγησε στην κατασκευή των λεγόμενων νανο-επιφανειών. Οι επιφάνειες αυτού του είδους επηρεάζουν έντονα την απόκριση του ξενιστή τόσο σε κυτταρικό όσο και σε ιστικό επίπεδο.

Η επίτευξη τραχύτερων επιφανειών αποσκοπεί αφενός μεν σε καλύτερο **χημικό δεσμό** αφετέρου σε **βελτιωμένη μικρομηχανική συγκράτηση**.

Οι μελέτες που συγκρίνουν διαφορετικές εμφυτευματικές επιφάνειες είναι πολυάριθμες και το γενικό συμπέρασμα είναι πως οι επιφάνειες με μεγαλύτερη επιφανειακή τραχύτητα (Ra), όπου η τιμή Ra κυμαίνεται μεταξύ 0,5 και 2μm βελτιώνουν την απόκριση του ξενιστή στο εμφύτευμα.

Προκειμένου να αυξηθεί η επιφανειακή τραχύτητα του εμφυτεύματος και να βελτιστοποιηθεί ο χημικός δεσμός με το νεοσχηματιζόμενο οστό η επιφάνεια του εμφυτεύματος υπόκειται σε **μηχανικές και χημικές κατεργασίες**

### **Μηχανικές κατεργασίες**

Σε αυτές ανήκουν :

1. **Κοπή**
2. **Τόρνευση**
3. **Λείανση**
4. **Αμμοβολή**

Οι παραπάνω τρόποι διαμόρφωσης των εμφυτευματικών επιφανειών καλούνται μηχανικοί και πραγματοποιούνται με την εφαρμογή εξωτερικών τεχνικών διαμόρφωσης.

**Η κοπή και η τόννευση** προσδίδουν παρόμοια χαρακτηριστικά σε διαστάσεις και ατέλειες. Προτιμάται το κοπτικό εργαλείο του τόννου να είναι κατασκευασμένο από ανοξείδωτο ατσάλι και όχι από ανθρακορούνδιο, οπότε και δημιουργούνται νέα μορφολογικά χαρακτηριστικά στην επιφάνεια του εμφυτεύματος κάτω από επαναλαμβανόμενες και πιο ελεγχόμενες συνθήκες.

Ωστόσο όμως στην περίπτωση των μεταλλικών αντικειμένων οι συσκευές τόννευσης συνήθως δημιουργούν παραμορφώσεις, κρυσταλλικοί κόκκοι εξαφανίζονται, οι επιφανειακές ιδιότητες μεταβάλλονται και αυξάνεται η σκληρότητα της επιφάνειας. Οι τιμές της επιφανειακής τραχύτητας ( $R_a$ ) κυμαίνονται από 0,3 ως 0,6 $\mu\text{m}$ .

**Η λείανση** αφορά το τμήμα του κολάρου στα σπειρωτά εμφυτεύματα τιτανίου. Εξ' αιτίας των μηχανικών ιδιοτήτων του τιτανίου και των κραμάτων του τα αποτριπτικά σωματίδια ενδέχεται να ενσωματωθούν στην επιφάνεια του εμφυτεύματος, οπότε και στη συνέχεια θα πρέπει να απομακρυνθούν. Τα αποτριπτικά σωματίδια είναι κατασκευασμένα από ανθρακορούνδιο ή βιομηχανικό διαμάντι (μέγεθος σωματιδίων μικρότερο από 200 $\mu\text{m}$ ). Οι τιμές της επιφανειακής τραχύτητας ( $R_a$ ) των επιφανειών που έχουν υποστεί λείανση κυμαίνονται από 0,1 (σπιλωμένες επιφάνειες) ως 1 $\mu\text{m}$  (αδρές επιφάνειες). Εναλλακτικά μπορεί να χρησιμοποιηθεί γυαλόχαρτο και σμυριδόπανο με κόκκους αλουμίνιας.

**Η αμμοβολή** αποτελεί μια από τις πιο διαδεδομένες μεθόδους αύξησης της επιφανειακής τραχύτητας των εμφυτευμάτων.

Κατά την διαδικασία της αμμοβολής η εμφυτευματική επιφάνεια δέχεται καταιγισμό αποτριπτικών σωματιδίων μέσω πεπιεσμένου αέρα. Λόγω της σφοδρότητας της κρούσης των ταχέως κινούμενων σωματιδίων επάνω στην επιφάνεια του μετάλλου, η επεξεργασία με αμμοβολή μπορεί να οδηγήσει σε υψηλότερες τιμές τραχύτητας και προκαλεί μηχανικές καταπονήσεις στη μεταλλική επιφάνεια. Ουσιώδεις παράμετροι στη μέθοδο της αμμοβολής είναι το μέγεθος των σωματιδίων και ταχύτητα πρόσκρουσης των σωματιδίων.

Κάποιες φορές στην κατεργασία με αμμοβολή χρησιμοποιούνται ταυτόχρονα σωματίδια διαφόρων μεγεθών. Πειραματικά ευρήματα δείχνουν πως από την αμμοβολή με σωματίδια μεγαλύτερου μεγέθους προκύπτει μεγαλύτερο εμβαδό επιφάνειας προς επαφή.

Όπως στη λείανση έτσι και στην αμμοβολή τα σωματίδια μπορούν να επιμολύνουν την επιφάνεια, γεγονός που μπορεί να επηρεάσει τις φυσικές και χημικές ιδιότητες της επιφάνειας και άρα την ικανότητα να αλληλεπιδρά με εξωτερικούς παράγοντες. Τα σωματίδια που χρησιμοποιούνται στη διαδικασία της αμμοβολής είναι συνήθως αλουμίνα ( $Al_2O_3$ ), κορούνδιο και ρουτίλιο.

Συχνά το υλικό εκλογής για αμμοβολή είναι το ρουτίλιο λόγω της χημικής συγγένειας του με την επιφάνεια του τιτανίου. Οι τιμές της επιφανειακής τραχύτητας ( $R_a$ ) που επιτυγχάνονται με τη μέθοδο της αμμοβολής κυμαίνονται από 0,5 ως 6μm, ανάλογα με το μέγεθος των σωματιδίων που χρησιμοποιούνται.

Όπως ήδη έχει αναφερθεί η οστεοενσωμάτωση των εμφυτευμάτων εξαρτάται τόσο από την **τραχύτητα** όσο και από την **χημική σύσταση** της επιφάνειας. Ο χημικός τρόπος κατεργασίας της εμφυτευματικής επιφάνειας οδηγεί σε διαφοροποίηση της χημικής σύστασης της επιφανειακής στοιβάδας του υλικού κατασκευής.

#### **Η χημική κατεργασία επιτυγχάνεται:**

1. **Με την εμβάπτιση μεταλλικών αντικειμένων σε διαλύματα χημικών παραγόντων όπως οξέα ή αλκάλια**
2. **Με ηλεκτροχημικές μεθόδους**
3. **Με μεθόδους εναπόθεσης**
4. **Με βιοχημικές μεθόδους**

Αξίζει να σημειωθεί πως το τιτάνιο και τα κράματα του αντιδρούν διαφορετικά ανάλογα με το χημικό παράγοντα που χρησιμοποιείται. Έτσι ορισμένες φορές σχηματίζεται μια προστατευτική μεμβράνη (παθητικοποίηση), άλλοτε αμβλύνονται οι επιφανειακές ανωμαλίες και άλλες φορές σχηματίζονται μικροπόροι που περιβάλλονται από κάποιο είδος γέλης. Η επίδραση της χημικής επεξεργασίας περιορίζεται σε επιφανειακές μεταβολές και δεν επηρεάζει το γενικότερο σχήμα

των υπό επεξεργασία αντικειμένων. Έχει ευρεία εφαρμογή σε πολλά εμφυτεύματα ενίοτε και σε συνδυασμό με άλλου είδους κατεργασίες.

**Η χημική κατεργασία με οξέα** περιλαμβάνει μια ποικιλία μεθόδων: συνήθως εφαρμόζονται με την εμβάπτιση σε όξινα μη οξειδωτικά διαλύματα ( με εξαίρεση το μίγμα  $\text{HF}/\text{HNO}_3$  ) σε θερμοκρασία δωματίου ή υψηλότερη. Οι χημικές επιδράσεις οφείλονται σε αντιδράσεις αναγωγής οι οποίες οδηγούν σε διάλυση του μετάλλου ( με τη μορφή διαλυτού άλατος) και σχηματισμό αέριου υδρογόνου, το οποίο εν μέρει προσκολλάται στην μεταλλική επιφάνεια.

Συνήθως η επεξεργασία με οξέα των εμφυτευματικών επιφανειών γίνεται μετά την μηχανική τους κατεργασία όποτε αυξάνει την τραχύτητα και επηρεάζει τα χαρακτηριστικά της επιφάνειας. Η θερμοκρασία , η πυκνότητα του διαλύματος και η διάρκεια των χειρισμών μπορούν να επηρεάσουν το αποτέλεσμα. Επιπλέον η κατεργασία με οξέα μειώνει την παρουσία επιμολυντών και αυξάνει την περιεκτικότητα της επιφάνειας σε οξυγόνο. Η μηχανική επεξεργασία που έχει προηγηθεί επηρεάζει το αποτέλεσμα της προσβολής με οξύ της εμφυτευματικής επιφάνειας καθώς από αυτή εξαρτάται το πραγματικό εμβαδό που εκτίθεται στην επίδραση του οξέος.

**Η χημική επεξεργασία με αλκάλια** μπορεί να πραγματοποιηθεί με τη χρήση  $\text{NaOH}$  ή άλλα αλκαλικής συγκέντρωσης υδατικά διαλύματα. Σε αυτή την περίπτωση το υψηλό  $\text{pH}$  βελτιώνει το σχηματισμό ομάδων  $-\text{OH}$  πάνω στην προστατευόμενη με  $\text{TiO}_2$  επιφάνεια. Άλατα τιτανίου σχηματίζονται και διαλύονται, έτσι ώστε προοδευτικά καλύπτεται από μια υδάτινη γέλη η οποία μπορεί τοπικά να δημιουργεί ίζημα. Η μορφολογία της υποκείμενης μεταλλικής επιφάνειας τότε μεταβάλλεται και οι παράμετροι της αρχικής τραχύτητας διαφοροποιούνται. Όταν η κατεργασία πραγματοποιείται σε θερμοκρασία υψηλότερη της θερμοκρασίας δωματίου, η χημική αντίδραση επιταχύνεται και συνήθως παρουσιάζονται ατέλειες σε κλίμακα μικρότερη του ενός μικρού. Γι'αυτό το λόγο η επεξεργασία πραγματοποιείται συνήθως σε θερμοκρασία μεγαλύτερη των  $100^\circ\text{C}$ . Μετά το στέγνωμα η επιφάνεια δεν είναι πια υδρόφοβη εξαιτίας των  $-\text{OH}$  ομάδων οι οποίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για τη δέσμευση άλλων μορίων.

**Η χημική κατεργασία με τις ηλεκτροχημικές μεθόδους** εφαρμόζεται συνδέοντας το μεταλλικό αντικείμενο στο θετικό πόλο ενός ηλεκτρικού κυκλώματος. Το αντικείμενο είναι βυθισμένο σε ένα ηλεκτρολυτικό διάλυμα (όχι πάντα υδατικό) το οποίο περιέχει ιοντικές ουσίες ή οξειδωτικά. Σε αυτή την περίπτωση, η επιφάνεια του αντικειμένου είναι το ανοδικό ηλεκτρόδιο και το δυναμικό που εφαρμόζεται από εξωτερική πηγή καθορίζει την πορεία της διαδικασίας.

Με αυτού του είδους την επεξεργασία παρατηρούνται μεταβολές στην μορφολογία και τη χημική σύσταση της επιφάνειας. Μελέτες σε πειραματόζωα και κλινικές μελέτες έχουν δείξει πως αυτός ο τύπος της επιφανειακής κατεργασίας αυξάνει την απόκριση του ξενιστή στο εμφύτευμα στα πρώιμα στάδια της οστεοενσωμάτωσης σε σύγκριση με άλλα είδη επιφανειών.

Τρεις ηλεκτροχημικές μέθοδοι εφαρμόζονται για την επιφανειακή επεξεργασία των εμφυτευμάτων τιτανίου: η ηλεκρο-διάβρωση, η ηλεκτρο-στίλβωση και η ανοδίωση. Η πρώτη μέθοδος καταλήγει σε εντοπισμένη τήξη του μεταλλικού στοιχείου ενώ η δεύτερη προκαλεί λεπτή διάλυση των ανωμαλιών της επιφάνειας με αποτέλεσμα τη λείανσή της σε επίπεδο μικρού. Η τρίτη μέθοδος (ανοδική οξείδωση) επιτρέπει στην επιφανειακή στοιβάδα οξειδίων να αυξηθεί από τα συνηθισμένα 5-10nm της ατμοσφαιρικής οξείδωσης, ως τα 40μm. Ιδιαίτερα στην περίπτωση του τιτανίου οι ηλεκτροχημικές μέθοδοι μπορούν να εφαρμοστούν για να επιτευχθεί ένα ευρύ φάσμα επιφανειακών ιδιοτήτων, καθώς η δυνατότητα ρύθμισης των συνθηκών της διαδικασίας καθορίζει το βαθμό του φινιρίσματος.

Μία ενδιαφέρουσα σύγκριση μεταξύ επιφανειών τιτανίου κατεργασμένων με διαφορετικές μεθόδους (τόρνευση, ανοδίωση και επικάλυψη πλάσματος) στην εργασία των Goransson et al (2003) έδειξε πως μετά από ένα μήνα παραμονής στα οστά των πειραματόζωων, η οστεοενσωμάτωση για όλα τα δοκίμια ήταν περίπου στα ίδια επίπεδα.

Οι ηλεκτροχημικές μέθοδοι επιτρέπουν την τροποποίηση επιφανειών που έχουν ήδη υποστεί επεξεργασία με HF.

**Η χημική κατεργασία με τις μεθόδους εναπόθεσης** βασίζεται στην εναπόθεση εξωγενών χημικών ουσιών στην υπό επεξεργασία επιφάνεια. Μεταλλικές ενώσεις, οξείδια και κεραμικές ουσίες συχνά μεταφέρονται πάνω στην επιφάνεια αφού

εξαερωθούν μέσω της έκθεσης τους σε κάποια πηγή ενέργειας. Από το 1970, λαμβάνοντας υπόψη τη σύνθεση του ανόργανου μέρους των οστών, εφαρμόζεται στα ενδοστικά εμφυτεύματα η επικάλυψη της επιφάνειάς τους με στρώμα υδροξυαπατίτη. Η διαδικασία της οστεοενσωμάτωσης προάγεται από την τραχύτητα της επιφάνειας η οποία οφείλεται στην επικάλυψη με υδροξυαπατίτη. Ο υδροξυαπατίτης αποτελεί πηγή ασβεστίου και μπορεί να μετατραπεί στον πιο σταθερό φθοριοαπατίτη.

Όπως προαναφέρθηκε, η εξαέρωση των ενώσεων που χρησιμοποιούνται για την επικάλυψη απαιτεί πηγές υψηλής ενέργειας που μπορούν να επιτευχθούν μέσω ανάφλεξης (μίγμα  $C_2H_2/O_2$ ) ηλεκτροβολταϊκού τόξου και καταιγισμού πλάσματος. Από τη βιβλιογραφία φαίνεται πως η αύξηση της επιφανειακής τραχύτητας μέσω των μεθόδων εναπόθεσης ακολουθείται από βελτίωση της εμβιομηχανικής απόδοσης των εμφυτευμάτων.

Σε αυτή τη κατηγορία ανήκει μία εμφυτευματική επιφάνεια που παρουσιάστηκε στα μέσα της δεκαετίας του '70 με κύριους εκπροσώπους τα εμφυτεύματα IMZ και ITI και βρήκε ευρεία εφαρμογή τα προηγούμενα χρόνια. Πρόκειται για την επιφάνεια με **επικάλυψη TPS (Titanium Plasma Spraying)**. Αυτή η μέθοδος μπορεί να δώσει τιμές επιφανειακής τραχύτητας (Ra) μεγαλύτερες από 2μm και αυξάνει σημαντικά το εμβαδόν της εμφυτευματικής επιφάνειας. Η κύρια ένδειξη εφαρμογής των εμφυτευμάτων αυτού του τύπου είναι σε περιοχές της γνάθου με χαμηλή οστική πυκνότητα.

Σύμφωνα με αυτή τη μέθοδο σε θερμοκρασίες της τάξης των 15000°C πλάσμα αργού που περιέχει σωματίδια σκόνης τιτανίου μεγέθους 0,05-0,1mm μερικώς τηγμένα, ψεκάζεται πάνω σε υπόστρωμα μετάλλου ή κράματος με ταχύτητα 600m/sec. Μετά την στερεοποίηση του προκύπτει στρώμα επικάλυψης πάχους 0,04-0,005mm. Οι αδρές και πορώδεις επιφάνειες που προκύπτουν αυξάνουν το εμβαδόν της εμφυτευματικής επιφάνειας και προάγουν την οστεοενσωμάτωση.

Η επιφάνεια αυτή χρησιμοποιήθηκε με επιτυχία για πολλά χρόνια. Εντούτοις όμως νέες βελτιωμένες επιφάνειες που παρουσιάστηκαν τα επόμενα χρόνια παραγκώνισαν την επιφάνεια TPS, καθώς το κύριο μειονέκτημα της επιφάνειας



αυτής είναι η θραύση και η αποκόλληση της επικάλυψης από το σώμα του εμφυτεύματος που μπορεί να οδηγήσει σε αποτυχία του.

**Οι βιοχημικές κατεργασίες** αποτελούν ένα ακόμη τρόπο με τον οποίο επιτυγχάνεται η τροποποίηση της χημικής σύστασης της επιφάνειας των εμφυτευμάτων. Οι κατεργασίες αυτές σκοπό έχουν να καθοδηγήσουν την περίπλοκη αλληλουχία των βιοχημικών φαινομένων που συμβαίνουν στη μεσόφαση εμφυτεύματος-βιολογικών ιστών, προάγοντας έτσι την οστεοενσωμάτωση.

Τελευταία γίνονται προσπάθειες για εμπλουτισμό της εμφυτευματικής επιφάνειας με βιομόρια τα οποία προάγουν τη φυσιολογική διαδικασία της οστεοενσωμάτωσης. Τα βιομόρια αυτά π.χ. αυξητικοί παράγοντες και πρωτεΐνες προσκόλλησης βρίσκονται συνήθως στην κυτταρική μεμβράνη ή/και στην εξωκυτταρική μήτρα. Άλλα τέτοια μόρια είναι οι β-αυξητικοί παράγοντες (TGF-β) και οι μορφογενετικές πρωτεΐνες (BMPs). Αυτά τα μόρια μπορούν να κατασκευαστούν εργαστηριακά, είναι χημικά σταθερά και διαλυτά, έχουν χαμηλό κόστος και ονομάζονται βιοενεργά πεπτίδια. Μπορούν να ενσωματωθούν με απλή ανάμειξη, αν πρόκειται για πορώδη υλικά, επικάλυψη, καταιονισμό πλάσματος και δημιουργείται έτσι υπόστρωμα για δέσμευση πρωτεϊνών και εμφύσηση σε διάλυμα που περιέχει συνδετικό παράγοντα μέσω του οποίου δημιουργούνται δεσμοί με τις πρωτεΐνες.

**Η επεξεργασία με laser** της επιφάνειας των εμφυτευμάτων ανήκει στις νεότερες τεχνικές με αρκετά ικανοποιητικά αποτελέσματα μέχρι στιγμής. Ο πιο συχνά χρησιμοποιούμενος τύπος laser στον οποίο βασίζονται και οι περισσότερες μελέτες είναι ο Nd:YAG. Με τη μέθοδο αυτή η επιφάνεια του εμφυτεύματος γίνεται βιονεργή. Αυτό πραγματοποιείται με το σχηματισμό ενός στρώματος πλούσιου σε οξυγόνο και την ενσωμάτωση του αζώτου κατά τη γρήγορη αντίδραση και στερεοποίηση του τιτανίου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα η επιφάνεια του εμφυτεύματος να αποκτά μία σύνθετη και ομοιογενής μορφολογία, με υψηλό βαθμό πορότητας και μάλιστα με τρόπο ελεγχόμενο και εύκολα επαναλήψιμο. Επιπλέον με την επεξεργασία αυτή η εμφυτευματική επιφάνεια εμφανίζει πολύ μεγαλύτερη τραχύτητα, αντίσταση στη διάβρωση και σταθερή αδρότητα. Η

απαιτούμενη ροπή απομάκρυνσης-αφαίρεσης του εμφυτεύματος είναι αρκετά υψηλότερη σε σύγκριση με αυτή που απαιτείται στα εμφυτεύματα που έχουν τροποποιηθεί με αδροποίηση με δύο οξέα. Κατά την επεξεργασία της εμφυτευματικής επιφάνειας με laser πραγματοποιούνται σημαντικές τροποποιήσεις όσον αφορά τις φυσικοχημικές της ιδιότητες και την τοπογραφία της σε σχέση με τις άλλες μεθόδους, ευνοώντας την αλληλεπίδραση μεταξύ οστίτη ιστού και εμφυτεύματος κατά τη διάρκεια της αρχικής περιόδου της οστικής ανακατασκευής (Braga και συν. 2007, Faeda και συν. 2009, Souza και συν. 2013)

**Η τροποποίηση** της επιφάνειας του εμφυτεύματος **με τη χρήση διφωσφονικών φαρμάκων** βρίσκεται υπό έρευνα.

Με την επεξεργασία αυτή η επιφάνεια του εμφυτεύματος «φορτίζεται» με μόρια που ελέγχουν την αναδιαμορφωτική διαδικασία του οστού. Συγκεκριμένα, πρόσφατα αποδείχθηκε ότι τα διφωσφονικά αυξάνουν την οστική πυκνότητα τοπικά στην περιεμφυτευματική περιοχή. Αξιοσημείωτο είναι το γεγονός ότι οι μέχρι τώρα έρευνες δεν έχουν δείξει κανένα μειονέκτημα της μεθόδου αυτής, αντίθετα έχει βρεθεί ότι συμβάλλουν σε μικρή αλλά σημαντική αύξηση του ποσοστού οστεοενσωμάτωσης, ιδιαίτερα όταν τα εμφυτεύματα έχουν αρχικά επικαλυφθεί με υδροξυαπατίτη και στη συνέχεια έχουν εμβαπτιστεί σε διάλυμα παμιδρονάτης ή ζολεδρονικού οξέος (δραστικές ουσίες διφωσφονικών). Το μόνο πρόβλημα που χρειάστηκε να αντιμετωπιστεί είναι το πώς θα επιτευχθεί η συγκράτηση και η παρατεταμένη απελευθέρωση των ουσιών αυτών στην επιφάνεια του εμφυτεύματος. Λόγω όμως της μεγάλης χημικής συγγένειας των διφωσφονικών με το φωσφορικό ασβέστιο, η ενσωμάτωση του φαρμάκου στο εμφύτευμα μπορεί να επιτευχθεί με τη βοήθεια της βιομιμητικής τεχνικής κάλυψης σε συνθήκες θερμοκρασίας δωματίου. Ωστόσο, η δόση του φαρμάκου θα πρέπει να έχει προαποφασιστεί γιατί η αύξηση της πυκνότητας του περιεμφυτευματικού οστού εξαρτάται από τη συγκέντρωση των διφωσφονικών (Yoshinari και συν. 2001, Josse και συν. 2004, Le Guehennec και συν. 2007)..

Έτσι λοιπόν η αυξανόμενη ανάγκη για πληρέστερη και ταχύτερη οστεοενσωμάτωση των οδοντικών εμφυτευμάτων επιβάλλει συνεχώς την εύρεση νέων τεχνικών ή το συνδυασμό 2-3 εξ αυτών προκειμένου να τροποποιηθούν τα

χαρακτηριστικά της επιφάνειας των εμφυτευμάτων και να καθοριστεί ο βαθμός της κυτταρικής προσκόλλησης, ανάπτυξης και διαφοροποίησης και συνεπώς η ποιότητα του αναπτυσσόμενου ιστού.

## **9.5 ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΟΣΤΕΟΕΝΣΩΜΑΤΟΥΜΕΝΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ - ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΠΕΡΙΠΤΩΣΕΩΝ - ΣΧΕΔΙΟ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

Απαραίτητη προϋπόθεση για την επιτυχή έκβαση της θεραπείας ενός ασθενούς με οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα αποτελεί η σωστή αξιολόγηση τόσο της γενικής υγείας όσο και της κατάστασης των ιστών της στοματικής κοιλότητας του ασθενούς.

Η λήψη ενός προσεκτικού και λεπτομερούς ιστορικού είναι απαραίτητη αφενός για τη διενέργεια της επέμβασης για την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων χωρίς επιπλοκές και αφετέρου για την εξασφάλιση όσο είναι δυνατόν της οστεοενσωμάτωσης αφού κάποιες παθολογικές καταστάσεις πιθανόν να την επηρεάζουν.

Ασθενείς που έχουν ζήσει για μεγάλο ή και μικρό χρονικό διάστημα με κινητές προσθέσεις, στις περισσότερες των περιπτώσεων θα τις αντάλλαξαν ευχαρίστως με ακίνητες ή τουλάχιστον πιο σταθερές από τις δικές τους.

Ωστόσο όμως στην καθημερινή κλινική πράξη καλούμαστε να αντιμετωπίσουμε ασθενείς με μερική νωδότητα, είτε αυτή αφορά ένα ή περισσότερα δόντια ή ολική νωδότητα όπου λείπουν όλα τα δόντια, είτε στην άνω είτε και στην κάτω γνάθο .

Δεδομένου ότι η τοποθέτηση των οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων αποσκοπεί στην στήριξη κατάλληλων προσθετικών εργασιών για την λειτουργική και αισθητική αποκατάσταση των νωδών περιοχών των ασθενών θα πρέπει να μελετηθεί εάν είναι εφικτή η τοποθέτηση εμφυτευμάτων σε κάθε περίπτωση.

Η επιλογή των περιπτώσεων εξαρτάται

**A) από την γενική υγεία του ασθενούς και**

**B) από την κατάσταση των ιστών (μαλακοί ιστοί και οστούν) που θα**

**δεχθούν τα εμφυτεύματα.**

Οι παράγοντες που αφορούν στη γενική υγεία του ασθενούς και που θα πρέπει να συνεκτιμηθούν κατά την αξιολόγηση του ασθενούς είναι:

1. Η ηλικία
2. Το φύλο
3. Μεταβολικά νοσήματα οστού
4. Μεταβολικά νοσήματα οφειλόμενα σε ορμονικές διαταραχές
5. Ακτινοβολία των οστών των γνάθων
6. Λήψη φαρμάκων
7. Ψυχιατρικές διαταραχές
8. Χρήση οινόπνευματος και καπνού.

1. Με την πάροδο της ηλικίας πραγματοποιούνται στον ανθρώπινο οργανισμό τόσο δομικές όσο και λειτουργικές αλλαγές οι οποίες μπορεί να επιδρούν στην επουλωτική διαδικασία και κατά συνέπεια στην οστεοενσωμάτωση. Ερευνητικές μελέτες σε πειραματόζωα απέδειξαν ότι με την πάροδο της ηλικίας μειώνεται η ανοπλαστική λειτουργία, ο σχηματισμός και η αναδιοργάνωση του κολλαγόνου φθίνουν και η αποκατάσταση της μικροκυκλοφορίας γίνεται με πιο αργό ρυθμό. Παρά όμως τη χρονική διαφορά ως προς την επούλωση, δεν υπάρχει καμιά διαφορά ως προς την ποιότητα της τελικής επούλωσης μεταξύ νέων και ηλικιωμένων ασθενών. Η άμεση επίδραση της ηλικίας στην οστεοενσωμάτωση σε κλινικό επίπεδο δεν είναι σημαντική. Έμμεσα όμως επηρεάζεται αφού οι ιστοί στα ηλικιωμένα άτομα είναι πιο ευπαθείς σε παράγοντες που επιδρούν στην επουλωτική διαδικασία όπως είναι οι επιμολύνσεις. Η προσεκτική λήψη ιστορικού στους ηλικιωμένους ασθενείς κρίνεται προφανώς απαραίτητη αφού το μεγαλύτερο ποσοστό των ασθενών αυτών πάσχει από σοβαρά νοσήματα τα οποία θα πρέπει να εκτιμηθούν πριν από τη διενέργεια της επέμβασης για την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων.

2. Το φύλο του ασθενούς γενικά δεν παίζει σημαντικό ρόλο στο σχεδιασμό της θεραπείας με οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα, προσοχή πρέπει να δοθεί όμως στο αν υπάρχει εγκυμοσύνη ή μεταβολικά νοσήματα του οστού όπως η οστεοπόρωση, τα οποία επιπολάζουν στις γυναίκες της τρίτης ηλικίας. Η

εγκυμοσύνη αποτελεί απόλυτη αντένδειξη για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων. Το να περιέλθει όμως μία γυναίκα σε κατάσταση εγκυμοσύνης μετά την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων, κατά την διάρκεια του χρόνου της οστεοενσωμάτωσης, δεν ενέχει κανένα κίνδυνο τόσο για την μητέρα όσο και για το έμβρυο.

3. Μεταξύ των μεταβολικών νοσημάτων του οστού σημαντική θέση κατέχει η οστεοπόρωση.

Η οστεοπόρωση χαρακτηρίζεται από προοδευτική μείωση της οστικής πυκνότητας. Οι κυριότεροι παράγοντες που προάγουν την διαδικασία της οστεοπόρωσης είναι:

- Η ωθητική δυσλειτουργία
- Ο περιορισμός της φυσικής δραστηριότητας
- Το χαμηλό βάρος
- Η χρήση καπνού και οίνοπνεύματος

**Η οστεοπόρωση αυξάνει τον κίνδυνο τόσο της απώλειας σε περιοδοντικούς ασθενείς, όσο και την επιτάχυνση της απορρόφησης της φατνιακής ακρολοφίας σε νωδούς ασθενείς.**

Σε ερευνητικό επίπεδο, μελέτες έδειξαν ότι υπάρχει μια χρονική υστέρηση της διαδικασίας σε οστεοπορωτικά κουνέλια.

Σε κλινικό επίπεδο η οστεοπόρωση δεν αποτελεί αντένδειξη για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων, αρκεί να ληφθεί σοβαρά υπόψη στο σχεδιασμό της θεραπευτικής αντιμετώπισης τόσο σε ότι αφορά τον αριθμό όσο και την υφή των εμφυτευμάτων.

Η ινώδης δυσπλασία και η παραμορφωτική οστίτιδα ή νόσος του Paget των οστών είναι δύο νοσολογικές οντότητες στις οποίες η τοποθέτηση εμφυτευμάτων στις περιοχές των γνάθων που έχουν προσβληθεί αποτελεί απόλυτη αντένδειξη.

Αντίθετα η οστεομαλακία που προκαλείται από αβιταμίνωση D δεν αποτελεί αντένδειξη.

4. Μεταξύ των ορμονικών νοσημάτων, ο σακχαρώδης διαβήτης είναι το κυριότερο νόσημα που θα πρέπει να ληφθεί σοβαρότατα υπόψη κατά την ιατρική

αξιολόγηση του ασθενούς ο οποίος θα υποβληθεί σε θεραπεία με οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα. Στη στοματική κοιλότητα ο σακχαρώδης διαβήτης προκαλεί:

- Ξηροστομία
- Αυξημένο επίπεδο γλυκόζης στο σάλιο
- Διόγκωση παρωτίδων
- Τερηδόνα

Η μετεγχειρητική επούλωση είναι πιο αργή και εκθέτει τους ιστούς σε επιπλοκές, όπως οι λοιμώξεις.

Για τους λόγους αυτούς, στο παρελθόν ο σακχαρώδης διαβήτης είχε θεωρηθεί αντένδειξη για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων. Σήμερα με την ανάπτυξη μεθόδων αντιμετώπισης της νόσου, δεν υφίσταται πια αντένδειξη για ασθενείς με ελεγχόμενο σακχαρώδη διαβήτη.

Στη διεθνή βιβλιογραφία τα ποσοστά οστεοενσωμάτωσης σε διαβητικούς ασθενείς αγγίζουν τα αντίστοιχα ποσοστά των υγιών ασθενών (92-95 %).

Όσον αφορά το πρωτόκολλο αντιμετώπισης των διαβητικών ασθενών που πρόκειται να δεχτούν οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα, σε περίπτωση ασθενούς με μη ελεγχόμενο διαβήτη είναι προτιμότερη η αναβολή της επέμβασης μέχρι τη ρύθμισή του. Επίσης επιβάλλεται η λήψη όλων των αντιδιαβητικών φαρμάκων τόσο προ- όσο και μετεγχειρητικά. Στον ασθενή χορηγείται αντιβίωση ευρέως φάσματος επί 10ήμερο. Ενώ απαγορεύεται αυστηρά το κάπνισμα.

5. Η θεραπεία του ακτινοβολημένου ασθενή στις γνάθους, με οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα είναι κάτι που θα πρέπει να εξεταστεί ιδιαίτερα. Η ανάγκη στήριξης τόσο ενδοστοματικών όσο και εξωστοματικών προσθετικών αποκαταστάσεων σε ασθενείς οι οποίοι έχουν υποβληθεί σε εκτεταμένες ογκολογικές επεμβάσεις και έχουν ακτινοβληθεί, με οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα είναι πολύ σημαντική για την λειτουργική και αισθητική αποκατάστασή τους.

Η ακτινοβολία των οστών προκαλεί :

- Νέκρωση των οστεοκυττάρων

- Μείωση της αγγείωσης στα αβέρσεια συστήματα και το περίοστεο
- Ελάττωση του πολλαπλασιασμού και αραίωση του αιμοποιητικού ιστού
- Οστεοακτινονέκρωση

Οι παρενέργειες της ακτινοβολίας στο βλεννογόνο μπορεί να συμβούν κατά τη διάρκεια της θεραπείας (**πρώιμες 1-2 εβδομάδες μετά την έναρξη**) και περιλαμβάνουν:

- Ερύθημα
- Εξελκώσεις
- Δυσγευσία
- Δυσφαγία

Ή να συμβούν αργότερα (**όψιμες παρενέργειες**), όπως:

- Λέπτυνση και μη κερατινοποίηση του επιθηλίου
- Ελάττωση της αγγείωσης του υποβλεννογόνιου
- Υποβλεννογόνια ίνωση
- Καθυστέρηση επούλωσης
- Ανάπτυξη Candida Albicans

Παλιότερα η τοποθέτηση εμφυτευμάτων σε ακτινοβολημένη περιοχή των γνάθων αποτελούσε πλήρη αντένδειξη. Σήμερα είναι δυνατή κάτω από κάποιες προϋποθέσεις όπως:

- Η όσο το δυνατόν ατραυματική χειρουργική επέμβαση κάτω από αυστηρά άσηπτες συνθήκες
  - Η διενέργεια της επέμβασης υπό χορήγηση ισχυρών αντιμικροβιακών φαρμάκων ευρέως φάσματος, και
  - Η προεγχειρητική και μετεγχειρητική εφαρμογή υπερβαρικού οξυγόνου (HBO)
- Η θεραπεία με υπερβαρικό οξυγόνο συνίσταται στην τοποθέτηση του ασθενούς εντός μεταλλικών θαλάμων συμπίεσης όπου επικρατεί υπερπίεση με την εφαρμογή καθαρού O<sub>2</sub> υπό πίεση συνήθως 2 atm. Η διάρκεια και ο αριθμός των συνεδριών της θεραπείας καθορίζονται από γιατρούς ειδικευμένους στην υπερβαρική ιατρική.

Με την εφαρμογή του (HBO) επιτυγχάνεται:

- Αύξηση της αρτηριακής και φλεβικής τάσης στους ακτινοβολημένους ιστούς με αποτέλεσμα την καλύτερη οξυγόνωσή τους
- Ενίσχυση της μικροβιοκτόνου δράσης των λευκοκυττάρων
- Αύξηση της ινοβλαστικής δραστηριότητας
- Ενίσχυση της επουλωτικής διαδικασίας

Με τη βοήθεια του HBO, τα ποσοστά επιτυχίας της οστεοενσωμάτωσης σε ακτινοβολημένους ασθενείς, αγγίζουν τα αντίστοιχα ποσοστά ασθενών με φυσιολογικό οστόν.

6. Η λήψη κάποιων φαρμάκων επίσης πιθανόν να επηρεάσει τη διαδικασία της οστεοενσωμάτωσης. Οι ομάδες φαρμάκων που έχουν άμεση ή έμμεση επίδραση στη διαδικασία αυτή είναι:

- Τα ανοσοκατασταλτικά χημειοθεραπευτικά
- Τα στεροειδή

Η λήψη ανοσοκατασταλτικών φαρμάκων αποτελεί πλήρη αντένδειξη για τη χρήση των οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων. Η βασική παρενέργεια των χημειοθεραπευτικών είναι η καταστροφή των φυσιολογικών κυττάρων με υψηλό μιτωτικό δείκτη όπως:

- Τα επιθηλιακά κύτταρα του πεπτικού σωλήνα (συμπεριλαμβανομένης και της στοματικής κοιλότητας) και
- Τα κύτταρα του μυελού των οστών

Η μείωση του αριθμού των λευκοκυττάρων και των αιμοπεταλίων καθιστά όπως είναι φυσικό, αδύνατη τη διαδικασία της οστεοενσωμάτωσης.

Η επέμβαση για τοποθέτηση των εμφυτευμάτων μπορεί να γίνει ασφαλώς 6 μήνες μετά το τέλος της θεραπείας αφού προηγηθούν λεπτομερείς αιματολογικές εξετάσεις.

Η δράση των στεροειδών επηρεάζει τη χειρουργική των εμφυτευμάτων με τρεις τρόπους:

- Μειώνει τη φλεγμονώδη αντίδραση με συνέπεια τη μείωση του μετεγχειρητικού πόνου και οιδήματος
- Μειώνει τη διαδικασία της πρωτεϊνικής σύνθεσης με αποτέλεσμα την καθυστέρηση της επούλωσης, και τέλος



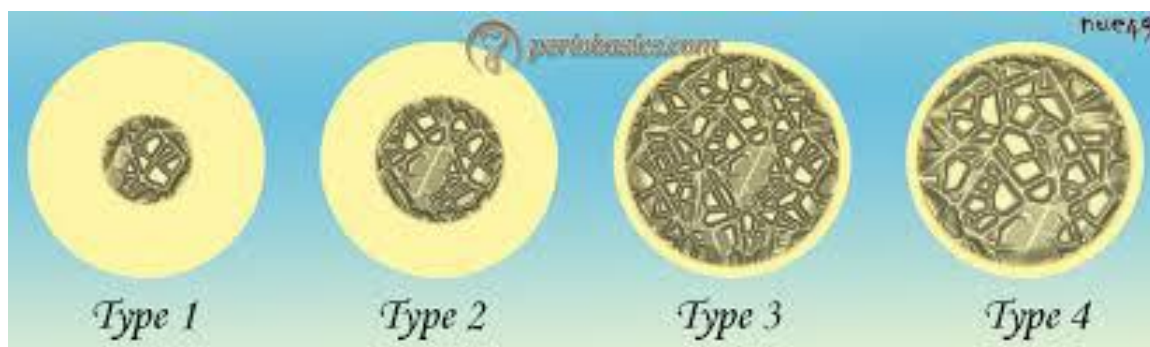
- Μειώνει τον αριθμό των λευκοκυττάρων με αποτέλεσμα τη μειωμένη ικανότητα του ασθενούς να αντιμετωπίσει μετεγχειρητικές λοιμώξεις.

Κατά συνέπεια ασθενείς που βρίσκονται υπό θεραπεία με στεροειδή πρέπει να υποβάλλονται σε αντιμικροβιακή χημειοθεραπεία.

7. Το κάπνισμα και το μάσημα του καπνού αποτελούν αποδεδειγμένα σοβαρό πρόβλημα τόσο στη στοματική υγεία όσο και στη μετεγχειρητική πορεία των ενδοστοματικών επεμβάσεων. Διάφορες μελέτες απέδειξαν ότι το κάπνισμα μειώνει τη δραστηριότητα των πολυμορφοπύρηνων λευκοκυττάρων όπως επίσης και τη φαγοκυτταρική δραστηριότητα. Αυτό έχει σα συνέπεια τη μειωμένη αντίσταση στη φλεγμονή, σε επιμολύνσεις όπως επίσης και ελαττωμένη ικανότητα επούλωσης. Επίσης το κάπνισμα συνδέεται με ελαττωμένη απορρόφηση ασβεστίου και μειωμένη περιεκτικότητα σε ανόργανα συστατικά των οστών ηλικιωμένων ασθενών και κύρια σε γυναίκες καπνίστριες που βρίσκονται σε μετεμμηνοπαυσιακή περίοδο. Όπως προκύπτει από τη μελέτη της διεθνούς βιβλιογραφίας, οι καπνιστές εμφανίζουν χαμηλότερα ποσοστά επιτυχίας οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων και μάλιστα σε εμφυτεύματα της άνω γνάθου. Σε περίπτωση που συμβεί διάνοιξη του τραύματος μετά την επέμβαση, παρατηρείται καθυστέρηση στην κατά δεύτερο σκοπό επούλωση, πιθανή επιμόλυνση του οστικού μοσχεύματος, αν υπάρχει και πρώιμη απώλεια οστικής στήριξης των εμφυτευμάτων. Ο καπνιστής ασθενής θα πρέπει να ενημερωθεί για τις πιθανότητες επιπλοκών που μπορεί να επισυμβούν και θα πρέπει να παρακινηθεί να σταματήσει το κάπνισμα.
8. Η ψυχική υγεία των ασθενών οι οποίοι είναι υποψήφιοι για αποκατάσταση με οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα θα πρέπει να απασχολήσει το θεράποντα Οδοντίατρο. Είναι γεγονός ότι η διαδικασία της τοποθέτησης των εμφυτευμάτων και η προσθετική τους αποκατάσταση ενδεχόμενα είναι μια σχετική δοκιμασία, η οποία σε ορισμένες κατηγορίες ασθενών με ψυχιατρικά νοσήματα παίρνει ιδιαίτερες διαστάσεις. Σε περιπτώσεις ασθενών με ψυχιατρικά νοσήματα όπως κατάθλιψη, μανία, σχιζοφρένεια, υστερία και γεροντική άνοια, ο Οδοντίατρος θα πρέπει να έρχεται σε επαφή με το θεράποντα Ψυχίατρο στον οποίο θα πρέπει να αναλύσει λεπτομερώς το τι πρόκειται να γίνει και να συνεκτιμήσουν την

κατάσταση. Εφόσον εξεταστεί λεπτομερώς η γενική υγεία του ασθενούς στη συνέχεια ελέγχεται η κατάσταση των τοπικών ιστών που θα δεχθούν τα εμφυτεύματα (μαλακών ιστών, οστού). Τα κριτήρια για την κατάσταση των τοπικών ιστών είναι τα ακόλουθα:

- Η ύπαρξη φυσιολογικού βλεννογόνου αποτελεί απαραίτητη προϋπόθεση για την περαιτέρω τοποθέτηση των εμφυτευμάτων. Ύπαρξη φλεγμονωδών, ινωδών ή άλλων παθολογικών αλλοιώσεων πρέπει να εξαλείφεται.
- Βαθμός οστικής απορρόφησης και μορφολογικά χαρακτηριστικά της υπολειμματικής ακρολοφίας.
- Ποιοτικά χαρακτηριστικά του οστού της γνάθου (σχέση συμπαγούς και σπογγώδους οστού, πυκνότητα σπογγώδους οστού). Στην εικόνα 9.2 φαίνεται η ποιότητα του οστού η οποία κατατάσσεται σε 4 κατηγορίες από το 1 έως το 4. Η καλύτερη ποιότητα οστού είναι η 2 και μετά η 3. Η ποιότητα όμως συνδυάζεται και με την ποσότητα του οστού που υπάρχει στη φατνιακή ακρολοφία και είναι διαθέσιμο για την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων. **(Εικ.9.4)**



**Εικ.9.4** Διακρίνονται οι 4 κατηγορίες ποιότητας οστού με βάσει την αναλογία φλοιώδους και σπογγώδους οστού

- Ανατομικά χαρακτηριστικά (γενειακό τμήμα, πρόσθιο και κάτω τοίχωμα ιγμορείου, τομικός πόρος, θέση κάτω φατνιακού νεύρου, ρινική θαλάμη).

Η σωστή επιλογή των περιπτώσεων γίνεται μετά από λεπτομερή κλινική εξέταση και πλήρη ακτινογραφικό έλεγχο. Ο ακτινογραφικός έλεγχος αρχικά περιλαμβάνει μια πανοραμική ακτινογραφία καθώς και οπισθοφατνιακές ακτινογραφίες σε κάποιες περιπτώσεις που πρέπει να διαπιστωθούν ορισμένες λεπτομέρειες για τα υπάρχοντα δόντια. Ωστόσο όμως την τρίτη διάσταση στον έλεγχο των γνάθων δηλαδή το πάχος της φατνιακής ακρολοφίας μας το δίνει η αξονική τομογραφία και συγκεκριμένα ένα πρόγραμμα της αξονικής τομογραφίας που ονομάζεται Dental Scan. Με την αξονική αυτή τομογραφία βλέπουμε σε κάθε θέση της άνω και της κάτω γνάθου το εύρος και το σχήμα της φατνιακής ακρολοφίας.

Ο σχεδιασμός της θεραπείας αποτελεί τη σημαντικότερη παράμετρο επιτυχίας στην προσθετική αποκατάσταση με εμφυτεύματα. Η θέση και ο αριθμός των εμφυτευμάτων είναι οι σημαντικότεροι παράγοντες που θα πρέπει να υπολογιστούν κατά το δυνατόν με ακρίβεια πριν την κατασκευή μιας επεμφυτευματικής αποκατάστασης. Έτσι λοιπόν εκτός από το λεπτομερές ιατρικό και οδοντιατρικό ιστορικό και τον ακτινογραφικό έλεγχο θα πρέπει οπωσδήποτε να πραγματοποιηθούν τα παρακάτω:

- Κατασκευή εκμαγείων μελέτης
- Ανάρτηση σε ημιπροσαρμοζόμενο αρθρωτήρα
- Διαγνωστικό κέρωμα
- Εξωστοματική και ενδοστοματική φωτογράφιση

Το διαγνωστικό κέρωμα καθώς μιμείται την έκταση και το σχήμα της προσθετικής αποκατάστασης οριοθετεί αρχικά τα τυχόν αισθητικά και λειτουργικά προβλήματα. Η θέση και η σχέση των δοντιών, σε περιπτώσεις μερικώς νωδών ασθενών, του ίδιου αλλά και του αντίθετου φραγμού, η διαγναθική σχέση μετά την απορρόφηση των γνάθων σε περιπτώσεις ολικά νωδών ασθενών, πιθανές ελλείψεις μαλακών ή και σκληρών ιστών είναι οι παράγοντες που πρέπει να αξιολογηθούν πριν από την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων.

Η κατασκευή ενός διαγνωστικού ακρυλικού νάρθηκα, με σημειωμένες με ακτινοσκοπικό υλικό (π.χ. γουταπέρκα) τις ακριβείς θέσεις του δοντιού ή των

δοντιών που πρόκειται να αντικατασταθούν με εμφυτεύματα και η λήψη μιας αξονικής ακτινογραφίας, μπορούν σε μεγάλο βαθμό να προβλέψουν πιθανές χειρουργικές τεχνικές οστικής και ιστικής ανάπλασης καθώς και το είδος της επιεμφυτευματικής αποκατάστασης που θα ακολουθήσει.

Συγκεντρώνοντας λοιπόν όλα τα παραπάνω διαγνωστικά στοιχεία ο προσθετολόγος σε συνεργασία με τον γναθοχειρουργό συναποφασίζουν ποιες είναι οι πιο κατάλληλες θέσεις για την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων τόσο στην άνω όσο και στην κάτω γνάθο .

## ΣΧΕΔΙΟ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

### ΜΟΝΗΡΕΣ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑ

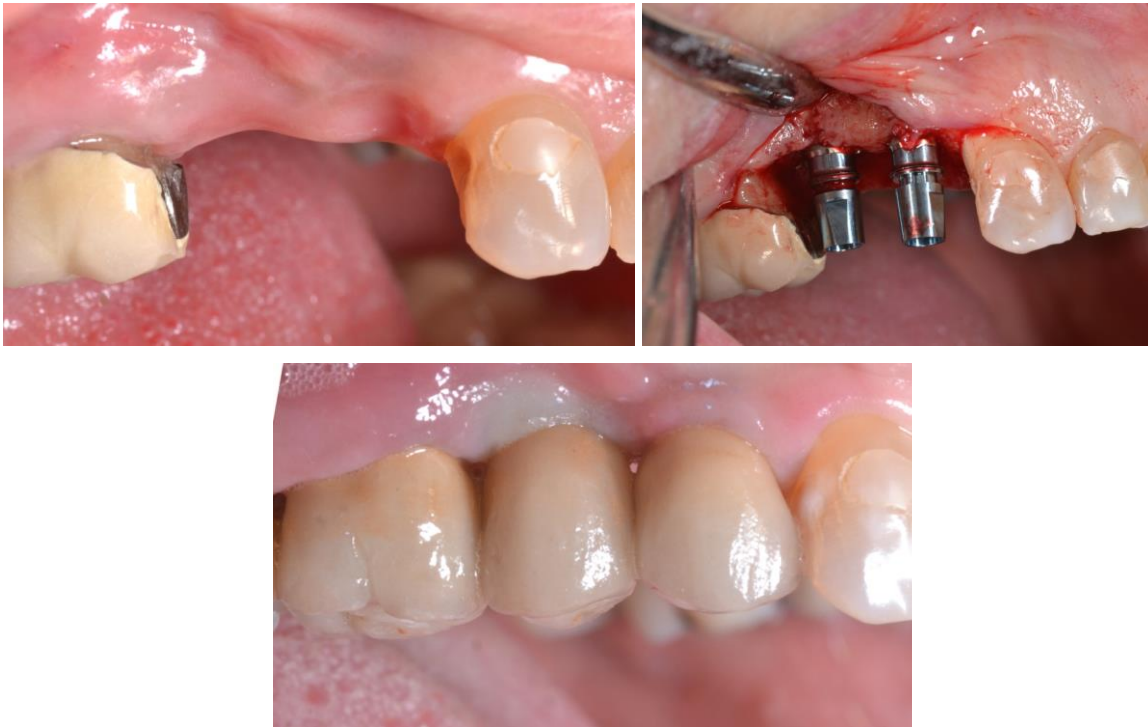


**Εικ.9.5** Αποκατάσταση κεντρικού τομέα #21

Μία από τις σημαντικότερες ενδείξεις για την τοποθέτηση εμφυτεύματος είναι η αποκατάσταση ενός ελλείποντος δοντιού ιδιαίτερα στην αισθητική περιοχή (έως και τον δεύτερο προγόμφιο κυρίως στην άνω γνάθο) χωρίς να παρασκευαστούν τα

παρακείμενα δόντια. Η άμεση εμφύτευση (εμφύτευση αμέσως μετά ή λίγες μέρες μετά την εξαγωγή) και η άμεση μεθύστερη εμφύτευση (εμφύτευση περίπου έξι εβδομάδες μετά την εξαγωγή) δείχνουν την καλύτερη αισθητικά πρόγνωση καθώς η οστική απορρόφηση κυμαίνεται σε μικρά επίπεδα.

### ΜΕΡΙΚΗ ΝΩΔΟΤΗΤΑ



**Εικ.9.6** Αποκατάσταση μερικής νωδότητας περιοχή #24,25

Υπάρχουν κλινικά πολλές περιπτώσεις που η νωδή περιοχή είναι μεγάλη για την κατασκευή μιας ακίνητης γέφυρας, ταυτόχρονα όμως μπορεί να θεωρηθεί μικρή για την κατασκευή μερικής οδοντοστοιχίας. Συνηθέστερο παράδειγμα είναι η έλλειψη δύο προγομφίων και του πρώτου γομφίου ανεξαρτήτου γνάθου. Ο ασθενής πιέζει για την κατασκευή μιας γέφυρας, η πρόγνωση της οποίας είναι αμφίβολη ιδίως αν συνυπάρχει έστω και ήπιο περιοδοντικό πρόβλημα. Τρία ή και δύο εμφυτεύματα μπορούν να στηρίξουν μία αμιγώς εμφυτευματική αποκατάσταση. Είναι σαφές ότι

η αποκατάσταση τύπου «εμφυτεύματος ανά δόντι» δίνει σαφές προβάδισμα πρόγνωσης κυρίως στην άνω γνάθο λόγω χειρότερης ποιότητας οστού.

Οι παράγοντες που θα πρέπει να ληφθούν υπόψη στην αποκατάσταση της μερικής νωδότητας με εμφυτεύματα είναι:

- Η στήριξη και η έκταση της αποκατάστασης
- Το είδος και ο αριθμός των εμφυτευμάτων
- Το είδος της αποκατάστασης (συγκολλούμενη ή κοχλιούμενη)
- Η σύγκλιση
- Τα μακροχρόνια αποτελέσματα

Αυτό που θα πρέπει να τονιστεί είναι ότι με τη χρήση των οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων δεν επιζητείται απλά «η αντικατάσταση των χαμένων δοντιών» αλλά επιδιώκεται η αποκατάσταση της λειτουργίας και της αισθητικής του στοματογναθικού συστήματος.

#### ΟΛΙΚΗ ΝΩΔΟΤΗΤΑ ΑΝΩ ΓΝΑΘΟΥ





**Εικ 9.7** Αποκατάσταση ολικής νωδότητας άνω γνάθου με 4 εμφυτεύματα και επένθετη οδοντοστοιχία επί εμφυτευμάτων

Στην άνω γνάθο σπάνια υπάρχει πρόβλημα με τη συγκράτηση της οδοντοστοιχίας, ακόμη και σε πολύ απορροφημένες ακρολοφίες. Η απουσία ευκίνητων ανατομικών μορίων και η ικανότητα επίτευξης περιφερικής απόφραξης, βοηθούν στην κατασκευή ικανοποιητικών προσθετικών αποκαταστάσεων. Οι κυριότερες ενδείξεις για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων σε ολικά νωδή άνω γνάθο είναι η επιθυμία του ασθενή

- Για απουσία κάλυψης της σκληρής υπερώας από την οδοντοστοιχία
- Ή η επιθυμία για την απόκτηση ακίνητων αποκαταστάσεων.

Τοποθέτηση τουλάχιστον τεσσάρων εμφυτευμάτων σε ολικά νωδή άνω γνάθο επιτρέπει την κατασκευή μιας επένθετης οδοντοστοιχίας χωρίς κάλυψη της υπερώας. Για την κατασκευή υβριδικών αποκαταστάσεων ή ακίνητων γεφυρών πρέπει να υπάρχουν 6-8 εμφυτεύματα στην άνω γνάθο.

#### ΟΛΙΚΗ ΝΩΔΟΤΗΤΑ ΚΑΤΩ ΓΝΑΘΟΥ



**Εικ 9.8** Αποκατάσταση ολικής νωδότητας κάτω γνάθου με 2 εμφυτεύματα και επένθετη οδοντοστοιχία επί εμφυτευμάτων

Η ευστάθεια και η συγκράτηση της ολικής οδοντοστοιχίας στην κάτω γνάθο είναι ένα από τα προσθετικά προβλήματα που δυσκολεύουν σημαντικά την καθημερινή κλινική πράξη των οδοντιάτρων. Παρά τις βελτιωμένες τεχνικές καταγραφής των λειτουργικών κινήσεων των μαλακών ιστών και της αποτύπωσης της ακρολοφίας, οι κινήσεις της γλώσσας και των χειλιών ανατρέπουν με ευκολία την οδοντοστοιχία και μόνο μετά από εκπαίδευση του νευρομυϊκού συστήματος αποκτά ο ασθενής κάποιου βαθμού λειτουργικότητα.

Το πρόβλημα της συγκράτησης και ευστάθειας της οδοντοστοιχίας στην κάτω γνάθο γίνεται ακόμη πιο έντονο στις περιπτώσεις που η υπολειμματική ακρολοφία είναι ιδιαίτερα απορροφημένη.

Οι περιπτώσεις αυτές αποτελούν απόλυτη ένδειξη για τοποθέτηση εμφυτευμάτων. Δεν είναι τυχαίο το γεγονός ότι αυτές είναι και οι περιοχές που πρωτοχρησιμοποιήθηκαν τα οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα. Η ύπαρξη ικανής ποσότητας οστού στην πρόσθια περιοχή μεταξύ των γενειακών τρημάτων ακόμη και σε απορροφημένες ακρολοφίες και η ταυτόχρονη απουσία σημαντικών ανατομικών μορίων αποτελούν ιδανικές συνθήκες για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων.

Αν συντρέχουν ανατομικοί και οικονομικοί λόγοι, ακόμη και δύο εμφυτεύματα μεταξύ των γενειακών στην πρόσθια περιοχή μπορούν να λύσουν το πρόβλημα της συγκράτησης για μία επένθετη οδοντοστοιχία. Στην περίπτωση μίας ακίνητης επιεμφυτευματικής αποκατάστασης απαιτούνται 6-8 εμφυτεύματα.

Τέλος σε κάθε επιεμφυτευματική αποκατάσταση οποιαδήποτε μορφή και αν έχει θα πρέπει να αποδοθεί η σύγκλειση λαμβάνοντας υπόψη ορισμένους βασικούς παράγοντες όπως: παραλειπουργικές έξεις, δόντια ανταγωνιστές, συμμετοχή φυσικών δοντιών στην ίδια πλευρά, μέγεθος συγκλεισιακών δυνάμεων ανάλογα με την ηλικία και την οδοντική κατάσταση του ασθενή.

Είναι γεγονός ότι τα υψηλά ποσοστά κλινικής επιτυχίας των οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων είναι αδιαμφισβήτητα, εφόσον τηρηθούν οι



προϋποθέσεις επιλογής ασθενούς, το χειρουργικό πρωτόκολλο και η σωστή προσθετική αποκατάσταση.

# **ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

## **10. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ**

Ο κύριος σκοπός της ερευνητικής μελέτης είναι να διερευνηθεί με τη βοήθεια της μαγνητικής τομογραφίας (MRI) η ακριβής ανατομική θέση τοποθέτησης των εμφυτευμάτων καθώς και ο προσδιορισμός του μεγέθους τους, δηλαδή το μήκος και το πλάτος τους στο οδοντογναθικό σύστημα. Επίσης να γίνει μία συγκριτική μελέτη με την αξονική τομογραφία (CT), ώστε να εξαχθούν συμπεράσματα, τα οποία θα διασαφηνίσουν ποια εκ των δύο απεικονιστικών μεθόδων είναι καλύτερη, που υπερέχει και να διερευνηθεί η δυνατότητα της MRI αν αποτελεί αξιόπιστη εναλλακτική μέθοδο κατά τον προεγχειρητικό έλεγχο της τοποθέτησης των εμφυτευμάτων.

## **11. ΥΛΙΚΟ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ**

Στην παρούσα διατριβή το υλικό της ερευνητικής μελέτης προέρχεται:

A) από το ιδιωτικό ιατρείο της υποψήφιας και αφορά ασθενείς με μερική ή ολική νωδότητα που τοποθέτησαν οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα στην στοματική τους κοιλότητα και

B) από ασθενείς γενικών οδοντιάτρων που αποστέλλονται στην υποψήφια διδάκτορα προκειμένου να τοποθετηθούν εμφυτεύματα στη στοματική τους κοιλότητα.

## **12. ΜΕΘΟΔΟΣ ΕΡΕΥΝΑΣ**

Στους ασθενείς που πρόκειται να τοποθετηθούν εμφυτεύματα, αρχικά λαμβάνεται ένα λεπτομερές ιατρικό και οδοντιατρικό ιστορικό ενώ στη συνέχεια υποβάλλονται σε μία λεπτομερή κλινική εξέταση.

Εφόσον το ιατρικό ιστορικό είναι ελεύθερο και στο οδοντιατρικό ιστορικό δεν υπάρχει καμία φλεγμονή, ο ασθενής λαμβάνει παραπεμπτικό προκειμένου να πραγματοποιήσει ταυτόχρονα μία αξονική (CT) και μία μαγνητική τομογραφία

(MRI) στην νωδή περιοχή που πρόκειται να τοποθετηθούν τα εμφυτεύματα. Οι αντίστοιχες ακτινογραφικές εξετάσεις πραγματοποιήθηκαν σε ειδικό κέντρο διαγνωστικής ακτινολογίας ώστε να προσδιοριστεί η ακριβής θέση, το μήκος, το πλάτος και το μέγεθος των εμφυτευμάτων που θα χρησιμοποιηθούν.

Προτιμήθηκε διαγνωστικό κέντρο, το οποίο είχε τη δυνατότητα να εκτελεί αξονική και μαγνητική τομογραφία, για να αποφεύγεται η επιπλέον ταλαιπωρία του ασθενούς.

Επίσης έγινε χρήση του ασφαλιστικού ταμείου του ασθενούς λόγω του υψηλού κόστους, ειδικά της εξέτασης της μαγνητικής τομογραφίας (MRI).

Ο κάθε ασθενής παρελάμβανε την αξονική τομογραφία (CT) και την μαγνητική τομογραφία (MRI) του και τις παρέδιδε στην εμφυτευματολόγο προς μελέτη.

Το υλικό των ακτινογραφιών και οι παρατηρήσεις εξ'αυτών συγκεντρώθηκαν από την ερευνήτρια σε μία ηλεκτρονική τράπεζα πληροφοριών (DATA), την οποία δημιούργησε η ίδια προκειμένου να κάνει τις κατάλληλες συγκρίσεις στις δύο ακτινογραφικές εξετάσεις (CT, MRI) για τον κάθε ασθενή.

Η μελέτη της υποψήφιας αφορούσε α) τους μαλακούς ιστούς και β) τους σκληρούς ιστούς του στοματογναθικού συστήματος με όλα τα ανατομικά του στοιχεία.

Συνολικά εξετάστηκαν 80 ασθενείς με CT και MRI στο διάστημα της ερευνητικής μελέτης, εκ των οποίων οι 50 ήταν άντρες και οι 30 γυναίκες ηλικίας 30-50 ετών.

ΠΙΝΑΚΑΣ Ι

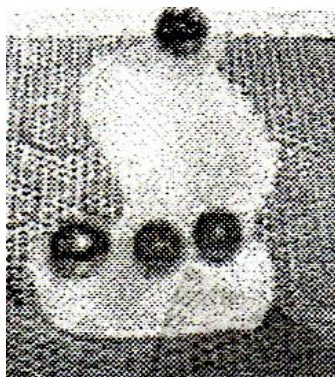
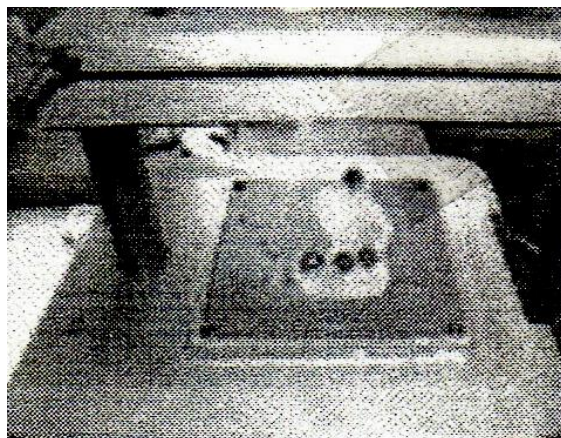
ΑΣΘΕΝΕΙΣ	ΦΥΛΟ	CT	MRI
80	50 ΑΝΤΡΕΣ	50	50
	30 ΓΥΝΑΙΚΕΣ	30	30

Οι αξονικές τομογραφίες (CT) στους ασθενείς έγιναν με αξονικό τομογράφο General Electric. Οι ανασυνθέσεις των τομών έγιναν με ειδικό πρόγραμμα Dental Scan. Στον τομέα της ακτινοπροστασίας χρησιμοποιήθηκε η εξέλιξη και η χρήση της κωνικής δέσμης (CBCT), η οποία περιορίζει σημαντικά την προσλαμβάνουσα δόση ακτινοβολίας χωρίς όμως να αποφεύγεται η επιβάρυνση του ασθενούς.

Οι μαγνητικές τομογραφίες MRI έγιναν με μαγνητικό τομογράφο Siemens Impact Expert Plus LOT. Επίσης χρησιμοποιήθηκε 3D FLASH ακολουθίας παλμών σε αξονικό επίπεδο με FOV 230mm και πάχος τομής 1mm.

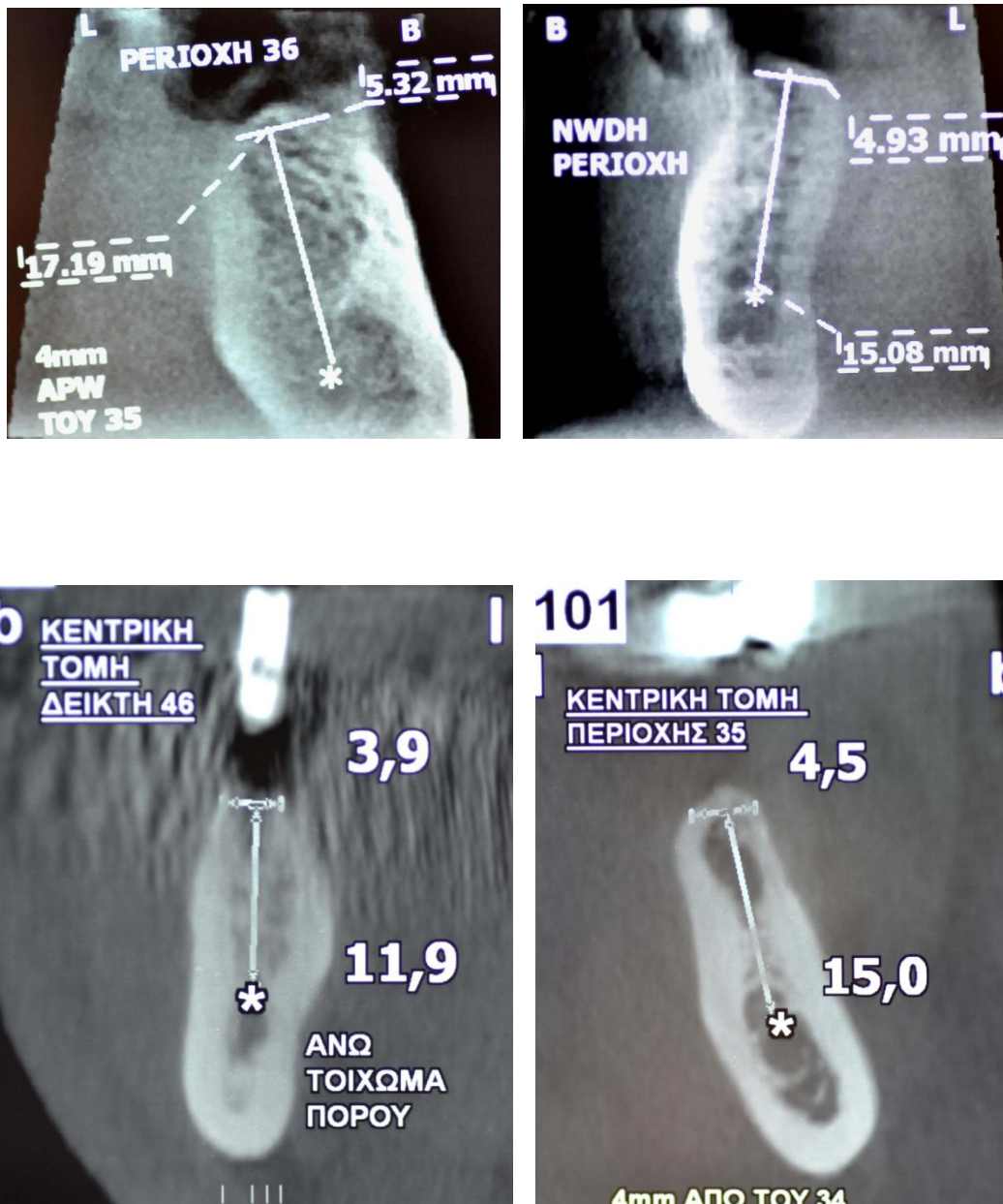
Ως πρόγραμμα ανασύνθεσης των εικόνων χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Analyse 5.0, όπως π.χ. το χρησιμοποιεί η Mayo Clinic στη Νέα Υόρκη.

Για τις ανάγκες της μελέτης κατασκευάστηκε ακτινογραφικός οδηγός σε εκμαγείο μετά από αποτύπωμα του ασθενούς, όπου σημειώθηκαν οι πιθανές θέσεις εμφύτευσης και στα σημεία των θέσεων τοποθετήθηκαν και κολλήθηκαν σφαιρίδια από γουταπέρκα διαμέτρου 5-6mm. Η ακρυλική βάση μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σαν χειρουργικός οδηγός κατά την διάρκεια της επέμβασης.



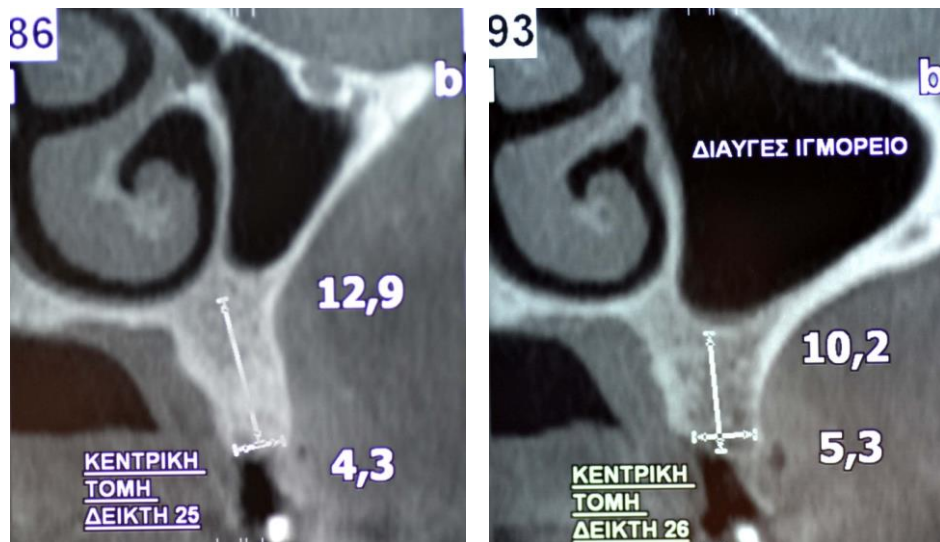
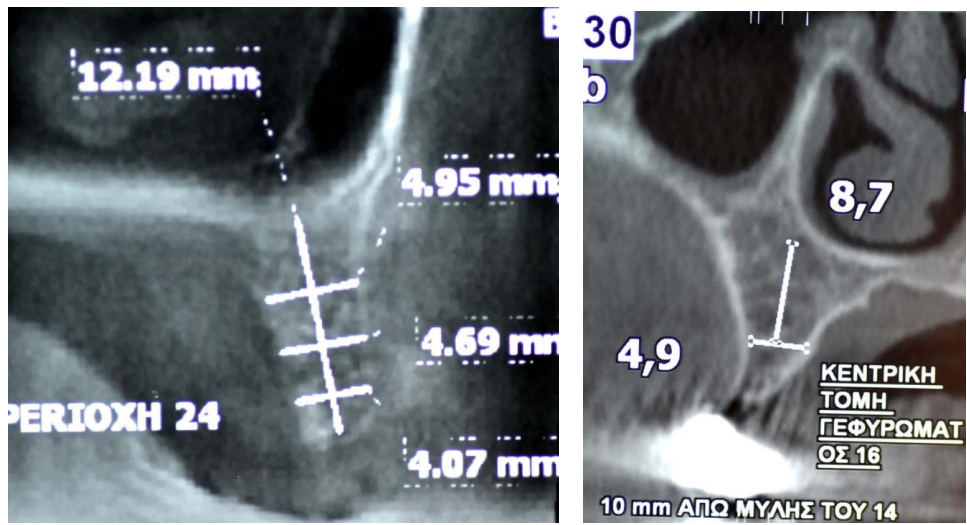
**Εικ.1** Διακρίνεται το εκμαγείο από το αποτύπωμα του ασθενούς και τα σφαιρίδια γουταπέρκας σε πιθανές θέσεις εμφύτευσης. Η όλη κατασκευή διαμορφώνεται από φύλλο σιλικόνης σε συσκευή Vacuum σε κενό.

Δειγματοληπτικά χρησιμοποιήθηκαν ενδεικτικές περιπτώσεις ασθενών με τις απεικονιστικές τεχνικές της υπολογιστικής τομογραφίας CT και της μαγνητικής τομογραφίας MRI όπου καταγράφονται στις διάφορες τομές τα ευρήματα που αφορούν το μήκος, το εύρος του οστού, τη θέση τοποθέτησης των εμφυτευμάτων κλπ.

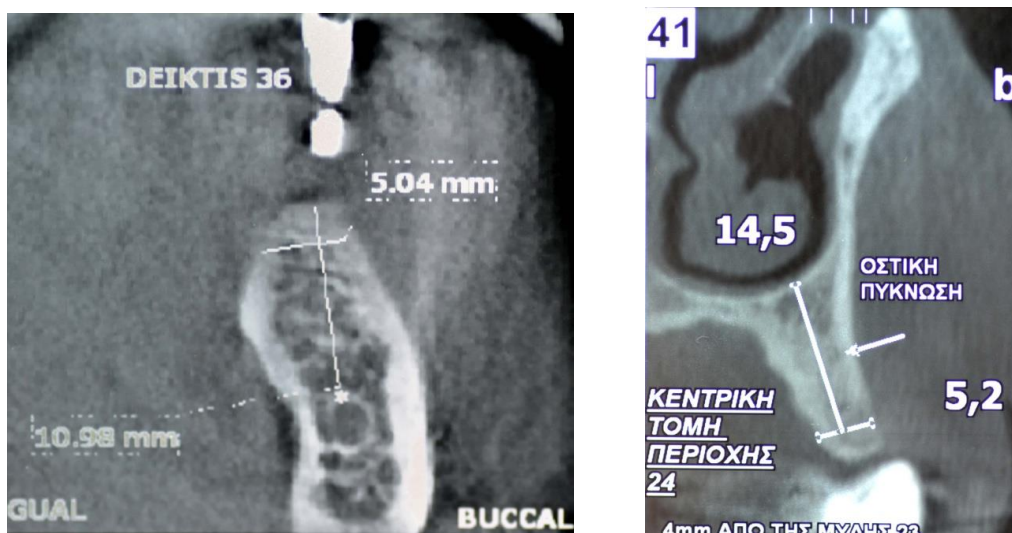
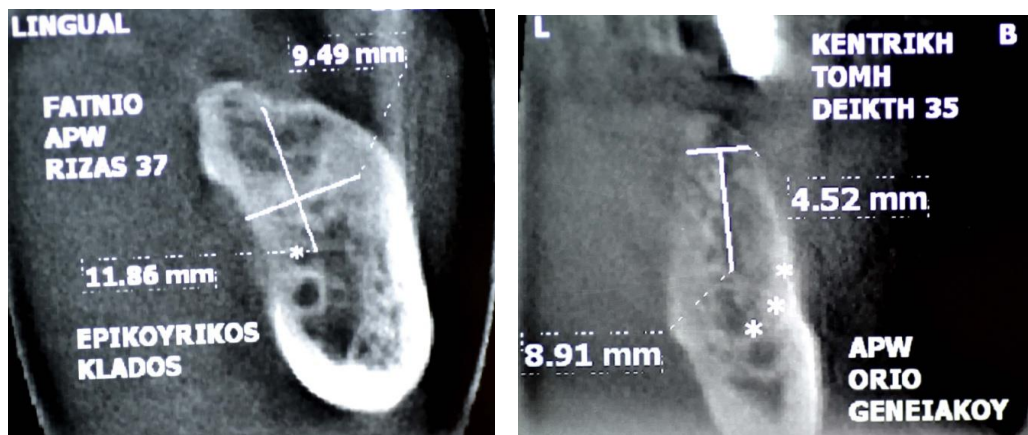


**Εικ.2** Κάθετες τομές που διακρίνεται το μήκος (L) και το εύρος (D) του οστού.



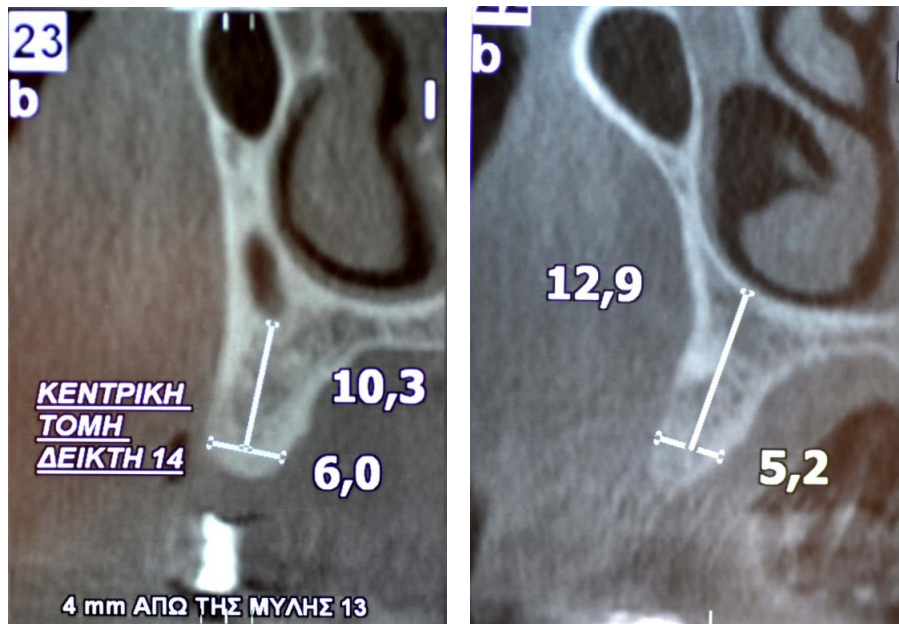


**Εικ.3** Μετρήσεις σε κάθετες τομές CT άνω γνάθου. Διακρίνονται ευκρινώς τα ανατομικά μέρη όπως π.χ. το ιγμόρειο.

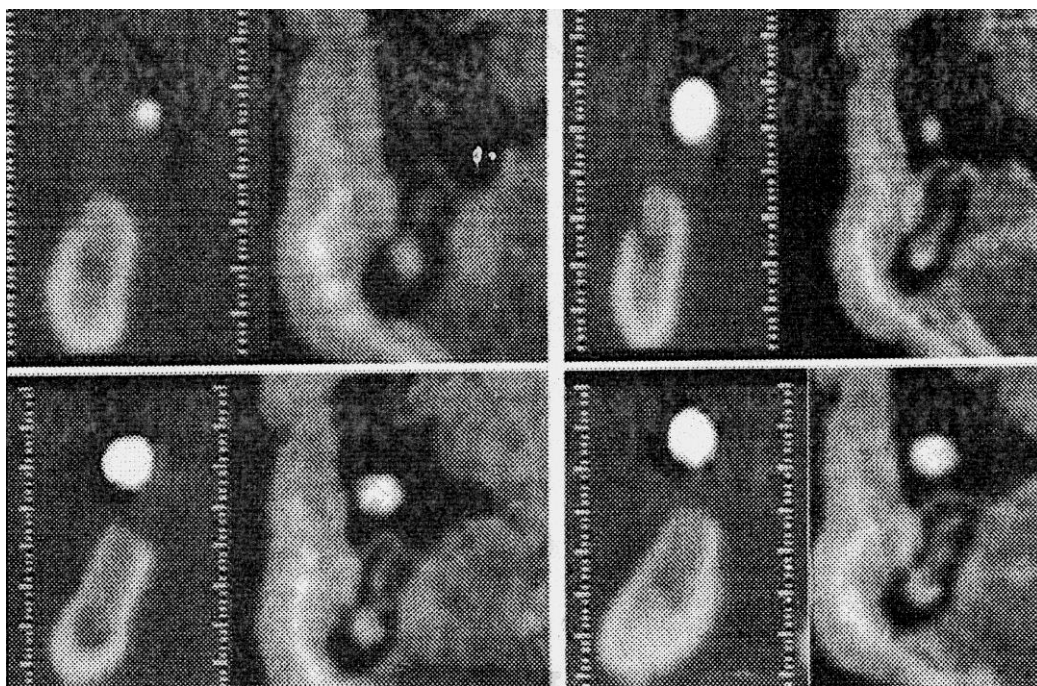
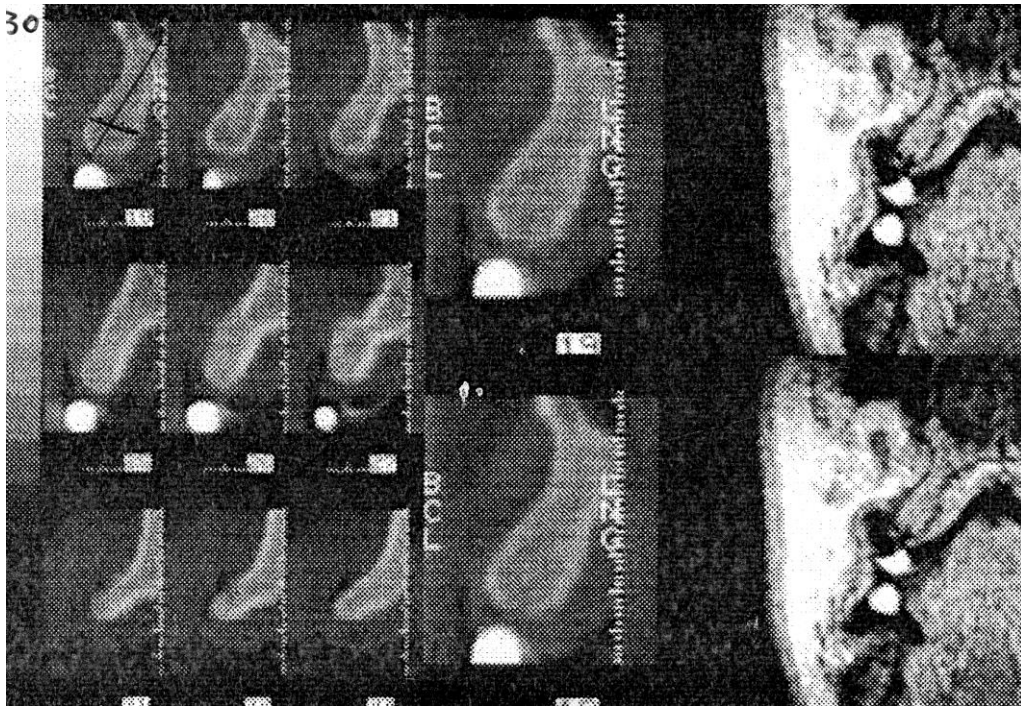


**Εικ.4** Διακρίνονται οι μετρήσεις του μήκους (L) και του εύρους (D) του οστού της κάτω γνάθου στις θέσεις τοποθέτησης των εμφυτευμάτων.

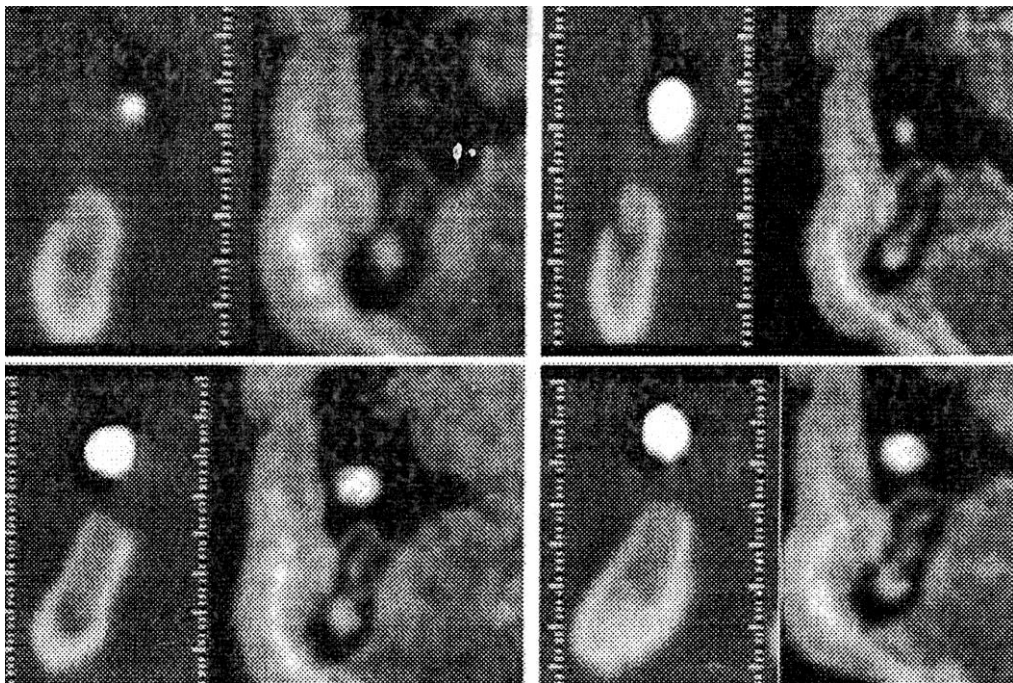
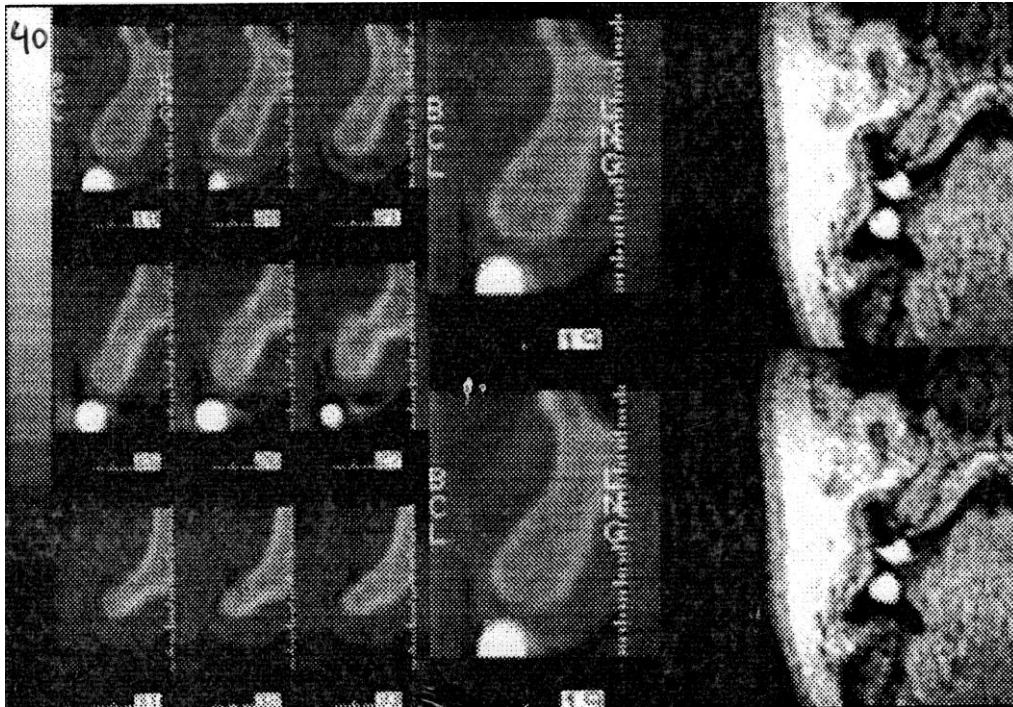




**Εικ.5** Μετρήσεις του μήκους (L) και του εύρους (D) του οστού των θέσεων προς τοποθέτηση εμφυτευμάτων.

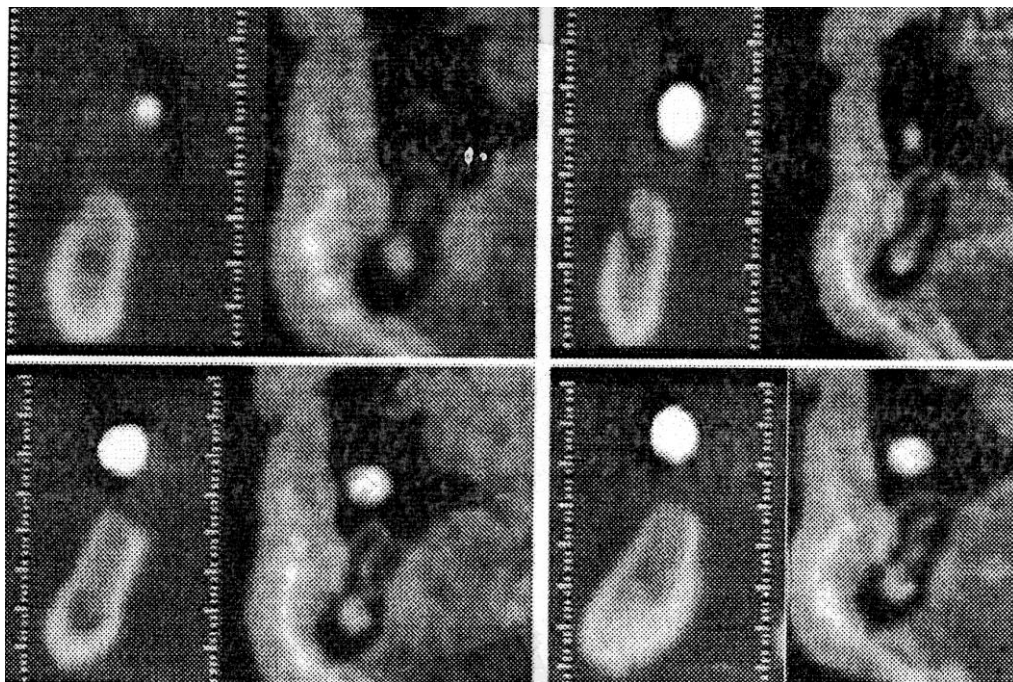
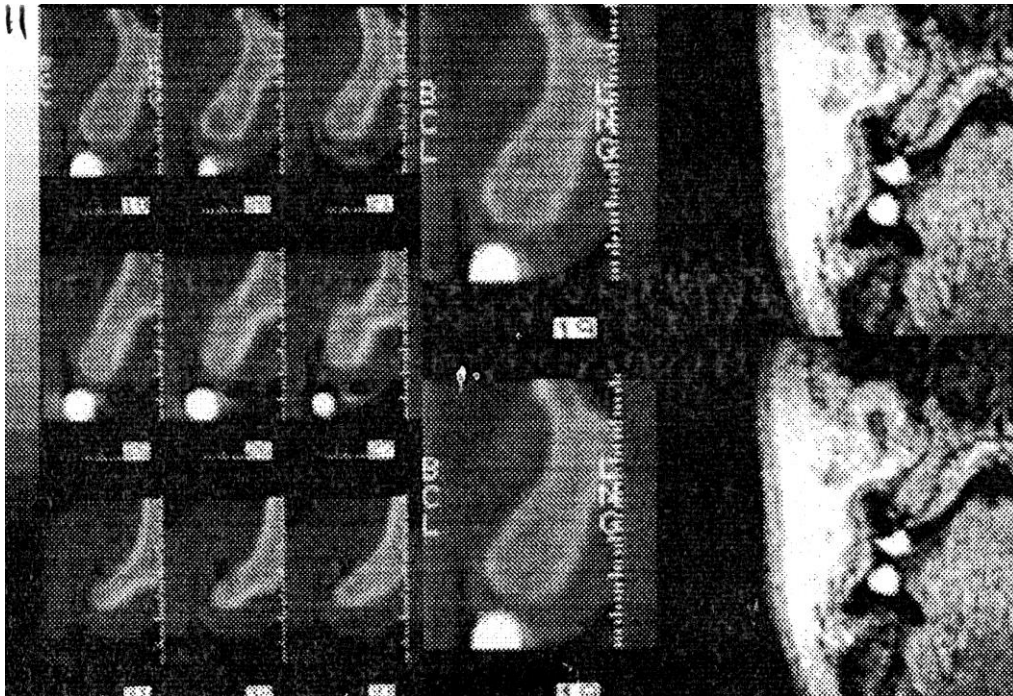


**Εικ.6** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις.

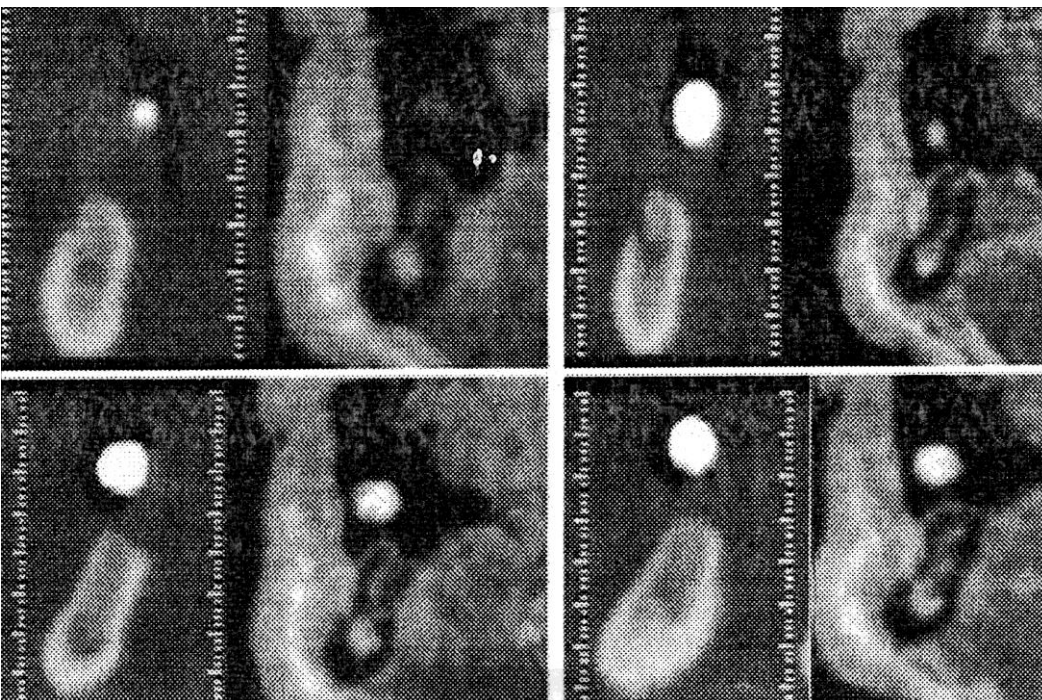
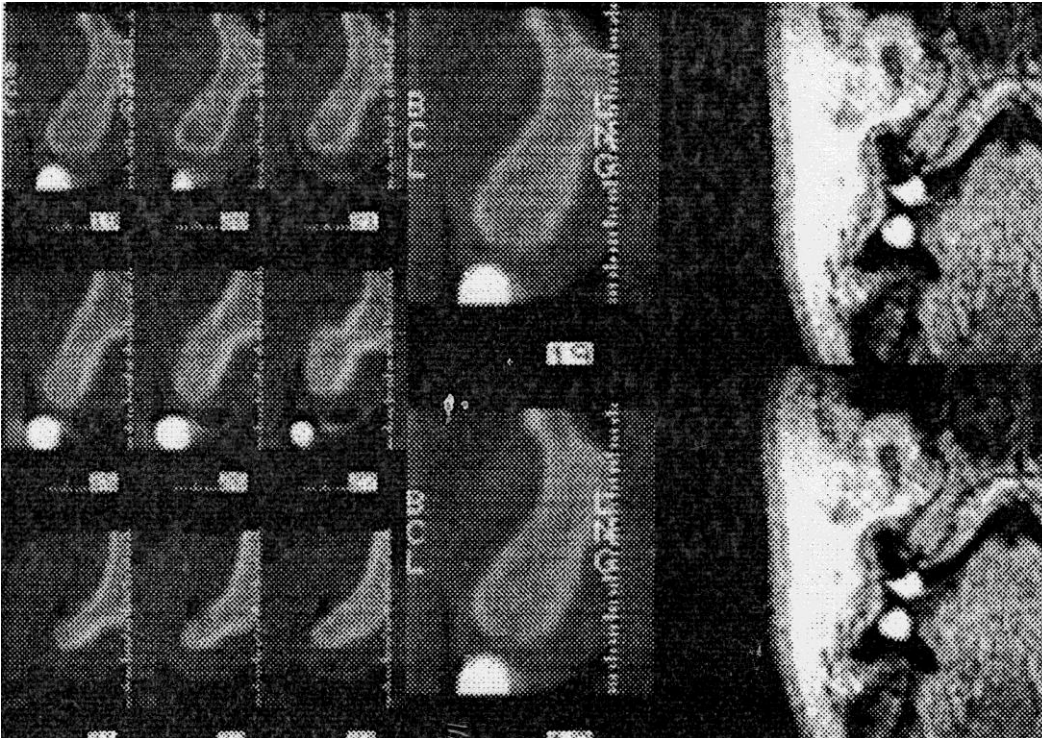


**Εικ.7** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις. Διακρίνονται τα μαλακά μέρια στην άνω γνάθο.

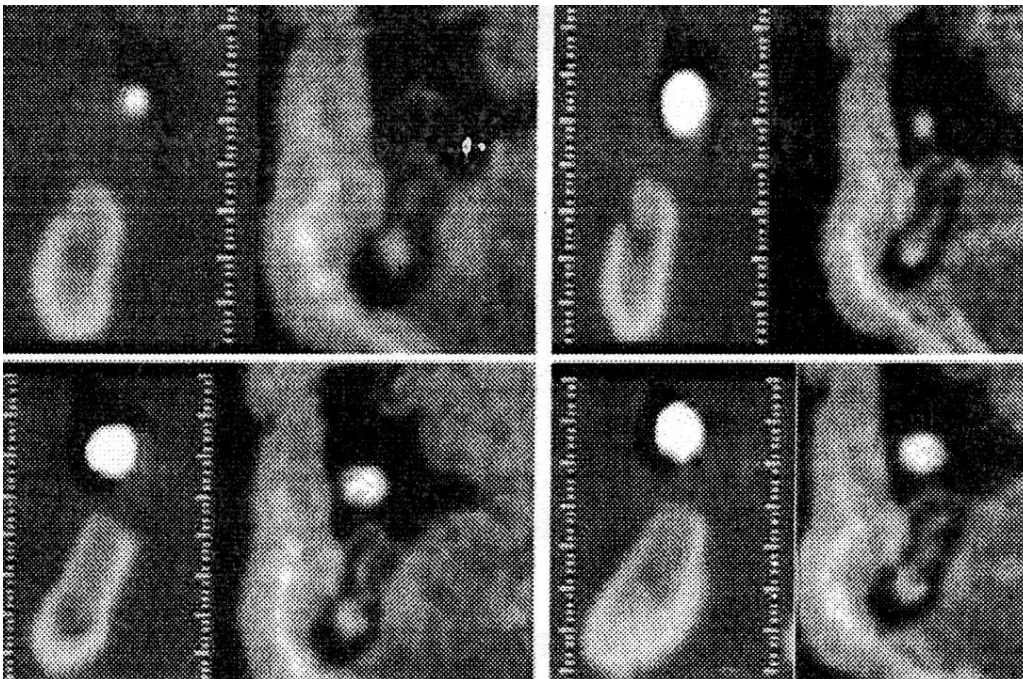
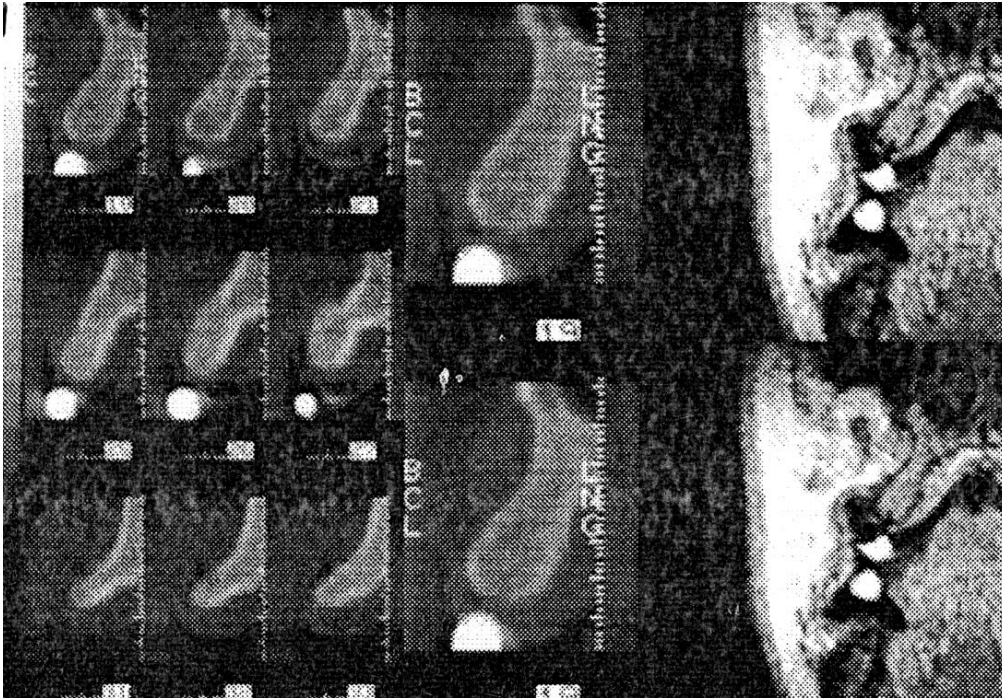




**Εικ.8** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις.

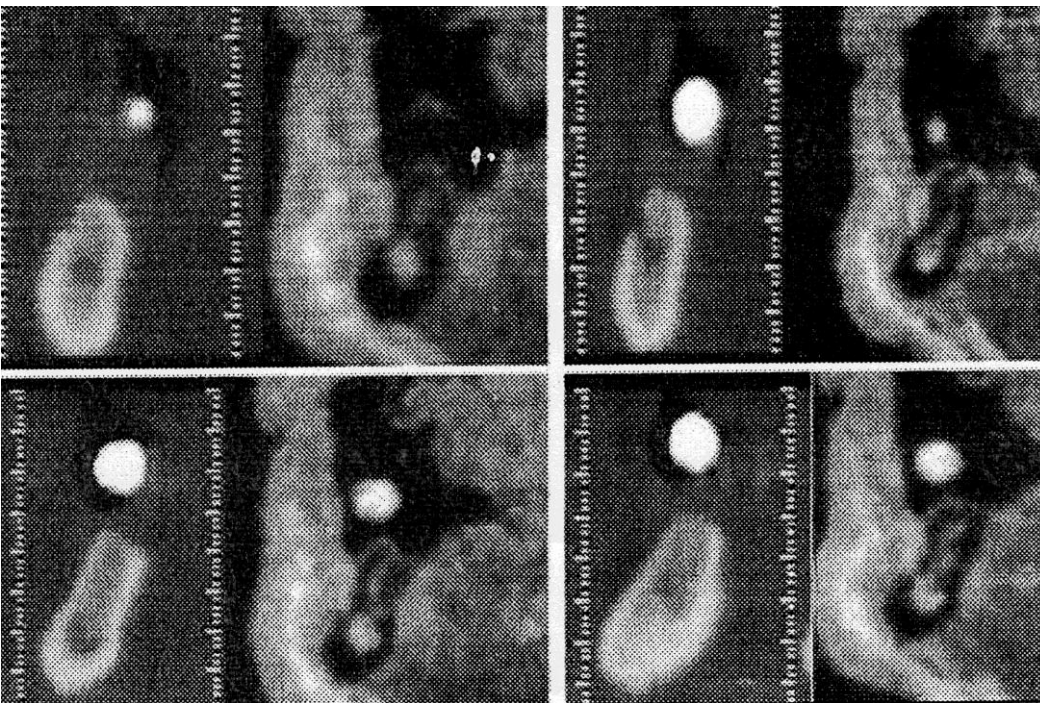
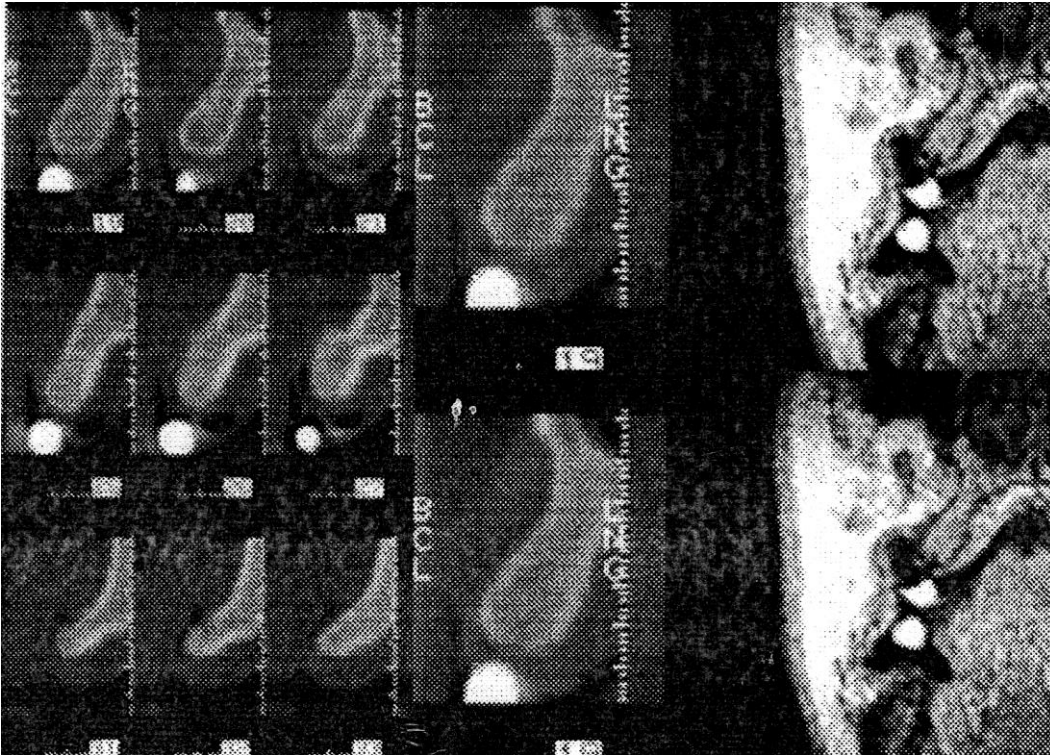


**Εικ.9** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις.



**Εικ.10** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις. Οι μετρήσεις έγιναν ηλεκτρονικά.





**Εικ.11** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις.

Οι μετρήσεις όλων των κλινικών περιπτώσεων καταχωρήθηκαν σε μία ηλεκτρονική τράπεζα DATA και με τη βοήθεια της στατιστικής ανάλυσης, τα ευρήματα συγκεντρώθηκαν και διαμορφώθηκαν οι ακόλουθοι πίνακες (II, III).



## ΠΙΝΑΚΑΣ ΙΙ

Α/Α	ΦΥΛΟ	ΓΝΑΘΟΣ	ΑΡΙΘ. ΑΞΟΝΙΚΗΣ (CT)	ΘΕΣΗ	ΜΗΚΟΣ (L) mm	ΕΥΡΟΣ (D) mm	ΑΡΙΘ. ΜΑΓΝ/ΚΗ Σ (MRI)	ΜΗΚΟΣ (L) mm	ΕΥΡΟΣ (D) mm
1	♀	ΑΝΩ	1	15	11,30	8,90	1	11,29	8,88
2	♀	ΑΝΩ	36	27	7,13	6,90	36	7,11	6,89
3	♀	ΑΝΩ	27	24	14,50	5,20	27	14,51	5,19
4	♀	ΑΝΩ	27	25	14,30	5,40	27	14,30	5,40
5	♀	ΑΝΩ	10	24	11,94	4,07	10	11,92	4,05
6	♀	ΑΝΩ	10	25	10,31	4,28	10	10,31	4,27
7	♀	ΑΝΩ	44	26	6,25	5,80	44	6,24	5,79
8	♂	ΑΝΩ	6	26	5,38	11,13	6	5,38	11,12
9	♀	ΑΝΩ	19	24	16,27	5,85	19	16,26	5,86
10	♀	ΑΝΩ	2	14	12,90	5,20	2	12,91	5,19
11	♀	ΑΝΩ	2	16	10,40	5,10	2	10,41	5,12
12	♀	ΑΝΩ	23	15	9,90	5,00	23	9,91	5,01
13	♀	ΑΝΩ	23	16	9,40	5,20	23	9,41	5,19
14	♂	ΑΝΩ	13	26	8,78	7,17	13	8,79	7,16
15	♀	ΑΝΩ	32	14	13,20	5,20	32	13,21	5,19
16	♀	ΑΝΩ	32	15	13,00	5,40	32	13,01	5,38
17	♂	ΑΝΩ	34	14	11,40	6,50	34	11,39	6,51
18	♀	ΑΝΩ	20	25	12,90	4,30	20	12,91	4,31
19	♀	ΑΝΩ	20	26	10,20	5,30	20	10,21	5,31
20	♂	ΑΝΩ	9	24	10,77	6,22	9	10,75	6,21
21	♂	ΑΝΩ	9	25	5,88	7,70	9	5,89	7,69
22	♀	ΑΝΩ	26	24	11,70	7,80	26	11,71	7,79
23	♀	ΑΝΩ	15	25	11,20	5,80	15	11,21	5,79
24	♀	ΑΝΩ	45	14	10,30	6,00	45	10,32	6,01
25	♀	ΑΝΩ	45	15	8,90	6,00	45	8,91	6,02
26	♀	ΑΝΩ	45	16	5,60	7,90	45	5,62	7,91
27	♀	ΑΝΩ	45	25	12,70	6,10	45	12,71	6,11
28	♀	ΑΝΩ	45	26	7,30	8,10	45	7,31	8,11
29	♂	ΑΝΩ	41	14	7,30	5,10	41	7,32	5,12
30	♂	ΑΝΩ	41	24	10,30	5,00	41	10,31	5,01
31	♂	ΑΝΩ	41	25	10,40	4,60	41	10,41	4,61
32	♀	ΑΝΩ	42	14	13,60	5,00	42	13,61	5,01
33	♂	ΑΝΩ	3	16	6,25	7,10	3	6,24	7,11
34	♀	ΑΝΩ	33	26	5,38	8,70	33	5,37	8,71
35	♀	ΚΑΤΩ	17	36	10,98	5,04	17	10,99	5,05
36	♀	ΚΑΤΩ	17	46	9,25	4,75	17	9,26	4,76
37	♀	ΚΑΤΩ	35	45	14,13	6,39	35	14,14	6,40
38	♂	ΚΑΤΩ	37	45	13,93	8,51	37	13,94	8,52
39	♂	ΚΑΤΩ	46	11	4,90	9,80	46	4,91	9,79
40	♂	ΚΑΤΩ	46	36	11,40	8,20	46	11,41	8,21

Καταγράφονται οι μετρήσεις στην άνω και κάτω γνάθο, ασθενών με τη βοήθεια της αξονικής τομογραφίας (CT) και της μαγνητικής τομογραφίας (MRI), που αφορούν τη θέση, το μήκος και το εύρος του οστού των γνάθων.

### ΠΙΝΑΚΑΣ ΙΙΙ

A/A	ΦΥΛΟ	ΓΝΑΘΟΣ	ΑΡΙΘ. ΑΞΟΝΙΚΗΣ (CT)	ΘΕΣΗ	ΜΗΚΟΣ (L) mm	ΕΥΡΟΣ (D) mm	ΑΡΙΘ. ΜΑΓΝ/ΚΗΣ (MRI)	ΜΗΚΟΣ (L) mm	ΕΥΡΟΣ (D) mm
41	♀	ΚΑΤΩ	8	35	15,00	4,50	8	15,01	4,51
42	♀	ΚΑΤΩ	8	36	10,90	4,70	8	10,91	4,72
43	♂	ΚΑΤΩ	31	36	11,40	4,90	31	11,39	4,91
44	♀	ΚΑΤΩ	30	36	9,10	3,20	30	9,09	3,21
45	♀	ΚΑΤΩ	39	36	11,24	6,90	39	11,23	6,92
46	♀	ΚΑΤΩ	4	35	10,20	9,10	4	10,21	9,09
47	♀	ΚΑΤΩ	4	37	14,90	6,90	4	14,91	6,91
48	♂	ΚΑΤΩ	16	37	11,86	9,49	16	11,87	9,48
49	♂	ΚΑΤΩ	21	46	16,95	5,80	21	16,95	5,81
50	♂	ΚΑΤΩ	14	47	19,30	5,13	14	19,30	5,14
51	♀	ΚΑΤΩ	40	46	9,13	6,80	40	9,14	6,79
52	♀	ΚΑΤΩ	18	34	10,20	4,30	18	10,21	4,28
53	♀	ΚΑΤΩ	18	46	11,50	4,80	18	11,51	4,81
54	♂	ΚΑΤΩ	43	36	11,90	5,00	43	11,91	5,01
55	♂	ΚΑΤΩ	43	37	10,20	5,10	43	10,22	5,09
56	♂	ΚΑΤΩ	43	46	10,20	4,80	43	10,21	4,81
57	♂	ΚΑΤΩ	43	47	10,00	5,50	43	10,01	5,51
58	♂	ΚΑΤΩ	7	36	12,60	5,80	7	12,59	5,81
59	♂	ΚΑΤΩ	7	37	11,20	5,40	7	11,19	5,41
60	♂	ΚΑΤΩ	7	46	11,90	3,90	7	11,89	3,91
61	♂	ΚΑΤΩ	7	47	10,30	3,80	7	10,31	3,79
62	♀	ΚΑΤΩ	29	36	12,00	5,00	29	12,01	5,01
63	♂	ΚΑΤΩ	5	36	16,43	5,32	5	16,44	5,33
64	♂	ΚΑΤΩ	5	37	13,98	7,80	5	13,99	7,81
65	♀	ΚΑΤΩ	12	47	16,14	5,01	12	14,15	5,02
66	♀	ΚΑΤΩ	28	44	11,80	5,40	28	11,81	5,41
67	♀	ΚΑΤΩ	25	34	14,90	4,13	25	14,90	4,14
68	♀	ΚΑΤΩ	25	36	12,95	5,70	25	12,96	5,71
69	♀	ΚΑΤΩ	25	44	15,30	4,75	25	15,31	4,76
70	♀	ΚΑΤΩ	25	47	12,28	5,32	25	12,28	5,33
71	♂	ΚΑΤΩ	24	46	13,96	7,90	24	13,96	7,89
72	♂	ΚΑΤΩ	38	36	16,28	9,80	38	16,29	9,79
73	♂	ΚΑΤΩ	38	46	12,33	8,26	38	12,34	8,27
74	♀	ΚΑΤΩ	47	34	14,80	6,30	47	14,81	6,31
75	♀	ΚΑΤΩ	47	36	11,50	6,10	47	11,52	6,11
76	♀	ΚΑΤΩ	47	45	9,10	6,00	47	9,12	6,01
77	♂	ΚΑΤΩ	22	36	10,20	6,40	22	10,20	6,38
78	♂	ΚΑΤΩ	48	36	11,80	6,00	48	11,79	6,01
79	♀	ΚΑΤΩ	48	37	11,40	5,40	48	11,41	5,38
80	♂	ΚΑΤΩ	49	47	9,10	6,10	49	9,11	6,11

Καταγράφονται οι μετρήσεις στην άνω και κάτω γνάθο, ασθενών με τη βοήθεια της αξονικής τομογραφίας (CT) και της μαγνητικής τομογραφίας (MRI), που αφορούν τη θέση, το μήκος και το εύρος του οστού των γνάθων.

## 13. ΜΕΘΟΔΟΣ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΤΩΝ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

### ΓΕΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ

ΣΥΝΤΟΜΗ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΗΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΤΩΝ ΠΟΙΟΤΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ (ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΕΝΟΣ ΠΟΙΟΤΙΚΟΥ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΟΥ ΜΕΤΑΞΥ ΔΥΟ ΟΜΑΔΩΝ – ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ  $\chi^2$ )

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε η Pearson's x-square δοκιμασία για την συγκριτική μελέτη ασθενών στους οποίους πρόκειται να τοποθετηθούν εμφυτεύματα με τη βοήθεια της CT και της MRI.

Πολλές φορές υπάρχει ανάγκη να συγκριθούν ομάδες με ποιοτικά χαρακτηριστικά. Οι δοκιμασίες  $\chi^2$ , όπως αναφέρονται είναι ιδιαίτερα χρήσιμες όταν θέλει κάποιος να συγκρίνει ή να ελέγξει την παρουσία (ή την απουσία) τυχόν συσχέτισης ανάμεσα σε μεγέθη που δε μετριοούνται αλλά χαρακτηρίζονται, όπως για παράδειγμα το επίπεδο της μόρφωσης, το φύλο, το χρώμα των ματιών κλπ.

Τα ποιοτικά δεδομένα μπορεί να είναι οργανωμένα απλά σαν ονομαστικές κατηγορίες (nominal data), όπως για παράδειγμα το φύλο ή σαν ταξινομημένες κατηγορίες (ordinal data), όπως για παράδειγμα η κατάταξη των μεταλλίων στους Ολυμπιακούς αγώνες.

Το ερώτημα που υπόκειται στις περιπτώσεις αυτές έχει παρόμοιο θεωρητικό υπόβαθρο με εκείνο των ποσοτικών παρατηρήσεων. Οι διάφορες προς σύγκριση ομάδες αποτελούν εδώ «δείγματα» του όλου πληθυσμού και έτσι το ερώτημα που εγείρεται είναι αν οι συχνότητες των ποιοτικών χαρακτηριστικών που εμφανίζουν οι διάφορες ομάδες (δείγματα) διαφέρουν «σημαντικά» (πέραν του τυχαίου) μεταξύ τους ή προς τον όλο πληθυσμό από τον οποίο προέρχονται.

Πριν από οποιαδήποτε στατιστική επεξεργασία, τίθεται πάντα μια πρώτη υπόθεση: ότι οι δύο ομάδες δεν διαφέρουν μεταξύ τους παραπάνω από ότι η τυχαία δειγματοληψία. Η αρχική αυτή υπόθεση φέρεται στη στατιστική ως «μηδενική υπόθεση» (null hypothesis). Ακολουθεί κάθε φορά η στατιστική επεξεργασία που έχει ως στόχο να ελέγξει το αν ισχύει ή όχι η μηδενική υπόθεση. Αν η στατιστική

επεξεργασία δείξει ότι η διαφορά που παρατηρήθηκε στις δύο ομάδες δεν είναι πραγματική, αλλά οφείλεται σε τυχαίες διακυμάνσεις του δείγματος («μη-σημαντική» διαφορά) τότε η μηδενική υπόθεση («δεν διαφέρουν») γίνεται δεκτή.

Αν αντίθετα η δοκιμασία δείξει «σημαντική διαφορά», τότε η πιθανότητα να ισχύσει η μηδενική υπόθεση είναι ελάχιστη και γι'αυτό δεν γίνεται δεκτή. Η συνήθης προσπάθεια (στη βιοιατρική τουλάχιστον έρευνα) είναι να δείξουμε ότι η «μηδενική υπόθεση» δεν ισχύει ή με άλλα λόγια «ότι υπάρχει διαφορά του ποιοτικού μεγέθους ανάμεσα στις ομάδες».

Η δοκιμασία  $\chi^2$ , στηρίζεται πάντα στη σύγκριση των συχνοτήτων που παρατηρήθηκαν (O) με κάποιες θεωρητικά αναμενόμενες (E), στην περίπτωση που ισχυε η μηδενική (που δεν υπήρχε διαφορά στην κατανομή των συχνοτήτων).

Αν η διαφορά που θα προκύψει ανάμεσα στις τιμές που παρατηρήθηκαν και στις θεωρητικά αναμενόμενες είναι «σημαντική» τότε είναι προφανές ότι η μηδενική υπόθεση δεν ισχύει ( και επομένως «ισχύει η εναλλακτική υπόθεση»).

Σε όλες τις δοκιμασίες  $\chi^2$  ισχύει ο γενικός τύπος :

$$\chi^2 = \sum \frac{[O-E]^2}{E}$$

(O = παραχωρηθείσες και E= αναμενόμενες τιμές)

Όταν έχουμε τη συνολική τιμή  $\chi^2$ , το επόμενο βήμα είναι η αξιολόγηση της τιμής αυτής, δηλαδή να ελέγξουμε αν υπάρχει σημαντική διαφορά στο επίπεδο σημαντικότητας. Προϋπόθεση όμως γι'αυτό είναι ο υπολογισμός των βαθμών ελευθερίας.

Στις δοκιμασίες  $\chi^2$  οι βαθμοί ελευθερίας δεν εξαρτώνται από τον αριθμό παρατηρήσεων αλλά από τον αριθμό των στηλών (C) και τον αριθμό των (R).

Βαθμοί λοιπόν ελευθερίας είναι ο αριθμός των στηλών (κάθετες) μείον ένα επί τον αριθμό των σειρών (οριζόντιες) μείον ένα, δηλ.  $BE = (C-1)(R-1)$ . Άρα αν έχουμε 2 βαθμούς ελευθερίας και μία τιμή ως πούμε  $\chi^2 = 7,17$  ανατρέχουμε στον πίνακα 1 και

βλέπουμε ότι  $0.02 < P < 0.05$ . Η πιθανότητα δηλαδή να μην ισχύει η μηδενική υπόθεση είναι μεγαλύτερη του 95% και επομένως δεν γίνεται δεκτή. Υπάρχει ειδική δοκιμασία  $\chi^2$  που εφαρμόζεται συχνά στην βιοϊατρική έρευνα και φέρεται ως «τετράπτυχος πίνακας» ή 2 επί 2. Εδώ οι βαθμοί ελευθερίας είναι 1 αφού οι στήλες είναι 2 και οι σειρές είναι 2.

Βαθμοί ελευθε- ρίας	Πιθανότητα (P)					
	0.50	0.10	0.05	0.02	0.01	0.001
1	0.455	2.706	3.841	5.412	6.635	10.827
2	1.386	4.605	5.991	7.824	9.210	13.815
3	2.366	6.251	7.815	9.837	11.345	16.268
4	3.357	7.779	9.488	11.668	13.277	18.465
5	4.351	9.236	11.070	13.388	15.086	20.517
6	5.348	10.645	12.592	15.033	16.812	22.457
7	6.346	12.017	14.067	16.622	18.475	24.322
8	7.344	13.362	15.507	18.168	20.090	26.125
9	8.343	14.684	16.919	19.679	21.666	27.877
10	9.342	15.987	18.307	21.161	23.209	29.588
11	10.341	17.275	19.675	22.618	24.725	31.264
12	11.340	18.549	21.026	24.054	26.217	32.909
13	12.340	19.812	22.362	25.472	27.688	34.528
14	13.339	21.064	23.685	26.873	29.141	36.123
15	14.339	22.307	24.996	28.259	30.578	37.697
16	15.338	23.542	26.296	29.633	32.000	39.252
17	16.338	24.769	27.587	30.995	33.409	40.790
18	17.338	25.989	28.869	32.346	34.805	42.312
19	18.338	27.204	30.144	33.687	36.191	43.820
20	19.337	28.412	31.410	35.020	37.566	45.315
21	20.337	29.615	32.671	36.343	38.932	46.797
22	21.337	30.813	33.924	37.659	40.289	48.268
23	22.337	32.007	35.172	38.968	41.638	49.728
24	23.337	33.196	36.415	40.270	42.980	51.179
25	24.337	34.382	37.652	41.566	44.314	52.620
26	25.336	35.563	38.885	42.856	45.642	54.052
27	26.336	36.741	40.113	44.140	46.963	55.476
28	27.336	37.916	41.337	45.419	48.278	56.893
29	28.336	39.087	42.557	46.693	49.588	58.302
30	29.336	40.256	43.773	47.962	50.892	59.703

**ΠΙΝΑΚΑΣ 4:** Τιμές κριτηρίου  $\chi^2$  για διάφορους βαθμούς ελευθερίας. Η υπέρβαση μιας τιμής υποδηλώνει σημαντικότητα στο αντίστοιχο πεδίο.

Τα αριθμητικά δεδομένα στην καθημερινή στατιστική δεν είναι πάντα τόσο μεγάλα, έτσι για την αξιοπιστία της δοκιμασίας  $\chi^2$  σε αυτές τις περιπτώσεις ο Cochran (1954) προτείνει ένα χρήσιμο κανόνα.

Σύμφωνα με αυτό το  $\chi^2$  δε μπορεί να εφαρμοστεί: 1) αν το γενικό σύνολο των παρατηρήσεων είναι μικρότερο των 20 παρατηρήσεων ή αν οι παρατηρήσεις είναι μεταξύ 20 και 40 και ταυτόχρονα η μικρότερη αναμενόμενη (όχι παρατηρηθείσα) τιμή είναι μικρότερη του 5 ή 3 και αν σε οποιοδήποτε τομή υπάρχει έστω και μία αναμενόμενη τιμή μικρότερη του 1.

Όταν λοιπόν ο αριθμός των παρατηρήσεων είναι μικρός τότε εφαρμόζεται μια παραλλαγή της δοκιμασίας  $\chi^2$  για τετράπτυχους πίνακες που φέρεται ως διόρθωση του Yates (Yates' correction). Η διόρθωση του Yates αποτελεί ένα αυστηρότερο (από το σύνηθες  $\chi^2$ ) κριτήριο για την διόρθωση της σημαντικότητας. Για το πότε εμφανίζεται η διόρθωση του Yates δεν υπάρχει ομοφωνία.

Οι περισσότεροι θεωρούν την εφαρμογή της απαραίτητη όταν ο συνολικός αριθμός των παρατηρήσεων είναι μικρότερος των 100. Υπάρχει όμως η άποψη (Armitage 1971), ότι η διόρθωση του Yates είναι απαραίτητη σε κάθε τετράπτυχο πίνακα.

Η εξίσωση του  $\chi^2$  για τους τετράπτυχους πίνακες που προαναφέρθηκε μετατρέπεται με την διόρθωση του Yates ως εξής:

$$\chi^2 = \frac{[(ac-cd) - \frac{1}{2} \cdot \Sigma]^2 \cdot \Sigma}{(a-b)(c+d)(b+d)(a+c)}$$

Οι δοκιμασίες  $\chi^2$  πρέπει πάντα να στηρίζονται στην επεξεργασία των αρχικών συχνοτήτων και όχι των αναλογιών ή των ποσοστών που προκύπτουν από αυτές. Όπως προαναφέρθηκε, σε «πίνακες 2 επί 2» ο συνολικός αριθμός των παρατηρήσεων δεν πρέπει να είναι μικρότερος των 20 και σε περιπτώσεις 20-40 παρατηρήσεων δεν πρέπει να υπάρχει σε καμία τομή «αναμενόμενη» τιμή μικρότερη από 5.

Σε περιπτώσεις δοκιμασιών  $\chi^2$  με πολλές τομές (και επομένως πολλούς βαθμούς ελευθερίας) δεν πρέπει να υπάρχουν τομές με τιμή αναμενόμενη μικρότερη του 1 ή δεν πρέπει πάνω από 20% των τομών να έχουν αναμενόμενες τιμές μικρότερες του 5.

Τέλος το  $\chi^2$  δεν πρέπει να εφαρμόζεται όταν σε κάποια τομή υπάρχει αναμενόμενη ίση με μηδέν. Η τήρηση των παραπάνω κανόνων εξασφαλίζει σε σημαντικό βαθμό την αξιοπιστία της στατιστικής μας επεξεργασίας.

Οι δοκιμασίες  $\chi^2$  έχουν ευρύτατη εφαρμογή και συνιστούν ένα πολύ χρήσιμο κριτήριο «σημαντικότητας» σε πολλά ιατρικά ερωτήματα, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις που οι παρατηρήσεις ταξινομούνται σύμφωνα με ποιοτικά κριτήρια και δεν μπορούν να πάρουν ποσοτική έκφραση.

#### **Οι κυριότερες εφαρμογές είναι:**

Η σύγκριση ομάδων με ποιοτικά χαρακτηριστικά, είναι αναμφίβολα η πιο σημαντική εφαρμογή της δοκιμασίας  $\chi^2$ .

Οι «τετράπτυχοι πίνακες» ή «πίνακες 2 επί 2»

Το κριτήριο καλής εφαρμογής (goodness of fit).

Στις μέχρι τώρα εφαρμογές, η δοκιμασία  $\chi^2$  χρησιμοποιήθηκε κυρίως για την σύγκριση ομάδων (λίγων ή πολλών) με ποιοτικά χαρακτηριστικά.

Πολλές φορές όμως στην πράξη, χρειάζεται να ελέγξει κανείς αν και κατά πόσο μια κατανομή ενός ποιοτικού χαρακτηριστικού διαφέρει από την θεωρητικά αναμενόμενη (με βάση κάποια υπόθεση) κατανομή. Στις περιπτώσεις αυτές το κριτήριο  $\chi^2$  ελέγχει την «καλή εφαρμογή» της κατανομής μιας a priori αναμενόμενης θεωρητικά.

## Δοκιμασία $\chi^2$ σε παρατηρήσεις κατά ζεύγη

Όπως και στη σύγκριση των ποσοτικών παρατηρήσεων, υπάρχουν συχνά καταστάσεις που οι παρατηρήσεις μας δεν αναφέρονται σε διαφορετικούς πληθυσμούς αλλά στον ίδιο ακριβώς πληθυσμό σε δύο διαφορετικές καταστάσεις. Στις περιπτώσεις αυτές υπάρχει κάποια δοκιμασία (παραλλαγή της συνήθους δοκιμασίας  $\chi^2$ ), που έχει μεγαλύτερη ευαισθησία στην ανάδειξη τυχόν διαφορών (αυτό δε σημαίνει βέβαια ότι τυχόν σημαντικότητα από την εφαρμογή της συνήθους δοκιμασίας  $\chi^2$  δεν είναι αποδεκτή).

## Ερμηνεία των αποτελεσμάτων

Ένα θέμα εξαιρετικής σημασίας είναι ο τρόπος που ερμηνεύει κανείς τα αποτελέσματα του μετά τις δοκιμασίες  $\chi^2$ .

Πολλές φορές η ερμηνεία ενός «στατιστικά σημαντικού» ευρήματος είναι υπερβολική και επομένως αυθαίρετη. Δε θα αναφερθούν λεπτομέρειες, αλλά θα τονιστούν μόνο μερικές αρχές, αφού το  $\chi^2$  δεν είναι μόνο κριτήριο συγκρίσεως αλλά και αδρό κριτήριο συσχέτισεως.

Ιδιαίτερη προσοχή χρειάζεται στα εξής σημεία:

1. Η δοκιμασία  $\chi^2$  δεν δίνει κανένα στοιχείο για το νόημα του ευρήματος μας.
2. Η δοκιμασία  $\chi^2$  είναι χρήσιμη για να ελέγξουμε αν κάποια συσχέτιση δεν είναι στα όρια του τυχαίου αλλά έχει κάποια «σημαντικότητα». Όσο ισχυρή όμως και να είναι η σημαντικότητα, δεν μας επιτρέπει να κάνουμε διάφορες υποθέσεις για τη φύση αυτής της συσχέτισεως.
3. Η τιμή του κριτηρίου  $\chi^2$  δε μετράει την ισχύ μιας συσχέτισεως μεταξύ δύο παραγόντων, αλλά (συναρτήσει των βαθμών ελευθερίας) με ποια πιθανότητα η συσχέτιση αυτή οφείλεται (ή όχι) στην τύχη.
4. Για την μέτρηση της ισχύος μιας συσχέτισης ποιοτικών χαρακτηριστικών, εκτός από την τιμή του  $\chi^2$ , απαιτείται και ο αριθμός των παρατηρήσεων. Έτσι υπάρχει ο δείκτης  $\phi$  που ορίζεται ως εξής:



$$\Phi = \frac{\chi^2}{N}$$

Πλέον εύχρηστο και με ευρύτερη χρήση στην αξιολόγηση μιας ισχύος είναι το πηλίκο:

$$\frac{\chi^2}{n.BE} - 5$$

Οι δοκιμασίες αυτές είναι χρήσιμες σε φαινόμενα με μικρό ή έστω μέτριο αριθμό παρατηρήσεων. Αν οι παρατηρήσεις μας είναι πολυάριθμες (άνω των 500 ή άνω των 200) είναι πιθανόν να προκύψουν σημαντικά αποτελέσματα χωρίς πρακτική σημασία, ακόμα και επί μικρών μόνο διαφορών στις κατανομές.

Το σημείο αυτό συχνά θεωρείται και αποτελεί σύνηθες αίτιο πολλών αυθαίρετων συμπερασμάτων.

Εκτιμήσαμε τα αποτελέσματα των στατιστικών δεδομένων με τη μορφή των συνεχών μεταβλητών οι οποίες εκφράστηκαν ως μέσες απόκλισης  $\pm SD$  Linear regression, η οποία χρησιμοποιήθηκε για τη συσχέτιση της κλίμακας των αποτελεσμάτων μας σε σχέση με τα διεθνή δεδομένα.

Η στατιστική σημαντικότητα των μετρήσεων μας εξετάστηκε με το σύστημα t-test.

Τα στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα εκφράστηκαν με  $P < 0,05$ .

Για την ανάλυση των αποτελεσμάτων μας χρησιμοποιήθηκε το στατιστικό πακέτο SPSS 14.

#### **14. ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΟΠΩΣ ΠΡΟΚΥΠΤΟΥΝ ΑΠΟ ΤΗΝ ΗΜΕΤΕΡΑ ΕΡΕΥΝΑ**

1. Παρουσιάζει απεικόνιση υψηλής αντίθεσης χωρίς ασάφεια στην εικόνα.
2. Προσφέρει την ενιαία μεγέθυνση των ειδώλων.
3. Εμφανίζει εύκολη απεικόνιση των οστικών μοσχευμάτων και των εμφυτευμάτων.
4. Οι απεικονίσεις αφορούν πολλά επίπεδα.
5. Είναι δυνατή η τρισδιάστατη ανακατασκευή των γνάθων.
6. Υπάρχει η δυνατότητα ταυτόχρονης απεικόνισης πολλών θέσεων εμφύτευσης.
7. Το λογισμικό της επεξεργασίας των εικόνων είναι εύχρηστο.

#### **ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΟΠΩΣ ΠΡΟΚΥΠΤΟΥΝ ΑΠΟ ΤΗΝ ΗΜΕΤΕΡΑ ΕΡΕΥΝΑ**

1. Διαπιστώνονται τεχνικά σφάλματα (artifacts) από την ύπαρξη μεταλλικών στοιχείων.
2. Επιβαρύνεται ο ασθενής από την ιονίζουσα ακτινοβολία.
3. Οι αξονικοί τομογράφοι έχουν διαθέσιμο λογισμικό για την επεξεργασία των εικόνων, αλλά είναι ακόμα περιορισμένων δυνατοτήτων.
4. Το κόστος της εξέτασης.

## **15. ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ MRI ΟΠΩΣ ΠΡΟΚΥΠΤΟΥΝ ΑΠΟ ΤΗΝ ΗΜΕΤΕΡΑ ΕΡΕΥΝΑ**

1. Με την μαγνητική τομογραφία μελετάται με απόλυτη ακρίβεια το εύρος, το διαθέσιμο ύψος και η κατάλληλη γωνία του εμφυτεύματος.
2. Αποφεύγεται με ασφάλεια η τρώση σημαντικών ανατομικών μορίων.
3. Λαμβάνουμε πληροφορίες για το πάχος και το σχήμα του βλεννογόνου της φατνιακής ακρολοφίας και για το περίγραμμα του ιστού.
4. Η MRI προσφέρει σημαντικές πληροφορίες προεγχειρητικά για την εκτίμηση της τρισδιάστατης μορφής του ιγμορείου, της **ανατομικής του** μορφολογίας αλλά και της παθολογίας του, λόγω της ευελιξίας επιλογής των επιθυμητών τόνων και της λεπτομερούς απεικόνισης των μαλακών ιστών.
5. Προσφέρεται η MRI για την μελέτη της μορφολογίας του ιγμορείου πριν και μετά την χειρουργική ανύψωσή του (sinus lift), επειδή δεν έχει ιονίζουσα ακτινοβολία και είναι δυνατή η λήψη επαναληπτικών εικόνων για τον έλεγχο της ωρίμανσης του οστικού μοσχεύματος.

## **ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ MRI ΟΠΩΣ ΠΡΟΚΥΠΤΟΥΝ ΑΠΟ ΤΗΝ ΗΜΕΤΕΡΑ ΕΡΕΥΝΑ**

1. Είναι υψηλό το κόστος εκτέλεσης της εξέτασης.
2. Η εξέταση αυτή αντενδείκνυται σε κλειστοφοβικούς ασθενείς.
3. Η πρόσβαση είναι δύσκολη.
4. Δεν μπορεί να πραγματοποιηθεί σε ασθενείς που φέρουν μεταλλικά στοιχεία όπως π.χ. βαλβίδες αίματος, βηματοδότη, μεταλλικά στοιχεία ισχίων.

## 16. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Τα οστεοενσωματούμενα εμφυτεύματα (implants) είναι πλέον γεγονός στην παγκόσμια Οδοντιατρική κλινική πράξη. Η επιλογή, η θέση και το μήκος των εμφυτευμάτων έχουν απαραίτητα την γνώση που αντλείται από τις σύγχρονες απεικονιστικές μεθόδους που χρησιμοποιούνται στην καθ'ήμερα οδοντιατρική πράξη.

Οι απεικονιστικές μέθοδοι είναι θεμελιώδους σημασίας για τον προεγχειρητικό έλεγχο τοποθέτησης των εμφυτευμάτων. Ασφαλώς ανάλογα με τις ενδείξεις διάφορες τεχνικές είναι σήμερα διαθέσιμες έχοντας η καθεμία πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα, όπως αναλυτικά προαναφέρθηκαν.

Οι ερευνητές συνολικά συμφωνούν, ότι ο υπολογισμός του διαθέσιμου οστικού υποστρώματος απαιτεί τη λήψη κάθετων τομών στην φατνιακή ακρολοφία. Συνεπώς η αξονική τομογραφία (CT) με τα ειδικά λειτουργικά προγράμματα ανασύνθεσης τομών κάθετων στη φατνιακή ακρολοφία θεωρήθηκε κατάλληλη για τον προεγχειρητικό έλεγχο. Όμως δε παύει να παρουσιάζει βασικά μειονεκτήματα όπως η έκθεση σε σημαντική δόση ακτινοβολίας του ασθενούς, η εμφάνιση τεχνικών σφαλμάτων (artifacts) λόγω οδοντιατρικών αποκαταστάσεων καθώς και κάποια ερωτηματικά και αμφιβολίες που παρουσιάζονται για την ακρίβεια των τομών ανασύνθεσης που αποδίδονται κυρίως σε λάθος τοποθέτηση του ασθενούς και αναπόφευκτα δημιουργούν την ανάγκη αναζήτησης εναλλακτικών λύσεων.

Η μαγνητική τομογραφία (MRI) αποτελεί μία εναλλακτική λύση για άντληση πληροφοριών σε όλες τις διαστάσεις, χωρίς τη χρήση ιονίζουσας ακτινοβολίας, εκμεταλλευόμενη την περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος που αντιστοιχεί στα ραδιοκύματα-ραδιοσυχνότητες σε συνδυασμό με ισχυρά μαγνητικά πεδία.

Βεβαίως υπάρχει προβληματισμός, κατά πόσο η χρήση της MRI στον προεγχειρητικό έλεγχο για την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων είναι αξιόπιστη, α) λόγω της έλλειψης σήματος από τους σκληρούς κυρίως ιστούς και β) της απουσίας ειδικών λειτουργικών προγραμμάτων των μαγνητικών τομογράφων.

Η συνεχής έρευνα στον χώρο της βιοακτινολογίας έδειξε ότι με τις κατάλληλες ρυθμίσεις διαφόρων παραμέτρων και σύστοιχων ακολουθιών είναι δυνατή και

χρήσιμη η μαγνητική τομογραφία (MRI) στη λειτουργική απεικόνιση του φατνιακού οστού. Επιπλέον η MRI πλεονεκτεί σε περιοχές που απαιτείται η διαγράμμιση των μαλακών ιστών για προσθετικούς και αισθητικούς λόγους.

Η έρευνα μας κατέδειξε με σημαντική αξιοπιστία τη δυνατότητα να αποκτήσουμε μέσω ανασύνθεσης τομές κάθετες στην φατνιακή ακρολοφία και να έχουμε εικόνες διαγνωστικής αξίας εφάμιλλης του αξονικού τομογράφου και για τις δύο γνάθους.

Είναι σημαντικό στοιχείο, ότι και ο Nasel και συν. το 1999, οι οποίοι εργάστηκαν σε ξηρές γνάθους για να ελέγξουν την αξιοπιστία των μετρήσεων με CT και MRI κατέληξαν ότι τα αποτελέσματα είναι συγκρίσιμα μεταξύ τους, αλλά παρουσιάζουν ωστόσο τις ίδιες αποκλίσεις όσον αφορά στη σχέση συμπαγούς και σπογγώδους ουσίας του οστού.

Σε ανάλογη εργασία με ξηρές γνάθους το 2008 οι Aguiar και συν. καταλήγουν στο συμπέρασμα ότι η MRI δείχνει με σαφήνεια τα όρια συμπαγούς και σπογγώδους οστικής ουσίας και προσδιορίζει με ακρίβεια ανάλογη του CT το ύψος και το πάχος του οστού σε επίπεδο κάθετο στη φατνιακή ακρολοφία.

Στη δική μας εργασία η απόκτηση των κάθετων τομών για τον μαγνητικό τομογράφο έγινε για καθεμιά από τις 80 θέσεις εμφύτευσης ξεχωριστά, πράγμα που απαιτεί εργώδη προσπάθεια και δίνει ένδειξη χρήσης της μαγνητικής τομογραφίας μόνο σε μεμονωμένες περιοχές εμφύτευσης ενώ την καθιστά δύσχρηστη για το σύνολο της γνάθου.

Σήμερα διατίθενται στο εμπόριο ειδικά λειτουργικά προγράμματα για τον μαγνητικό τομογράφο όσον αφορά την οδοντιατρική χρήση τους και θεωρούμε ότι αποτελεί σύγχρονη αναγκαιότητα να γίνουν αντικείμενο συγκριτικών μελετών με τα ανάλογα λογισμικά που αφορούν την αξονική τομογραφία (CT).

Η διαδικασία των μετρήσεων έγινε και στον αξονικό όσο και στον μαγνητικό τομογράφο έγινε με τη χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή και διαπιστώθηκε η υπερεκτίμηση του οστικού υποστρώματος στην μαγνητική τομογραφία, η οποία υπολογίστηκε από 0,18 έως 0.2mm. Ωστόσο αναδείχτηκε η ανάγκη περαιτέρω διερεύνησης με μελέτες οστεομετρίας της ακρίβειας των μεθόδων μέτρησης.

Στην εργασία των Aguiar και συν (2008) όπου έγιναν άμεσες οστεομετρικές μελέτες, οι διαφορές που μετρήθηκαν μεταξύ MRI και CT κυμαίνονται από 0,02-

1,25 mm. Ένα κρίσιμο σημείο το οποίο μας βρίσκει σύμφωνους με άλλους ερευνητές είναι ότι η εικόνα που προκύπτει από το μαγνητικό τομογράφο πρέπει να μεγεθυνθεί για να μελετηθεί και η ποιότητα της εξαρτάται από το μέγεθος της ανάλυσης επιλογής (pixel).

Η εξοικείωση με την εικόνα του μαγνητικού τομογράφου, όπου οι ιστοί εμφανίζονται σχεδόν αντίστροφα από ότι στην αξονική, αποτελεί μια πεπερασμένη δυσκολία για τον κλινικό της χειρουργικής εμφυτευματολογίας. Το εξωτερικό φλοιώδες πέταλο του οστού εμφανίζεται μαύρο, ενώ η σπογγώδης οστικής ουσία έντονα φωτεινή και οι μαλακοί ιστοί σε διάφορες αποχρώσεις του γκριζου σε T<sub>1</sub> απεικόνιση. Ο πόρος του κάτω φατνιακού και ο τομικός πόρος εμφανίζονται σαν διακριτές μαύρες δομές μέσα στο φωτεινό σπογγώδες οστό.

Η απευθείας απεικόνιση του αγγειονευρώδους δεματίου μέσα στον κάτω φατνιακό πόρο είναι μεγάλη πλεονέκτημα της MRI.

Με τη μαγνητική τομογραφία μπορούμε να μελετήσουμε με ακρίβεια το διαθέσιμο ύψος, εύρος και την κατάλληλη γωνία τοποθέτησης του εμφυτεύματος. Με αυτό τον τρόπο αποφεύγεται η τρώση σημαντικών ανατομικών μορίων, ενώ παράλληλα αποκτούμε πληροφορίες για το περίγραμμα των ιστών, το πάχος και το σχήμα του βλεννογόνου της φατνιακής ακρολοφίας.

Η μαγνητική τομογραφία δίνει επίσης σημαντικές πληροφορίες όσον αφορά στην προεγχειρητική εκτίμηση της τρισδιάστατης μορφής του ιγμορείου, της ανατομικότητάς του, όσο και της παθολογίας του λόγω της ευελιξίας επιλογής των επιθυμητών τομών και της λεπτομερούς απεικόνισης των μαλακών ιστών. Ενδείκνυται έτσι για προ και μετεγχειρητικό έλεγχο επεμβάσεων ανύψωσης ιγμορείου, όπου λόγω της μη χρήσης ιονίζουσας ακτινοβολίας είναι δυνατή η λήψη μιας σειράς επαναλήψιμων απεικονίσεων για την ωρίμανση του οστικού μοσχεύματος. Ωστόσο, το υψηλό κόστος της εξέτασης, η δύσκολη πρόσβαση και η αντένδειξη που παρουσιάζει η μαγνητική τομογραφία σε κλειστοφοβικούς ασθενείς και σε ασθενείς που φέρουν βαλβίδες αποτελούν σοβαρά μειονεκτήματα της μεθόδου.

Τελικά όπως προκύπτει από τα ανωτέρω η αξονική τομογραφία παραμένει η κύρια και η πιο αξιόπιστη ακτινογραφική εξέταση του οστού των γνάθων για την

τοποθέτηση των εμφυτευμάτων. Ωστόσο σε ορισμένες περιπτώσεις όπως π.χ. στην ανύψωση του ιγμορείου (sinus lift) η μαγνητική τομογραφία (MRI) αποτελεί την ακτινογραφική εξέταση εκλογής.

## 17. ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

1. Η διερεύνηση των δυνατοτήτων της μαγνητικής τομογραφίας MRI κρίθηκε απαραίτητη προκειμένου να αποτελεί αξιόπιστη μέθοδο για τον προεγχειρητικό έλεγχο της τοποθέτησης των εμφυτευμάτων.
2. Όλες οι μετρήσεις που προκύπτουν από εικόνες ανασύνθεσης MRI είναι συγκρίσιμες με τις αντίστοιχες των CT όσον αφορά το ύψος της φατνιακής ακρολοφίας και το εύρος του οστού.
3. Το δείγμα των εξετασθέντων ασθενών ήταν σημαντικό, αν ληφθεί υπόψιν ότι είναι το μεγαλύτερο που έχει μελετηθεί σε αντίστοιχη έρευνα τόσο στην Ελλάδα όσο και διεθνώς, λόγω του υψηλού κόστους των εξετάσεων και ειδικά της MRI.
4. Η μέγιστη διαφορά μετρήσεων μεταξύ CT και MRI στην παρούσα έρευνα υπολογίστηκε 0,18-0,2mm.
5. Η CT είναι μέχρι στιγμής η μέθοδος εκλογής για τον προεγχειρητικό έλεγχο της τοποθέτησης των εμφυτευμάτων.
6. Η MRI είναι εξέταση εκλογής σε συγκεκριμένες και μεμονωμένες θέσεις εμφύτευσης π.χ. σε περιπτώσεις ανύψωσης ιγμορείου γιατί είναι δυνατή η λήψη τομών κάθετων στην φατνιακή ακρολοφία προς μελέτη τόσο των σκληρών όσο και των μαλακών μορίων με την βοήθεια χρήσης προγραμμάτων επεξεργασίας εικόνων.



## 18. ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στην παρούσα έρευνα μελετήθηκαν συνολικά 80 περιπτώσεις ασθενών, εκ των οποίων 50 ήταν άντρες και 30 γυναίκες ηλικίας 30-50 ετών, στους οποίους τοποθετήθηκαν εμφυτεύματα. Οι ασθενείς εξετάστηκαν με υπολογιστική τομογραφία (CT) και μαγνητική τομογραφία (MRI), με σκοπό να αποδειχθεί αφενός μεν ποια εκ των δύο απεικονιστικών τεχνικών υπερέχει στην κλινική Οδοντιατρική πράξη, αφετέρου να διερευνηθεί αν η μαγνητική τομογραφία (MRI) αποτελεί αξιόπιστη εναλλακτική μέθοδο κατά τον προεγχειρητικό έλεγχο της τοποθέτησης των εμφυτευμάτων.

Οι ασθενείς της μελέτης προήλθαν από το ιδιωτικό ιατρείο της ερευνήτριας αλλά και από παραπομπές γενικών οδοντιάτρων.

## **19. SUMMARY**

In this study (research) were studied 80 cases of patients, 50 males and 30 females. These patients were examined with computerise tomography (CT) and magnetic tomography (MRI) in order to proceed to their oral rehabilitation with dental implants.

The two methods were compared and underlined the benefits and the drawbacks not only of the computerise tomography (CT) but also of the magnetic tomography (MRI), in order for the general practice dentists to be able to choose the most suitable method in their daily dental clinical practice.

Furtermore it was investigated if the MRI consists a reliable method, used in the pre-surgical evaluation of the patients, who are going to put dental implants.

All the patients in this study are from the private dental clinic of the researcher and from general practice dentists' references.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Adell R., Eriksson B., Lekholm U., Branemark PI., Jemt T. Long term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int.J.Oral. Maxillofac Implants* 1990;5:347-59
2. Adrincola MC., Rahemtulla FG., Adrincola RC., Ada ET., Lemons JE., Bellis SL. Osteoblast adhesion and matrix mineralization on sol-gel-derived titanium oxide. *Biomaterials* 2006;27:2201-12
3. Agerberg ΓG. Maximal mandibular movements in young men and women. *Swed. Dent J.* 67:81-100,1974
4. Alan Stevens James Lowe *Ιστολογία Κεφ. 14 Μυοσκελετικό σύστημα - Οστά σελ. 233-239*
5. Alan Stevens, James Lowe. *Ιστολογία . Μετάφραση Επιμέλεια Χ.Κίπτας Κεφ.5. Συσταλτά κύτταρα. Σελ.57-59*
6. Albrektsson T, Arnebrant T, Larsson K, Nylander T, Sennerby L. "Effect of a glycoprotein Monomolecular layer on the integration of Titanium Implants in Bone." *Advances in Biomaterials, 6. Biological and Biomechanical Performance of Biomaterials.* P. Christel, A. Meunier, A. J. C. Lee (eds), Elsevier Science Publishers, 349-354, Paris, France, September 4-6, 1985
7. Albrektsson T, Branemark R.I, Hansson H.A , Lindstrom J. "Osseointegrated Titanium Implants. Requirements for ensuring a long – lasting, direct bone to implant anchorage in man." *Acta Orthop Scand* 52, 155-170, 1981
8. Albrektsson T, Hansson H.A, B. Ivarsson B. "Interface Analysis Of Titanium And Zirconium Bone Implants." *Biomaterials* 1985, Vol. 6, March, 97-101
9. Albrektsson T, Hansson HA, Ivarsson B. "A Comparative Study Of The Interface Zone Between Bone And Various Implant Materials." *Second World Congress On Biomaterials, 10th Annual Meeting Of The Society For Biomaterials . Washington, April 27- May 1, 1984*
10. Albrektsson T, Hansson HA. "An Ultrastructural Characterization Of The Interface Between Bone And Sputtered Titanium Or Stainless Steel Surfaces." *Biomaterials* 1986, Vol. 7, March, 201-205
11. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. " The Long-Term Efficacy Of Currently Used Dental Implants: A Review And Proposed Criteria Of Success." *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants* Vol. 1, No. 1, 1986, 11-25. Special Reprint
12. Albrektsson T. "The Response Of Bone To Titanium Implants." *CRC Critical Reviews In Biocompatibility*, Vol. 1, Issue 1, 53-84, 1985
13. Albrektsson T., Jansson T., Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dent.Clin.North.Am.* 1986;30:151-174
14. Albrektsson T., Wennerberg A. Oral Implant surfaces: Part 2 review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int.J.Prostodont.* 2004 ;17 :544-64

15. Albrektsson T., Zarb GA., : The Branemark Osseointegrated Implant. Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, Illinois, 1989
16. Algahamdi HS., Jansen JA. Bone Regeneration Associated with Nontherapeutic and Therapeutic Surface Coatings for Dental Implants in Osteoporosis. *Tissue Eng Part B Rev.* 2012 Dec 21
17. Al-Nawas B., Groetz KA., Goetz H., Duschner H., Wagner W. Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. *Clin.Oral.Implants Res.*2008;19:1-8
18. Amarante ES., de Lima LA. Optimization of implant surfaces : titanium spray and acid-etched sunblasting-current status. *Pasqui Odontol Bras.* 2001;15 :166-173
19. Anselme K. Osteoblast adhesion on biomaterials *Biomaterials* 2000;21:667-81
20. Aparicio C., Gil FG., Fonseca C., Barbosa M., Planell JA. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications *Biomaterials* 2003 ;24 :263-73
21. Aquilino SA, Matteson SR, Holland GA, Phillips C. Evaluation of condylar position from temporomandibular joint radiographs. *J. Prosthet Dent* 53:88-96,1985
22. Bain CA., Moy PK., : The association between the failure of dental implants and cigarette smoking. *Int J. Oral Maxillofac. Impl.* 8:609-615,1993
23. Balshi T., Wolfinger G.,: Dental implants in the diabetic patient : A retrospective study. *Implant Dent.* 8:355-358,1999
24. Bando E, Fukushima S, Kawabata H et al. Continuous observation of mandibular position by telemetry. *J. Prosthet. Dent.* 28:285-90, 1972
25. Bates JF, Stafford GO, Harrison A. A masticatory function. A review of the literature, II Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J. Oral Rehabil* 2:349-61, 1975b.
26. Bean LR, Thomas CA. Significance of condylar positions in patients with temporomandibular disorders. *J. Am. Dent. Assoc* 114:76-7,1987
27. Bell EW. Temporomandibular disorders. Classification – diagnosis – management. 2<sup>nd</sup> edition Publ. Book Med. Chicago,1986
28. Bergenholtz A, Bergman B, Lundberg M “Implants in dental practice. An evaluation of the justification of implants as seen from the available literature”. *Tandlakartidningen.*1977 Nov 1;69(21):1197-1205
29. Biggerelle M., Anselme K., Noel B., Ruderman I., Hardouin P., Iost A. Improvement in the morphology of Ti-based surfaces : a new process to increase in vitro human osteoblast response. *Biomaterials* 2002;23:1563-77
30. Bishop B. Basic Neurophysiology. Publ NY Medical Examination Co. Garden City, 1982
31. Boyan BD., Hummert TW., Dean DD., Schwartz Z. Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response. *Biomaterials.* 1996;17:137-46

32. Braga FJC, Marques RFC., Almeida- Filho E, Guastaldi AC.: Surface modification of Ti dental implants by Nd :YVO4 laser irradiation. *Appl Surf Sci* 53:9.203-8, 2007
33. Branemark PI., Zarb GA., Albrektsson T., 'Tissue-Integrated Prostheses Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, Illinois, 1985
34. Budyanski T, Stoyva J. An electromyographic feedback technique for teaching voluntary relaxation of the masseter muscle. *J. Dent. Res.* 52:116-9, 1973
35. Buser D., Schenk RK., Steinmann S., Fiorellini JP., Fox CH., Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J.Biomed.Mater.Res.* 1991;25:889-902
36. Busser D., Nydegger T., Oxland T., Cochran DL., Schenk RK., Hirt HP., Snetivy D., Nolte LP. Interface shear strength of titanium implants with sunblasted and acid-etched surface: A biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J.Biomed.Mater.Res.*1999;45:75-83
37. Canong WF Ιατρική Φυσιολογία. 1<sup>ος</sup> Τόμος 11<sup>η</sup> Έκδοση Μετάφραση Σπανός Β. Επιστημονικές Εκδόσεις Παρισιάνος. Αθήνα,1985
38. Canong WF. Ιατρική Φυσιολογία. 1<sup>ος</sup> τόμος. 11<sup>η</sup> έκδοση. Μετάφραση : Σπανός Β. Επιστημονικές εκδ. Παρισιάνος . Αθήνα,1985
39. Carlsson EG, Magnuson T. Η κλινική φυσιολογία του στοματογναθικού συστήματος για τον γενικό οδοντίατρο. Μετάφραση: Δρούκας Β, Κοιλιαρίδης Σ. Επιστημονικές εκδ. Παρισιάνος. Αθήνα, 1984
40. Chen L, Scharer P. ["Introduction". In: Naert, Van Steenberghe, Worthington, (eds):"Osseointegration In Oral Rehabilitation." Quintessence Publishing Co, London, 1993; 11-23
41. Chrzanowski W., Kondyryn A., Lee JH., Lord MS., Bilek MM., Kim HW. Biointerface: protein enhanced stem cells binding to implant surface. *J.Mater.Sci.Mater.Med.* 2012 Sep;23(9):2203-15
42. Clarke NG, Townsend GC.Distribution of nocturnal bruxism Patterns in man. *J.Oral. Rehabil.*11:529-34,1984
43. Cooper LF., Zhou Y., Takebe J., Ciou J., Abron A., Holmen A., Ellingsen JE.Modification effects on osteoblast behavior and bone formation ay TiO2 grid-blasted c.p. titanium endosseous implants. *Biomaterials* 2006;27:926-36
44. Crusoe-Rebello IM, Campos PS, Rubira IR, Panella J, Mendes CM.
45. Cunningham LL Jr, Nadler DM, Lee C. Magnetic resonance imaging of the head and neck. *Atlas Oral Maxillofac. Surg. Clin. North Am.*2003 Mar; 11(1):87-107.No abstract available.
46. Dahan J, Boitte. Comparison of the reproducibility of EMG, signals recorder from human masseter and lateral pterygoid muscles. *J. Dent. Res.* 65: 441-7,1986
47. Dahan J. Boitte. Comparison of the reproducibility of EMG, signals recorder from human masseter and lateral pterygoid muscles. *J. Dent. Res.* 65:441-47, 1986

48. Dario LJ., Aschaffenburg PH., English RJr., Nager MC., : Fixed implant rehabilitation of the edentulous maxilla: clinical guidelines and case reports. Part I *Implant Dent* 1999;8(2):186-93
49. Dario LJ., Aschaffenburg PH., English RJr., Nager MC., : Fixed implant rehabilitation of the edentulous maxilla: clinical guidelines and case reports. Part I *Implant Dent* 2000;9(1):102-9.
50. De Groot KKC., Wolke JGC., DeBieck-Hoggerrorst JM. Plasma sprayed coating of calcium phosphate. In: Yamamuro THL., Wilson J., editor. *Handbook of Bioactive ceramics, Vol II, Calcium Phosphate and Hydroxyapatite Ceramics* Boca Raton : CRC Press;1990, p 17-25
51. De Laat A, Van Steenberghe D. The interaction between periodontal and acoustic peripheral input on the masseteric post stimulus EMG complex in man *J. Oral. Rehabil.* 12:539-40,1985
52. Depprich R., Zipprich H., Ommerborn M., Naujoks C., Wiesmann HP., Kiattarorncharoen S., Lauer HC., Meyer U., Kubler NR., Handschel J. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium : an in vivo study. *Head Face Med.*2008 Dec11 ;4 :30
53. Dubrul EL. The biomechanics of the oral apparatus. Postures and movements In: Dubrul EL., Menekratis A (eds). *The physiology of reconstruction.* . Publ. Quintessence Co Inc. Chicago,39-59, 1981
54. Durkin FJ, Heeley DJ, Irving TJ. Cartilage of the mandibular condyle. In: Zarb AG, Carlsson EG (eds). *Temporomandibular joint function and dysfunction.* Munksgaard. Copenhagen,47-8,1979
55. Emshoff R, Brandlmaier I, Bertram S, Rudisch A. Risk factors for temporomandibular joint pain in patients with disc displacement without reduction – a magnetic resonance imaging study. *J.Oral.Rehabil.*2003 May;30(5):537-43.
56. Eriksson A. S, And Thomsen P. "LTB4, IL-1 and leukocyte chemotaxis during healing of hollow Titanium and PTFE Implants in soft tissue" p. 227 May 20-23, 1990 Transactions .
57. Eriksson PO, Eriksson A, Ringqvist M, Thornell LE. Special Histochemical muscle fibre characteristics of the human lateral pterygoid muscle. *Arch Oral. Biol* 26: 495-507,1981
58. Eriksson PO, Eriksson A, Ringqvist M, Thornell LE. Special Histochemical muscle fibre characteristics of the human lateral pterygoid muscle. *Arch Oral. Biol* 26: 495-507,1981
59. Eriksson PO, Eriksson A, Ringqvist M, Thornell LE. Special Histochemical muscle fibre characteristics of the human lateral pterygoid muscle. *Arch Oral. Biol* 26: 495-507,1981
60. Eriksson PO, Eriksson A, Ringqvist M, Thornell LE. Special Histochemical muscle fibre composition of the human digastrics muscle.. *Arch Oral. Biol* 27: 207-15,1982
61. Faeda R.S, Tavares H.S, Sartori R., Guastaldi A.C, Marcantonio E. Jr : Evaluation of titanium implants with surface modification by laser beam. Biomechanical study in rabbit tibias. *Braz Oral Res* 23(2):137-43, 2009
62. Fandridis J., Papadopoulos T. Surface characterization of three titanium dental implants. *Implant Dent.* 2008 ;17 :91-9

63. Frick H, Leonhardt H, Stark D.Ειδική Ανατομική ΙΙ Μετάφραση: Νικηφόρος Ν. Επιστημονικές εκδ. Παρισιάνος. Αθήνα,1985
64. Frick H,Leonhardt H, Stark D.Ειδική ανατομία ΙΙ Μετάφραση: Νικηφόρος Ν.Επιστημονικές εκδ.Παρισιάνος.Αθήνα,1985
65. Fuchita H, Uemura S (editors). Oral and maxillofacial radiology today:Proceedings of the 12<sup>th</sup> International Congress of Dentomaxillofacial Radiology, Osaka, Japan.Elsevier.2000
66. Futami T, Fujii N, Ohnishi H, Taguchi N, Kusakari H, Ohshima H, Maeda T. "Tissue response to titanium implants in the rat maxilla: ultrastructural and histochemical observations of the bone-titanium interface".J Periodontol. 2000 Feb;71(2):287-98.
67. Ganstrom G.,Jacombsson M., Tjellstrom A.: Titanium implants in irradiated tissue: Benefits from hyperbaric oxygen. Int. J. Maxillofac. Implants 7 :15-24,1992
68. Giavavesi G., Fini m., Cigada A.,Chiesa R., Rondelli G., Rimondini L., Aldini NN., Martini L., Giardino R. Histomorphometric and microhardness asesements of sheep cortical bone surrounding titanium implants with different surface treatments J.Biomed.Mater.Res A 2003;67:112-120
69. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli a, Lundeen HC, Wals EK Limits of human bite strength. J Prosthet Dent 56:226-9, 1986.
70. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli a, Lundeen HC,Brehran K., Wals EK , Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission JProsthet Dent 46: 443-9, 1981 b.
71. Goaz PW, White SC, Pharoah MJ. Oral Radiology; principles and interpretation, 4<sup>th</sup> edition.St.Louis; Mosby. 2000
72. Goldstein DF, Kraus SL, Williams WB et all. Influence of Vertical Posture on Mandibular movement. J. Prosthet. Dent. 52:421-6, 1984
73. Goransson A., Jansson E., Tengrall P., Wennerberg A. Bone formation after 4 weeks around blood-plasma-modified titanium implantswith varying surface topographies : an in vivo study. Biomaterials 2003;24:197-205
74. Gotfredsen K., Nimb L., Hjorting-Hansen E., Jensen JS, Holmen A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO<sub>2</sub> blasted titanium implants. An experimental study on dogs. Clin.Oral.Implants Res. 1992 ;3 :77-84
75. Gray's Anatomy .Williams P, Warnick R, Dyson M, BanisterL. 37<sup>th</sup> ed. Churcill Living-Stonne,1988.
76. Guyton A. Φυσιολογία του ανθρώπου. Μετάφραση : Ευάγγελου Α. Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας , 1984
77. Hagberg C Assesements of bite force. A review.J Craniomadible Disorders Facial Oral Pain. 1:162,1987.
78. Hagberg G. The amplitude distribution of electromyographic activity of masticatory muscles during unilateral chewing. J. Oral. Rehabil. 13:567-74,1986
79. Hamner JE, Reed OM, and Hand AR (1970) "Clinical, Radiographic, Histologic And Electron Microscopic Observations Of Plastic Tooth Implantations In Baboons." Oral Surg. 30, 555

80. Hannam AC, DeCou RE, Scott JD, Wood WW. The relationship between dental occlusion muscle activity and associated jaw movement in man. *Arch Oral Biol* 22: 25-32, 1977
81. Hansson H.-A, Albrektsson T, P.-I. Branemark. "Structural Aspects Of The Interface Between Tissue And Titanium Implants" *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, July. 1983, Vol. 50, No. 1, 108-1
82. Haraldson T, Karlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *J. Oral Rehabil* 6: 41-8, 1979.
83. Herschfeld JJ "Classics In Dental History. E.J. Greenfield And Artificial Implants." *Bull-Hist-Dent* 1984 Apr; 332 : 33-41
84. Herschfus L (1955a) 'Progress Report Of Implants: Histopathologic Findings In Dogs and a Clinical Report In A Human.' *J. Implant Dent* 1,19-26
85. Herschfus L (1955b) 'Further Pathologic Studies Of Implants In Dogs.' *J. Implant Dent.* 2,20-27
86. Herschfus L (1957) 'Histopathologic Studies Of Five-Year Implants In Dogs' *J.Implant Dent* 4,12-21
87. Herschfus L (1959) 'Evaluation Of The Present Status Of Implantodontics.' *Oral Surg.* 12, 800-813
88. Hodosh M, Poyar M, and Schklar G. (1967) 'Plastic Tooth Implants With Root Channels and Osseous Bridges.' *Oral surg.* 24,831-836
89. Hodosh M, Poyar M, and Schklar G. (1968) 'Periodontal Fiber Attachment To The Plastic Tooth Implant' *J. Periodont.* 39,187-18
90. Hollender L: Decision making in radiographic imaging. *J.Dent.Educ.*1992;12:834-839.
91. Holmgren K, Skeikholeslam A, Riise C. An electromyographic study of the immediate effect of an occlusal splint on the postural activity of the anterior temporal and masseter muscles in different body positions with and without visual input. *J. Oral. Rehabil.* 12:483-90, 1985
92. Hultin M., Gustafsson A., Klinge B., : Long-term evaluation of osseointegrated implants in treatment of partly edentulous patients. *J. Clin. Periodontol* 2000 Feb;27:128-33
93. International Association of Dentomaxillofacial Radiology Advances in maxillofacial imaging : Selected proceedings of the 11<sup>th</sup> Congress of the International Association of Dentomaxillofacial Radiology. *Excerpta Medica.*1997.
94. Jacobs R. Van Steenberghe D. Radiographic planning and assessment of endosseous oral implants. New York; Spriner-Verlag.1997.
95. Jenkins GN. Physiology of the mouth. Publ Blackwell Scientific. Oxford, 1966.
96. Jin C., Ren LF., Ding HZ., Shi GS., Lin HS., Zhang F. Enhanced attachment, proliferation and differentiation of human gingival fibroblasts on titanium surface modified with biomolecules. *J.Biomed.Mater.Res B.Appl.Biomater.* 2012 Nov; 100:2167-77
97. Johansson C, Lausmaa J , Ask M , Hansson H, Albrektsson T. "Ultrastructural Differences Of The Interface Zone Between Bone And Ti 6Al 4V Or Commercially Pure Titanium." *J. Biomed Eng.* 1989, Vol. 11,



98. Jokstad A., Bragger U., Brunsk JB., Carr AB., Nart I., Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int.Dent.J.* 2003;53(6 suppl 2):409-443
99. Josse S, Faucheux C, Soueidan A, Grimandi G, Massiot D, Alonso B, et al: Chemically modified calcium phosphates as novel materials for biophosphonate delivery. *Adv Mater* 16:1423-7, 2004
100. Kantor ML. Zeichner SJ, Valachonic RW, ReiskinAb. Efficacy of dental radiographic practices: options for image receptors, examination selection and patient selection(Review). *J.Am.Dent.Assoc* 1989;119:259-268
101. Kardachi BI, Clarke NC. The use of biofeedback to control Bruxism. *J.Periodontol* 48:639 – 42, 1977
102. Kasemo B., Lausmaa J., 'Biomaterial and implant surfaces : A surface science approach. *Int. J. Oral Maxillof. Implants* 3:247-259,1988
103. Kastle MJ. An atlas of dental radiographic anatomy, 4<sup>th</sup> edition. Philadelphia; W.B. Saunders 1994.
104. Katsikeris N, Listrom R. D. and Symington. J.M "Interface Between Titanium 6,4 Alloy Implants And Bone" *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Surg.* 1987; 16: 473-476.
105. Katzberg RW., Westerson PL., Tallents RH., Anderson R., Kurita K., Manzione JV., Totterman S. Temporomandibular joint: MR assessment of rotation and sideways disk displacements. *Radiol.*169:741-8,1988
106. Kay S. Calcium Phosphate Coatings for Dental Implants *Dent.Clin.North.Am.* 1992;36:1-18
107. Kircos LT., Ortendahl DA., Mark AS., Arakawa M. Magnetic resonance imaging of the TMJ disk in asymptomatic volunteers. *J.Oral Maxillofac Surg* 45:852-4,1987
108. Knutson K. A guide to Dental Radiography. 1999.
109. Koch FP., Weng D., Kramer S., Biesterfeld S., Jahn-Eimerma , Cher A., Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design : a histomorphometric study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Mar ;21(30 ):350-6
110. Kraus ,B.: Prenatal growth and morphology of the human bony palate. *J.Dent.Res.* 39:1177,1960
111. Kroon GW, Naeije M. The influence of stimulus type and stimulus strength on the silent period in human masticatory muscles. *J. Oral. Rehabil.* 11:547-54, 1984
112. Langlais RP, Hashimoto K, Yamamoto H. Dental diagnostic imaging : Diagnostic features and pathology. Charles C. Thomas Publ. 1998
113. Langlais RP, Hashimoto K, Yamamoto H. Dental diagnostic imaging- diagnostic features and pathology. Springfield, Illinois; Charles C. Thomas Publ. Ltd 1997
114. Langlais RP, Van Rensburg LJ, Guidry J, Moore WS, Miles DA, Nortje CJ. Magnetic resonance imaging in dentistry. *Dent. Clin. North Am.* 2000 Apr; 44(2):411-26.

115. Larheim A., Johannessen S., Tveito L. Abnormalities of the temporomandibular joint in adults with rheumatic disease. A comparison of panoramic, transcranial and transfaryngeal radiography with tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 17:109-13,1988.
116. Larsson C., Thomsen P., Aronsson BO., Rodahl M., Lausma J., Kasemo B., Ericson LE. Bone response to surface- modified titanium implants: studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses. *Biomaterials* 1996;17:605-16
117. Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y: Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials* 23:844-854, 2007
118. Le Guehennec L., Soueidan A., Layrolle P., Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials* 2007 ;23 :844-854
119. Lemons J., Dietch-Misch F. Biomaterials for dental implants. In: CEM, editor. *Contemporary Implant Dentistry* Saint Louis: Mosby, Inc.;1999.p.271-302
120. Leventhal S.Gottlieb. 'Titanium, A metal for surgery' *The Journal Of Bone and Joint Surgery*. Vol. 33-A, No.2, April 1951,473-474
121. Lew I (1959) 'Progress in implant dentistry- an evaluation' *J.Am. Dent. As.* 59,478-492
122. Linder L. "Osseointegration Of Metallic Implants" (I. Light Microscopy In The Rabbit) *Acta Orthop Scand* 1989; 60 (2): 129-134
123. Linkow LI. 'Re-evaluation of mandibular unilateral subperiosteal implants : a 12 year report.' *J.Prosthet Dent* 1967 May:17(5):50 9-14
124. Luban-Plozza B. et al : Ο ψυχοσωματικός ασθενής στην καθημερινή ιατρική πρακτική. *Παριζιάνος* σελ. 214-234,1995
125. Lundeen HC, Shryock EF, Gibbs CH. An evaluation of mandibular border movements : their character and significance. *J. Prosthet. Dent.*40:442-52,1978
126. Mack Ao. 'Aclinical and histologic assesement of subperiosteal implants' *J.Prosthet. Dent.* 1973 Oct : 30(4):516-20
127. Manderson RD (1972) "Experimental Intra-Osseous Implantation In The Jaws Of Pigs." *Dent Practit Dent Res* 22, 225.
128. Mason RA, Boyrne S, A guide to dental radiography.London;Oxford Medical Publications.1998
129. McNamara JA. Electromyography of the mandibular position in the rhesus monkey ( *Macaca Mulatta*) *J.Dent.Res.*53:945, 1974
130. Miles DA, Kaugers G, Van Dis ML, Lovas J. *Oral & Maxillofacial radiology: Radiologic/pathologic correlations.* Philadelphia;W.B Saunders 1991.
131. Miles DA, Van Dis ML, Lovas J, Kaugers G. *Oral & Maxillofacial radiology: Radiologic/pathologic correlations.* Philadelphia;W.B Saunders 1996.
132. Miller CW. The temporomandibular joint. *JADA* 44:387,1952

133. Mohl DW. The temporomandibular joint. In: Mohl, Zarb, Carlsson, Rugh (eds). A text-book of occlusion. Publ Quintessence Co Inc. Chicago, 1984
134. Mohl ND. Introduction to occlusion. In: Mohl, Zarb, Carlsson, Rugh (eds). A textbook of occlusion. Publ. Quintessence Co Inc. Chicago, 15-23, 1988
135. Mohl ND. The role of head posture in mandibular function In: Solberg WK, Clark GT (eds). Abnormal jaw mechanics: Diagnosis Treatment. A textbook of occlusion. Publ Quintessence Co Inc. Chicago, 97-111, 1984
136. Moller E. The chewing apparatus. Acta Physiol. Scand. Suppl 280:1-229, 1966
137. Mongini F, Capurso V. Factors influencing the pantographic Tracings of mandibular border movements. J. Prosthet. Dent. 48:585, 1982
138. Moore K. Βασική εμβρυολογία και συγγενείς ανωμαλίες. Μετάφραση: Κοντόπουλος Α, Καραβίτη Λ. Ιατρικές εκδ. Λίτσας Αθήνα, 1978
139. Mustafa k., Wennerberg A., Wroblewski J., Hultenby K., Lopez BS., Arvidson K. Determining optimal surface roughness of Tio<sub>2</sub> blasted titanium implant material for attachment, proliferation and differentiation of cells derived from human mandibular alveolar bone. Clin. Oral. Implants Res. 2001 ;12 :515-525
140. Myrray GM, Klineberg IJ. A standardized system for evoking reflexes in human jaw elevator muscles. J. Oral. Rehabil. 11:361-72, 1984
141. Naeije M, Hanson TL. Electromyographic screening of myogenous and arthrogenous TMG dysfunction patients. J. Oral. Rehabil. 13:433-41, 1986
142. Nichols FC (1954). 'Semi-Buried Denture Implants: Review of literature and experimental study' J. Oral. Surg. 12, 217-231
143. Nishimura R., Roumanas E., Beumer J., Moy P., Shimizu K., : restoration of irradiated patients using osseointegrated implants : Current perspectives. J. Prosthet. Dent. 79:641-647, 1998
144. Ohnell LO., Palmquist J., Branemark PI., Advanced Osseointegration Surgery. Quintessenz, Berlin 1992
145. Ong JL., Carnes DL., Bessho K., Evaluation of titanium plasma-sprayed hydroxyapatite implants in vivo. Biomaterials 2004;25:4601-4606
146. Ong JL., Chan DC., Hydroxyapatite and their use as coatings in dental implants : a review. Crit Rev Biomed Eng 2000;28:667-707
147. Pilliar RM., Lee J., Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone growth into porous surface implants. Clin. Orthop. 1986;208:108-113
148. Platzer W. Μυοσκελετικό σύστημα. 1<sup>ος</sup> Τόμος. Εγχειρίδιο ανατομικής του ανθρώπου με έγχρωμο άτλαντα των Kahle W, Leonhardt H, Platzer W. Μετάφραση : Παπαδόπουλος Ν. Ιατρικές εκδ. Λίτσας. Αθήνα, 1985
149. Rasmussen OC. Longitudinal study of transpharyngeal radiography in temporomandibular arthropathy. Scand J Dent Res 88:257-68, 1980
150. Razmus TF, Williamson GF. Current oral and maxillofacial imaging. Philadelphia; W.B. Saunders. 1996.
151. Ren XS., Wei SC., Su XD. Methods of BMP immobilization and evaluation for Ti-based dental implant surface modification. Beijing Da

152. Richard S. Snell, M.D., Phd. Κλινική Ανατομική Β' Τόμος Κεφ.11 σελ 700-83
153. Rugh JD , Johnson RW. Mandibular movements. In: Mohl, Zarb, Carlsson, Rugh (eds). A textbook of occlusion. Publ. Quintessence Co Inc. Chicago, 129-41, 1988
154. Rugh JD, Drago CJ. Vertical Dimension : A study of clinical rest position and jaw muscle activity. J. Prosthet. Dent. 45:670-5, 1981
155. Rugh JD, Drago CJ. Vertical dimension: a study of clinical rest position and jaw muscle activity. J. Prosthet. Dent. 45:670-5, 1981
156. Rugh JD, Johnson RW. Mandibular movements. In: Mohl, Zarb, Carlsson, Rugh (eds). A textbook of occlusion. Publ. Quintessence Co Inc. Chicago, 129-41, 1988
157. Rugh JD, Smith BR. Mastication In: Mohl, Zarb, Carlsson, Rugh (eds). A textbook of occlusion. Publ Quintessence Co Inc. Chicago, 143-52, 1988.
158. Sadler, T.W.: Langman's Medical Embryology. 5th Ed., London 1983, Williams & Wilkins.
159. Schroeder A. A brief history of implantology. In: Schroeder A, Sutter F, Krekeler G, (eds) Oral Implantology. Thieme Medical Publishers, Inc, New York, 1991:60-65
160. Sennerby L , Thomsen P , Ericson L. E. "A Morphometric And Biomechanic Comparison Of Titanium Implants Inserted In Rabbit Cortical And Cancellous Bone" Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1992 ; 7 : 62-71, No. 1.
161. Sennerby L, P. Thomsen, and L. E. Ericson. "Calcified Bone does not reach the implant surface of 'Osseointegrated' non-alloyed Titanium" p. 82 May 20-23, 1990. 16TH Annual Meeting in Conjunction with the 22nd International Biomaterials Symposium. " Society for Biomaterials
162. Sennerby L, Roos J. "Surgical Determinants Of Clinical Success Of Osseointegrated Oral Implants: A Review of The Literature." Int J Prosthodont 1998; 11: 408-420
163. Sennerby L, Thomsen P , Ericson L. E. "Early Tissue Response To Titanium Implants Inserted In Rabbit Cortical Bone." Journal Of Materials Science: Materials In Medicine 4, 1993, 494-502. 331
164. Sennerby L, Thomsen P , Ericson L. E. "Early Tissue Response To Titanium Implants Inserted In Rabbit Cortical Bone" Part 1 . Journal Of Materials Science In Medicine 4, 1993, 240-250
165. Sennerby L, Thomsen P, Ericson L. E. "Early Bone healing around titanium implants" p. 225 Constituent Societies: Canadian Biomaterials S., European S. for Biomaterials, Japanese S. For Biomaterials, S. for Biomaterials USA. "Fourth World Biomaterials Congress April 24-28, 1992 International Congress Center. Berlin . Transactions and Final Program.
166. Sennerby L. "On the Bone Tissue Response To Titanium Implants." Thesis Department Of Handicap Research, Goteborg University ,

Goteborg, Sweden. 1991

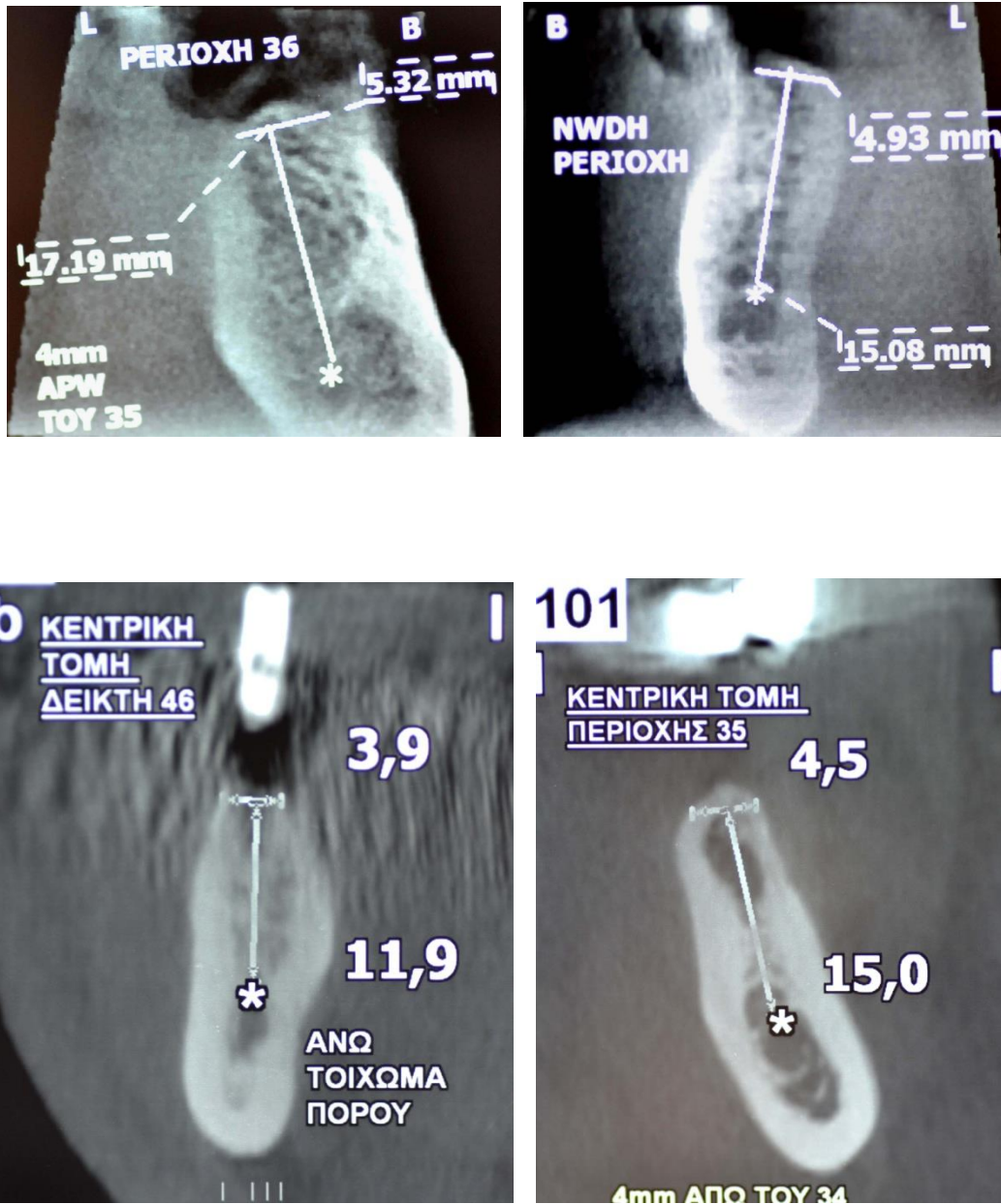
167. Skeikholeslam A, Moller E, Lousis I. Pain tenderness and strength of human mandibular elevators. *Scand. J. Dent. Res.* 88:60-5, 1987
168. Snell S. Richard Κλινική Ανατομική σελ.747-48
169. Souza AF, Queiroz PT, Guastaldi CA, Garcia-Junior RI, Magro-Filho O et al.: Comparative in vivo study of commercially pure Ti implants with surfaces modified by laser with and without silicate deposition: Biomechanical and scanning electron microscopy analysis. *J Biomed Mater Res Part B* 101B: 76-84, 2013
170. Stark, R.B.: Development of the face. *Surg. Gynecol. and Obstetrics* 137:403-408, 1973
171. Sul YT., Johansson C., Albrektsson T. Which surface properties enhance bone response to implants ? Comparison of oxidized magnesium, TiUnite and Osseotite implant surfaces. *Int S. Prosthodont* 2006;19:319-328
172. Ten Cate, A.R.: Development of the dentofacial Complex. In Lewine N. and Paedo D. (Eds). *The Dental Clinics of North America. Vol.26. London 1982, W.B. Saunders Co.*
173. Thomas KA., Cook SD., An evaluation of variable influencing implant fixation by direct bone apposition. *J. Biomed. Mater. Res.* 1985;19:875-901
174. Thomsen P, Larsson C, Ericson L. E, Sennerby L, Lausmaa J, Kasemo B. " Structure of the interface between rabbit cortical bone and implants of Gold, zirconium and titanium." *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 8, 1997, 653-665.
175. Toller PA. Transfaryngeal radiography for arthritis of the mandibular condyle. *Br J Oral Surg* 7:47-54, 1969
176. Toto PD, Coukas NC and Abati A. (1963) 'Reaction of bone to magnetic implant' *J. Dent. Res.* 42, 643-652
177. Toto PD, Coukas NC and Sanders DS (1962) 'Reaction of bone and mucosa to implants magnets' *J. Dent. Res.* 41, 1438-1449
178. Trapp A.G. 'Interactions of Aluminum with cofactors, Enzymes and other proteins' Conference on Alumin
179. Tzakis M. Clinical and experimental studies on effects of fatigue and training. Thesis. Goteborg, 1992
180. Weinberg LA., Role of condylar position in TMG dysfunction-pain syndrome. *J Prosthet. Dent.* 41:636-42, 1979.
181. Wennerberg A., Albrektsson T., Anderson B., An animal study of c.p. titanium screws with different surface topographies. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 1995;6:302-309
182. Westesson PL, Katzberg RW, Tallents RH και συν. CT and MRI of the temporomandibular joint: comparison with autopsy specimens. *Am. J. Roentgenol* 148:1165-71, 1987.
183. Westesson PL., Katzberg RW., Tallents RH., Sanchez Woodworth Re., Svensson SA., CT and MR of the temporomandibular joint: comparison with autopsy specimens. *Am J Roentgenol* 148:1165-71, 1987

184. White SC, Pharcach M.I.: oral radiology Principles and Interpretation. Fourth Edition. Mosby, St Louis 2000:2-20,24-39,47-50, 87-90,125-127,194-216,223-237.
185. Widelec J. Casselman J. Magnetic resonance imaging in oral medicine. Principle indications and contra- indications Rev. Belge. Med.Dent. 1996;51(2):127-34.
186. Willard D, McCal Jr. The musculature. In: Mohl-Zarb-Carlsson\_Rugh (eds) . A textbook of occlusion. Publ. Quintessence Co Inc,97-114,1988
187. Willard D, McCall Jr. The musculature. In:Mohl-Zarb-Carlsson-Rugh (eds). A textbook of occlusion. Publ Quintessence Co Inc, 97-114,1988.
188. Willard D, McCall Jr. The musculature. In:Mohl-Zarb-Carlsson-Rugh (eds). A textbook of occlusion. Publ Quintessence Co Inc, 97-114,1988.
189. Yang Y., Kim KH., Ong JL. A review on calcium phosphate coatings produced using a sputtering process- an alternative to plasma spraying. Biomaterials 2005;26:327-337
190. Yoshinari M, Oda Y, Ueki H, Yokose S: Immobilization of biophosphonate on surface modified titanium. Biomaterials 22:709-15, 2001
191. Zarb G., Lekholm U., Branemark PI., : Advanced Osseointegration Surgery. Applications in the maxillofacial region. Chicago Quintessence Publ. Co p.94-107,1992
192. Zarb GA Oral motor patterns and their relation to oral prostheses. J Prosthet Dent 47:472-8, 1982
193. Zitzmann NU., and Schaerer P.: Oral Rehabilitation with dental implants. Zurich 1997
194. Αδάμ Α. Στοιχεία ακινήτου οδοντικής προσθετικής . Επιστημονικές εκδ. Παρισιάνος. Αθήνα,1971
195. Αδάμ Α. στοιχεία ακινήτου οδοντικής προσθετικής. Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνος. Αθήνα, 1971
196. Βλάχος, Ι.: Στοιχεία Φυσιολογικής γενικής εμβρυολογίας του ανθρώπου. Μέρος Β'. Αθήναι 1976, Εκδ. Ολκός.
197. Γαρέφης Π. Ακίνητη προσθετική. Κλινική Φυσιολογία του Στοματογναθικού Συστήματος. 1<sup>ος</sup> τόμος. Θεσσαλονίκη, 1986
198. Δρούγκας Χ. Βύρων Λειτουργία και Δυσλειτουργία του Στοματογναθικού Συστήματος Κεφ. 15 σελ.304-305
199. Δρούγκας Β, Σταθόπουλος Α. Στοιχεία Ακίνητης Προσθετικής 1<sup>ος</sup> τόμος. Επιστημονικές εκδ. Παρισιάνος. Αθήνα,1987
200. Δρούγκας Β. Συμβολή στη μελέτη της αποκλίσεως της προωστικής κονδυλικής ατραπού και της σχέσεως αυτής προς την οριζόντια και κάθετη μεσοτομική απόσταση, εκφραζόμενων και αξιολογουμένων επί αρθρωτήρος Whip-mix (Κονδυλική ατραπό – Τομική τράπεζα). Διατριβή επί διδακτορία. Αθήνα, 1978
201. Δρούγκας Β., Σταθόπουλος Α. Στοιχεία ακίνητης προσθετικής . 1<sup>ος</sup> τόμος. Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνος. Αθήνα, 1987.
202. Δρούγκας Β., Σταθόπουλος Α. Στοιχεία ακίνητης προσθετικής . 1<sup>ος</sup> τόμος. Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνος. Αθήνα, 1987.
203. Καλούμενος ΚΙ., Neff PA. Η τομογραφία της κροταφογναθικής

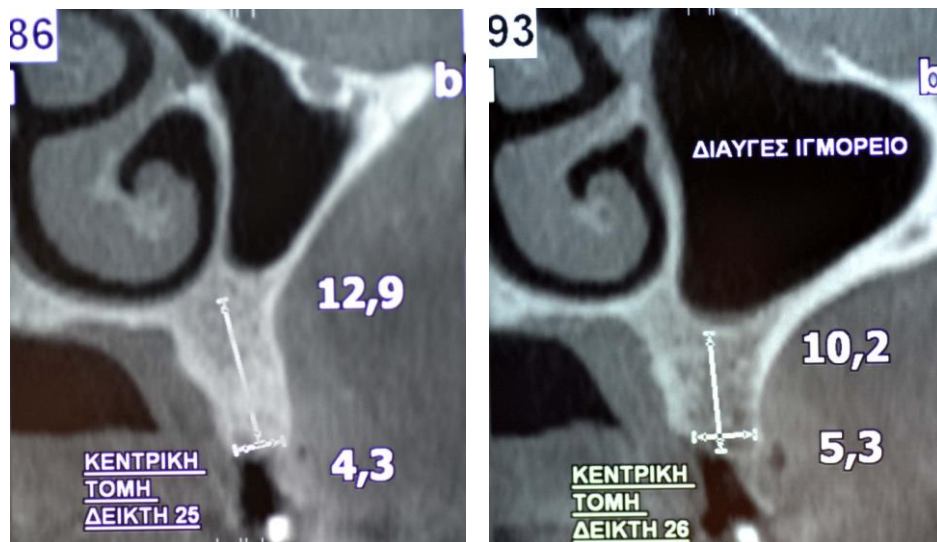
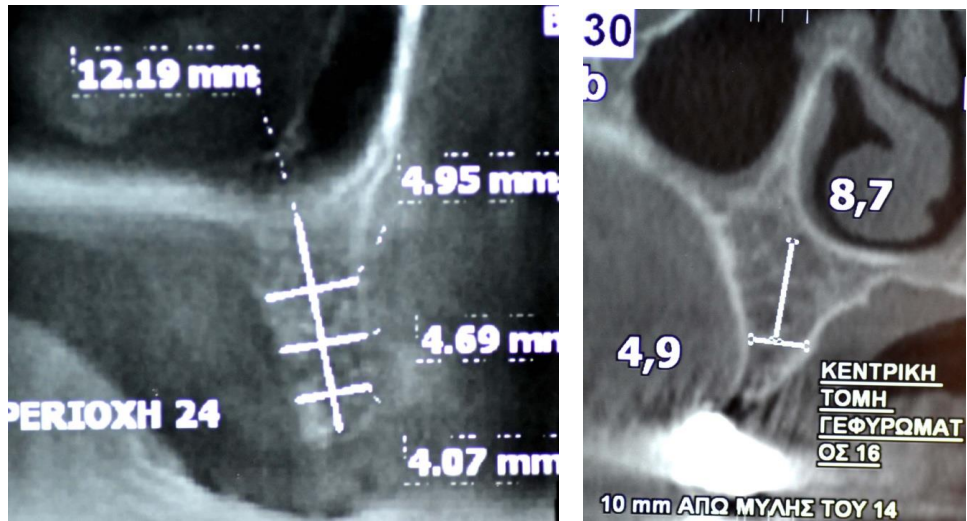
- διαρθρώσεως. Συγχρ Οδοντ. 5:35-46, 1985
204. Κατρίτσης Ε, Παπαδόπουλος Ν. Ανατομική του ανθρώπου. Βιβλίο ΙΙ. Μυϊκό σύστημα-περιφερικό κυκλοφορικό σύστημα.-περιφερικό νευρικό σύστημα και οδηγός ανατομικών παρασκευών. Ιατρικές εκδ. Λίτσας. Αθήνα,1986.
205. Κουμαριανός Δημ. Εκδ.Ζεβελεκάκη Μαγνητική Τομογραφία Από τις Βασικές αρχές στην Κλινική πράξη.
206. Λιονής Ιωάννης Ε-Thesis 2009 «Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός. Βασικές αρχές και απεικόνιση»
207. Μαράτου Νικητοπούλου Γ. Φυσιολογία του ανθρώπου. Επιστημονικές Εκδ. Παρισιάνος. Αθήνα,1983
208. Παπανικολάου Σ. Εμβρυολογία και Ιστολογία Στόματος Κεφ.4 Οστίτης Ιστός – Οστά των γνάθων σελ. 91-109
209. Προυκάκης ΧΧ: Ιατρική Φυσική, Τόμος 1<sup>ος</sup>, Ιατρική Ακτινοφυσική. Β' Εκτύπωση, Εκδ. Γρ. Παρισιάνος, Αθήνα,1983'55-67,74-97,172-193,100-114,116-137,145-170.
210. Σπυροπούλου Μ. Βασικές αρχές ορθοδοντικής.Αθήνα,1988
211. Σπυροπούλου, Μ.:Ο χόνδρος του Meckel και η σημασία του στη διάπλαση της κάτω γνάθου και της κροταφογναθικής διάρθρωσης . Οδοντοστοματολογικής Πρόοδος 33:241-242,1979
212. Στασινόπουλος, Ε.: Εμβρυολογική ανάπτυξη του προσώπου και της στοματικής κοιλότητας. Οδοντοστομ. Πρόοδος 23: 281-299 και 371-379,1969
213. Τζάκης Μ. Η επίδραση της άσκησης με μαστίχα στα επιμέρους τμήματα του στοματογναθικού αυατήματος. Διδακτορική διατριβή. Αθήνα, 1987
214. Τζάκης Μ. Η επίδραση της άσκησης με μαστίχα στα επιμέρους τμήματα του στοματογναθικού συστήματος. Διδακτορική διατριβή. Αθήνα, 1987
215. Τσιχλάκης Κ., Πατσάκας Α., Πιερράκου Ε., Μεταβολές σχήματος, μεγέθους και θέσης των επιφανειών του κονδύλου στο ορθοπαντομογράφημα. Πειραματική μελέτη in vitro.Στοματ. Γναθοπροσωπ. Χειρουργ. 4:25-30,1988

**ΦΩΤΟΓΡΑΦΙΚΟ ΥΛΙΚΟ  
ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΩΝ CT ΚΑΙ MRI  
ΤΗΣ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ**

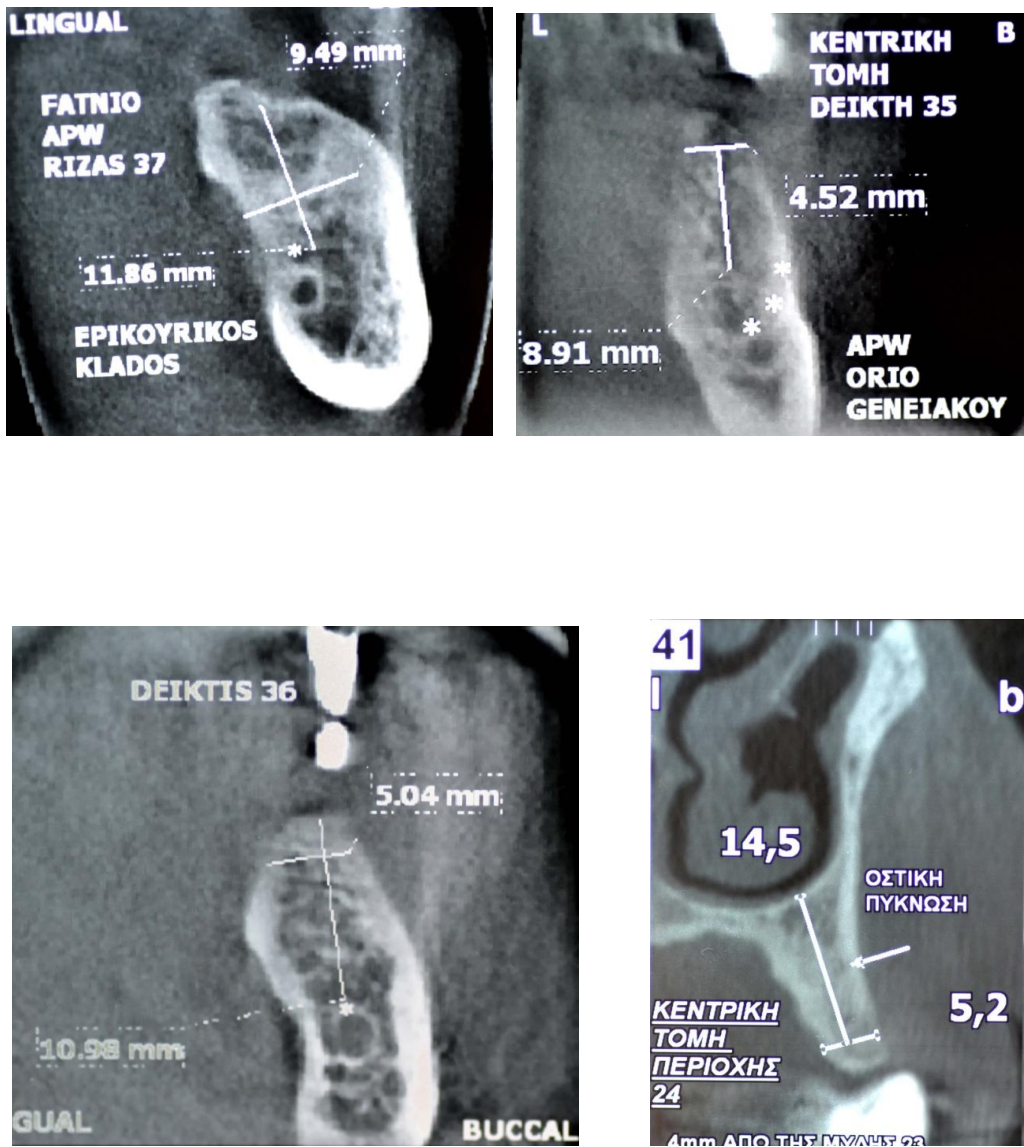




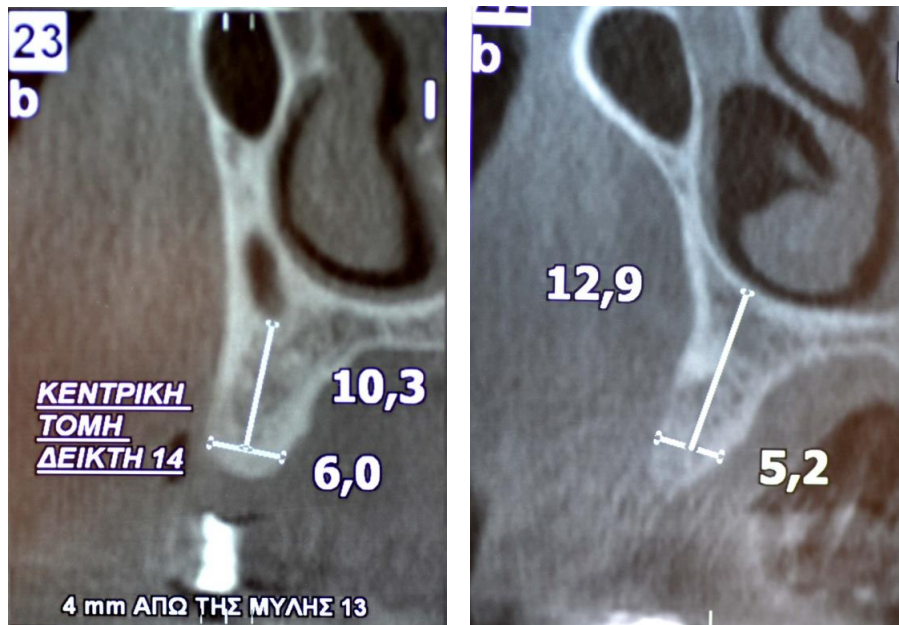
**Εικ.1** Κάθετες τομές που διακρίνεται το μήκος (L) και το εύρος (D) του οστού.



**Εικ.2** Μετρήσεις σε κάθετες τομές CT άνω γνάθου. Διακρίνονται ευκρινώς τα ανατομικά μέρη όπως π.χ. το ιγμόρειο.

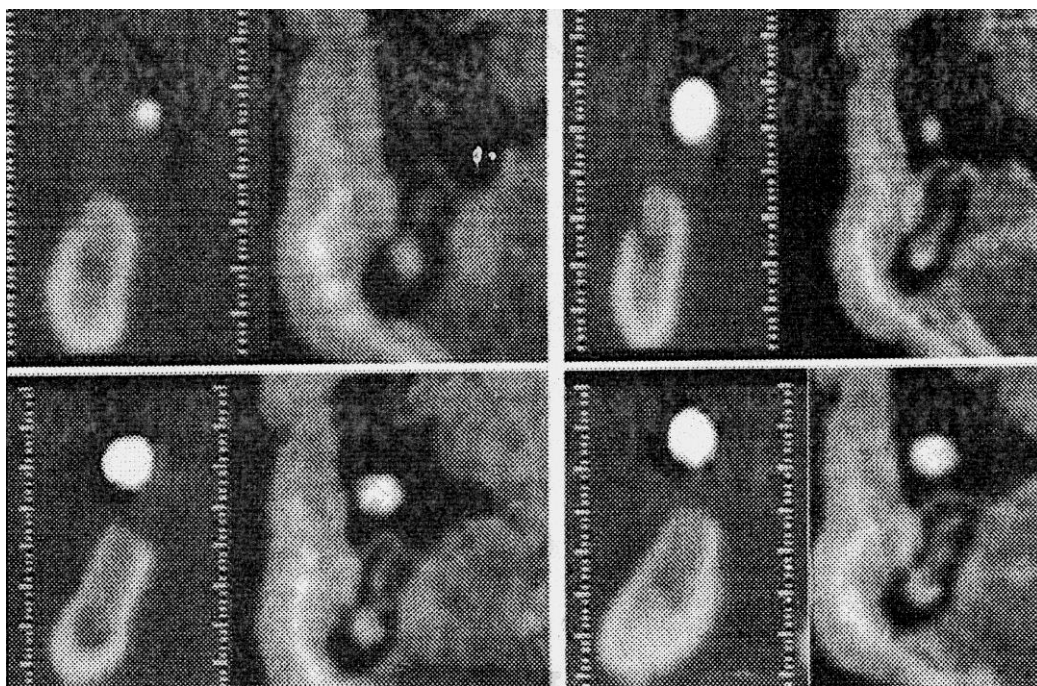
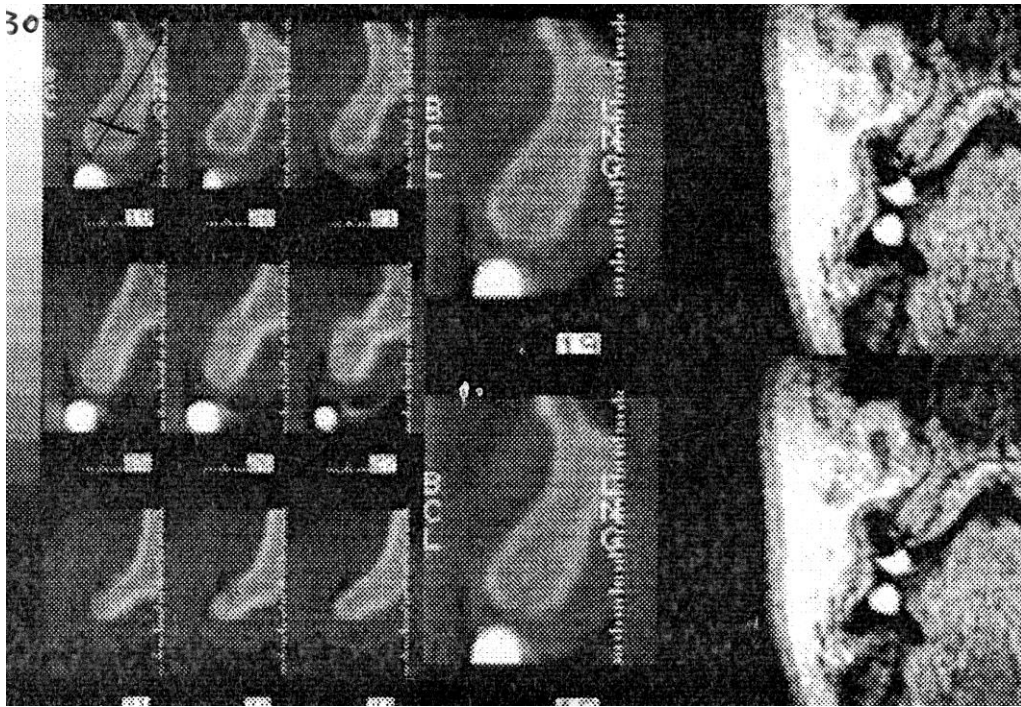


**Εικ.3** Διακρίνονται οι μετρήσεις του μήκους (L) και του εύρους (D) του οστού της κάτω γνάθου στις θέσεις τοποθέτησης των εμφυτευμάτων.

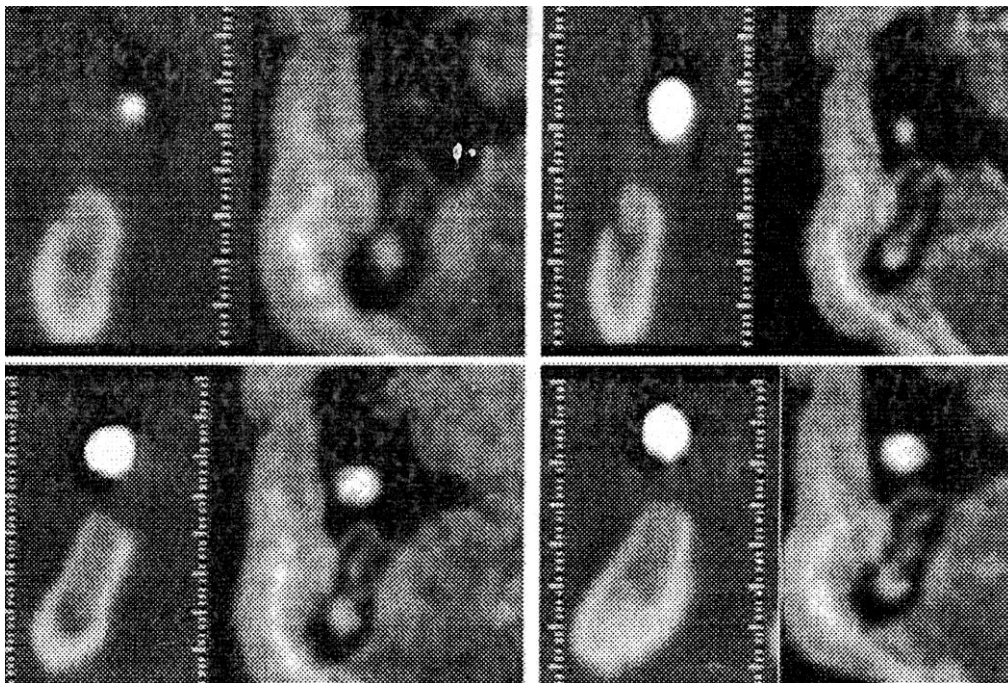
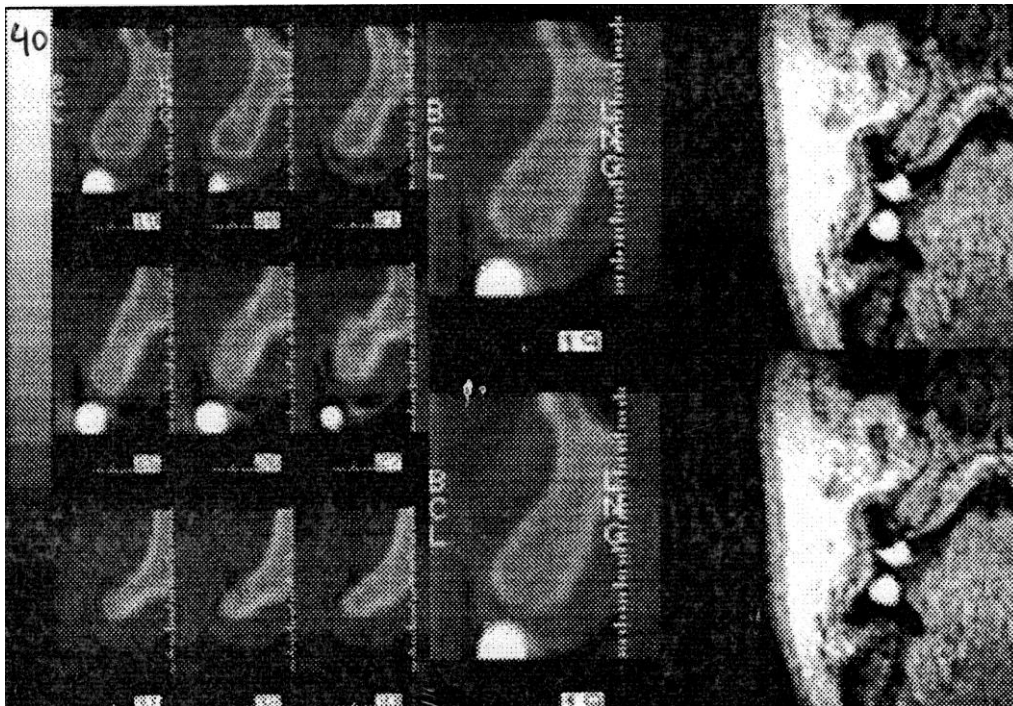


**Εικ.4** Μετρήσεις του μήκους (L) και του εύρους (D) του οστού των θέσεων προς τοποθέτηση εμφυτευμάτων.

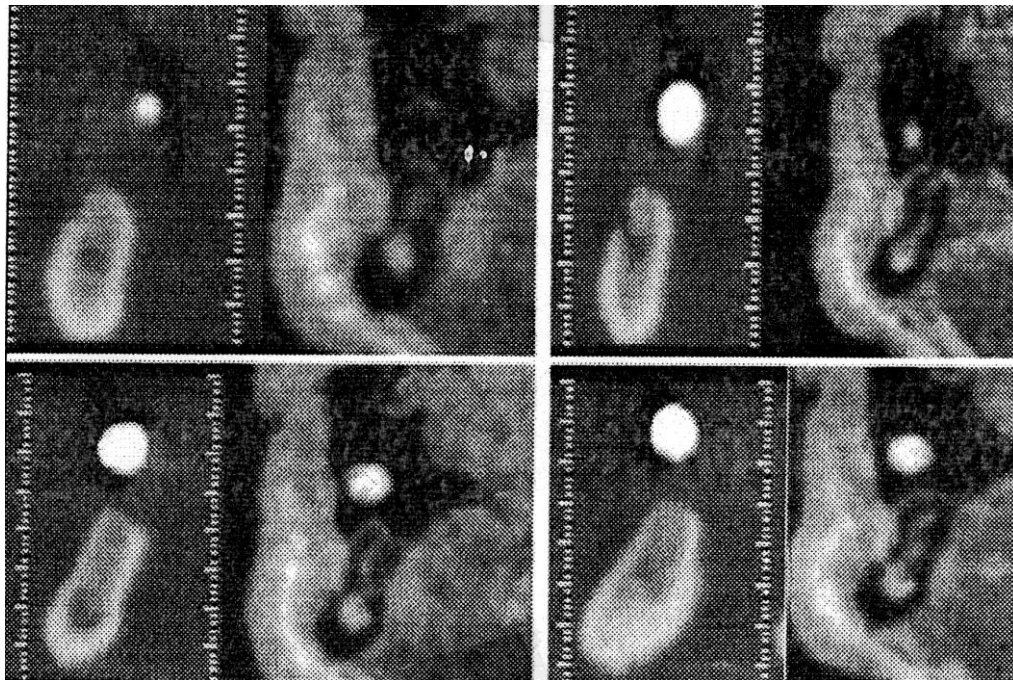
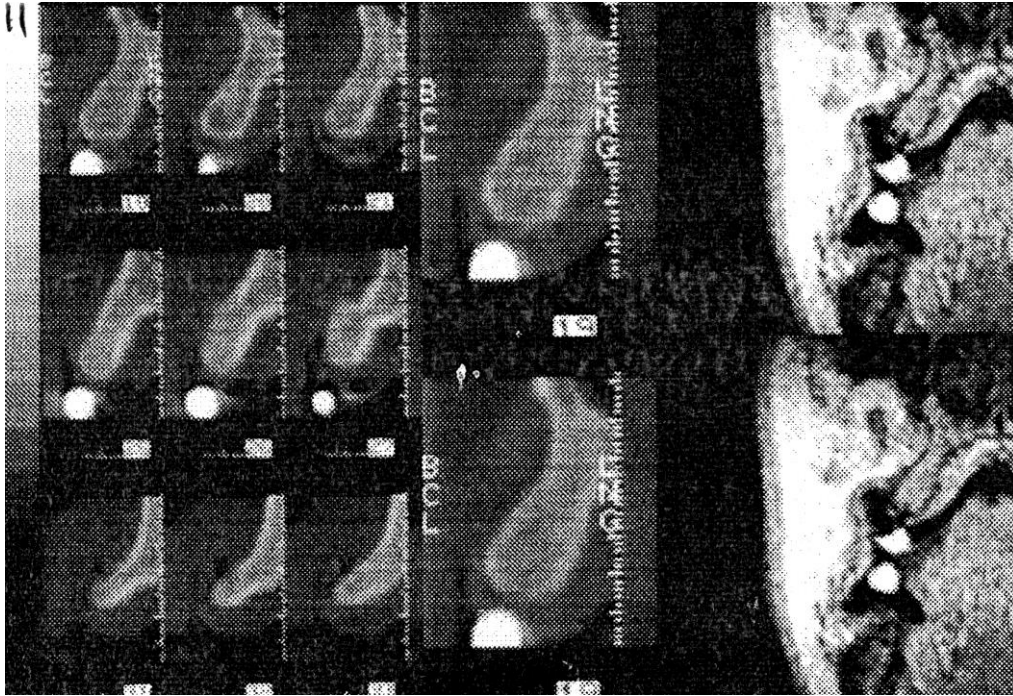




**Εικ.5** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις.

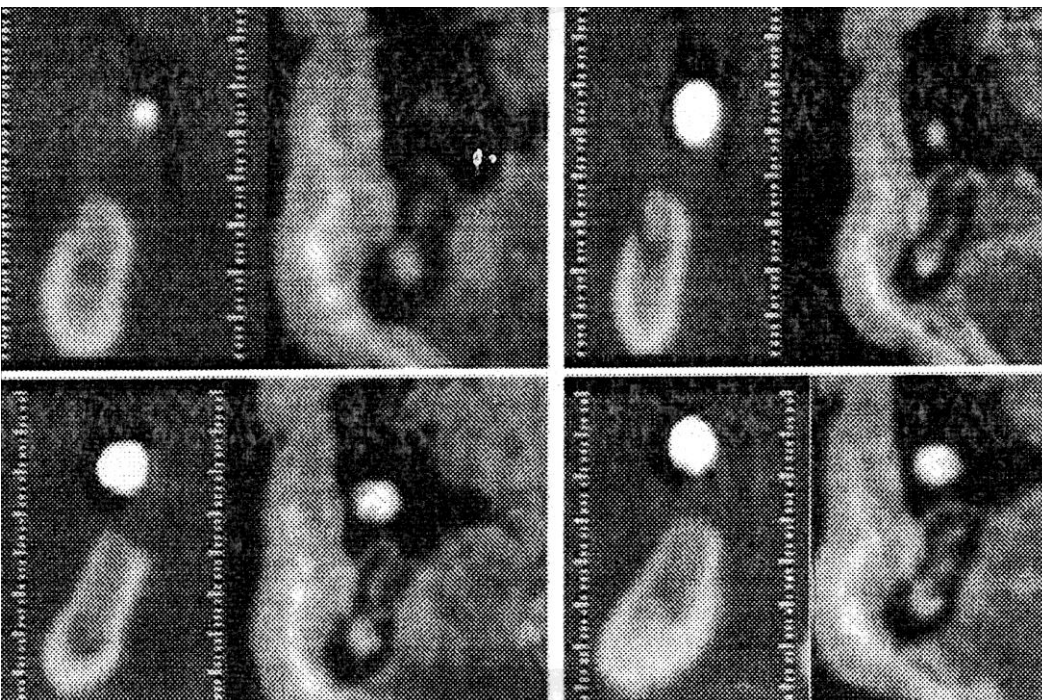
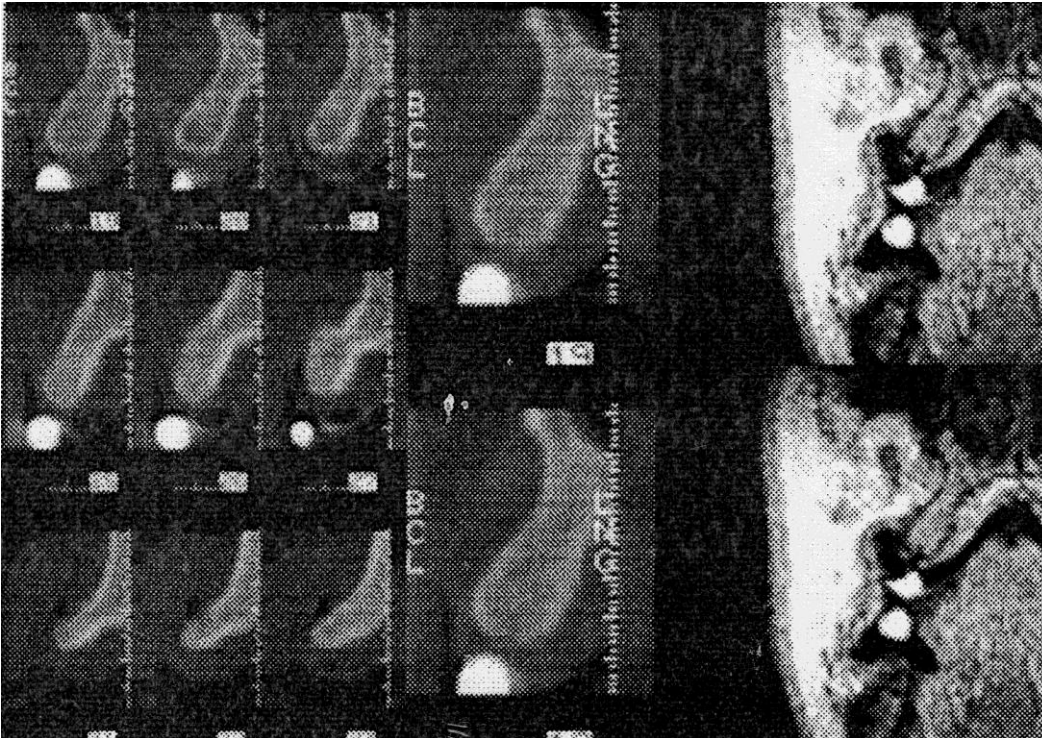


**Εικ.6** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις.



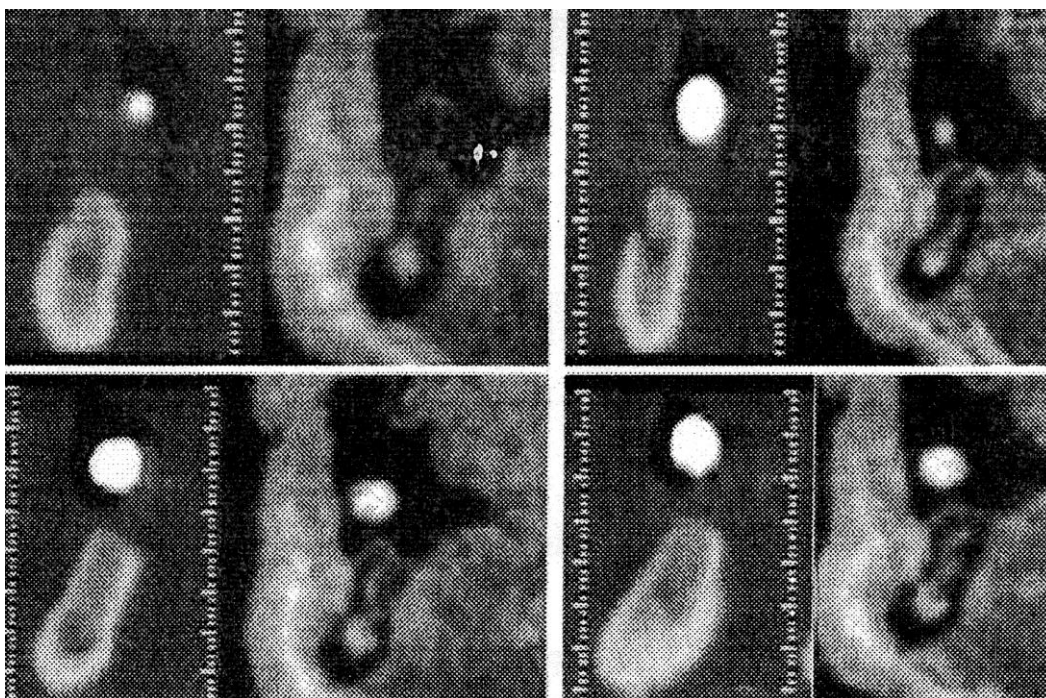
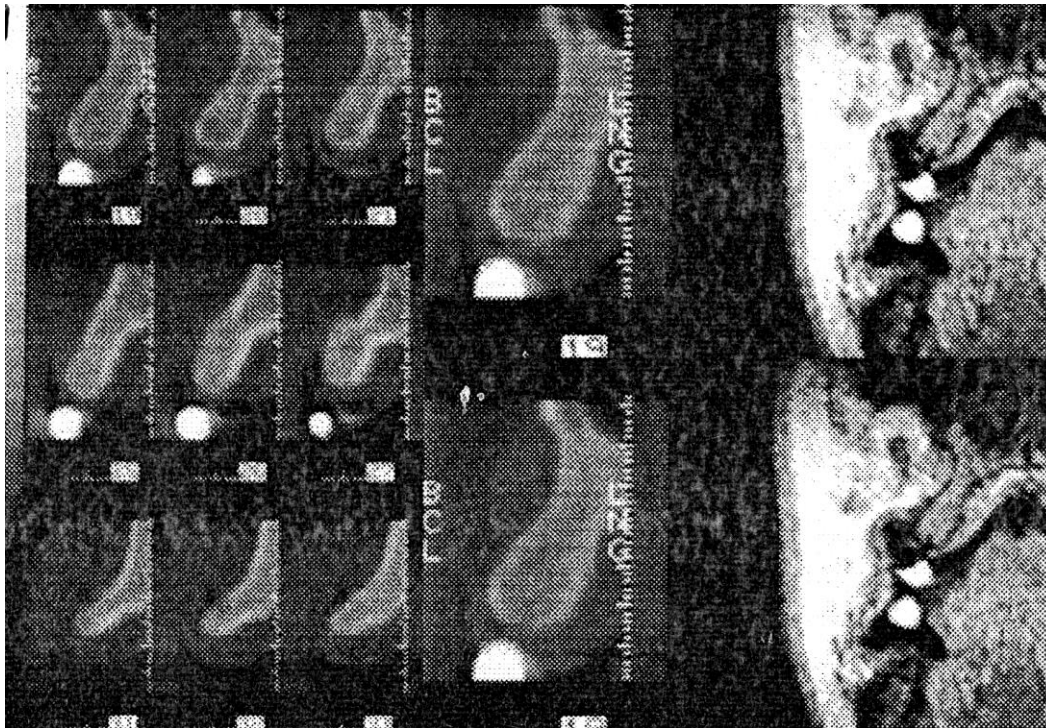
**Εικ.7** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις.



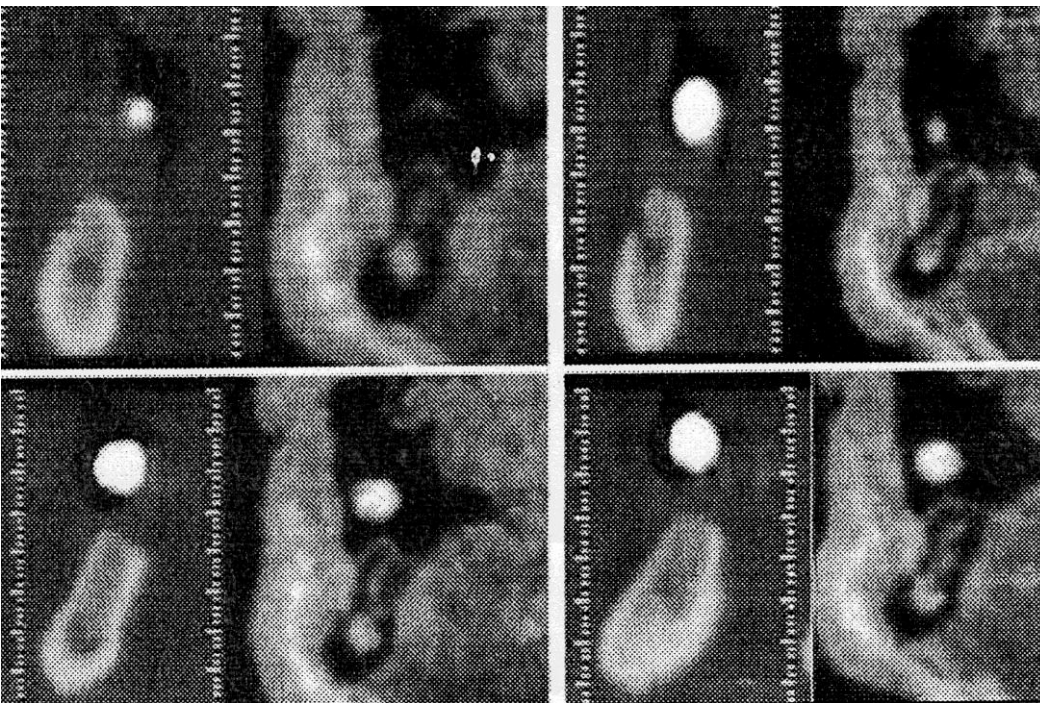
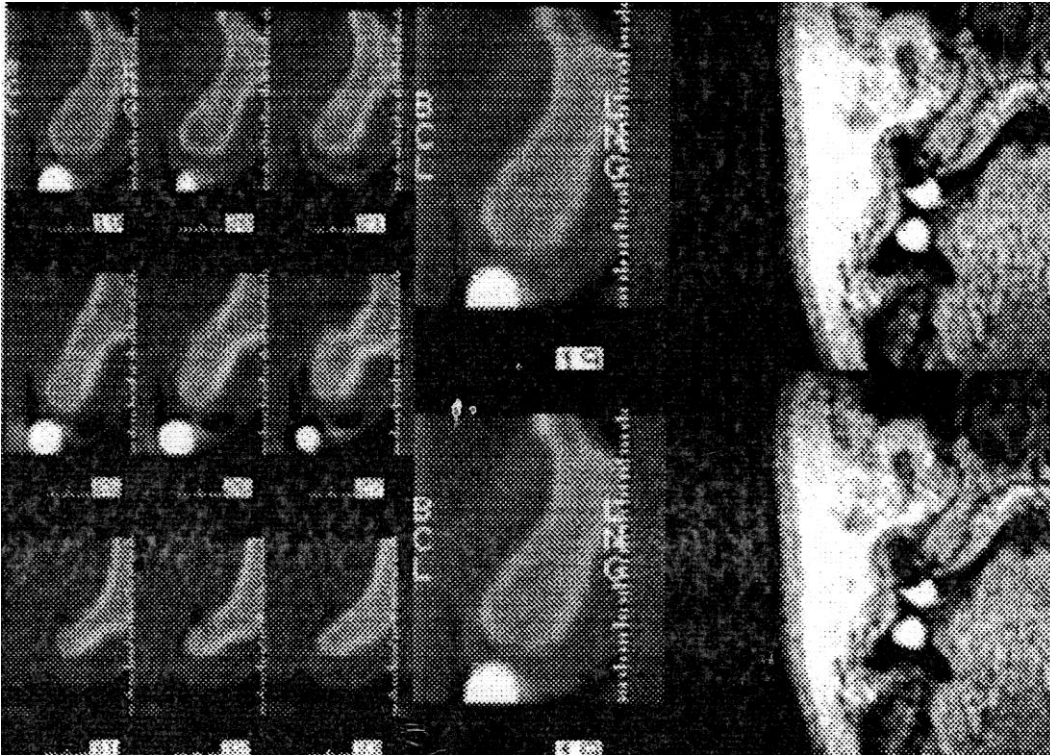


**Εικ.8** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις.

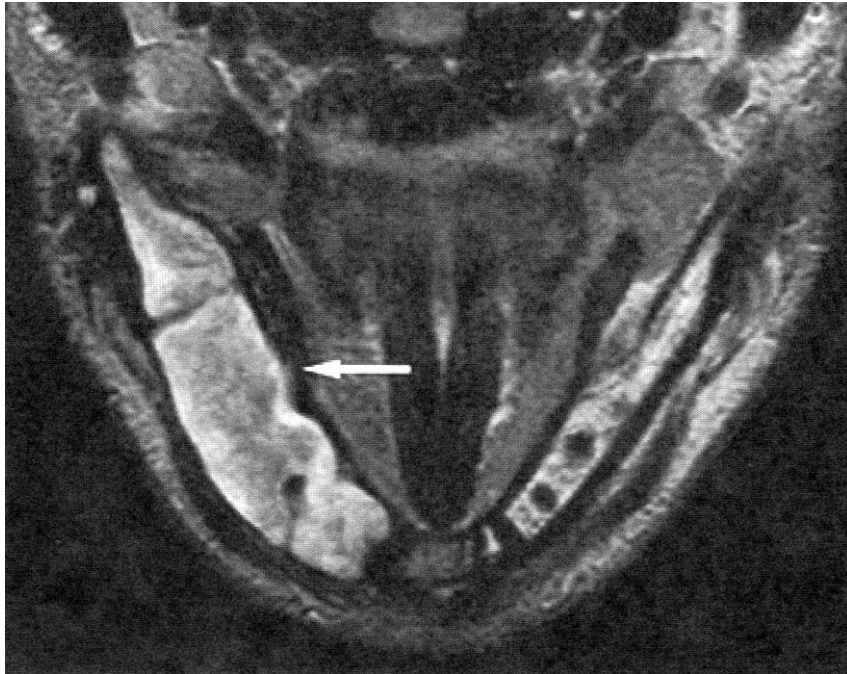




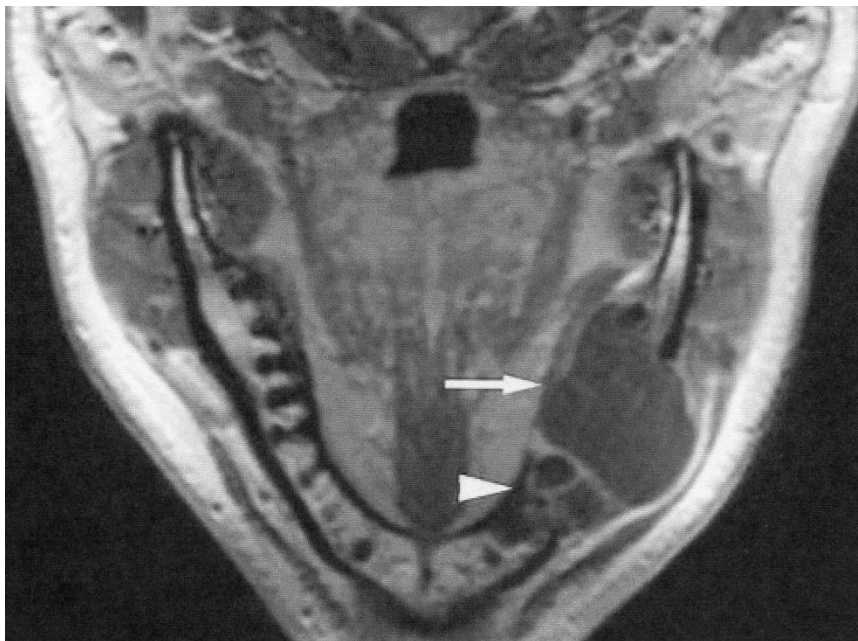
**Εικ.9** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις.



**Εικ.10** Εικόνες ανασυνθέσεις CT και MRI άνω γνάθου. Τομές κάθετες στη φατνιακή ακρολοφία επί των οποίων έγιναν οι μετρήσεις.

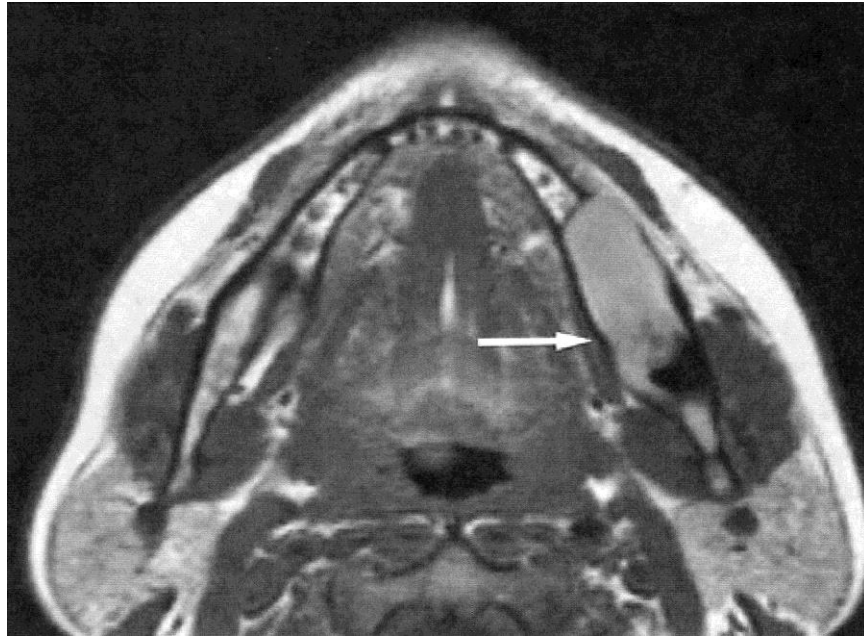


**Εικ.11** Διατομή με MRI κάτω γνάθου στην οποία διακρίνεται στο δεξιό ημιμόριο λύσις της συνέχειας του οστού και αριστερά φυσιολογικό οστό στο οποίο πρόκειται να τοποθετηθούν εμφυτεύματα.

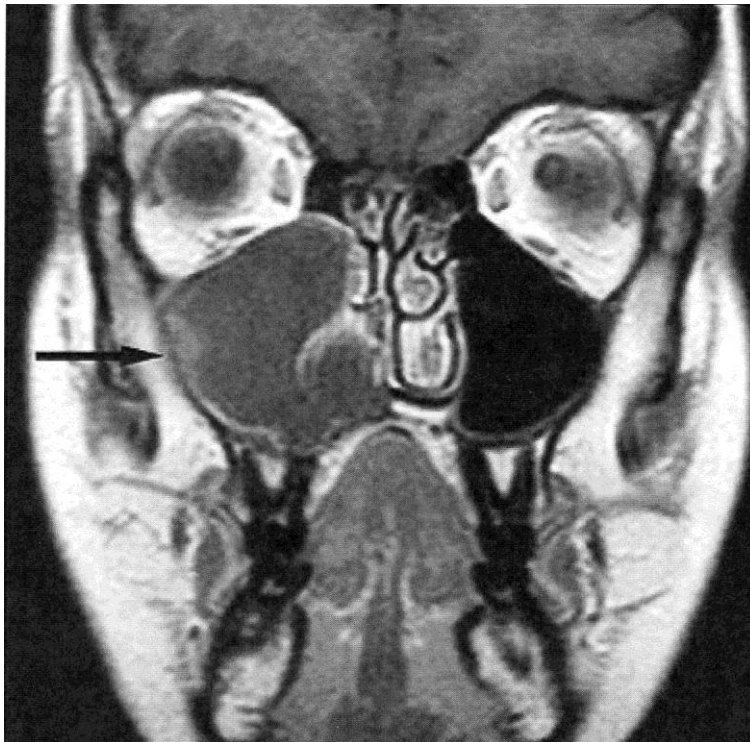


**Εικ.12** Διατομή με MRI κάτω γνάθου στην οποία διαπιστώθηκε εγγύς της περιοχής τοποθέτησης εμφυτευμάτων ευμεγέθους οδοντογναθική κύστη όπως δείχνουν τα βέλη.

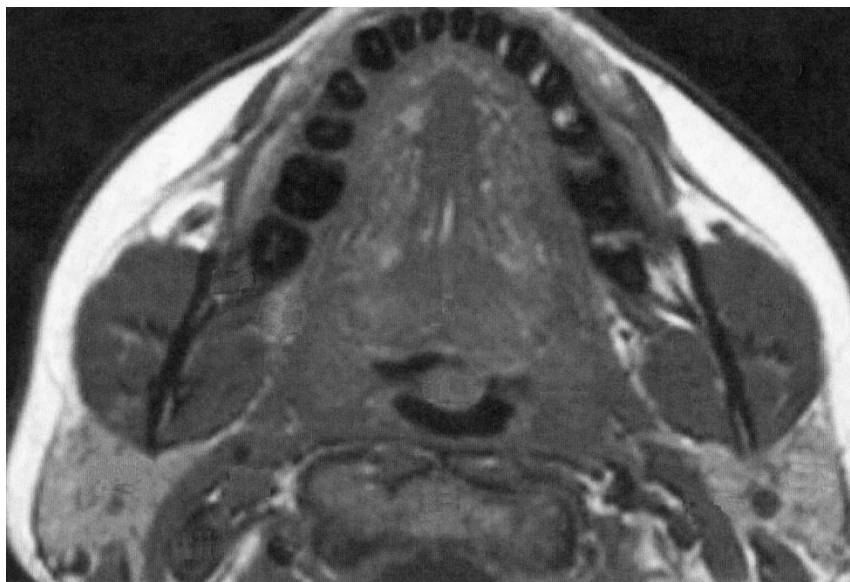




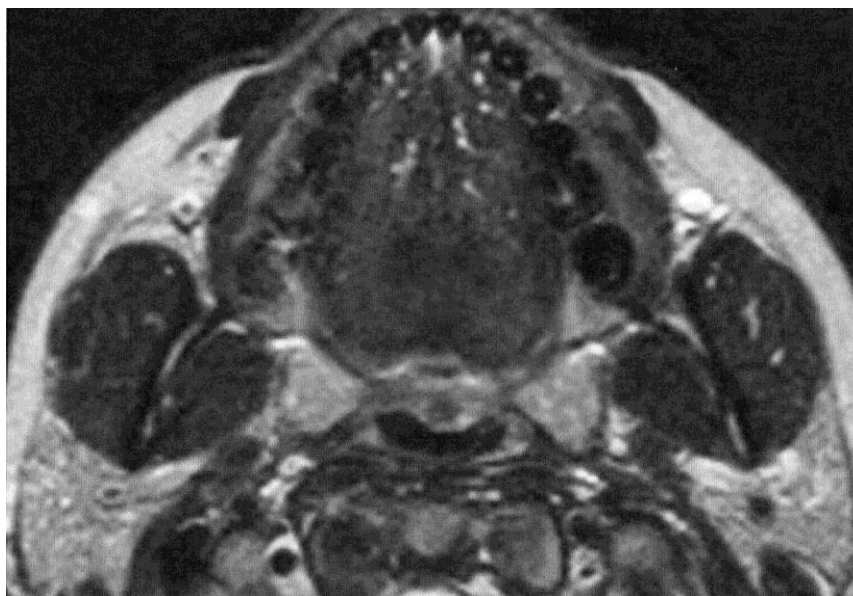
**Εικ.13** Σε MRI άνω γνάθου διακρίνεται στο δεξιό ημιμόριο οδοντογναθική κύστη η οποία καταλαμβάνει το οστό από την περιοχή του προγόμφιο και πίσω.



**Εικ.14** Κάθετη διατομή με MRI άνω γνάθου στην οποία διακρίνεται το καθαρό ιγμόρειο άντρο, το έδαφος του καθώς επίσης και τα μαλακά μόρια γύρω από το οστό στο οποίο πρόκειται να τοποθετηθεί εμφύτευμα.



**Εικ.15** Διατομή του άνω οδοντογναθικού συστήματος με τη βοήθεια του μαγνητικού συντονισμού (MRI) στην οποία διακρίνονται με λεπτομέρεια τα μαλακά μέρη και το οστό της άνω γνάθου.



**Εικ.16** Διατομή του άνω οδοντογναθικού συστήματος με τη βοήθεια του μαγνητικού συντονισμού (MRI) στην οποία διακρίνονται τα οστικά εκμαγεία των φατνίων





