



**ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ**  
ΣΧΟΛΗ: ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ: ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΚΩΝ ΚΑΤΑΣΚΕΥΩΝ ΚΑΙ ΑΥΤΟΜΑΤΟΥ ΕΛΕΓΧΟΥ

## **ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

στο πλαίσιο του μαθήματος  
Εμβιομηχανική και Βιοϊατρική Τεχνολογία

# **ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ pQ-CT ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ 3-Δ ΜΟΝΤΕΛΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΜΑΚΡΩΝ ΟΣΤΩΝ**

Επιβλέπων Καθηγητής : Χρ. Προβατίδης  
Αν. Καθηγητής ΕΜΠ

ΟΜΗΡΟΣ ΕΞΑΡΧΟΣ

ΑΘΗΝΑ

ΙΟΥΛΙΟΣ 2007

# Π Ε Ρ Ι Ε Χ Ο Μ Ε Ν Α

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1<sup>ο</sup>: ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ ΟΣΤΩΝ ..... σελ. 1

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2<sup>ο</sup>: ΥΠΑΡΧΟΥΣΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΟΣΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ. σελ. 20

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3<sup>ο</sup>: ΠΡΟΤΑΘΕΙΣΑ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ  
..... σελ. 30

ΠΑΡΑΤΗΜΑ: ΔΗΜΟΣΙΕΥΘΕΙΣΑ ΕΡΓΑΣΙΑ .....σελ. 51

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1<sup>ο</sup>

## ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ

### ΟΣΤΩΝ

---

*Στο κεφάλαιο αυτό αναφέρονται κάποια γενικά στοιχεία σχετικά με τη δομή των οστών, τη σύστασή τους, την μηχανική τους αντοχή, την οστική ανακατασκευή καθώς και γενικά στοιχεία για τη διάγνωση της οστεοπόρωσης.*

---

## Εισαγωγή

Το σκελετικό σύστημα, σημαντικό για το σώμα τόσο από εμβιομηχανικής απόψεως όσο και μεταβολικής, είναι κατασκευασμένο από μεμονωμένα οστά και από το συνδετικό ιστό που τα ενώνει (χόνδρος) με τα πρώτα να αποτελούν τα κύρια συστατικά του σκελετικού συστήματος και να διαφέρουν από τον συνδετικό ιστό σε ακαμψία και αντοχή. Η διαφοροποίηση όσον αφορά σε αυτές τις μηχανικές ιδιότητες οφείλεται στα συστατικά υλικά του οστού. Πρόκειται για ένα σύνθετο υλικό αποτελούμενο από διαφορετικές ουσίες συνδεδεμένες μεταξύ τους με τέτοιο τρόπο ώστε να δημιουργούν ένα υλικό με εξαιρετικές μηχανικές ιδιότητες. Πιο συγκεκριμένα, αποτελείται από την οργανική μήτρα, κατασκευασμένη από κολλαγόνο, και από μη κολλαγονούχες πρωτεΐνες και ιχνοστοιχεία, στα οποία είναι προσκολλημένο ένα κρυσταλλικό άλας (ανόργανο τμήμα) που ονομάζεται υδροξυαπατίτης. Αναφέρεται ότι ο σκελετός ενός ενήλικου ανθρώπου αποτελείται από 206 διαφορετικά οστά. Ωστόσο, είναι σύνηθες να βρεθεί κάποιο άτομο με ένα παραπάνω πλευρό ή ένα πρόσθετο οστό στα χέρια ή στα πόδια.

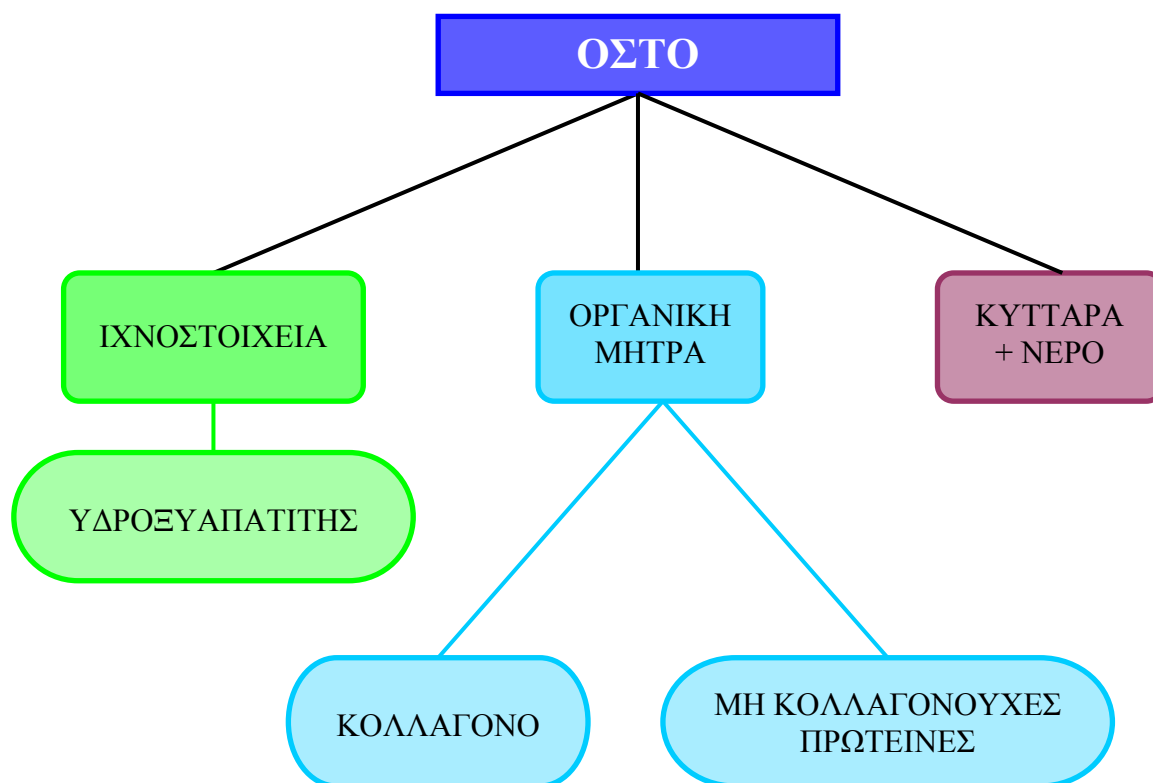
Τα οστά έχουν πολλαπλούς ρόλους στον οργανισμό και αυτό τα καθιστά ένα ζωτικό σημασίας κομμάτι στο σύστημα που λέγεται άνθρωπος. Είναι ιδιαίτερα ενεργά όργανα, με πολύπλοκη αιμάτωση, θεμέλιο ουσία που αποτιτανώνεται και εξειδικευμένους κυτταρικούς πληθυσμούς (οστεοκύτταρα, οστεοβλάστες και οστεοκλάστες κ.λ.π.) που είναι υπεύθυνοι για τη διαρκή συντήρηση και ανακατασκευή τους. Για τους παραπάνω λόγους άλλωστε υπάρχουν συγκεκριμένες ειδικότητες ιατρικής που ασχολούνται με τη φύση και την ανατομία των οστών όπως η ορθοπαιδική. Οι λειτουργίες που επιτελεί ο ανθρώπινος σκελετός είναι οι εξής:

- Διατηρεί το σχήμα του σώματος και αποτελεί τον υποστηρικτικό μηχανισμό του.
- Προστατεύει τους μαλακούς ιστούς των κρανιακών, θωρακικών και πυελικών κοιλοτήτων (όργανα).
- Παρέχει το πλαίσιο μέσα στο οποίο βρίσκεται ο μυελός των οστών.
- Αποτελεί το μηχανισμό που καθιστά δυνατή και ευέλικτη την κίνηση του σώματος, μεταφέροντας τις δυνάμεις, που αναπτύσσονται λόγω σύσπασης των μυών κατά το βάδισμα, από το ένα τμήμα του σώματος στο άλλο.

Οι παραπάνω λειτουργίες γίνονται εφικτές λόγω της ακαμψίας και αντοχής του οστού, ενώ αυτές που ακολουθούν λόγω των μεταβολικών του ιδιοτήτων.

- Αποτελεί έναν ανεξάντλητο μεταβολικό αποθηκευτικό χώρο για ιόντα και κυρίως ασβέστιο.
- Παράγει ερυθροκύτταρα.
- Συντελεί στη ρύθμιση.

Ενώ, λοιπόν, εκ πρώτης όψεως τα οστά φαίνονται να είναι ένα μικρό και απλό, ως προς τη σύνθεση και τη λειτουργία, μέρος του συστήματος που λέγεται «σκελετός» παρουσιάζουν πολλές ιδιαιτερότητες που γίνονται φανερές καθημερινά στην κλινική πράξη. Διαγραμματικά η σύσταση του οστού φαίνεται παρακάτω (Σχήμα 1).



Σχήμα 1: Διαγραμματική σύσταση οστού

## Μακροσκοπική δομή των οστών

### Σχήμα – Μορφή

Τα οστά, ανάλογα με το σχήμα τους, ταξινομούνται στις εξής πέντε ομάδες:

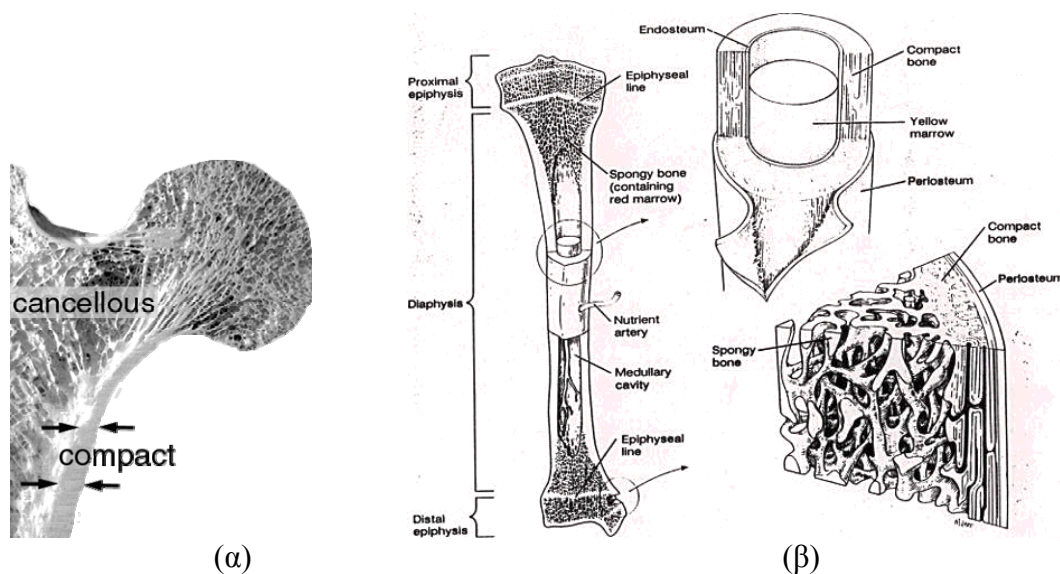
1. Ομάδα από πλατέα ή επίπεδα οστά (π.χ. ωμοπλάτη και μερικά οστά του κρανίου).
2. Ομάδα μακρών ή αυλοειδών οστών (π.χ. αυτά που βρίσκονται στα άνω άκρα).
3. Ομάδα βραχέων οστών (περισσότερο ή λιγότερο κυλινδρικών οστών, όπως αυτά που βρίσκονται στη σπονδυλική στήλη - σπόνδυλοι).
4. Ομάδα οστών ακανόνιστου σχήματος (οστό του καρπού και της ποδοκνημικής άρθρωσης).
5. Πλευρές (αποτελούν ξεχωριστή ομάδα).

Η, τόσο μεγάλη, διαφοροποίηση οφείλεται στο γεγονός ότι το σχήμα και η μορφή των οστών καθορίζονται από τις λειτουργίες που έχει να εκτελέσει το καθένα απ' αυτά υπό φυσιολογικές συνθήκες και επομένως (εμμέσως) από τη μηχανική καταπόνηση την οποία αυτό υφίσταται. Οποιαδήποτε μεταβολή στη μηχανική καταπόνηση επιφέρει πιθανή αλλαγή στη γεωμετρία και στην αρχιτεκτονική του οστού με επακόλουθες συνέπειες στην αντοχή του.

### Αρχιτεκτονική δομή

Υπάρχουν δύο μορφές οστίτη ιστού, το εξωτερικό και συμπαγές ή φλοιώδες (cortical) και το εσωτερικό σπογγώδες οστό (cancellous) που σχηματίζεται από ένα δίκτυο οστικών δοκίδων και γι' αυτό ονομάζεται και δοκιδώδες. Ένα οστό μπορεί να αποτελείται είτε από το ένα είτε και από τα δύο είδη.

Το 80% των οστών αποτελείται από φλοιώδες οστό. Η ονομασία «φλοιώδες» δόθηκε διότι το συμπαγές οστό αποτελεί στην ουσία το περιβάλλον σε σχήμα φλοιού μέσα στο οποίο βρίσκεται το σπογγώδες. Σπογγώδης οστίτης ιστός βρίσκεται κυρίως στα άκρα των μακρών οστών, ενώ συμπαγής στο κεντρικό μέρος αυτών. Πιο συγκεκριμένα, η διάφυση, δηλαδή το κεντρικό σώμα των μακρών αυλοειδών οστών, αποτελείται από ένα εξωτερικό κύλινδρο φλοιώδους οστίτη ιστού που περιβάλλει τον μυελικό αυλό και έχει και μικρή ποσότητα σπογγώδους οστού. Στις μεταφύσεις (τα άκρα των οστών) το πάχος του φλοιώδους οστού μειώνεται και η μυελική κοιλότητα καλύπτεται από μεγάλη ποσότητα σπογγώδους. Αντίθετα, στην περίπτωση των βραχέων και πλατεών οστών το κυρίαρχο συστατικό είναι το σπογγώδες οστό ενώ υπάρχει και μια λεπτή επιφάνεια φλοιώδους γύρω απ' αυτό.



**Σχήμα 2:** (α) Φλοιώδες και σπογγώδες τμήμα μηριαίου οστού και (β) λεπτομέρειες δομής κνήμης

Μικροσκοπικά, ο ιστός και των δυο ειδών οστού είναι ο ίδιος, όπως θα φανεί και σε περιγραφή που παρατίθεται στη συνέχεια. Ωστόσο, είναι φανερό ότι φλοιώδες και σπογγώδες οστό διαφέρουν ως προς την οστική πυκνότητα, υπό την έννοια της μάζας οστίτη ιστού ανά δεδομένη μονάδα όγκου, αλλά και ως προς την αρχιτεκτονική δομή, κάτι που καθιστά τη συμπεριφορά του ανισοτροπική. Συνέπεια όλων των παραπάνω είναι η εμφάνιση διαφορετικής μηχανικής συμπεριφοράς και αντοχής ανάμεσα σε φλοιώδες και σπογγώδες οστό.

Οι διαφορές στη δομή μεταξύ σπογγώδους και φλοιώδους οστού έχουν επίσης και μεταβολική σημασία. Στο πιο πυκνό, φλοιώδες οστό, η τροφή μεταφέρεται μέσω των χαμηλής πίεσης αγγείων. Αν αναλογιστούμε την ποσότητα του οστού σε σχέση με τον αριθμό των αγγείων (vascularity), το ποσοστό είναι σχετικά χαμηλό. Αντίθετα, το σπογγώδες οστό είναι πολύ πιο πλούσιο σε αγγεία τα οποία περνούν μέσα από τις λιγότερο πυκνά διατεταγμένες οστεοδοκίδες. Αυτή η διάταξη παράγει ένα μεγαλύτερο ποσοστό επιφάνειας – όγκου του οστού με τα εξωκυτταρικά ρευστά. Γι' αυτό λοιπόν, ο σπογγώδης ιστός ανταποκρίνεται πιο γρήγορα σε μεταβολικές αλλαγές που συμβαίνουν και επομένως οστά που αποτελούνται κατά κύριο λόγο από αυτό το είδος οστίτη ιστού, όπως είναι οι σπόνδυλοι, είναι πιο επιρρεπή σε διαδικασίες που αυξάνουν την απορρόφηση οστού σαν την οστεοπόρωση.

## Σύσταση

### *Κύτταρα*

Υπάρχουν τέσσερα (4) είδη κυττάρων που ευθύνονται για το σχηματισμό, συντήρηση, επιδιόρθωση και προσαρμογή του οστίτη ιστού:

1. *Τα αδιαφοροποίητα ή πρόιμες μορφές οστεοκυττάρων.* Είναι μικρά, μονοπύρηνια και με λίγα οργανίλια και ευρίσκονται στα κανάλια των οστών, στο ενδόστεο και το περιόστεο, και, αν δεχτούν κατάλληλο ερέθισμα, διαφοροποιούνται σε οστεοβλάστες.
2. *Οστεοκύτταρα.* Αποτελούν το 90% των κυττάρων του ώριμου σκελετού. Έχουν ελλειψοειδές σχήμα και εμφανίζουν μεγάλο αριθμό κυτταροπλασματικών προσεκβολών. Εργασία τους είναι η επικοινωνία, μέσω αυτών των προσεκβολών, με τα υπόλοιπα οστεοκύτταρα και με τους οστεοβλάστες των ελεύθερων επιφανειών και της οργανικής θεμελίου ουσίας προς διατήρηση της ομοιοστασίας του ασβεστίου στον οργανισμό και τη διακίνηση και ροή των υγρών μέσα στον οστίτη ιστό, στοιχεία που του προσδίδουν γλοιοελαστικές και ηλεκτρικές ιδιότητες. Δεν είναι γνωστά τα μηνύματα που μεταφέρονται μέσω των προσεκβολών, αλλά οι επιστήμονες πιστεύουν ότι σχετίζονται με αλλαγές του μηχανικού περιβάλλοντος και των καταπονήσεων που δέχονται τα οστά. Με αυτό τον τρόπο επιτυγχάνεται σημαντικό ποσοστό της προσαρμογής τους στις νέες μηχανικές συνθήκες.

3. *Οστεοβλάστες*. Είναι κυβοειδή κύτταρα με έναν, συνήθως έκκεντρο, πυρήνα, περιέχουν μεγάλο αριθμό συνθετικών οργανιδίων, εκτεταμένο ενδοπλασματικό δίκτυο και μεμβράνες Golgi. Βρίσκονται πάνω στις ελεύθερες επιφάνειες και όταν διεγερθούν αλλάζουν το σχήμα τους, σχηματίζουν νέα θεμέλιο ουσία και ρυθμίζουν την αποτιάνωση. Μέσω κάποιων κυτταροπλασματικών προσεκβολών που παρουσιάζουν έρχονται σε επαφή με τα οστεοκύτταρα. Κατά την απενεργοποίησή τους, το σχήμα τους μετατρέπεται σε επίπεδο και είτε αποτελούν την επένδυση των ελεύθερων οστικών επιφανειών είτε περιβάλλονται από αποτιτανωμένη θεμέλιο ουσία και γίνονται οστεοκύτταρα.
4. *Οστεοκλάστες*. Σχηματίζονται από συνένωση πολλαπλών μονοπύρηνων κυττάρων που προέρχονται από το μυελό των οστών. Είναι μεγάλα ανώμαλου σχήματος κύτταρα με πολλούς πυρήνες. Βασική τους λειτουργία είναι η απορρόφηση οστού, σε αντίθεση με τους οστεοβλάστες που δημιουργούν οστό. Η ενέργεια που χρειάζεται για αυτή τη διαδικασία εξασφαλίζεται από την πληθώρα μιτοχονδρίων στο κυτταρόπλασμά τους. Κατά τη διαδικασία της απορρόφησης, η κυτταροπλασματική μεμβράνη αναδιπλώνεται δημιουργώντας ένα σύνθετο όξινο περιβάλλον. Υπό αυτές τις δυσμενείς συνθήκες και παρουσία ενζύμων, η θεμέλιο ουσία χάνει τα μεταλλικά ιόντα της και εν συνεχεία αποσυντίθεται.

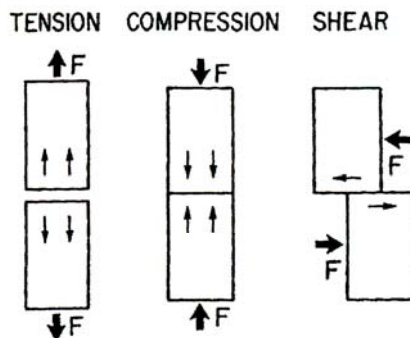
### **Οστική θεμέλιο ουσία**

Στις μορφές των κυττάρων έγινε αναφορά για τη λεγόμενη *οστική θεμέλιο ουσία*. Αποτελείται από οργανικά μακρομόρια, σε ποσοστό 20% του συνολικού βάρους, ανόργανα άλατα (κυρίως υδροξυαπατίτης), σε ποσοστό 70%, ενώ το υπόλοιπο μέρος συμπληρώνουν τα υγρά της θεμέλιου ουσίας. Το 90% του οργανικού τμήματος αποτελείται από κολλαγόνο τύπου I και το εναπομείνον 10% από μικρού μεγέθους πρωτεϊνογλυκάνες, άλλες μη κολλαγονούχες πρωτεΐνες όπως η οστεονεκτίνη και μικρή ποσότητα κολλαγόνου τύπου V.

### **Κολλαγόνο**

Τα κολλαγόνα, γενικά, αποτελούν μια οικογένεια πρωτεϊνών που είναι πανταχού παρούσες και ευθύνονται για τη συνοχή της δομής των σπονδυλωτών και άλλων πολυκυτταρικών οργανισμών. Τρεις πολυπεπτιδικές αλυσίδες σε δομή τριπλής έλικας συγκροτούν το κολλαγόνο, το οποίο απαντάται σε παραπάνω από 27 τύπους σε ζώϊκους ιστούς. Μερικοί τύποι απ' αυτούς είναι διατεταγμένοι σε ινίδια και συγκεκριμένα στον οστίτη ιστό εμφανίζουν μορφή ομόκεντρης ύφανσης. Βρίσκονται, δε, σε ιστούς οι οποίοι πρέπει να μπορούν να ανθίστανται σε εφελκυστικές, διατμητικές ή θλιπτικές δυνάμεις. Μεταξύ αυτών συγκαταλέγεται και το οστό.





**Σχήμα 3:** Σχηματική απεικόνιση καταπόνησης κολλαγόνων

Ο τύπος I είναι ο πλέον συναντώμενος και ευρέως κατανεμημένος τύπος κολλαγόνου σε όλους σχεδόν τους συνδετικούς ιστούς, όπως τα οστά, το δέρμα, οι τένοντες, οι σύνδεσμοι κ.α. Αποτελεί περίπου το 95% της συνολικής περιεκτικότητας του οστού σε κολλαγόνο και σχεδόν το 80% του συνολικού αριθμού πρωτεϊνών μέσα σε αυτό.

Άλλοι τύποι κολλαγόνου, όπως ο τύπος V που αναφέρθηκε προηγουμένως, βρίσκονται σε πολύ μικρότερες ποσότητες και σκοπό έχουν τη ρύθμιση της διαμέτρου των ινιδίων.

Τέλος, τονίζεται η σημαντική συνεισφορά του κολλαγόνου στην αντοχή του οστού, κάτι το οποίο θα αναλυθεί με περισσότερες λεπτομέρειες σε επόμενη παράγραφο.

## Μικροσκοπική μορφή των οστών

### *Το οστεοειδές*

Κατά την ανάπτυξη, οι οστεοβλάστες σχηματίζουν επιφάνειες από μη αποτιτανωμένη θεμέλιο ουσία, το οστεοειδές, πάνω στις επιφάνειες της ήδη αποτιτανωμένης θεμελίου ουσίας. Το οστεοειδές μεταλλάσσεται αμέσως μετά το σχηματισμό του. Αποτελείται από ένα δίκτυο ινών κολλαγόνου τύπου I και είναι μαλακό και εύπλαστο. Παρουσιάζει μειωμένη μηχανική αντοχή και σε παθολογικές καταστάσεις, που δε γίνεται μετάλλωσή του, παρουσιάζονται παραμορφώσεις (ραχιτισμός) και κατάγματα (οστεομαλακία).

### *Άμορφο και πεταλιώδες οστόν*

Ανάλογα με τον τρόπο που διατάσσονται οι ίνες κολλαγόνου για να σχηματίσουν το οστεοειδές, διακρίνονται δυο τύποι μεταλλωμένου οστού, το άμορφο ή δικτυωτό (ανώριμο, πρωτογενές, με ακανόνιστη διάταξη ινών του κολλαγόνου και μετάλλωση) και το πεταλιώδες (ώριμο, δευτερογενές, με κανονική διάταξη των ινών κολλαγόνου

και μετάλλωση). Το άμορφο βρίσκεται στον εμβρυϊκό και αναπτυσσόμενο σκελετό (μέχρι το 3<sup>ο</sup>-4<sup>ο</sup> έτος της ηλικίας) καθώς επίσης και στη μεταφυσική πλευρά της επίφυσης. Επίσης, ανευρίσκεται σε περιπτώσεις αυξημένου οστικού μεταβολισμού, όπως σε κατάγματα, μεταβολικά νοσήματα των οστών, νεοπλάσματα και φλεγμονώδεις παθήσεις. Το άμορφο οστό αντικαθίσταται γρήγορα από πεταλώδες οστό, που παρουσιάζει μικρότερη κυτταροβρίθεια και μεταβολική δραστηριότητα αλλά μεγαλύτερη μηχανική αντοχή.

### **Αιμάτωση των οστών**

Στα οστά υπάρχει ένα πολύπλοκο σύστημα αγγείωσης. Όλα τα κύτταρα βρίσκονται σε απόσταση μικρότερη από 300μm από τα οστικά αρτηρίδια. Στα μακρά αυλοειδή οστά ανευρίσκονται τρεις (3) πηγές αιμάτωσης. Κάτω από φυσιολογικές συνθήκες, υπάρχει ροή αίματος, υγρών και ιόντων, μέσα στα συστήματα αυτά των σωλινίσκων, που είναι υπεύθυνη για τα ηλεκτρικά φαινόμενα που αναπτύσσονται στα οστά.

## **Ανατομία της κνήμης**

### **Σκελετός της κνήμης**

Ο σκελετός της κνήμης αποτελείται από τα οστά *κνήμη*, προς τα έσω, και *περόνη*, προς τα έξω.

Τα δυο οστά αρθρώνονται μεταξύ τους κατά τα άκρα τους, δηλαδή αρθρώνονται στην *άνω κνημοπερονιαία διάρθρωση* και στην *κάτω κνημοπερονιαία συνδέσμωση*. Αντίστοιχα, προς το σώμα τους χωρίζονται με *μεσόστεο διάστημα*, το οποίο καλύπτεται με μεσόστεο υμένα.

Ο σκελετός της κνήμης αρθρώνεται με το μηριαίο οστό με τη *διάρθρωση του γόνατος* (στην οποία δε μετέχει η περόνη) και με το πόδι στην *ποδοκνημική (αστραγαλοκνημική) διάρθρωση*.

### **Κνήμη**

Στην κνήμη διακρίνουμε άνω άκρο, σώμα και κάτω άκρο.

### **Άνω άκρο κνήμης**

Το άνω άκρο της κνήμης είναι πιο ογκώδες από το κάτω και αποτελείται από τους *δύο κνημιαίους κόνδυλους*, τον *έσω* και τον *έξω*. Οι δύο κόνδυλοι χωρίζονται μεταξύ τους μπροστά σε μια *τριγωνική επιφάνεια*, της οποίας η κορυφή τελειώνει προς τα κάτω, στο *κνημιαίο κύρτωμα*, όπου προσφύεται ο επιγονατιδικός σύνδεσμος. Πίσω, χωρίζονται με ένα μικρό εντύπωμα.

Κάθε κνημιαίος κόνδυλος παρουσιάζει άνω επιφάνεια και περιφέρεια. Η *άνω επιφάνεια* ονομάζεται *κνημιαία γλήνη* και συντάσσεται με το σύστοιχο μηριαίο

κόνδυλο. Η έσω κνημιαία γλήνη είναι ωοειδούς σχήματος, βαθύτερη και επιμηκέστερη από την έξω κνημιαία γλήνη, που είναι υποστρόγγυλη και σχεδόν επίπεδη. Μεταξύ των δυο κνημιαίων γληνών υπάρχει το *μεσογλήνιο έπαρμα* ή *μεσογλήνια άκανθα* και στα πλάγιά της το *έσω* και το *έξω γληνιαίο φύμα*. Μπροστά και πίσω από το μεσογλήνιο έπαρμα υπάρχει από μία τριγωνική, άχονδρη και υποκοίλη επιφάνεια, ο *πρόσθιος* και ο *οπίσθιος μεσογλήνιος βόθρος*, στους οποίους προσφύονται τα πέρατα των διάρθριων μηνίσκων και οι χιαστοί σύνδεσμοι της διάρθρωσης του γόνατος.

Η *περιφέρεια κάθε κνημιαίου κονδύλου* ονομάζεται και *περιγλήνιο χείλος*. Η περιφέρεια του έσω κονδύλου εμφανίζει οριζόντια αύλακα για την κατάφυση της οριζόντιας μοίρας του τένοντα του ημι-υμενώδη μυ. Η περιφέρεια του έξω κονδύλου εμφανίζει την *περονιαία αρθρική επιφάνεια* για τη σύνταξη με την κεφαλή της περόνης.

Στο έξω χείλος του κνημιαίου κυρτώματος προέχει το *φύμα του Gerdy* ή *φύμα του πρόσθιου κνημιαίου μυ*. Το φύμα αυτό, στο οποίο προσφύεται ο πρόσθιος κνημιαίος μυς, είναι ψηλαφητό και χρησιμεύει ως οδηγό σημείο για τον καθορισμό της θέσης της πρόσθιας κνημιαίας αρτηρίας.

### **Σώμα της κνήμης**

Το σώμα της κνήμης είναι τριγωνικό πρισματικό. Εμφανίζει τρεις επιφάνειες, την έσω, την έξω και την οπίσθια, που χωρίζονται με τρία χείλη, το πρόσθιο, το έσω και το έξω.

Το πρόσθιο χείλος (κνημιαία ακρολοφία), το έσω χείλος και η μεταξύ τους έσω επιφάνεια έρχονται σε επαφή με το δέρμα γιατί δεν καλύπτονται από μαλακά μόρια. Η έξω επιφάνεια, κατά το άνω μισό της, χρησιμεύει για την πρόσφυση των πρόσθιων κνημιαίων μυών. Η οπίσθια επιφάνεια, στο άνω τριτημόριό της, εμφανίζει την *ιγνυακή γραμμή*, η οποία φέρεται λοξά από τα άνω και έξω προς τα κάτω και έσω. Πάνω από την ιγνυακή γραμμή, υπάρχει η τριγωνική *ιγνυακή επιφάνεια*, στην οποία προσφύεται ο ιγνυακός μυς.

Στο έξω χείλος της κνήμης προσφύεται ο μεσόστεος υμένας.

### **Κάτω άκρο της κνήμης**

Το κάτω άκρο της κνήμης εμφανίζει πέντε επιφάνειες, την πρόσθια, την οπίσθια, την έσω, την έξω και την κάτω.

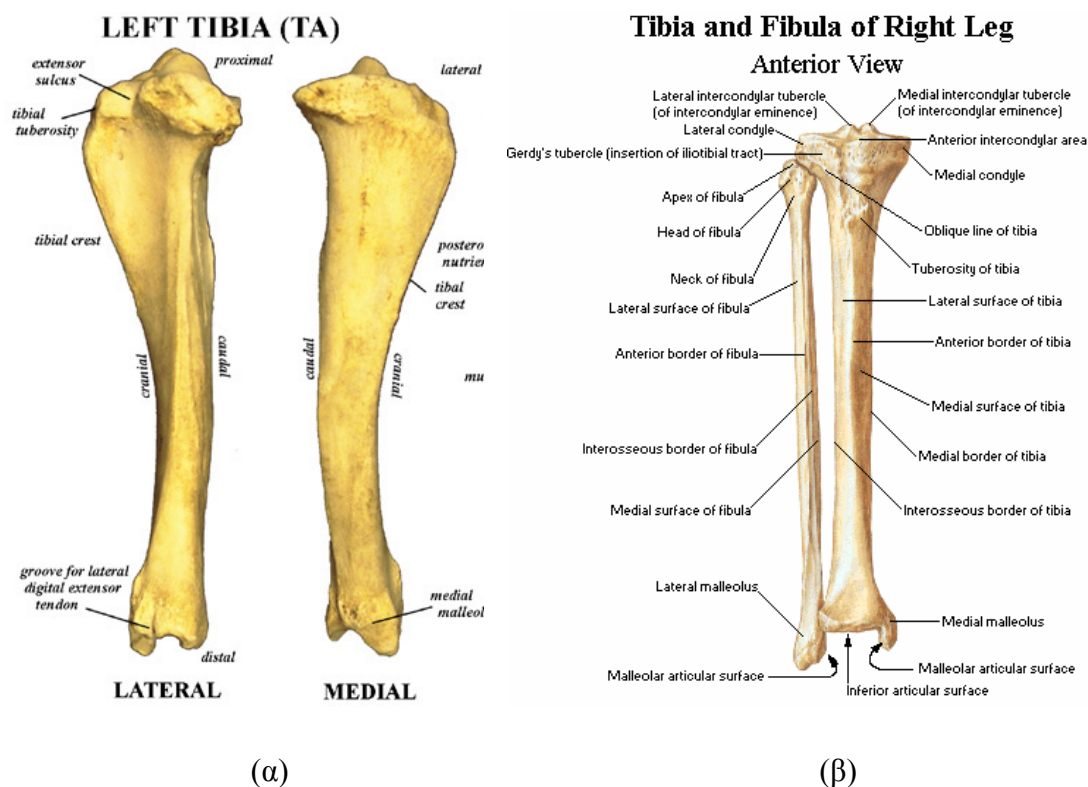
Η *έσω επιφάνεια* προέχει προς τα κάτω και σχηματίζει το έσω σφυρό, του οποίου η έξω επιφάνεια, που στρέφεται προς την περόνη, είναι αρθρική και αρθρώνεται με την έσω αρθρική επιφάνεια του αστράγαλου (στην αστραγαλοκνημική διάρθρωση).

Η έξω επιφάνεια εμφανίζει την περνιαία εντομή για την άρθρωση με το κάτω άκρο της περόνης (στην κάτω κνημοπερνιαία συνδέσμωση).

Η πρόσθια επιφάνεια δεν έχει κάτι το ιδιαίτερο.

Η οπίσθια επιφάνεια εμφανίζει αύλακες για τους τένοντες της στο βάθος στιβάδας των οπίσθιων μυών της κνήμης.

Η κάτω επιφάνεια είναι υποκοίλη και περιχονδρωμένη και συντάσσεται με την άνω αρθρική επιφάνεια (τροχιλία) του σώματος του αστραγάλου (στην αστραγαλοκνημική διάρθρωση).



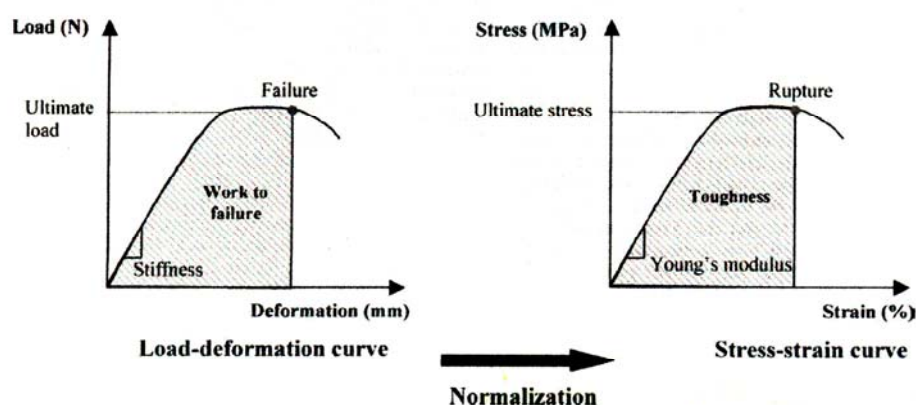
Σχήμα 4: Ανατομία (α) αριστερής και (β) δεξιάς κνήμης

## Η αντοχή των οστών

### Γενικά

Η δυνατότητα του οστού να ανθίσταται σε τυχόν κατάγματα εξαρτάται από πλήθος παραγόντων όπως είναι η ποσότητα του, η αρχιτεκτονική δομή του, η δυνατότητα αντικατάστασής του καθώς και οι εσωτερικές ιδιότητες της οργανικής μήτρας και του ανόργανου τμήματος. Η αντοχή του οστού μπορεί να εκτιμηθεί με διάφορους μηχανικούς ελέγχους οι οποίοι προσομοιώνουν in vitro τα μηχανικά φορτία που αναπτύσσονται σε αυτό. Οι έλεγχοι είναι σε θλίψη για τη σπονδυλική στήλη, κάμψη τριών ή τεσσάρων σημείων για μακριά οστά και διάτμηση για τον αυχένα του μηριαίου οστού.

Αποτέλεσμα των ελέγχων αυτών είναι η απόκτηση της καμπύλης φορτίων – αποκλίσεων deflection, η οποία επιτρέπει τον καθορισμό του μέγιστου φορτίου, της μέγιστης απόκλισης και ακαμψίας του δείγματος. Αυτές οι παράμετροι μπορούν να κανονικοποιηθούν αφού ληφθεί υπόψη το μέγεθος του δείγματος, κάνοντας δυνατή τη μετατροπή του φορτίου σε τάση και της απόκλισης σε παραμόρφωση, παίρνοντας έτσι την καμπύλη τάσεων – παραμορφώσεων. Η κλίση του ευθύγραμμου τμήματος στην καμπύλη φορτίων – αποκλίσεων αντιστοιχεί στην ακαμψία του οστού, ενώ στην καμπύλη τάσεων – παραμορφώσεων στο μέτρο ελαστικότητας του Young που είναι ενδεικτικό της ακαμψίας του οστού. Η μέγιστη τάση που εμφανίζεται στο 2ο διάγραμμα αντιστοιχεί στην τάση την οποία μπορεί να υφίσταται το οστό χωρίς να σπάσει. Η συνολική ενέργεια παραμόρφωσης, δηλαδή η επιφάνεια που ορίζεται από την καμπύλη και τον άξονα των παραμορφώσεων, καλείται σκληρότητα του δείγματος και αναπαριστά το ποσό ενέργειας που χρειάζεται για την πρόκληση κατάγματος.



**Σχήμα 5:** Ορισμός ενέργειας παραμόρφωσης και σκληρότητας

### *Παράγοντες που καθορίζουν την αντοχή του οστού*

#### **Επιφανειακή πυκνότητα οστικών αλάτων BMD (Bone Mineral Density)**

Η κυριότερη μη διεισδυτική μέτρηση που χρησιμεύει για την πρόωπη διάγνωση της οστεοπόρωσης είναι προς το παρόν η μέτρηση της επιφανειακής BMD. Οι περισσότερες μελέτες πάνω σε αναστολείς της οστικής απορρόφησης, έχουν δείξει μια συσχέτιση μεταξύ της αύξησης στην επιφανειακή BMD και της μείωσης του κινδύνου κατάγματος (όχι όμως ανάλογης της αύξησης). Πράγματι, ενώ η BMD φαίνεται να αποτελεί μια καλή πρόβλεψη της αντοχής του οστού, θα μπορούσε να επιφέρει σύγχυση σε συγκεκριμένες περιπτώσεις θεραπείας. Λήψη διαφορετικών φαρμάκων από ασθενείς έδειξε ότι η επίδρασή τους στη BMD ήταν διαφορετική, ενώ υπήρχε περίπτωση όπου η φαρμακευτική αγωγή προκάλεσε μια θεαματική αλλαγή στη BMD (+10% ετησίως) χωρίς όμως να μειωθεί ο κίνδυνος κατάγματος.

Όπως ειπώθηκε, η BMD είναι επιφανειακή, δηλαδή μάζα ανά μονάδα επιφάνειας και όχι μάζα ανά μονάδα όγκου. Πράγματι, η BMD αντιστοιχεί στο λόγο της ποσότητας του υδροξυαπατίτη (ανόργανο άλας) προς την σκαναρισμένη επιφάνεια του οστού. Επομένως, αυτή η μεταβλητή λαμβάνει υπόψη της όχι μόνο την ποσότητα του ανόργανου τμήματος αλλά έμμεσα και τις διαστάσεις του οστού. Το ότι η αντοχή του οστού μπορεί να προβλεφθεί σε μεγάλο ποσοστό με βάση την επιφανειακή πυκνότητα (μελέτες έχουν δείξει ότι αυτό αγγίζει το 66% - 74%) μπορεί να εξηγηθεί τουλάχιστον εν μέρει από το γεγονός ότι το μέγεθος του οστού συνυπολογίζεται εμμέσως σε αυτή τη μέτρηση. Τονίζεται ότι η BMD, όπως φαίνεται και από το παραπάνω ποσοστό, δεν είναι παρά μόνο ένα υποκατάστατο της μηχανικής αντοχής και ότι υπάρχουν και άλλοι παράγοντες, όπως η γεωμετρία του οστού, το πάχος και το πορώδες του φλοιώδους οστού, η αρχιτεκτονική δομή του σπογγώδους και η ποιότητα του οστίτη ιστού. Προς το παρόν, μια τέτοια συστηματική εκτίμηση όλων των καθοριστικών παραγόντων για την αντοχή μπορεί να εξεταστεί σε μοντέλα ζώων.

### **Διαστάσεις οστού**

Οι διαστάσεις του οστού όπως είναι οι εξωτερικές διαμέτροι και το πάχος του φλοιώδους παίζουν πολύ σημαντικό ρόλο. Από μηχανικής πλευράς, έχει παρουσιαστεί ότι αυξάνοντας την εξωτερική διάμετρο ενός κυλίνδρου, αυξάνει κατά πολύ η αντοχή του σε ελκυσμό. Η αύξηση στο πάχος του συμπαγούς οστού έχει επίσης θετική επίδραση αλλά όχι σε τόσο μεγάλο βαθμό. Η εξωτερική διάμετρος μακρών οστών μπορεί να προβλέψει μέχρι και ως το 55% της μεταβολής της πυκνότητας του οστού.

Ουσίες που διεγείρουν το σχηματισμό οστού προκαλούν την τοποθέτηση οστού στο περίοστεο (η πυκνή ινώδης μεμβράνη που καλύπτει την επιφάνεια των οστών εκτός από τις περιοχές των συνδέσμων εξυπηρετώντας τη σύνδεση του οστού με τους μύς και τους τένοντες) και ως εκ τούτου την αύξηση της εξωτερικής διαμέτρου των μακρών οστών. Αυτή η διεύρυνση της εξωτερικής διαμέτρου συσχετίζεται με μια παρατηρούμενη αύξηση στην αντοχή. Αύξηση στο πάχος του φλοιώδους με αναστολές της οστικής απορρόφησης μπορεί επίσης να παρατηρηθεί και αντιπροσωπεύει την αναστολή της οστικής απορρόφησης του ενδόστεου (η λεπτή επιφάνεια η οποία περιβάλλει το μυελικό αυλό). Συνεπώς συνεισφέρει στη βελτίωση της αντοχής. Ενδεικτικά, παρατίθεται ότι σε περιπτώσεις ωθηκεκτομής εντοπίζεται διεύρυνση της εξωτερικής διαμέτρου των μακρών οστών, που οδηγεί σε αυξημένη μηχανική αντοχή και μπορεί να εκληφθεί ως αντισταθμιστική ενέργεια για τη μειωμένη οστική μάζα και την αλλαγή στη συνεκτικότητα/ συνοχή connectivity του σπογγώδους οστού. Για άλλη μια φορά επαληθεύεται πόσο ζωντανοί οργανισμοί είναι τα οστά!

## **Ποιότητα οστού**

Ο όρος «ποιότητα» οστού αναφέρεται στην αρχιτεκτονική δομή του, στις ιδιότητες του ως υλικού (μικροκαταστροφές και επιδιόρθωσή τους, τη δομή του ανόργανου και οργανικού τμήματος) και τη δραστηριότητα οστικής ανακατασκευής, η οποία επηρεάζει τους δύο παραπάνω παράγοντες. Η σημασία της ποιότητας του οστού ως συνόλου φαίνεται από ασθένειες όπως η ατελής οστεογένεση και η οστεοπόρωση.

Αρχιτεκτονική δομή οστού: Τυχόν αλλαγές στη συνεκτικότητα του σπογγώδους οστού όπως μειωμένος αριθμός οστεοδοκίδων, αυξημένο πορώδες, τροποποίηση σχήματος από πλάκες σε ράβδους και σε άλλες παραμέτρους συνοχής, εξεταζόμενες από ιστομορφομετρία και μCT, μπορούν να επιδράσουν αρνητικά στην αντοχή του οστού.

Σε συγκεκριμένες περιπτώσεις οστεοπόρωσης υπάρχουν ολοένα αυξανόμενες ενδείξεις ότι μια έντονη δραστηριότητα ανακατασκευής με αρνητικό ισοζύγιο επάγει απώλεια οστού και τροποποίηση της μικροαρχιτεκτονικής δομής του, η οποία περιλαμβάνει μείωση του πάχους του σπογγώδους οστού και απώλεια της συνεκτικότητας, καθώς και μείωση του πάχους του φλοιώδους οστού και αύξηση του πορώδους αυτού. Ο υψηλός βαθμός οστικής ανακατασκευής μπορεί να μειώσει την ακαμψία του οστού και να σχετιστεί με τροποποίηση των ινών του κολλαγόνου.

Η ποιότητα του ιστού θα μπορούσε να είναι ένας υποψήφιος παράγοντας καθορισμού της αντοχής του οστού, μιας και μέσω της οστικής ανακατασκευής η εξωκυτταρική μήτρα αντικαθίσταται συνεχώς κάτω από την επίδραση ορμονικών, διατροφικών ή θεραπευτικών αλλαγών.

## **Διάταξη ινών κολλαγόνου**

Ένας άλλος παράγοντας που παίζει ρόλο στην αντοχή του οστού είναι και η κατεύθυνση στην οποία διατάσσονται οι ίνες του κολλαγόνου σύμφωνα με την κατεύθυνση της φόρτισης. Η αντοχή του δηλαδή είναι πιο μεγάλη κατά την κατεύθυνση της φυσιολογικής φόρτισης η οποία αντιστοιχεί στον προσανατολισμό των οστεώνων μέσα στο φλοιώδες οστό.

Έχει αναφερθεί στην παγκόσμια βιβλιογραφία ότι επιμήκεις ίνες βρίσκονται σε περιοχές που καλούνται να υποστηρίξουν εφελκυστικά φορτία, ενώ εγκάρσιες αντιστοιχούν σε περιοχές που καταπονούνται από συμπιεστικά φορτία.

Παρόλο που πολλές μελέτες έχουν καταδείξει τον καθοριστική σημασία των ιδιοτήτων του κολλαγόνου σχετικά με την αντοχή του οστού, και γενικά με τις μηχανικές ιδιότητες μετά το όριο διαρροής, οι μοριακοί μηχανισμοί που λαμβάνουν χώρα παραμένουν άγνωστοι.

### **Αντοχή σπογγώδους και φλοιώδους οστού**

Τα σπογγώδη τμήματα που βρίσκονται στα άκρα των μακρών οστών, όπως είναι και η κνήμη, είναι κατάλληλα κατασκευασμένα ώστε να αυξάνουν την ανθεκτικότητα του οστού στις δυνάμεις στις οποίες αυτό υπόκειται. Αν συγκρίνει κάποιος τις γραμμές συμπίεσης και ελκυσμού, λόγω του βάρους που υποστηρίζει η άκρη του οστού, και τις δοκίδες θα παρατηρήσει ότι οι τελευταίες κείτονται κατά μήκος των γραμμών των δυνάμεων. Περαιτέρω ενίσχυση του σπογγώδους ιστού παρέχεται από την ύπαρξη διασταυρούμενων ινών.

Το σπογγώδες οστό παρουσιάζει τουλάχιστον δυο πλεονεκτήματα έναντι του συμπαγούς. Στις περιοχές όπου το οστό υπόκειται κυρίως σε καταπόνηση από δυνάμεις συμπίεσης, όπως στα άκρα των οστών και στη σπονδυλική στήλη, τα σπογγώδη οστά προσφέρουν την απαραίτητη αντοχή με τη χρήση μικρότερης ποσότητας υλικού από αυτή που χρησιμοποιείται στα συμπαγή οστά. Επίσης, επειδή οι δοκίδες είναι σχετικά ευλίγιστες, το σπογγώδες οστό μπορεί να απορροφήσει μεγαλύτερη ενέργεια όταν ασκούνται ισχυρές δυνάμεις, όπως κατά τη διάρκεια της βάδισης, του τρεξίματος και του άλματος. Από την άλλη μεριά, το σπογγώδες οστό δεν μπορεί να αντέξει τόσο καλά τις τάσεις που συνήθως ασκούνται στο κεντρικό μέρος των μακρών οστών.

Στο σημείο αυτό, πρέπει να τονισθεί ότι στις μεγάλες ηλικίες το οστό γίνεται περισσότερο πορώδες και εξαφανίζεται από την εσωτερική ή ενδοστική επιφάνεια των συμπαγών οστών. Η αντοχή του υπόλοιπου συμπαγούς οστού μειώνεται λόγω της λέπτυνσής του και όχι επειδή μειώνεται η πυκνότητά του – μάλιστα η πυκνότητα του συμπαγούς οστού είναι εκπληκτικά σταθερή κατά τη διάρκεια της ζωής του και περίπου 1,9 φορές μεγαλύτερη από την πυκνότητα του νερού. Το αντίστοιχο φυσικό μέγεθος ονομάζεται *οστική πυκνότητα* και δεν πρέπει να συγχέεται με την *οστική μάζα*. Η σύγχυση προκύπτει εν μέρει από τη χρήση της λέξης ‘πυκνότητα’ σε συνδυασμό με την οπτική πυκνότητα μιας ακτινογραφικής εικόνας, που δεν μπορεί να δώσει παρά μόνο κάποιες πληροφορίες για την οστική μάζα και όχι για την οστική πυκνότητα.

### **Το οστό ως σύνθετο υλικό**

Αναφορικά με τις μηχανικές ιδιότητές του, το οστό ως σύνθετο υλικό είναι ανάλογο του υαλοβάμβακα. Υπενθυμίζεται ότι το οστό αποτελείται από μικρούς σκληρούς κρυστάλλους οστικών αλάτων, οι οποίοι βρίσκονται ενσωματωμένοι σε ένα μαλακό ευλύγιστο υπόστρωμα κολλαγόνου. Αυτά τα υλικά διαθέτουν διαμετρικά αντίθετες μηχανικές ιδιότητες, οι οποίες διαφέρουν και από τις αντίστοιχες του οστού ως ενιαίας οντότητας. Δεν είναι γνωστός ο ακριβής τρόπος με τον οποίο συνεισφέρει το καθένα υλικό τόσο στη συμπεριφορά όσο και στην τελική αντοχή του οστού.



Έχουν προταθεί, όμως, αρκετά μοντέλα και θεωρίες που προσεγγίζουν την κατάσταση αυτή. Σε κάθε περίπτωση, ο συνδυασμός τους οδηγεί σε ένα υλικό που έχει την ίδια αντοχή σε συμπίεση (θλίψη) με το γρανίτη και 25 φορές μεγαλύτερη αντοχή σε εφελκυσμό απ' ότι αυτός.

Σύμφωνα με την επικρατούσα θεωρία, το κολλαγόνο (οργανικό τμήμα του οστού) δίδει το σχήμα του και συμβάλλει στην αντοχή του σε εφελκυσμό. Το ανόργανο τμήμα συμβάλλει στην αντοχή του σε συμπίεση. Εάν αφαιρεθεί ένα από τα δύο τμήματα, δεν επέρχεται καμμία αλλαγή στο σχήμα του οστού. Αντίθετα, είναι εμφανείς οι μεταβολές της μηχανικής συμπεριφοράς του οστού. Όταν αφαιρεθεί το ανόργανο τμήμα, τα οστά γίνονται ιδιαίτερα εύκαμπτα και δύνανται να στρεβλωθούν ή να καμφθούν χωρίς να συμβεί κατάγμα. Όταν αφαιρεθεί το οργανικό τμήμα τα οστά γίνονται ιδιαίτερα εύθρυπτα.

### **Φορτίσεις και κατάγματα**

#### **Γενικά**

Τα οστά καλούνται όχι μόνο να υποστηρίξουν τον άνθρωπο, δηλαδή το βάρος του σώματος, χωρίς να σπάνε αλλά και να αντέχουν σε πολύ ισχυρότερες δυνάμεις που ασκούνται σε αυτά κατά τη διάρκεια σωματικής εργασίας ή άθλησης του ατόμου. Ενδεικτικά, αναφέρεται ότι κατά την κάμψη με σκοπό την ανύψωση ενός βαρέος αντικειμένου καταπονούνται με πολύ μεγάλες θλιπτικές δυνάμεις οι σπόνδυλοι της κατώτερης μοίρας (οσφυϊκής) της σπονδυλικής στήλης. Επίσης, κατά το τρέξιμο το ισχύο μπορεί να δέχεται δύναμη τετραπλάσια του σωματικού βάρους τη στιγμή που η φτέρνα αγγίζει το έδαφος, ενώ, ακόμα και όταν βαδίζει κάποιος, η δύναμη αυτή είναι περίπου ίση με το διπλάσιο του σωματικού βάρους. Η φύση έχει, λοιπόν, μεριμνήσει για τα παραπάνω όχι μόνο δίνοντας το κατάλληλο σχήμα σε κάθε οστό αλλά και εισάγοντας έναν συντελεστή ασφαλείας όμοιο με αυτόν που εισάγουν οι μηχανικοί στις κατασκευές τους.

Τα οστά φυσιολογικά δεν σπάνε λόγω συμπίεσης (μπορούν να αντέξουν θλιπτικές τάσεις της τάξης των  $170MPa$ ). Συνήθως υφίστανται κατάγματα λόγω συστροφής ή κάτω από εφελκυσμό (αντοχή σε εφελκυσμό περίπου ίση με  $120MPa$  – σαφώς μικρότερη από την αντίστοιχη σε θλίψη). Τα κατάγματα αυτού του είδους καλούνται σπειροειδή και συμβαίνουν σε περιπτώσεις πτώσης όταν το πόδι παγιδεύεται κάπου και στη συνέχεια το οστό της κνήμης περιστρέφεται. Το οστό μπορεί να διαπεράσει το δέρμα και γι' αυτό το λόγο τέτοια κατάγματα μολύνονται πιο εύκολα από τα απλά, στα οποία το οστό δεν εκτίθεται.

Υπενθυμίζεται ότι όσο μικρότερη είναι η διάρκεια της σύγκρουσης τόσο μεγαλύτερη είναι η δύναμη που αναπτύσσεται σε ένα σώμα όπως προκύπτει από τον 2<sup>ο</sup> νόμο του Νεύτωνα. Δηλαδή, αν θέλουμε να μειώσουμε τις πιθανότητες

κατάγματος, θα πρέπει, η ορμή να μεταβληθεί σε ένα μεγάλο σχετικά χρονικό διάστημα και όχι ακαριαία. Ωστόσο, έχει παρατηρηθεί ότι τα οστά έχουν τη δυνατότητα να αντέχουν σε μεγάλες δυνάμεις ακόμα και αν υπερβαίνουν το όριο μηχανικής αντοχής τους, υπό την προϋπόθεση ότι αυτές ακούνται για μικρό χρονικό διάστημα. Αντίθετα, οι ίδιες, σε μέγεθος και κατεύθυνση, δυνάμεις είναι ικανές να προκαλέσουν κάταγμα αν ασκηθούν για μεγάλες χρονικές περιόδους. Η ιδιότητα αυτή των οστών καλείται *γλοιοελαστικότητα*.

### **Αιτιολογία και παθοφυσιολογία καταγμάτων των άκρων λόγω κόπωσης**

Τα κατάγματα των κάτω άκρων λόγω κόπωσης έχουν να κάνουν κυρίως με την κνήμη και τα μετατάρσια οστά. Γενικά προκαλούνται ως αποτέλεσμα συνεχών τραυματισμών (λόγω χρήσης ή άσκησης), οι οποίοι εξαντλούν την εσωτερική δυνατότητα των οστών να αυτοεπιδιορθώνονται. Αυτή κατάσταση οδηγεί αναπόφευκτα σε μειωμένη οστική πυκνότητα και μειωμένο πάχος φλοιώδους οστού.

Υπάρχουν δυο ανταγωνιστικές θεωρίες, χωρίς όμως να αποκλείει η μια εντελώς την άλλη, οι οποίες μπορούν ίσως να εξηγήσουν την ανάπτυξη των καταγμάτων από κόπωση.

Η πρώτη θεωρία υποστηρίζει ότι κατά τη διάρκεια της σωματικής άσκησης, η οστεοβλαστική δραστηριότητα υστερεί της οστεοκλαστικής για κάποιες βδομάδες. Σε αυτή την περίοδο το οστό καθίσταται πιο επιρρεπές σε τραυματισμούς. Στρεπτικά και καμπτικά φορτία εξαιτίας επανειλημμένης χρήσης καταλήγουν σε μικροκατάγματα τα οποία με το πέρασ του χρόνου εξελίσσονται και σταθεροποιούνται σε κατάγματα λόγω κόπωσης.

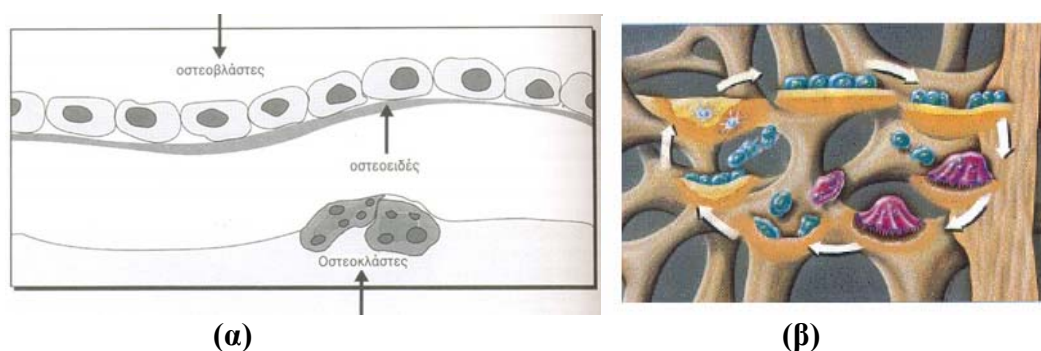
Η δεύτερη θεωρία δίνει έμφαση στην υψηλή και συνεχή καταπόνηση του οστού στα σημεία σύνδεσης με τους μυς, οδηγώντας σε έκκεντρες καμπτικές φορτίσεις, στις οποίες δεν μπορεί να ανταπεξέλθει το οστό.

Τα κατάγματα της κνήμης είναι τα πιο συχνά κατάγματα των κάτω άκρων, αποτελώντας περίπου το μισό αριθμό καταγμάτων σε παιδιά και ενήλικες. Δραστηριότητες που τα προκαλούν είναι το τρέξιμο και τα άλματα γι' αυτό και αθλητές αντίστοιχων αγωνισμάτων υποφέρουν συχνά από κατάγματα στην κνήμη. Στα παιδιά συνήθως συμβαίνουν στο πάνω ένα τρίτο της κνήμης (προς την διάρθρωση του γόνατος), ενώ στους ενήλικες το μέσον και το κάτω ένα τρίτο (προς την αστραγαλοκνημική διάρθρωση) θεωρούνται τα επικρατέστερα σημεία (κατάγματα που συμβαίνουν σε αυτά τα σημεία είναι πιο εύκολο να «κολλήσουν»). Σε μακριά οστά όπως είναι η κνήμη, οι φυσιολογικές δυνάμεις του βάρους δημιουργούν ροπή κάμψης και εφελκυστικές δυνάμεις με τις τελευταίες να είναι οι πιο πιθανές αιτίες έναρξης του κατάγματος.

### Οστική ανακατασκευή (bone remodeling)

Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενη παράγραφο, οι λειτουργίες που έχουν οι οστεοβλάστες και οι οστεοκλάστες είναι εκ διαμέτρου αντίθετες. Οι κυτταρικοί αυτοί, όμως, πληθυσμοί είναι σε μια διαρκή συνεργασία και ισορροπία. Υπό κανονικές συνθήκες, όσο οστό απορροφάται τόσο και παράγεται. Σε περιπτώσεις που υπάρχει ανάγκη για μια πιο ισχυρή αρχιτεκτονική δομή, και επομένως μηχανική αντοχή, η οστεοβλαστική δραστηριότητα αυξάνεται και υπερισχύει της οστεοκλαστικής. Η διαδικασία αυτή είναι αντιστρέψιμη, δηλαδή μπορεί να απορροφάται περισσότερο οστό από ότι παράγεται, με αποτέλεσμα τη σταδιακή μείωση της ποσότητας και της πυκνότητας αυτού.

Συνοψίζοντας, οστική ανακατασκευή είναι η διαδικασία ανανέωσης των μικρομονάδων των οστών, με διαδοχική ενεργοποίηση και λειτουργία των οστεοκλαστών και των οστεοβλαστών με σκοπό την επιδιόρθωση των μικροφθορών των μικρομονάδων αυτών καθώς επίσης και τη σταθερότητα (ομοιοστασία) στις τιμές του ιονισμένου ασβεστίου του εξωκυττάριου χώρου (Σχήμα (α), (β)).



Σχήμα 6: (α) Λειτουργία οστεοκλαστών και οστεοβλαστών και (β) οστική ανακατασκευή

### Οστεοπόρωση

Οστεοπόρωση είναι η ελάττωση της οστικής πυκνότητας, σε τόσο σημαντικό βαθμό, ώστε λόγω της συνεπαγόμενης ελάττωσης της μηχανικής αντοχής του οστού να προκαλούνται αναίτια κατάγματα. Η οστεοπόρωση είναι, επομένως, εξ' ορισμού συνδεδεμένη με την καταγματική νόσο, πράγμα φαίνεται τόσο από την επιδημιολογία της όσο και από την παθογένεια και στρατηγική που ακολουθείται στη θεραπεία της. Διακρίνεται από την οστεοπενία που είναι η ασυμπτωματική κατάσταση, δηλαδή εκείνη στην οποία δεν υπάρχουν κατάγματα.

## Οστική πυκνότητα

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον συγκεντρώνει η οστική πυκνότητα στο σπογγώδη ιστό. Στις μέρες μας, η οστική πυκνότητα *BMD* (*bone mineral density*) μπορεί να προσδιοριστεί *in vivo* στα περισσότερα οστά του σκελετού με τη χρήση διάφορων «εργαλείων».

Τα εργαλεία αυτά μετρούν μια φυσική ιδιότητα του οστού, που λέγεται *φαινόμενη πυκνότητα* (*apparent density*). Χρησιμοποιείται, δε, ο όρος φαινόμενη και όχι πραγματική διότι ως όγκος, επί του οποίου γίνεται η μέτρηση, λαμβάνεται ο εξωτερικός όγκος του δείγματος και όχι του οστίτη ιστού. Υπάρχουν τρεις τρόποι μέτρησης της πυκνότητας, που οδηγούν συνεπώς σε τρεις διαφορετικούς ορισμούς αυτής:

1. *Υγρή φαινόμενη πυκνότητα* (*wet apparent density*). Το δείγμα μπορεί να ζυγιστεί όταν είναι υγρό (ενυδατωμένο), αλλά αυτή η τεχνική εξαρτάται από τη μέθοδο που χρησιμοποιείται για την αφαίρεση του μυελού (*marrow*) χωρίς να ξηρανθεί ο οστίτης ιστός.
2. *Ξηρή φαινόμενη πυκνότητα* (*dried apparent density*). Το δείγμα μπορεί να ξηρανθεί ή να ξηρανθεί εν ψυχρώ προς αφαίρεση όλου του νερού και μετά να ζυγιστεί.
3. *Αποτεφρωμένη φαινόμενη πυκνότητα* (*ash apparent density*). Το δείγμα μπορεί να καεί σε φούρνο πάνω από τους 400°C μέχρι να γίνει τέφρα προς αφαίρεση του νερού και της οργανικής φάσης. Δίνει αποτελέσματα αντίστοιχα της *BMD*.

## Κλινική διάγνωση της οστεοπόρωσης

### Ακτινολογικοί δείκτες

Για την αντικειμενική εκτίμηση της οστεοπόρωσης, περισσότερο πειστικοί και χρήσιμοι είναι οι ακτινολογικοί δείκτες, που βασίζονται στη μεταβολή του σχήματος και γενικότερα της ακτινολογικής απεικόνισης των οστών. Η απλή εκτίμηση της μειωμένης ακτινοσκιερότητας, που προκαλείται από την υπάρχουσα ελάττωση της οστικής πυκνότητας (οστεοπενίας), είναι αρκετά επισφαλής μέθοδος της οστεοπόρωσης και τούτο επειδή φυσιολογικά απαιτείται οστική απώλεια μεγαλύτερη του 30% για να καταστεί εμφανής η μεταβολή της ακτινοσκιερότητας στην απλή ακτινογραφία. Επιπροσθέτως, η ύπαρξη οστικών ακτινολογικών παραμορφώσεων είναι, επίσης, μια εξαιρετικά καθυστερημένη παρέμβαση στην διάγνωση της οστεοπόρωσης και έχει σημασία μόνο στην περίπτωση της διάγνωσης και της παρακολούθησης της εγκατεστημένης οστεοπόρωσης.

Οι σπουδαιότεροι ακτινολογικοί δείκτες που χρησιμοποιούνται στη διάγνωση της οστεοπόρωσης είναι οι ακόλουθοι έξι (6):

**1. Ο σπονδυλικός δείκτης ή δείκτης των Vignon–Meunier.** Βασίζεται στην προοδευτική παραμόρφωση των σπονδύλων κατά την εξέλιξη του οστεοπορωτικού συνδρόμου. Συγκεκριμένα, η οστεοπόρωση οδηγεί είτε σε απ' ευθείας σπονδυλικό κάταγμα είτε σε προοδευτική πλαστική παραμόρφωση του σπονδυλικού σώματος και μεταβολή του εξωτερικού σχήματος του σπονδύλου. Έτσι, ο φυσιολογικός σπόνδυλος είναι περίπου τετράπλευρος (σπονδυλικός δείκτης 1). Προοδευτικά, με την επιδείνωση της οστεοπόρωσης, οι επιφυσιακές πλάκες του σπονδυλικού σώματος υποχωρούν στο μέσο τους και διαμορφώνονται σαν κοίλοι φακοί (σπονδυλικός δείκτης 2). Με την επιπλέον επιβάρυνση της κατάστασης καθιζάνει η πάνω επιφυσιακή πλάκα του σπονδυλικού σώματος, συνηθέστερα στο πρόσθιο τμήμα της, με αποτέλεσμα τη σφηνοειδή παραμόρφωση του σπονδύλου (σπονδυλικός δείκτης 3). Τελικά, το σπονδυλικό σώμα καθιζάνει τελείως, οπότε χάνεται το μεγαλύτερο ύψος του, τόσο το πρόσθιο όσο και το οπίσθιο (σπονδυλικός δείκτης 4). Ο συνολικός σπονδυλικός δείκτης υπολογίζεται ως εξής: λαμβάνεται μια πλάγια ακτινογραφία της σπονδυλικής στήλης και βαθμολογείται ο καθένας από τους 15 ή άλλες φορές 13 σπονδύλους (από το Θ3 ως τον Ο5 ή από το Θ3 ως τον Ο3 αντίστοιχα) ανάλογα με την παραμόρφωση που έχει υποστεί. Το άθροισμα (φυσιολογική κατάσταση το 15 για 15 σπονδύλους και 13 για 13 σπονδύλους) αποτελεί το συνολικό σπονδυλικό δείκτη. Λόγω της γήρανσης, όμως, ο φυσιολογικός δείκτης μπορεί να φτάσει και 22. Πάνω από αυτό το νούμερο, ανεξαρτήτως ηλικίας, υπάρχει ένδειξη για εγκατεστημένη βαρεία οστεοπόρωση. Πρέπει να τονίσουμε ότι, για τη σωστή αξιολόγηση, ιδιαίτερη σημασία έχει ο τρόπος λήψης της ακτινογραφίας της σπονδυλικής στήλης. Ο ασθενής πρέπει να είναι σε τελείως πλάγια θέση και να γίνονται 2 λήψεις με επικέντρωση της ακτινικής δέσμης αντίστοιχα στους Θ9 και Ο3 σπονδύλους. Κακή λήψη της ακτινογραφίας μπορεί να οδηγήσει σε λανθασμένη εκτίμηση του σπονδυλικού δείκτη λόγω προβολικών σφαλμάτων. Με πολύ καλή λήψη ακτινογραφιών ο σπονδυλικός δείκτης έχει άριστη επαναληψιμότητα και είναι δυνατόν να χρησιμοποιείται τόσο σε ερευνητικές εργασίες όσο και σε μεμονωμένες περιπτώσεις ασθενών

**2. Ο μηριαίος δείκτης.** Ο δείκτης αυτός εκτιμά κυρίως τη δοκιδική διάταξη του άνω άκρου του μηριαίου οστού, η οποία και έχει συγκεκριμένη ανατομική ιδιομορφία. Υπάρχουν τέσσερα δοκιδικά συστήματα στην περιοχή αυτή και συγκεκριμένα δύο συστήματα συσπίεσης (πρωτεύον και δευτερεύον) και δύο συστήματα ελκυσμού (πρωτεύον και δευτερεύον). Η υπάρχουσα οστεοπόρωση στην περιοχή του άνω άκρου του μηριαίου οδηγεί σε προοδευτική ελάττωση μέχρι την τελική εξαφάνιση των δοκιδικών αυτών συστημάτων. Αρχικά, αραιώνουν τα συστήματα ελκυσμού (τα συμπίεστικά δοκιδικά συστήματα είναι τα πλέον ανθεκτικά). Η προοδευτική αυτή αραιώση των δοκιδικών συστημάτων βοηθά στη βαθμονόμηση του μηριαίου δείκτη. Η πλήρης παρουσία οστεοδικίδων βαθμολογείται με 5 (φυσιολογικό), ενώ η πλήρης εξαφάνιση των δοκιδικών συστημάτων βαθμολογείται με 1 (βαρεία οστεοπενία). Δείκτης μικρότερος του 4 είναι ενδεικτικός οστεοπενίας, ιδιαίτερα σε νέες

μετεμμηνοπαυσιακές γυναίκες. Στην εκτίμηση του μηριαίου δείκτη απαιτείται σωστή λήψη της ακτινογραφίας. Τα ισχία πρέπει να είναι σε ελαφρά εσωτερική στροφή (περίπου  $15^\circ - 20^\circ$ ) με τέτοιο τρόπο ώστε να αναδεικνύεται ολόκληρος ο αυχένας του μηριαίου οστού.

**3. Ο μετακαρπιαίος δείκτης.** Σε σταθερή κατά μέτωπο ακτινογραφία των χεριών, υπολογίζεται, με μαθηματικό τύπο, η εσωτερική και εξωτερική διάμετρος της μεσότητας του δεύτερου μετακαρπίου ή και των πέντε μετακαρπίων. Ο δείκτης αυτός είναι αρκετά αξιόπιστος για την παρακολούθηση της απώλειας του οστού.

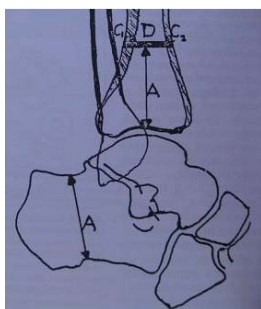
**4. Ο δείκτης Exton–Smith (1969).** Μετράται σε απλή ακτινογραφία της άκρας χειρός, με απόσταση λυχνίας – χεριού ενός μέτρου. Στη συνέχεια, με τη βοήθεια μικρομετρικού οργάνου εφοδιασμένου με βερνιέρο, μετρούνται στην ακτινογραφική πλάκα οι εξής διαστάσεις του 2<sup>ου</sup> μετακαρπίου: το ολικό μήκος L, η εξωτερική διάμετρος στη μεσότητα του οστού D και η εσωτερική διάμετρος στην ίδια θέση d. Ο δείκτης Exton – Smith βρίσκεται από τον τύπο:

$$\frac{D^2 - d^2}{D^2 \cdot L}$$

**5. Ο πτερνικός δείκτης.** Η πτέρνα, όπως και όλα τα φορτιζόμενα σπογγώδη οστά, περιέχει συστήματα δοκιδικών δεσμίδων. Οι δέσμες αυτές οστικών δοκίδων είναι διαταγμένες ανάλογα προς τις δυνάμεις συμπίεσης και ελκυσμού που ασκούνται. Διακρίνουμε, λοιπόν, στην πτέρνα δέσμες συμπίεσης στο σώμα και στον αυχένα και δέσμες ελκυσμού στο πρόσθιο και οπίσθιο μέρος της πτέρνας

Ανάλογα με το βαθμό οστικής αραίωσης οι δέσμες αυτές εξαφανίζονται προοδευτικά δίνοντας έτσι μια κλιμάκωση βαρύτητας της οστεοπόρωσης. Η βαθμολόγηση αυτή ξεκινά από 5 (φυσιολογική οστική μάζα πτέρνας) και φτάνει στο 1 (βαρεία οστεοπόρωση).

**6. Ο κνημιαίος δείκτης.** Η λέπτυνση του φλοιού του κάτω τριτημορίου της κνήμης, που προκαλείται από την προοδευτική οστική αραίωση, μπορεί να μετρηθεί αντικειμενικά σε μία σταθερή πλάγια ακτινογραφία της κνήμης – ποδοκνημικής. Το ύψος της μέτρησης του πάχους των φλοιών της κνήμης υπολογίζεται στο ύψος του σώματος της πτέρνας. Ο τύπος  $C_1 + C_2 / D \times 100$  είναι αντίστοιχος με τον μετακαρπιαίο δείκτη κατά Nordin (Σχήμα ).



Σχήμα 7: Μεγέθη για τον υπολογισμό του κνημιαίου δείκτη

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2<sup>ο</sup>

## ΥΠΑΡΧΟΥΣΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΟΣΤΙΚΗΣ

## ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

---

*Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφονται οι υπάρχουσες τεχνικές οστικής απεικόνισης και πυκνομετρίας.*

---

## Εισαγωγή

Η οστεοπόρωση όπως περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο καλείται ως η «σιωπηλή ασθένεια», μιας και ο ασθενής που πάσχει από αυτήν δε παρατηρεί αλλαγές ούτε διαπιστώνει συμπτώματα παρά μόνο στα τελευταία στάδια της εξέλιξής της ή πολλές φορές μόνο όταν υποστεί κάταγμα. Το γεγονός αυτό κατέστησε αναγκαία την εύρεση ενός τρόπου γρήγορης και ακριβούς διάγνωσης της ασθένειας που θα βοηθούσε τόσο στον τομέα της πρόληψης, προτού αυτή εκδηλωθεί όσο και στη αντιμετώπισή της. Κατά τη διάρκεια των χρόνων, δημιουργήθηκαν αρκετές μη διεισδυτικές τεχνικές και οι αντίστοιχες διατάξεις αυτών, ενώ εξελίχθηκαν παλαιότερες προς αυτή την κατεύθυνση, καθεμία από τις οποίες εμφανίζει τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματά της που την καθιστούν κατάλληλη ή όχι ανάλογα με την περίπτωση. Στη συνέχεια, παρατίθενται οι διάφορες συσκευές μέτρησης της οστικής πυκνότητας, ενώ για λόγους πληρότητας των μεθόδων απεικόνισης των οστών καθώς και σύγκρισης προηγούνται κάποιες πληροφορίες για την κλασική ραδιογραφία.

## Είδη απεικόνισης του οστού

### Κλασική Ραδιογραφία με ακτίνες X

Η παραδοσιακή ραδιογραφία μετράει την εξασθένηση μια δέσμης ακτίνων X που διαπερνάει το αντικείμενο που μας ενδιαφέρει. Ο όρος «εξασθένηση» αναφέρεται στη διαφορά μεταξύ της ακτινοβολίας X που εκπέμπεται από την πηγή και αυτής που δέχεται τελικά ο ανιχνευτής. Η κλασική ραδιογραφία χρησιμοποιεί διδιάστατο φιλμ, και επομένως η προκύπτουσα εικόνα για ένα δεδομένο στοιχείο εικόνας (picture element – pixel) είναι μια σταθμισμένη εξασθένηση όλων των αντικειμένων μέσα από τα οποία έχει περάσει η δέσμη. Η ανάλυση της αντίθεσης χαρακτηρίζεται από είτε πολύ πυκνά ή λιγότερο πυκνά αλλά χοντρά αντικείμενα υψηλής εξασθένησης. Επομένως, μια δεδομένη ραδιογραφική πυκνότητα στο φιλμ μπορεί να είναι αποτέλεσμα ενός πολύ πυκνού αντικειμένου ή μιας μεγάλης ποσότητας ενός λιγότερο πυκνού αντικειμένου. Πρέπει να τονιστεί ότι δεν είναι δυνατή η παρατήρηση και ο εντοπισμός διαφορών, ως προς την πυκνότητα των περιοχών ενδιαφέροντος, στο επίπεδο του φιλμ.

Στη συμβατική ραδιογραφία, λεπτές διαφορές μικρότερες των περίπου 5% στο κοντράστ μιας δομής (π.χ. εξασθένηση των ακτίνων X στο σώμα) δεν είναι ορατές στην εικόνα. Αυτός ο περιορισμός υπάρχει για τους εξής λόγους:

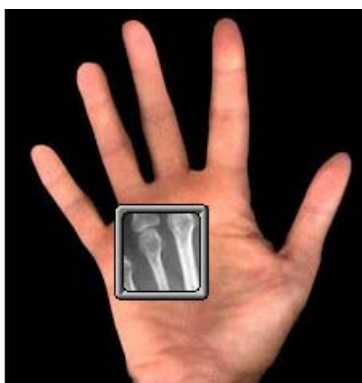
Η προβολή τρισδιάστατης ανατομικής πληροφορίας σε ένα διδιάστατο λήπτη εικόνων αποκαλύπτει λεπτές διαφορές στην εκπομπή των ακτίνων X μέσω αντικειμένων που είναι παραλληλισμένα με τη δέσμη των ακτίνων X. Παρόλο που η



συμβατική τομογραφία λύνει αυτό το πρόβλημα ως ένα βαθμό, αντικείμενα πάνω και κάτω από την τομογραφική τομή μπορεί να παραμένουν ως «φαντάσματα» στην εικόνα εάν αυτά διαφέρουν σημαντικά στις ιδιότητες εξασθένησης αντικειμένων στην τομή.

Συμβατικοί λήπτες της εικόνας (π.χ. φιλμ, οθόνες φθορίου) δεν είναι ικανοί να αναδείξουν μικρές διαφορές (της τάξης του 2%) στην ένταση της ακτινοβολίας.

Δέσμες ακτίνων X μεγάλης επιφανείας που χρησιμοποιούνται στη συμβατική ραδιογραφία παράγουν σημαντική διασκορπισμένη ραδιενέργεια που εμπλέκεται με την απεικόνιση μικρών διαφορών στην αντίθεση του αντικειμένου.



Σχήμα 1: Κλασσική ραδιογραφία

## Μέθοδοι οστικής πυκνομετρίας

Όλες οι μη διεισδυτικές συσκευές μέτρησης της πυκνότητας (SXA, DXA, QCT, pQCT κ.ά.) βασίζονται στην αρχή κατά την οποία όταν μια δέσμη ακτίνων X περνάει μέσα από το οστό, η ένταση της εξασθενεί από το ανόργανο τμήμα αυτού. Καθώς το ανόργανο τμήμα έχει υψηλό ατομικό αριθμό συγκρινόμενο με το μαλακό ιστό ή τον αέρα, υψηλή πυκνότητα συνεπάγεται και μεγάλη εξασθένηση της δέσμης. Με τις μεθόδους μέτρησης της οστικής πυκνότητας μπορεί έμμεσα να προβλεφθεί ο κίνδυνος εμφάνισης μελλοντικού οστεοπορωτικού κατάγματος. Επειδή, πάντως, η οστική πυκνομετρία εκτιμά την ποσότητα και όχι την ποιότητα του οστού, η πρόβλεψη μελλοντικού κατάγματος γίνεται με αρκετό ποσοστό λάθους. Όπως και να έχει, τα δεδομένα πυκνοτήτων που συλλέγονται θα πρέπει να ελέγχονται για την εγκυρότητά τους και σταθμίζονται έχοντας ως αναφορά μια ακριβή εξωτερική μέτρηση κάποιου δείγματος.

## Εξασθένηση φωτονίων

Η εξασθένηση μιας δέσμης φωτονίων που διασχίζουν ένα τμήμα του ανθρώπινου σώματος, εξαρτάται από την απόσταση που διανύουν τα φωτόνια, την ατομική σύσταση και την πυκνότητα των ιστών που συναντούν. Η φωτοπυκνομετρία ή φωτονική απορροφησιμετρία που είναι σήμερα η πιο διαδεδομένη τεχνική

ποσοτικοποίησης των οστικών αλάτων, θεμελιώθηκε από τον Cameron και Sorenson το 1963. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται για την *in vivo* εκτίμηση της ποσότητας και της συγκέντρωσης των οστικών αλάτων και για την εκτίμηση της μάζας του λιπώδους και του μη λιπώδους ιστού.

Μια ή περισσότερες δέσμες φωτονίων μικρής διατομής σαρώνουν την υπό εξέταση περιοχή. Με τη βοήθεια ενός ανιχνευτή, συνήθως σπινθηριστή NaI, μετρούμε το ποσοστό των φωτονίων που εξέρχονται από το ανθρώπινο σώμα χωρίς σημαντική αλλαγή της διεύθυνσης και της ενέργειάς τους. Χρησιμοποιούνται φωτόνια (ακτινοβολία – X από λυχνία παραγωγής ακτίνων X ή ακτινοβολία –γ από ραδιενεργή πηγή) παρόμοιας ενέργειας ή φωτόνια που είναι χωρισμένα σε δυο ενεργειακές ομάδες.

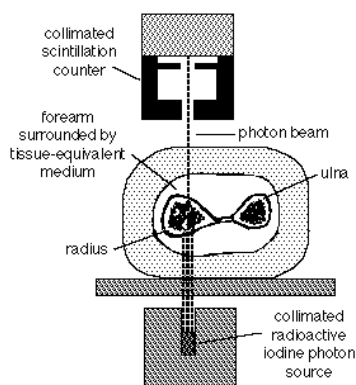
### **Η απλή απορροφησιμετρία φωτονίων (Single Photon Absorptiometry, SPA)**

Η μέθοδος αυτή μετρά την οστική πυκνότητα στο αντιβράχιο. Η περιοχή αυτή του σκελετού έχει πολλά πλεονεκτήματα και χρησιμοποιείται από ορισμένους ερευνητές ως αντιπροσωπευτική περιοχή μέτρησης της οστικής πυκνότητας, τόσο του φλοιώδους όσο και του σπογγώδους οστού. Αυτό γίνεται εφικτό διότι στα άκρα των μακρών αυλοειδών οστών υπάρχει ως επί το πλείστον, σπογγώδες οστό ενώ όσο προχωρούμε κεντρικότερα η αναλογία του φλοιώδους οστού αυξάνει, με αποτέλεσμα να φτάνει στη διάφυση την τάξη του 90% περίπου. Μία μόνο μέτρηση, λοιπόν, του αντιβραχίου αρκεί.

Ένα άλλο πλεονέκτημα της οστικής πυκνότητας στην περιοχή του αντιβραχίου είναι η απουσία άφθονων μαλακών μορίων. Το όφελος απ' αυτό αντισταθμίζεται όμως από τη διακύμανση της ποσότητας του υποδόριου λίπους του αντιβραχίου από άτομο σε άτομο, κάτι που δυσχεραίνει την ακρίβεια της μέτρησης.

Μέχρι πρότινος η μέτρηση της οστικής πυκνότητας με απλή απορρόφηση φωτονίων γινόταν με μονοενεργειακή πηγή I 125 και ανίχνευση της διερχόμενης από το οστό ακτινοβολίας με κρύσταλλο ιωδιούχου νατρίου. Με την τεχνική αυτή η δόση της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας είναι χαμηλή (περίπου 5mrem). Η ακρίβεια της μέτρησης (*in vitro*) είναι 4% στη μεσότητα της κερκίδας και 5% στο περιφερικό της άκρο (Cameron και συν 1986). Η επαναληψιμότητα (*in vitro* precision) της απλής απορροφησιμετρίας είναι 1% - 4% και στις δύο περιοχές.

Η μέτρηση της οστικής πυκνότητας με απλή απορρόφηση γίνεται πλέον με μηχανήματα ακτίνων X. Σε συνδυασμό με βιοχημικούς οστικούς δείκτες μπορεί να προβλεφθεί ο ετήσιος ρυθμός οστικής απώλειας, καθώς επίσης και η αναμενόμενη απώλεια οστικής μάζας μέσα στην επόμενη δεκαετία (Σχήμα ).



Σχήμα 2: Τεχνική SPA

### Η διπλή απορροφησιμετρία φωτονίων (Dual Photon Absorptiometry, DPA)

Στην εξέταση αυτή μετράται συνήθως η οστική πυκνότητα των οσφυϊκών σπονδύλων ή του αυχένα του μηριαίου οστού. Η διπλή απορροφησιμετρία χρησιμοποιεί σαν ραδιενεργό πηγή το ισότοπο Γαδολίνιο 153, το οποίο εκπέμπει δυο δέσμες φωτονίων, σε δύο διαφορετικές ενέργειες. Η μέτρηση με διπλή δέσμη φωτονίων δε μπορεί να διακρίνει το φλοιώδες από το σπογγώδες οστό, επειδή μετρά την προβολή της εξεταζόμενης περιοχής.

Υπό φυσιολογικές συνθήκες, η σχέση φλοιώδους/ σπογγώδους οστού είναι 1:2 στη σπονδυλική στήλη και 3:1 στον αυχένα του μηριαίου οστού. Με βάση αυτή την αναλογία τύπων οστού, μπορούμε να πούμε ότι η μέτρηση της οστικής πυκνότητας στη σπονδυλική στήλη είναι αντιπροσωπευτικότερη του σπογγώδους οστού, ενώ η μέτρηση στον αυχένα του μηριαίου οστού είναι αντιπροσωπευτικότερη του φλοιώδους οστού.

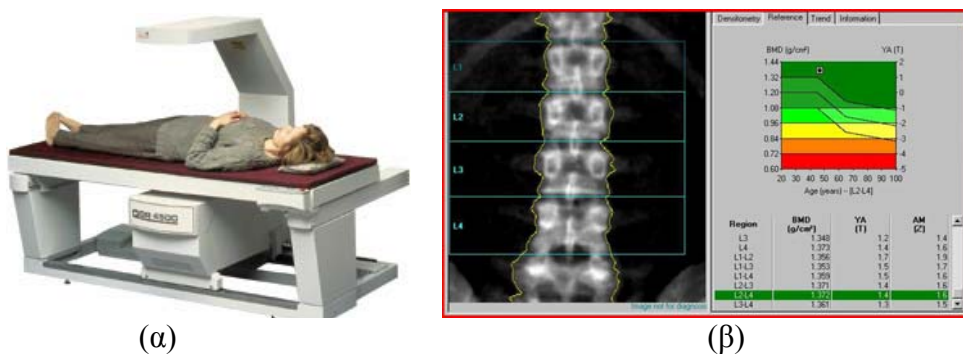
Η εκπεμπόμενη ακτινοβολία στη μέτρηση μιας περιοχής με DPA είναι περίπου 10-15 mrem και η διάρκεια της εξέτασης περίπου 20 λεπτά. Η ακρίβεια της μέτρησης (in vitro accuracy) με DPA είναι 3 – 4% για την περιοχή του αυχένα του μηριαίου οστού και 3 – 6% για την οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Η επαναληψιμότητα (in vitro precision) του DPA είναι 1 – 4% και υστερεί σαφώς των αποτελεσμάτων με τη μέθοδο διπλής απορρόφησης ακτίνων X ή DEXA. Σε σύγκριση τώρα με τη μέθοδο της απλής απορρόφησης φωτονίων SPA, η μέθοδος DPA παρουσιάζει αντίστοιχη ευαισθησία στην εντόπιση πληθυσμών ασθενών με οστεοπορωτικά κατάγματα.

### Η διπλή απορροφησιμετρία ακτίνων X (Dual X – ray Absorptiometry, DEXA)

Η μέθοδος αυτή έχει αντικαταστήσει την προηγούμενη μέθοδο μέτρησης οστικής πυκνότητας. Σε αντίθεση με τη DPA, όπου έχουμε πηγή ραδιενεργού ισότοπου, εδώ χρησιμοποιείται πηγή ακτίνων X και συγκεκριμένα δύο διαφορετικές δέσμες, οι οποίες προκύπτουν (απομονώνονται) από το συνεχές φάσμα ακτινοβολίας που εκπέμπει η πηγή με ειδικά φίλτρα (από υλικό με K αιχμή απορρόφησης μεταξύ 30keV και 45keV). Με τον τρόπο αυτό μπορούν να μετρηθούν οι περιοχές

ενδιαφέροντος ή ολόκληρος ο σκελετός, όπως και η οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης σε πλάγια θέση. Η οστική πυκνότητα μετράται τόσο στους μεμονωμένους σπονδύλους, όσο και στους συνδυασμούς τους. Έχει καθιερωθεί σαν πλέον αντιπροσωπευτικός ο συνδυασμός των τριών (O2 – O4) ή τεσσάρων οσφυϊκών σπονδύλων (O1 - O4). Ουσιαστικά, δε μετράται άμεσα η πυκνότητα των οστικών αλάτων, αλλά η ποσότητα «πυκνότητα οστικών αλάτων» (Bone Mineral Density) η οποία παραπλανητικά ονομάζεται έτσι και σχετίζεται μόνο έμμεσα με την πυκνότητα των οστικών αλάτων (εξαρτάται και από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του οστού).

Η ακρίβεια (in vitro accuracy) της μεθόδου είναι πολύ καλύτερη από την αντίστοιχη με ραδιοϊσότοπα (DPA) και υπολογίζεται σε 0.5 – 2% και η επαναληψιμότητα (in vitro precision) σε 1%. Επειδή η παραγωγή ακτίνων X είναι πολύ μεγαλύτερη από εκείνη των φωτονίων, ο απαιτούμενος χρόνος μέτρησης της οστικής πυκνότητας είναι κατά πολύ μικρότερος (περίπου 5 λεπτά κατά περιοχή). Επίσης, η παρεχόμενη ακτινοβολία είναι περίπου 1mrem κατά περιοχή ενδιαφέροντος. Επιπροσθέτως, με αυτή την τεχνική μπορεί να μετρηθεί η οστική πυκνότητα της σπονδυλικής στήλης και σε πλάγια θέση. Σήμερα υπάρχει μεγάλη βελτίωση στην απεικόνιση των οστών με τη μέθοδο DEXA με αποτέλεσμα τη καλύτερη απεικονιστική ευκρίνεια και τη μείωση του χρόνου εκτέλεσης της μέτρησης. Γενικά, είναι μια γρήγορη μέθοδος και έχει μικρή δόση ακτινοβολίας αλλά είναι πιο ακριβή από τους υπερήχους. Είναι προφανές ότι η εφαρμογή των δύο παραπάνω μεθόδων περιλαμβάνει και τη σύγκριση του ασθενούς με φυσιολογικές τιμές. Τέλος, το βασικό μειονέκτημα των μη τομογραφικών τεχνικών είναι ότι η μετρούμενη εξασθένηση εξαρτάται όχι μόνο από τη σύσταση και τα γεωμετρικά στοιχεία του προς μελέτη ιστού, αλλά και από τους υπόλοιπους ιστούς που διαπερνά η δέσμη.

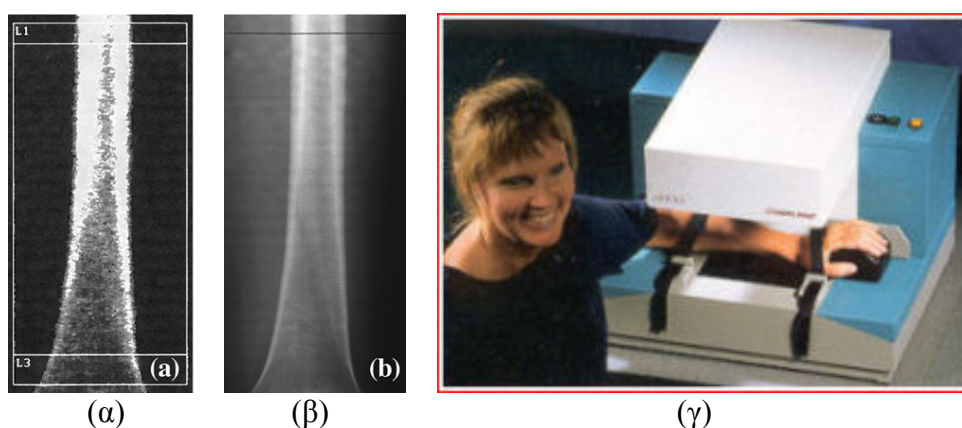


Σχήμα 3: (α) Μηχάνημα DEXA και (β) μέτρηση της οστικής πυκνότητας στη σπονδυλική στήλη

### Η περιφερική διπλή απορροφησιμετρία ακτίνων X (Peripheral DEXA, P – DEXA)

Η μέθοδος αυτή είναι μια παραλλαγή της τεχνικής DEXA. Μετράει την πυκνότητα των οστών στα άκρα του σώματος, όπως είναι ο καρπός. Δε μπορεί να

μετρήσει όμως την πυκνότητα σε οστά που έχουν μεγάλη πιθανότητα να υποστούν κάταγμα (το ισχύο και η σπονδυλική στήλη). Σε περίπτωση που η μέτρηση εντοπίζεται σε αυτά τα σημεία, η τεχνική P – DEXA δε χρησιμοποιείται. Οι συσκευές P – DEXA είναι φορητές μονάδες και μπορούν να βρεθούν στο ιατρείο κάποιου γιατρού. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί επίσης πολύ μικρές δόσεις ακτινοβολίας και τα αποτελέσματα βγαίνουν πιο γρήγορα από τα αντίστοιχα στις συμβατικές μετρήσεις DEXA. Σε σύγκριση με την τελευταία, η P – DEXA έχει απεριόριστη χρησιμότητα για παρακολούθηση, καταγραφή και σύγκριση των συνεπειών της φαρμακευτικής αγωγής προς την ίαση της οστεοπόρωσης.

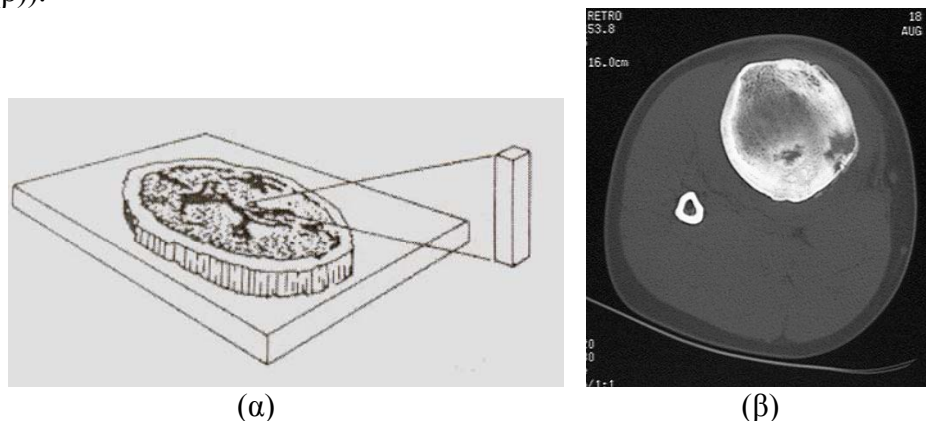


**Σχήμα 4:** (α) Απεικόνιση κνήμης με τεχνική pDXA, (β) απεικόνιση κνήμης με κλασσική ραδιογραφία και (γ) περιφερική DEXA

### Τεχνικά θέματα της Ποσοτικής Υπολογιστικής Τομογραφίας

Η ποσοτική υπολογιστική τομογραφία βασίζεται στη θεωρητική εργασία του μαθηματικού J.H.Radon στις αρχές του 20ου αιώνα και καθιστά δυνατό τον υπολογισμό της χωρικής κατανομής μιας φυσικής ποσότητας, η οποία μετριέται από διαφορετικές διευθύνσεις. Ο Radon πρότεινε ότι η ακριβής κατανομή του υλικού μέσα σε ένα αντικείμενο θα μπορούσε να καθοριστεί εάν υπολογίζονταν γραμμικά ολοκληρώματα σε ένα μη πεπερασμένο αριθμό γωνιών. Η εφαρμογή αυτής της θεωρίας στην ποσοτική υπολογιστική τομογραφία σημαίνει ότι η συνάρτηση εξασθένισης των ακτίνων X (με τρόπο ώστε οι τιμές των συντελεστών να είναι πρακτικά απαλλαγμένες από την επίδραση των υπερκείμενων και υποκείμενων ιστών) διαμέσου ενός αντικειμένου, μετρούμενη σε πολλές γωνίες, επιτρέπει τον υπολογισμό των ραδιογραφικών πυκνοτήτων στο αντικείμενο αυτό, όπως είναι και το οστό. Η κατανομή της εξασθένισης της δέσμης υπολογίζεται μαθηματικά με τη μέθοδο της ανακατασκευής που θα αναλυθεί αργότερα, απεικονίζεται δε ως δισδιάστατη εικόνα από το πρόγραμμα της QCT. Παρόλο που η απεικόνιση είναι σε 2 διαστάσεις, η δέσμη των ακτίνων X που χρησιμοποιείται έχει ένα πάχος, καθιστώντας έτσι δυνατό τον υπολογισμό μιας πραγματικής ογκομετρικής πυκνότητας από το μηχάνημα. Το αντικείμενο ενδιαφέροντος μετριέται σε ένα επίπεδο από διαφορετικές γωνίες, επομένως η πυκνότητα του οστού σε ένα μεμονωμένο voxel (στοιχείο όγκου

ή αλλιώς 3d pixel – Σχήμα 5(α)) δεν επηρεάζεται από την πυκνότητα των γειτονικών voxels. Συνεπώς, είναι εφικτή η ανάλυση περιοχών υψηλής και χαμηλής πυκνότητας, ακόμα και αν αυτές είναι πολύ κοντά η μία στην άλλη. Η QCT επιτρέπει το διαχωρισμό του σπογγώδους και του φλοιώδους τμήματος του οστού (π.χ. κνήμης) (Σχήμα 5(β)).



Σχήμα 5: (α) Voxel ή στοιχείο όγκου και (β) Αξονική τομογραφία κνήμης

### Ιστορία των τεχνικών ανακατασκευής εικόνας

Οι τεχνικές ανακατασκευής εικόνας που χρησιμοποιούνται στην υπολογιστική τομογραφία αναπτύχθηκαν για χρήση στην ραδιοαστρονομία, ηλεκτρονική μικροσκοπία και οπτική. Το 1961, ο Oldenford διερεύνησε την αρχή της υπολογιστικής τομογραφίας με ένα μηχάνημα χρησιμοποιώντας πηγή I. Λίγο πιο μετά, ο Kuhl και οι συνεργάτες του ανέπτυξαν συστήματα απεικόνισης υπολογιστικής τομογραφίας με δυνατότητα εκπομπής και μετάδοσης σε συχνότητες AM και περιέγραψαν την εφαρμογή αυτών των συστημάτων για την απεικόνιση του εγκεφάλου. Παρά τις πρώτες αυτές προσπάθειες, η υπολογιστική τομογραφία έμεινε ανεξερεύνητη για κλινική απεικόνιση μέχρι την ανακοίνωση που εξέδωσε η EMI Ltd το 1972 και αφορούσε την πρώτη εμπορική μονάδα υπολογιστικής τομογραφίας εκπομπής ακτίνων X, που ήταν σχεδιασμένη αποκλειστικά για το κεφάλι. Το πρωτότυπο αυτής της μονάδας είχε μελετηθεί από το 1970 στο νοσοκομείο Atkinson – Morley στην Αγγλία και η πρώτη εμπορική μονάδα εγκαταστάθηκε στις ΗΠΑ το 1973. Τον ίδιο χρόνο, ο Ledley και οι συνεργάτες του ανακοίνωσαν την ανάπτυξη ενός ολόσωμου scanner CT (Σχήμα 6).



Σχήμα 6: Ολόσωμος αξονικός τομογράφος

Το 1974 η Ohio Nuclear Inc ανέπτυξε επίσης ένα ολόσωμο CT scanner και κλινικά μοντέλα και των δύο μονάδων εγκαταστάθηκαν το 1975. Μέχρι το 1977 περίπου 16 εμπορικές εταιρίες είχαν βγάλει στην αγορά περισσότερα από 30 μοντέλα CT scanners. Σήμερα, περίπου 5000 μονάδες υπολογιστικής τομογραφίας είναι εγκατεστημένες σε νοσοκομεία στις ΗΠΑ με το κόστος να ανέρχεται στο ένα εκατομμύριο ή περισσότερο ανά μονάδα.

### **Αλγόριθμοι ανακατασκευής**

Η μαθηματική θεμελίωση για την ανακατασκευή εικόνων είναι ο αλγόριθμος ανακατασκευής, που μπορεί να είναι 4 τύπων:

#### **1. Απλή οπίσθια προβολή.**

Σε αυτή τη μέθοδο, κάθε διαδρομή των ακτίνων X μέσω του σώματος χωρίζεται σε ισαπέχοντα στοιχεία και κάθε στοιχείο θεωρείται ότι συνεισφέρει το ίδιο στη συνολική εξασθένηση κατά μήκος της διαδρομής αυτής. Προσθέτοντας την εξασθένηση για κάθε στοιχείο για όλες τις διαδρομές των ακτίνων X που διασταυρώνουν το στοιχείο με διαφορετικούς προσανατολισμούς, υπολογίζεται ένας τελικός αθροιστικός συντελεστής εξασθένησης για κάθε στοιχείο. Όταν αυτός ο συντελεστής συνδυάζεται με τους αθροιστικούς συντελεστές των υπόλοιπων στοιχείων στην ανατομική διατομή η οποία σαρώθηκε από τη δέσμη των ακτίνων X, λαμβάνεται μια σύνθετη εικόνα αποτελούμενη από συντελεστές εξασθένησης. Παρά το γεγονός ότι η προσέγγιση των αλγορίθμων ανακατασκευής με οπίσθια προβολή είναι προς τα μπροστά, παράγει θαμπές εικόνες χαρακτηριστικών με γωνίες στο αντικείμενο.

#### **2. Φιλτραρισμένη οπίσθια προβολή.**

Αυτός ο αλγόριθμος ανακατασκευής, συχνά αναφερόμενος ως μέθοδος συνέλιξης, χρησιμοποιεί μια μονοδιάστατη εξίσωση ολοκλήρωσης για την ανακατασκευή διδιάστατων εικόνων. Στη μέθοδο της συνέλιξης, μια συνάρτηση deblurring συνδυάζεται με τα δεδομένα της εκπομπής των ακτίνων X για να απομακρύνει το περισσότερο κομμάτι από το θάμπωμα προτού τα δεδομένα υποστούν οπίσθια προβολή. Η πιο συνηθισμένη συνάρτηση είναι ένα φίλτρο που απομακρύνει τις συνιστώσες εκείνες των συχνοτήτων της εκπομπής ακτίνων X που είναι υπεύθυνες για το περισσότερο θάμπωμα στη σύνθετη εικόνα. Ένα από τα πλεονεκτήματα της μεθόδου της συνέλιξης για την ανακατασκευή εικόνας είναι ότι η εικόνα μπορεί να κατασκευαστεί παράλληλα με τη συλλογή των δεδομένων από την εκπομπή των ακτίνων X. Η μέθοδος της συνέλιξης είναι ο πιο συνηθισμένος/διαδεδομένος αλγόριθμος ανακατασκευής που χρησιμοποιείται σήμερα στην υπολογιστική τομογραφία.



### 3. Ο μετασχηματισμός Fourier.

Σε αυτή τη προσέγγιση το φάσμα των συντελεστών εξασθένησης των ακτίνων X σε κάθε γωνιακή θέση διαχωρίζεται σε συνιστώσες συχνοτήτων με ποικίλα πλάτη, με τρόπο όμοιο με τον οποίο μπορεί να χωριστεί ένας μουσικό τόνος σε σχετικές συνεισφορές διαφορετικών συχνοτήτων. Από αυτές τις συνιστώσες των συχνοτήτων, ολόκληρη η εικόνα συναρμολογείται στο πεδίο των συχνοτήτων σε μια χωρικά σωστή εικόνα και έπειτα ανακατασκευάζεται με μια διαδικασία ανάστροφου μετασχηματισμού Fourier.

### 4. Series expansion

Σε αυτή την τεχνική, παραλλαγές της οποίας αποτελούν οι γνωστές τεχνικές ART, ILST και SIRT, τα δεδομένα από την εξασθένηση των ακτίνων X σε μια γωνιακή θέση χωρίζονται σε ισαπέχοντα στοιχεία κατά μήκος καθεμιάς από τις ακτίνες. Αυτά τα δεδομένα συγκρίνονται με παρόμοια δεδομένα σε μια διαφορετική γωνιακή θέση, και οι διαφορές που παρουσιάζονται στις δυο γωνιακές θέσεις προστίθενται με την ίδια βαρύτητα στα αντίστοιχα στοιχεία. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται για όλους τους γωνιακούς προσανατολισμούς, με όλο και μικρότερο τμήμα των εμφανιζομένων διαφορών να προστίθεται κάθε φορά ώστε να επιτευχθεί σύγκλιση των δεδομένων ανακατασκευής. Σε αυτή τη μέθοδο, όλα τα δεδομένα για τους συντελεστές εξασθένησης πρέπει να είναι διαθέσιμα για να μπορεί να ξεκινήσει η διαδικασία της ανακατασκευής.

## **Πλεονεκτήματα έναντι της κλασσικής ραδιογραφίας**

Η κλασσική ραδιογραφία καταγράφει την εξασθένηση των ακτίνων X σε ένα μεμονωμένο επίπεδο. Οι ραδιογραφίες απεικονίζουν ένα σταθμισμένο όρο των τιμών εξασθένησης των ακτίνων X όλων των αντικειμένων που βρίσκονται μεταξύ της πηγής και του ανιχνευτή. Είναι προφανές ότι εφ'όσον δε γίνεται κανένας διαχωρισμός μια αυξημένη ραδιογραφική πυκνότητα μπορεί να οφείλεται είτε σε μια μικρή ποσότητα ενός πυκνού υλικού ή σε μια μεγάλη ποσότητα υλικού με σχετικά μικρή πυκνότητα. Γίνονται πολλές καταγραφές των τιμών εξασθένησης από διαφορετικές γωνίες και υπολογίζεται έτσι η 3d τοποθεσία των αντικειμένων διαφορετικών πυκνοτήτων. Επομένως η ποσοτική υπολογιστική τομογραφία παρέχει πληροφορίες σχετικά με την κατανομή της ραδιογραφικής πυκνότητας μέσα στον μετρούμενο όγκο.

Ως ένα βαθμό καθεμία από τις δυσκολίες που περιγράφησαν στο κομμάτι της συμβατικής ραδιογραφίας εξαλείφεται στην υπολογιστική τομογραφία. Δηλαδή, διαφορές μερικών δεκάτων του 1% στην αντίθεση του αντικειμένου φανερώνονται σε μια τομογραφία CT. Παρά το γεγονός ότι η χωρική ανάλυση του ενός χιλιοστού η οποία παρέχεται από την υπολογιστική τομογραφία, είναι αισθητά πιο μικρή από αυτή που παρέχεται από τη συμβατική ραδιογραφία, η παραπάνω οπτικοποίηση της



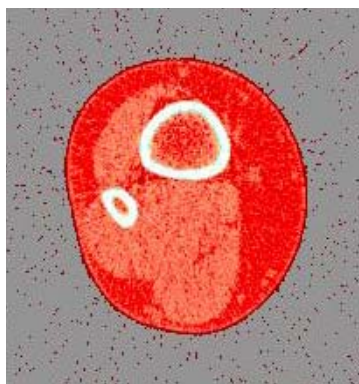
αντίθεσης του αντικειμένου μαζί με την απεικόνιση επιπέδων ανατομίας (π.χ. εγκάρσιες τομές) τα οποία δεν είναι προσεγγίσιμα με τις συμβατικές τεχνικές απεικόνισης, καθιστούν την υπολογιστική τομογραφία ιδιαίτερος χρήσιμη για την οπτικοποίηση της ανατομίας σε πολλές περιοχές του σώματος.

### Η ποσοτική υπολογιστική τομογραφία - pQCT

Ένα σύστημα περιφερικής ποσοτικής υπολογιστικής τομογραφίας μετράει ογκομετρική πυκνότητα οστικών αλάτων (BMD) και γεωμετρικές διαστάσεις εγκάρσιας διατομής του οστού σε περιφερικά οστά του σκελετού όπως είναι το αντιβράχιο και η κνήμη (Σχήμα 7). Πιο συγκεκριμένα, επιτρέπει την επιλεκτική μέτρηση της πυκνότητας του φλοιώδους και σπογγώδους τμήματος, της επιφάνειας του οστού, επιφάνειας και πάχους του φλοιώδους, της περιφέρειας του ενδόστεου και περιόστεου, της μυικής επιφάνειας εγκάρσιας διατομής καθώς και διαφόρων εμβιομηχανικών δεικτών αντοχής. Σημαντικό πλεονέκτημα του υπολογισμού της ογκομετρικής πυκνότητας είναι η ανεξαρτησία που προσφέρει από το μέγεθος του σκελετού.

Η μέθοδος χρησιμοποιεί τροποποίηση της υπολογιστικής τομογραφίας της σπονδυλικής στήλης, συγκρίνοντας την πυκνότητα του σπογγώδους ή του φλοιώδους τμήματος του σπονδύλου με διαλύματα σταθερών πυκνοτήτων φωσφορικού ασβεστίου. Επειδή η μέθοδος μετρά την πραγματική πυκνότητα του οστού το αποτέλεσμα δίνεται σαν  $g/cm^3$ . Η ακρίβεια μετρήσεως (in vitro accuracy) είναι 5 – 10% και η επαναληψιμότητα (in vitro precision) 2 – 4%. Η εκπεμπόμενη ακτινοβολία για μονοενεργειακή δέσμη είναι αρκετά υψηλή, 200mrem.

Επομένως, κύριο πλεονέκτημα της υπολογιστικής τομογραφίας είναι η δυνατότητα εκτίμησης του σπογγώδους οστού και η αποφυγή έμμεσης μέτρησης της προβαλλόμενης οστικής πυκνότητας, πράγμα που συμβαίνει κυρίως στην οστική πυκνομετρία μονής και διπλής δέσμης, είτε με εκπομπή φωτονίων, είτε ακτίνων Χ.



Σχήμα 7: Απεικόνιση κνήμης με την τεχνική pQCT

## Μέτρηση με υπερήχους

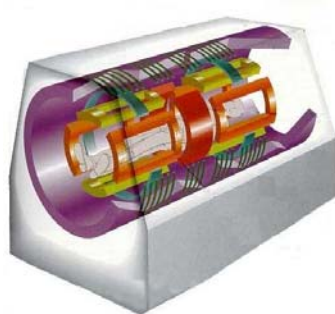
Η χρήση των υπερήχων, ως εναλλακτικής μεθόδου για τον έμμεσο προσδιορισμό της οστικής πυκνότητας, αλλά και άλλων ιδιοτήτων του οστού είναι αρκετά διαδεδομένη. Τόσο η μεταβολή της ταχύτητας, όσο και η εξασθένηση της υπερηχητικής δέσμης από τους ιστούς, συσχετίζονται με την πυκνότητα αλλά και την κατασκευή του σπογγώδους οστού.

Η ταχύτητα των υπερήχων ( $s$ ) είναι εξαρτώμενη από το μέτρο ελαστικότητας ( $E$ ) και της πυκνότητας ( $\rho$ ) ενός υλικού μέσω της σχέσης  $s=v \cdot E/\rho$  (ομοιογενές υλικό). Στο οστό, που θεωρείται ανισοτροπικό μέσο διάδοσης, η σχέση διαφοροποιείται. Η τεχνική σχετίζεται με την πυκνότητα και τη δομή του οστού, αν και μέχρι σήμερα δεν έχει καθοριστεί η μαθηματική σχέση εξάρτησης. Η μέθοδος εφαρμόζεται κλινικά λόγω του χαμηλού κόστους και της ανυπαρξίας ακτινικού κινδύνου.

Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται, γενικά, σαν ένα αρχικό τεστ. Εάν τα αποτελέσματα δείξουν ότι η οστική πυκνότητα είναι χαμηλή, είναι απαραίτητη η εκτέλεση μιας μέτρησης DEXA με σκοπό να επιβεβαιωθούν ή όχι τα συμπεράσματα.

## Μαγνητική αποκατάσταση

Στην καθημερινή κλινική πράξη η απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό (MRI) κάνει χρήση της αποδιέγερσης των ατόμων του υδρογόνου μετά την απομάκρυνση ενός μαγνητικού πεδίου συχνότητας ίδιας με την ιδιοσυχνότητα του εν λόγω ατόμου. Στο σπογγώδη ιστό, η γεινίαση των οστικών αλάτων με το λίπος (χημική ουσία με μεγάλη συγκέντρωση υδρογόνου), έχει σαν αποτέλεσμα τη μείωση του χρόνου αποκατάστασης του υδρογόνου του λίπους. Η μείωση του χρόνου εξαρτάται από τη μικροαρχιτεκτονική του οστού και την αναλογία οστικών αλάτων – λίπους, άρα εξαρτάται και από την πυκνότητα του σπογγώδους οστού. Έχει δειχθεί το 1995 έδειξαν με χρήση υπολογιστικής τομογραφίας in vivo ότι ο ρυθμός αποκατάστασης (αντίστροφο του χρόνου αποκατάστασης) αυξάνεται γραμμικά με την αύξηση της πυκνότητας ηλεκτρονίων του σπογγώδους. Η μελέτη του λίπους με πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό πιθανώς να προσφέρει χρήσιμα στοιχεία στην εκτίμηση της σύστασης του σπογγώδους οστίτη ιστού.



(α)



(β)

**Σχήμα 8:** (α) Συσκευή MRI και (β) απεικόνιση κνήμης με MRI

## Η ανάλυση με ενεργοποίηση νετρονίων (Neutron activation analysis)

Η *in vivo* πυρηνική ενεργοποίηση με νετρόνια είναι μια ειδική μη επεμβατική μέθοδος μέτρησης του ασβεστίου των οστών. Πριν από τη μέτρηση, ολόκληρος ο σκελετός ή τμήμα του ακτινοβολείται από πηγή νετρονίων. Μειονέκτημα της μεθόδου είναι η υψηλή ακτινοβολία, οι απαιτούμενες ειδικές εγκαταστάσεις, τα όργανα μεγάλου κόστους και το εξειδικευμένο προσωπικό. Η μέθοδος χρησιμοποιείται μόνο για ερευνητικούς σκοπούς.

## XCT 3000

Το σύστημα XCT 3000 (Σχήμα 9(α)) είναι ένα αυτόματο σύστημα προσδιορισμού οστικής πυκνότητας στην περιοχή της κνήμης και του αντιβραχίου (περιφερικά άκρα) και η αρχή λειτουργίας του είναι ίδια με αυτή της υπολογιστικής τομογραφίας (QCT – pQCT): Η εξασθένιση των ακτίνων X από ένα αντικείμενο καταγράφεται μέσω της κατανομής απορρόφησης (absorption profile). Τα δεδομένα διορθώνονται για το νεκρό χρόνο (dead time) και τη σκλήρυνση της δέσμης (beam hardening). Με τη μαθηματική σύνθεση πολλών profiles από διαφορετικές γωνίες λήψης, υπολογίζεται και ανασυστάται μια οριζόντια τομή του αντικειμένου. Κάθε σημείο της εικόνας (voxel) αντιστοιχεί σε μια τιμή του συντελεστή εξασθένισης της ακτινοβολίας X με διαστάσεις  $1/cm$ . Με την κατάλληλη βαθμονόμηση του συστήματος με ομοιώματα συγκεκριμένης πυκνότητας σε υδροξυαπατίτη, οι τιμές των συντελεστών εξασθένισης μπορούν να μετατραπούν σε τιμές πυκνότητας οστού ( $mg/cm^3$ ). Η βαθμονόμηση λαμβάνει υπόψη μόνο το μεταλλικό μέρος του οστού.

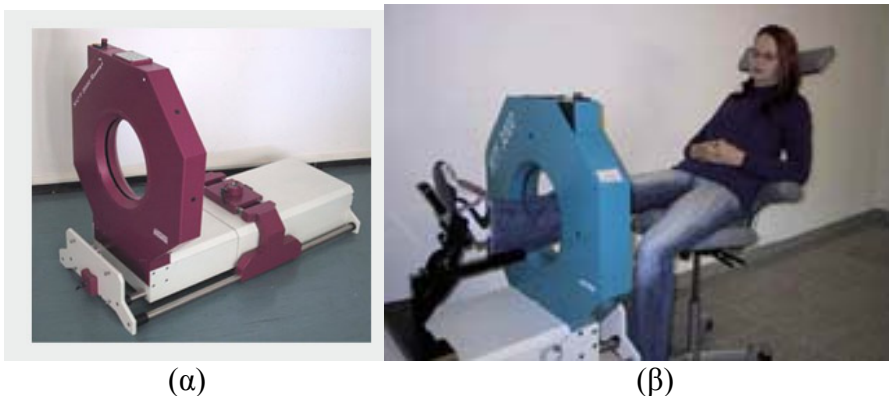
Η μονάδα μέτρησης αποτελείται από μια ειδική λυχνία ακτίνων X με πολύ μικρή εστία (focal spot) που λειτουργεί με τάση 57kV – 60kV, ανοδικό ρεύμα 0.3mA, μέση ενέργεια φωτονίων X 37keV. Η λυχνία είναι σε αντιδιαμετρική θέση από μια σειρά πολύ μικρών ανιχνευτών (όγκου  $8mm^3$ ) εξερχομένων φωτονίων X που είναι κρύσταλλοι στερεάς κατάστασης. Η χρήση αυτών των κρυστάλλων μειώνει σημαντικά το χρόνο μέτρησης ενώ ταυτόχρονα επιτυγχάνεται ανίχνευση περίπου του 100% των φωτονίων X.

Το μηχανικό μέρος του συστήματος μετακινεί την πηγή και τους ανιχνευτές ταυτόχρονα σε τρεις διευθύνσεις. Ο εσωτερικός έλεγχος των τριών αξόνων όπως επίσης και η παράλληλη εκτίμηση των τιμών μέτρησης από τους ανιχνευτές, ελέγχονται από μικροεπεξεργαστές. Αυτοί μεταφέρουν τα αποτελέσματα και τη θέση των αξόνων σε ένα γρήγορο 32bit υπολογιστή. Ο υπολογιστής επεξεργάζεται τα δεδομένα μέτρησης της τομογραφίας στην οθόνη και υπολογίζει την οστική πυκνότητα στην προεπιλεγμένη περιοχή που ορίζουμε στην οθόνη. Κάθε εικόνα αποθηκεύεται για περαιτέρω στατιστική ανάλυση.

Κατά τη διάρκεια της αρχικής σάρωσης του αντιβραχίου για τη λήψη του scanogram που θα μας βοηθήσει να προγραμματίσουμε αυτόματα τη θέση της κάθε επιθυμητής τομής, η επιφάνεια του αντιβραχίου σαρώνεται με βήμα 1mm κατά μήκος του κεντρικού άξονα του αντιβραχίου. Η δέσμη κινείται κάθετα στον άξονα. Στην οθόνη του υπολογιστή εμφανίζεται μια ψηφιακή εικόνα κωδικοποιημένη ως προς το χρώμα, παρόμοια με εικόνα ακτινογραφίας με φωτεινές περιοχές εκεί που απεικονίζεται το οστό και σκοτεινές περιοχές για τους μαλακούς ιστούς όπως είναι οι μύες, το λίπος και το νερό. Η θέση αναφοράς που χρησιμοποιείται για να καθορίσει την ακριβή θέση της μέτρησης ορίζεται στο εγγύτερο σημείο προς την αστραγαλοκνημική άρθρωση στην περιοχή της κνήμης. Η πρώτη τομή (μέτρηση) λαμβάνεται σε απόσταση 4% του μήκους της κνήμης από τη γραμμή αναφοράς.

Κατά τη διάρκεια της τομογραφίας η δέσμη των ακτίνων X διαπερνά την κνήμη κάθετα στον άξονα της (Σχήμα 9(β)). Μετά από κάθε εγκάρσια σάρωση η κεφαλή περιστρέφεται κατά 12ο. Η γωνιακή σάρωση των 6 ανιχνευτών στη διάρκεια της τομογραφίας σε σχέση με τη λυχνία είναι 2ο. Συνεπώς 15 περιστροφές της κεφαλής παράγουν 90 προβολές, οι οποίες καλύπτουν το πλήρες γωνιακό εύρος των 180°.

Το σύστημα XCT 3000 διαθέτει λογισμικό που τρέχει σε περιβάλλον MS – DOS 6.22 και έχει κατασκευαστεί από την εταιρεία Stratec. Η ρουτίνα διαδικασίας μέτρησης πραγματοποιείται από το κεντρικό μενού του λογισμικού το οποίο είναι φιλικό προς το χρήστη.



**Σχήμα 9:** (α) Ο τομογράφος XCT 3000 και (β) μέτρηση της οστικής πυκνότητας της κνήμης με τον τομογράφο XCT 3000

### Όροι

*Ακρίβεια (accuracy):* είναι η απόκλιση της μετρούμενης τιμής της οστικής πυκνότητας από την αντίστοιχη αληθινή τιμή της, η οποία προσδιορίζεται πειραματικά (βλέπε σχετικό κεφάλαιο).

*Επαναληψιμότητα (precision):* είναι η διακύμανση περί τη μέση τιμή επανειλημμένων μετρήσεων της οστικής πυκνότητας του ίδιου δείγματος. Εκφράζεται ως εκατοστιαία σχέση σταθερής απόκλισης των επανειλημμένων μετρήσεων προς την αντίστοιχη μέση τιμή.

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3<sup>ο</sup>

## *ΠΡΟΤΑΘΕΙΣΑ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ*

## *ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ pQCT*

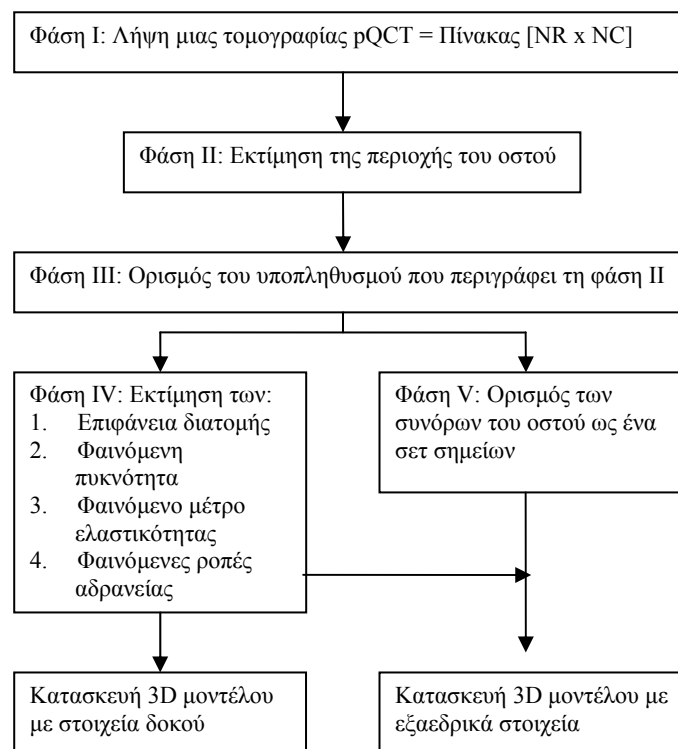
---

*Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται αναλυτικά η προτεινόμενη μεθοδολογία επεξεργασίας  
εικόνων.*

---

## Προτεινόμενη διαδικασία

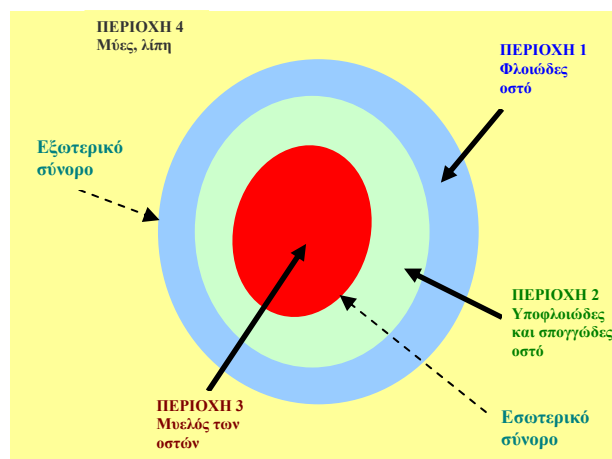
Ο τελικός χρήστης έχει πολύ περιορισμένη πρόσβαση στα δεδομένα που προκύπτουν από τα μηχανήματα οστικής απεικόνισης και οστεοπυκνομετρίας που κυκλοφορούν στο εμπόριο και τα προγράμματα που συνοδεύουν αυτά. Εναλλακτικά, είναι δυνατή η λήψη της εικόνας από το μηχάνημα και η εν συνεχεία επεξεργασία αυτής με αποτέλεσμα μια διαφορετική και ίσως πιο ακριβή εξέταση του προβλήματος. Μέσα σε αυτό το πλαίσιο, παρουσιάζεται η προτεινόμενη διαδικασία. Η κύρια ιδέα της μεθόδου είναι η αναγνώριση της περιοχής του οστού σε μια τομογραφία pQCT, η «εξαγωγή – αποκοπή» της από την εικόνα και η αριθμητική επεξεργασία αυτής με σκοπό τον υπολογισμό χρήσιμων ποσοτήτων. Επίσης, πέρα από τους μαθηματικούς υπολογισμούς, η μέθοδος αποσκοπεί στην αναγνώριση των ορίων της περιοχής του οστού όχι πλέον σε μορφή εικόνας αλλά συντεταγμένων που θα μπορούν να χρησιμοποιηθούν έπειτα σε οποιοδήποτε περιβάλλον CAD και θα αποτελούν μια ομάδα σημείων ελέγχου. Η διάρθρωση της διαδικασίας σε ένα πρώτο επίπεδο παρουσιάζεται στο Σχήμα 1 και αποτελείται από πέντε φάσεις με επιμέρους βήματα η καθεμία (τα βήματα αυτά θα παρατεθούν στη συνέχεια).



**Σχήμα 1:** Προτεινόμενη διαδικασία

Πιο συγκεκριμένα, λαμβάνεται μια τομογραφία pQCT και αφού εισαχθεί στο MatLab εκφράζεται ως ένας πίνακας NR γραμμές x NC στήλες. Στη συνέχεια, σχηματίζεται ένας υπο – πληθυσμός SubP, ο οποίος περιλαμβάνει τα σημεία εκείνα που αντιστοιχούν στον υπάρχοντα οστίτη ιστό και προφανώς αποτελούν υποσύνολο του αρχικού πίνακα. Η εκτίμηση των ζητούμενων πραγματικών και φαινομένων ποσοτήτων γίνεται βάσει αυτού του πληθυσμού SubP. Εάν ο απώτερος κύριος στόχος

είναι η ανάπτυξη ενός 3D μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων, είναι απαραίτητη η περιγραφή των συνόρων της οστικής επιφάνειας υπό τη μορφή σημείων ελέγχου. Ένα κύριο χαρακτηριστικό της προτεινόμενης διαδικασίας είναι η θεώρηση ότι η περιοχή της τομογραφίας που καλύπτεται από οστό (χρήσιμα δεδομένα) βρίσκεται σε ένα «ουδέτερο» background (υπόβαθρο) το οποίο έχει μηδενική συνεισφορά σε κάθε αριθμητικό υπολογισμό. Η περιοχή ενδιαφέροντος (του οστού δηλαδή) και το «ουδέτερο» background διαχωρίζονται σε επίπεδο χρώματος (αν η εικόνα είναι χρωματική) ή σε επίπεδο φωτεινότητας ή αλλιώς έντασης του γκρι (αν η εικόνα είναι σε grayscale - κλίμακα του γκρι). Σε αυτό το σημείο, πρέπει να ξεκαθαριστεί ότι το background προσεγγίζεται με τέτοιο τρόπο ώστε στο τέλος της διαδικασίας να αποτελείται μόνο από τις περιοχές εκείνες της τομογραφίας οι οποίες αντιστοιχούν σε οτιδήποτε άλλο εκτός από οστό. Σε αυτές ανήκει η περιοχή έξω από το εξωτερικό σύνορο του οστού κατά την ακτινική κατεύθυνση (περιοχή 4 Σχήματος 2), η οποία καταλαμβάνεται από μυς, λίπη και μερικές φορές και από μικρότερο ή μεγαλύτερο τμήμα της περόνης ανάλογα με το σημείο της κνήμης στο οποίο γίνεται η τομογραφία, τη γεωμετρία των οστών του εκάστοτε ασθενή και τη θέση του κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Ο διαχωρισμός της περιοχής ενδιαφέροντος από την υπόλοιπη εικόνα γίνεται αφού αυτή υποστεί μια διαδικασία κατά την οποία, σε δύο βήματα, αξιοποιείται το γεγονός της φυσικής διαφοροποίησης των περιοχών σε συνδυασμό με τον τρόπο απεικόνισης που προσφέρει ο τομογράφος pQCT. Περισσότερες λεπτομέρειες θα δοθούν στη συνέχεια και θα βοηθήσουν τον αναγνώστη να κατανοήσει καλύτερα τα σημεία – κλειδιά της διαδικασίας.



Σχήμα 2: Ορισμός περιοχών του οστού

## Διάρθρωση διαδικασίας

Η προτεινόμενη διαδικασία αποτελείται από τα ακόλουθα βήματα:

- Βήμα 1: Λήψη εικόνας RGB (πραγματικών χρωμάτων) από τον τομογράφο (Σχ.11(α))
- Βήμα 2: Μετατροπή της εικόνας του Βήματος 1 σε εικόνα τύπου indexed και τύπου grayscale και binary (δυναδική/ μαύρη – άσπρη) (Σχ.11(β),(γ))
- Βήμα 3: Με βάση την παλέτα χρωμάτων της εικόνας, επιλογή ενός χρώματος το οποίο θα αναπαριστά το «ουδέτερο» background (Επιλογή του μαύρου για λόγους καλύτερης οπτικής αντίληψης αλλά και διότι σε μια εικόνα -ό,τι τύπου κι αν αυτή είναι- έχει την τιμή 0 κάτι που διευκολύνει στους υπολογισμούς. Στην περίπτωση που το μαύρο υπάρχει και εμφανίζεται σε κάποιο pixel της εικόνας, επιλογή κάποιας απόχρωσης του γκρι κοντά στο μαύρο)
- Βήμα 4: Εύρεση όλων των αντικειμένων στην τύπου binary εικόνα (αντικείμενο στο MatLab σημαίνει περιοχή άσπρου χρώματος)
- Βήμα 5: Εύρεση του αντικειμένου με τη μεγαλύτερη επιφάνεια (εύρεση σημαίνει ότι γίνονται γνωστοί οι δείκτες των αντίστοιχων στοιχείων του πίνακα και εμμέσως και οι δείκτες όλων των στοιχείων των εναπομεινάντων αντικειμένων). Στη συγκεκριμένη περίπτωση, η περιοχή μέγιστης επιφάνειας είναι αυτή του φλοιώδους οστού (περιοχή 1 στο Σχήμα 2)
- Βήμα 6: Αλλαγή του χρώματος των αντίστοιχων προς τα εναπομείναντα αντικείμενα της τύπου binary εικόνας περιοχών της indexed εικόνας του Βήματος 2 στο επιλεγμένο «ουδέτερο» χρώμα του Βήματος 3(Σχ.11(δ))
- Βήμα 7: Εφαρμογή 1<sup>ης</sup> σάρωσης κατά στήλες της τύπου indexed εικόνας του Βήματος 6 (Σχ.11(ε))
- Βήμα 8: Εφαρμογή 1<sup>ης</sup> σάρωσης κατά γραμμές της τύπου indexed εικόνας του Βήματος 7 (Σχ.11(στ))
- Βήμα 9: Εφαρμογή 2<sup>ης</sup> σάρωσης κατά στήλες της τύπου indexed εικόνας του Βήματος 8 (Σχ.11(ζ))
- Βήμα 10: Εφαρμογή 2<sup>ης</sup> σάρωσης κατά γραμμές της τύπου indexed εικόνας του Βήματος 9(Σχ.11(η))
- Βήμα 11: Μετατροπή της τύπου indexed εικόνας του Βήματος 10 σε εικόνα τύπου grayscale και ύστερα σε binary. Η απευθείας μετατροπή από τον τύπο indexed στον τύπο binary δεν υποστηρίζεται από το MatLab (Σχ.11(θ),(ι))
- Βήμα 12: Μετατροπή όλων των pixels που περιβάλλονται από την περιοχή μέγιστης



επιφάνειας του Βήματος 5 σε άσπρα (στη binary εικόνα) (Σχ.11(ια))

- Βήμα 13: Εφαρμογή τεχνικής αναγνώρισης ακμών στην εικόνα του Βήματος 12 (binary) και λήψη του εξωτερικού συνόρου της περιοχής του φλοιώδους οστού(Σχ.11(ιβ))
- Βήμα 14: Δημιουργία μάσκας για την εσωτερική περιοχή (περ.3 στο Σχ.2) (Σχ.11(ιγ))
- Βήμα 15: Μετατροπή της μάσκας του Βήματος14 με συγκεκριμένο τρόπο (Σχ.11(ιδ))
- Βήμα 16: Αντιστροφή της τροποποιημένης μάσκας του Βήματος 15 (Σχ.11(ιε))
- Βήμα 17: Εκ νέου μετατροπή της αντεστραμμένης τροποποιημένης μάσκας του Βήματος 16 (Σχ.11(ιστ))
- Βήμα 18: Εφαρμογή τεχνικής αναγνώρισης ακμών στην εικόνα (μάσκα) του Βήματος 17 και λήψη του εσωτερικού συνόρου της περιοχής του σπογγώδους οστού (περιοχή 2 στο σχήμα 2) (Σχ.11(ιζ))
- Βήμα 19: Υπέρθηση της τύπου indexed εικόνας του Βήματος 10 με τα αποτελέσματα της εικόνας του Βήματος 17 προς απόκτηση της τελικής indexed εικόνας της διατομής (Σχ.11(ιη))
- Βήμα 20: Προσέγγιση των συνόρων των Βημάτων 13 και 18 με ομάδες ομοιόμορφα καταναμημένων σημείων ελέγχου (Σχ.13(α)-(στ))

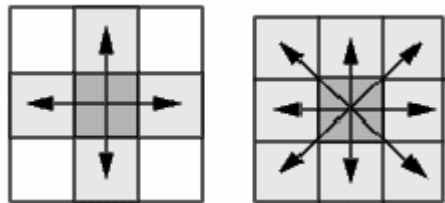
Αντίστοιχα, και για το Σχήμα 12

### Ανάλυση διαδικασίας

Από το διαθέσιμο τομογράφο ήταν εφικτή η λήψη *RGB* εικόνων (). Στην πραγματικότητα, το μόνο format που μπορούσε να φανεί χρήσιμο και να αποθηκευτεί σε δισκέτα (λόγω τεχνικών δυσκολιών του υπολογιστικού συστήματος του τομογράφου άλλος τρόπος αποθήκευσης και μεταφοράς αρχείων δεν ήταν δυνατός) ήταν το .cgm (computer graphics metafile). Αυτό αποτελεί μια παλιά μορφή αρχείου που δε χρησιμοποιείται πλέον. Με τη χρήση ενός freeware προγράμματος από το διαδίκτυο (Autoimager) κατέστη δυνατή η μετατροπή των αρχείων .cgm σε αρχεία .bmp και συγκεκριμένα τύπου RGB, 24 bit. Όλες οι άλλες μορφές αρχείων που μπορούσε να δώσει ο τομογράφος (π.χ. bmp, wmf, rcx κ.λ.π.) είτε περιείχαν αλλοιωμένες πληροφορίες και ως εκ τούτου ήταν ακατάλληλες για χρήση στη συγκεκριμένη περίπτωση είτε ήταν πολύ μεγάλες σε μέγεθος ώστε να μην μπορούν να μεταφερθούν λόγω ελλείψεως κάποιου μέσου αποθήκευσης ικανοποιητικής χωρητικότητας. Λόγω της φύσης του προγράμματος που χρησιμοποιήθηκε για την επεξεργασία εικόνας (MatLab), ο τύπος RGB δεν ήταν ο καταλληλότερος. Αυτό διότι το MatLab και το toolbox επεξεργασίας εικόνας που διαθέτει προσφέρουν μια πληθώρα από έτοιμες ρουτίνες, μερικές από τις οποίες εφαρμόζονται μόνο σε *indexed* εικόνες και ενώ άλλες μόνο σε *binary*, όπως είναι η αναγνώριση αντικειμένων και των συνόρων τους. Γι' αυτό το λόγο ήταν υποχρεωτικό να μετατραπούν οι εικόνες

από τη μια μορφή στην άλλη και να χρησιμοποιούνται ανάλογα με τον προς επίτευξη κάθε φορά στόχο.

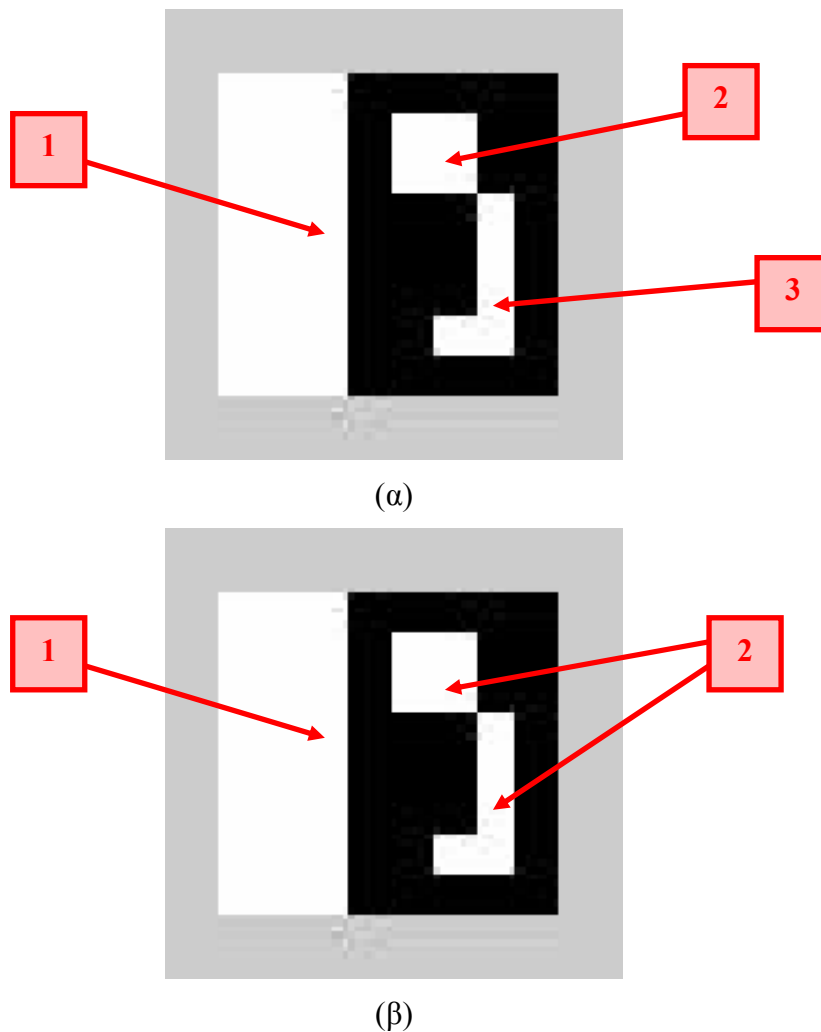
Μια πολύ σημαντική λειτουργία στην όλη διαδικασία είναι η εύρεση των pixels που σχηματίζουν ένα αντικείμενο σε τύπου binary εικόνες. Ένα αντικείμενο σχηματίζεται στο MatLab όταν pixels που είναι «on» συνδέονται μεταξύ τους. Όπως φαίνεται από την τελευταία πρόταση, χρειάζεται διευκρίνιση για δυο ζητήματα. Πρώτον, ένα στοιχείο εικόνας καλείται «on» όταν έχει την τιμή 1 (λευκό χρώμα) και επομένως αναπαριστά μια μη μηδενική τιμή οστικής πυκνότητας. Έχει αναφερθεί προηγουμένως, ότι η μετατροπή μιας indexed εικόνας σε binary δε γίνεται απευθείας αλλά με ενδιάμεσο βήμα τη μετατροπή της σε *grayscale* εικόνα. Η μετάβαση αυτής στην τύπου binary γίνεται με τη χρήση κάποιου *threshold*, το οποίο είτε ορίζεται από το χρήστη είτε υπολογίζεται αυτόματα από το πρόγραμμα. Είναι φανερό ότι η τιμή του *threshold* καθορίζει και το ποια pixels θα είναι «on» και γι' αυτό χρειάζεται πολύ προσοχή στην επιλογή του. Στη συγκεκριμένη περίπτωση υπολογίστηκε αυτόματα μιας και οι περιοχές που είναι άσπρες στην indexed εικόνα (αυτές μας ενδιαφέρουν) θα συνεχίσουν να είναι άσπρες και στη binary. Συνεχίζοντας, ένα στοιχείο εικόνας καλείται «off» όταν αντιστοιχεί σε μηδενική τιμή οστικής πυκνότητας και του αποδίδεται ένα «ουδέτερο» χρώμα. Δεύτερο σημαντικό χαρακτηριστικό της διαδικασίας αναγνώρισης αντικειμένων αποτελεί η λεγόμενη «*διασύνδεση*» των στοιχείων εικόνας (*pixel connectivity*) η οποία υποδηλώνει τον τρόπο με τον οποίο ενώνονται τα pixels μεταξύ τους προς σχηματισμό ενός αντικειμένου. Σε δισδιάστατες εικόνες υπάρχουν δυο τρόποι σύνδεσης, η «4 – σύνδεση» και η «8 – σύνδεση» (Σχήμα 3). Με τον πρώτο τρόπο δυο στοιχεία εικόνας θεωρούνται συνδεδεμένα αν μία πλευρά του ενός εφάπτεται με μια πλευρά του άλλου (υπάρχουν 4 πλευρές γι' αυτό ονομάζεται 4 – σύνδεση), δηλαδή ένα ζεύγος από pixels είναι μέρος του ίδιου αντικειμένου μόνο αν και τα δύο είναι «on» και ενώνονται κατά την οριζόντια ή κατακόρυφη διεύθυνση.



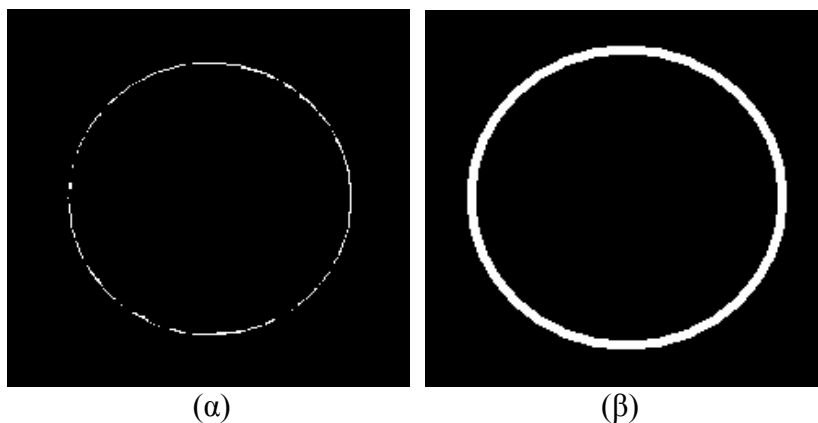
**Σχήμα 3:** «4 – σύνδεση» και «8 – σύνδεση»

Επιπροσθέτως, δυο στοιχεία εικόνας είναι «8 – συνδεδεμένα» αν ακουμπούν οι πλευρές ή οι γωνίες τους (από τις 4 πλευρές και τις 4 γωνίες προκύπτει το 8 στο όνομα), το οποίο σημαίνει ότι είναι μέρος του ίδιου αντικειμένου, ανεξαρτήτως του

αν συνδέονται κατά την οριζόντια, κατακόρυφη ή διαγώνια κατεύθυνση. Δίνεται ιδιαίτερη έμφαση στο γεγονός ότι ο τύπος σύνδεσης που επιλέγεται επηρεάζει τόσο τον αριθμό των αντικειμένων που αναγνωρίζονται σε μια εικόνα όσο και τον αριθμό των pixels και το σχήμα των συνόρων αυτών των αντικειμένων. Στο Σχήμα 4 παρουσιάζεται ένα απλό παράδειγμα στο οποίο με τον 1ο τρόπο («4-σύνδεση») αναγνωρίζονται τρία αντικείμενα και με το 2ο τρόπο («8-σύνδεση») δύο, ενώ στο Σχήμα 5 το σύνορο μιας επιφάνειας με τον 1ο τρόπο είναι ασυνεχές και με το 2ο κλειστό. Απ' αυτό φαίνεται, λοιπόν, η αναγκαιότητα για σωστή επιλογή ανάλογα με το τι θέλει να επιτύχει κανείς και με το ποια είναι η φυσική σημασία αυτού που απεικονίζεται. Στην παρούσα εργασία επιλέχτηκε ο δεύτερος τρόπος ως ο πιο γενικός για την επίτευξη των καθορισμένων στόχων.



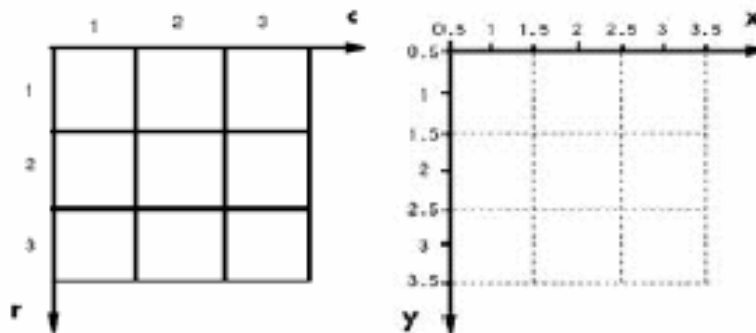
**Σχήμα 4:** (α) Αναγνώριση 3 αντικειμένων με την «4-σύνδεση» και (β) αναγνώριση 2 αντικειμένων με την «8-σύνδεση»



**Σχήμα 5:** (α) Ασυνεχές σύνορο με χρήση της «4-σύνδεσης» και (β) συνεχές σύνορο με χρήση της «8-σύνδεσης»

Τα δύο σύνορα (εξωτερικό και εσωτερικό, Σχήμα 2), όπως ορίστηκαν στα Βήματα 13 και 18, είναι και αυτά μέρος μιας εικόνας η οποία έχει τα pixels πάνω στις γραμμές των συνόρων «on» και όλα τα υπόλοιπα «off». Μια εικόνα δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί έτσι όπως είναι για την κατασκευή ενός μοντέλου του οστού καθώς όλα τα λογισμικά CAD απαιτούν καρτεσιανές συντεταγμένες σημείων ώστε να μπορούν να σχεδιαστούν γραμμές, να οριστούν επιφάνειες και να κατασκευαστούν όγκοι. Για την εξυπηρέτηση αυτού τους σκοπού πρέπει να εξαχθούν οι καρτεσιανές συντεταγμένες των σημείων που απαρτίζουν τα σύνορα. Προς αυτή την κατεύθυνση, οι συντεταγμένες των pixels πρέπει να μετατραπούν από τη μορφή που έχουν (ίδια με αυτή ενός πίνακα στη γραμμική άλγεβρα) σε χωρικές συντεταγμένες, κάτι που γίνεται πολύ εύκολα στο MatLab, αφού είναι ήδη ορισμένα δυο συστήματα συντεταγμένων, το σύστημα συντεταγμένων σε pixels και το χωρικό. Το πρώτο παρουσιάζεται στην Σχήμα 6(α) όπου τα  $r$  και  $c$  αντιστοιχούν στις συντεταγμένες των γραμμών και των στηλών, αντίστοιχα, ενώ το δεύτερο στο 6(β), όπου τα  $x$  και  $y$  αντιστοιχούν στην τεταγμένη και την τετμημένη του σημείου, αντίστοιχα. Η ευκολία μετατροπής από το ένα σύστημα στο άλλο οφείλεται στο γεγονός ότι υπάρχει αντιστοιχία ένα προς ένα μεταξύ του συστήματος pixel συντεταγμένων και του τρόπου που χρησιμοποιεί το MatLab για τη δεικτοδότηση πινάκων, αλλά και μεταξύ των ίδιων των συστημάτων. Αυτό κάνει επίσης τη σχέση ανάμεσα σε μια εικόνα και ένα πίνακα δεδομένων εύκολα κατανοητή. Από αριθμητικής απόψεως, τα δυο συστήματα βρίσκονται το ένα πολύ κοντά στο άλλο. Για παράδειγμα, οι χωρικές συντεταγμένες του κέντρου βάρους του κάθε pixel είναι οι ίδιες με τις pixel συντεταγμένες αυτού. Για την ακρίβεια των πραγμάτων είναι ίδιες αφού πρώτα αντιστραφούν. Ο οριζόντιος και κατακόρυφος άξονας είναι τοποθετημένοι αντίθετα: οι pixel συντεταγμένες εκφράζονται ως  $(r,c)$ , δηλαδή (τετμημένη, τεταγμένη), ενώ οι χωρικές ως (τεταγμένη, τετμημένη). Η διαφορά αυτή είναι ουσιαστικά θέμα σύμβασης αλλά μπορεί να επιφέρει σύγχυση στο χρήστη τις πρώτες φορές. Γρήγορα, όμως, θα διαπιστώσει τα σημαντικά

πλεονεκτήματα που αυτή προσφέρει. Παρατηρώντας τα δυο συστήματα συντεταγμένων, το πάνω αριστερό άκρο μιας εικόνας είναι το (1,1) σε pixel συντεταγμένες, ενώ σε χωρικές αυτό το σημείο αντιστοιχεί εξ ορισμού στο (0.5, 0.5). Αυτή η διαφορά οφείλεται στο γεγονός ότι οι pixel συντεταγμένες λαμβάνουν διακριτές τιμές, ενώ οι χωρικές συνεχείς. Παράλληλα, εξυπηρετείται ο σκοπός του να συμπίπτουν όπως είδαμε οι συντεταγμένες του κέντρου βάρους κάθε pixel στα διαφορετικά συστήματα. Ακόμα, οι pixel συντεταγμένες του πάνω αριστερού άκρου είναι πάντα (1,1), ενώ αντίθετα παρέχεται η δυνατότητα μεταφοράς της αρχής του χωρικού συστήματος συντεταγμένων σε κάποιο άλλο σημείο, επιλεγμένο από το χρήστη.



**Σχήμα 6:** (α) Σύστημα συντεταγμένων pixel και (β) χωρικό σύστημα συντεταγμένων

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, ένα «ουδέτερο» χρώμα αποδίδεται στα pixels που είναι «off». Εξ ορισμού (στο συγκεκριμένο τομογράφο και με τη συγκεκριμένη παλέτα χρωμάτων) τα σκούρα χρώματα (μαύρο, γκρι, σκούρο γκρι) χρησιμοποιούνται για να αναπαραστήσουν περιοχές με μηδενικές<sup>1</sup> τιμές οστικής πυκνότητας. Αν το μαύρο δεν υπάρχει στο colormap (παλέτα χρωμάτων) της indexed εικόνας ή υπάρχει ήδη αλλά παρόλα αυτά δεν εμφανίζεται σε κάποιο pixel (γιατί απλά δεν υπάρχει περιοχή οστού με μηδενική πυκνότητα), επιλέγεται αυτό ως το «ουδέτερο» χρώμα. Σε περίπτωση τώρα που εμφανίζεται σε έστω και ένα pixel εισάγεται μια απόχρωση του γκρι πολύ κοντά στο μαύρο (το γιατί πρέπει να είναι πολύ κοντά στο μαύρο εκτός από λόγους εύκολης οπτικής αντίληψης της τομογραφίας εξηγείται στη συνέχεια), για παράδειγμα η [0.1 0.1 0.1], και αυτή πλέον αποτελεί το «ουδέτερο» χρώμα. Είναι αυτονόητο ότι η απόχρωση αυτή δεν θα πρέπει να υπάρχει ήδη στην παλέτα των χρωμάτων. Η διαφοροποίηση σχετικά με την εμφάνιση ή μη του μαύρου σε pixels της

<sup>1</sup> Γενικά και ανεξαρτήτως τομογράφου επιλέγονται τα σκούρα χρώματα για αναπαράσταση μηδενικής ή χαμηλών τιμών οστικής πυκνότητας. Αυτό προέρχεται ίσως από το γεγονός ότι στην κλασσική ραδιογραφία τα οστά απεικονίζονται με άσπρο χρώμα και οι μαλακοί ιστοί με μαύρο. Βέβαια αυτή η απεικόνιση υφίσταται λόγω της τεχνικής που ακολουθείται και όχι λόγω επιλογής συγκεκριμένης παλέτας από το λογισμικό του τομογράφου. Στο τομογράφο που χρησιμοποιήθηκε εδώ, εμφανίζονται και αρνητικές πυκνότητες που έχουν να κάνουν με τη βαθμονόμηση του μηχανήματος.

εικόνας και ως εκ τούτου η εισαγωγή ή μη μιας γκρι απόχρωσης αντίστοιχα, έχει να κάνει καθαρά με τον τρόπο με τον οποίο έχει γραφτεί ο κώδικας. Πάντως, οι λόγοι της ύπαρξης ενός «ουδέτερου» χρώματος είναι η καλύτερη εποπτεία της κατανομής της πυκνότητας και διευκόλυνση στους υπολογισμούς.

Η διπλή σάρωση της εικόνας που αναφέρθηκε στα Βήματα 7 – 10 είναι μια διαδικασία η οποία εισάγεται με σκοπό την αναγνώριση όλων των στοιχείων εκείνων εκτός του εξωτερικού συνόρου (κατά την ακτινική κατεύθυνση) και η αλλαγή του χρώματος αυτών – ανεξαρτήτως του ποιο αυτό είναι – στο «ουδέτερο». Έτσι όλη η εξωτερική επιφάνεια που αποτελείται από μυς και λιπώδεις ιστούς (σε μικρό ποσοστό και από νεοσχηματιζόμενο οστό που εναποτίθεται στο περίοστεο – δε μας ενδιαφέρει όμως στη συγκεκριμένη εργασία) αποκτάει το «ουδέτερο» χρώμα και αποτελεί έτσι μέρος του background (υπόβαθρου) της εικόνας. Η ιδέα πίσω από τη σάρωση είναι αρκετά απλή. Εξ ορισμού<sup>2</sup>, το άσπρο χρώμα αναπαριστά οστίτη ιστό υψηλής πυκνότητας και συγκεκριμένα στον τομογράφο που χρησιμοποιήθηκε το φλοιώδες οστό με τη μέγιστη τιμή πυκνότητας. Το φλοιώδες οστό αποτελεί την περιοχή 1 του Σχήματος 1. Κάθε pixel πριν από το πρώτο άσπρο pixel και μετά από το τελευταίο άσπρο pixel της περιοχής αυτής κατά μία συγκεκριμένη διεύθυνση δεν ανήκει σε οστό και επομένως του αποδίδεται το «ουδέτερο» χρώμα. Εξαιτίας των σύνθετων γεωμετριών εκ κατασκευής του οστού (π.χ. μη λείο σύνορο, με πολλές στροφές) η σάρωση της εικόνας θα πρέπει να γίνει συστηματικά και επαναλαμβανόμενα. Ένας τρόπος επίτευξης αυτού του στόχου είναι η σάρωση του πίνακα NR x NC τόσο κατά στήλες όσο και κατά γραμμές και έπειτα η επανάληψη της διαδικασίας αυτής ακόμη μια φορά. Η δεύτερη φορά συνήθως χρειάζεται στην περίπτωση που το περίγραμμα είναι οδοντωτό με σκοπό τη μετατροπή του σε πιο λείο. Σε αυτό το σημείο, πρέπει να σημειωθεί ότι η εφαρμογή της διπλής σάρωσης σε μια δύσκολη γεωμετρία μπορεί να έχει σαν αποτέλεσμα την «αφαίρεση», δηλαδή την αλλαγή στο «ουδέτερο» χρώμα, περισσότερων των αναμενόμενων pixels. Από την οπτική πλευρά ενός μηχανικού, κάτι τέτοιο δεν αποτελεί στην ουσία κάποιο πρόβλημα διότι, όντας τα εναπομείναντα στοιχεία εικόνας λιγότερα από αυτά που πραγματικά υπάρχουν, ακολουθείται μια συντηρητική προσέγγιση στην εκτίμηση της οστικής πυκνότητας του οστού ενός ασθενή. Πέρα απ' αυτό οι διαφορές αναμένεται να είναι πολύ μικρές ώστε να θεωρούνται αμελητέες. Άλλωστε μπορεί να υπολογίζεται μετά από κάθε σάρωση το ποσοστό των νέων pixels που μετατράπηκαν επί του αριθμού των pixels του προηγούμενου βήματος και με την εισαγωγή ενός threshold (το οποίο θα προκύπτει από την εμπειρία του χρήστη με την πάροδο του χρόνου) να επιλέγεται πόσες σαρώσεις χρειάζονται. Σύμφωνα με την εκτίμηση του συγγραφέα, δυο σαρώσεις, μία κατά στήλες και μία κατά γραμμές κρίνονται ως ο ελάχιστος απαιτούμενος αριθμός για ένα καλό αποτέλεσμα, ενώ παραπάνω από τέσσερις σαρώσεις στο σύνολο θεωρούνται μάλλον πλεονάζουσες. Επιστρέφοντας στην περιγραφή της διαδικασίας,

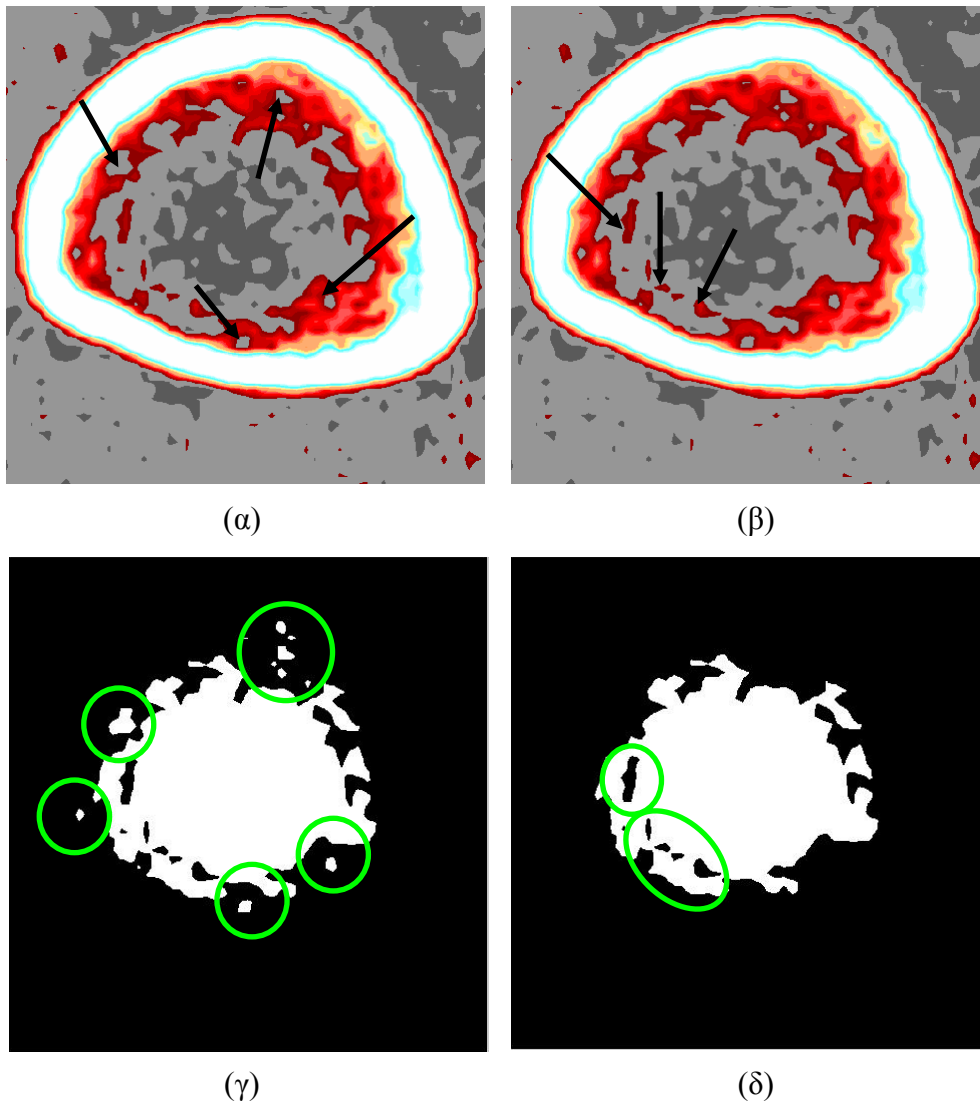
<sup>2</sup> Βλέπε υποσημείωση 1.

η νέα εικόνα που λαμβάνεται είναι τύπου indexed, έχει «ουδέτερο» χρώμα στην εξωτερική επιφάνεια, ενώ οι περιοχές του υποφλοιώδους και σπογγώδους οστού παραμένουν ως είχαν.

Το επόμενο στάδιο για την αναγνώριση του εξωτερικού συνόρου είναι η μετατροπή της νέας indexed εικόνας σε binary. Έχει αναφερθεί στη συνοπτική περιγραφή των βημάτων ολόκληρης της μεθόδου και συγκεκριμένα στο Βήμα 11 ότι η άμεση μετατροπή δεν υποστηρίζεται από το MatLab. Αυτό που γίνεται είναι μια σταδιακή αλλαγή της εικόνας από indexed σε εικόνα αποχρώσεων του γκρι και έπειτα σε ασπρόμαυρη. Ανάμεσα στις δυο μετατροπές υπολογίζεται αυτόματα ή επιλέγεται η τιμή ενός threshold το οποίο χρησιμεύει για τη μετάβαση από την κλίμακα του γκρι σε αυτή του άσπρου – μαύρου. Το όφελος της εφαρμογής της διπλής σάρωσης φαίνεται σε αυτό ακριβώς το σημείο. Διασφαλίζεται ότι το «ουδέτερο» χρώμα της εξωτερικής επιφάνειας στην indexed εικόνα μετά τη μετατροπή θα έχει γίνει μαύρο, όποιο και αν είναι το υπολογισμένο threshold. Θα πρέπει όμως ο χρήστης να έχει επιλέξει όσον το δυνατόν πιο κοντινή στο μαύρο απόχρωση του γκρι, αν όχι το ίδιο το μαύρο για «ουδέτερο» χρώμα. Έχοντας τη binary εικόνα, η ενέργεια που ακολουθεί είναι η σάρωση του τμήματος που περικλείεται από την περιοχή 1 του Σχήματος 1 με τρόπο παρόμοιο της διπλής σάρωσης που αναφέρθηκε παραπάνω μόνο που τώρα το χρώμα αλλάζει σε άσπρο. Η μέθοδος τροποποιείται λίγο ώστε να μην χρειάζεται να σαρώνονται χωρίς λόγο άσπρες υποπεριοχές του τμήματος το οποίο μας ενδιαφέρει (οι περιοχές αυτές έχουν προκύψει κατά τη μετατροπή της εικόνας σε ασπρόμαυρη). Επίσης, λόγω των δύο μόνο χρωμάτων που εμφανίζονται (άσπρο – μαύρο) η μονή σάρωση κατά στήλες επαρκεί. Το τελικό αποτέλεσμα είναι μια binary εικόνα που έχει μια συνεχή άσπρη επιφάνεια η οποία καταλαμβάνει τις περιοχές 1, 2 και 3 (Σχήμα 1) και την υπόλοιπη έκταση της μαύρη. Το διαχωριστικό όριο μεταξύ των δύο επιφανειών είναι το ζητούμενο εξωτερικό σύνορο του φλοιώδους οστού και μπορεί να ανιχνευτεί πολύ εύκολα με τη χρήση μιας έτοιμης ενσωματωμένης στο MatLab ρουτίνας αναγνώρισης ακμών.

Στη συνέχεια, πρέπει να ανιχνευθεί το εσωτερικό σύνορο της περιοχής 2 ή διαφορετικά το εξωτερικό σύνορο της περιοχής 3 (Σχήμα 1). Αν παρατηρήσει κανείς την τομογραφία pQCT, θα δει ότι στο εσωτερικό τμήμα του οστού (περιοχή 3) η πλειοψηφία των pixels έχει ένα από τα τρία ακόλουθα χρώματα: μαύρο, γκρι και σκούρο γκρι, κάτι το οποίο βέβαια είναι προφανές, αφού αυτά παριστάνουν περιοχές μηδενικής πυκνότητας και η εξεταζόμενη περιοχή είναι όντως μηδενικής πυκνότητας (μυελός, λίπη). Γίνεται λόγος για πλειοψηφία και όχι για σύνολο, καθώς είναι πιθανό να υπάρχουν pixels με χρώμα διαφορετικό από τα τρία προαναφερθέντα (Σχήμα 7, (β) και (δ)). Από φυσικής πλευράς, αυτό συμβαίνει όταν για διάφορους λόγους, π.χ. εμφάνιση οστεοπόρωσης χάνεται η σύνδεση μερικών οστεοδοκίδων από το πλέγμα. Αποκομμένες από το υπόλοιπο σπογγώδες οστό (μην παίζοντας δηλαδή ρόλο στη μηχανική αντοχή!), οι οστεοδοκίδες αυτές διαλύονται με την εξέλιξη της ασθένειας.

Επίσης, είναι πιθανό, σημεία του φλοιώδους οστού να έχουν χάσει την πυκνότητα τους με αποτέλεσμα η απεικόνισή τους να γίνεται στη binary μορφή με μαύρο ή γκρι χρώμα (Σχήμα 7, (α) και (γ)).



**Σχήμα 7:** Ιδιαιτερότητες της εσωτερικής περιοχής (α), (β) στην indexed μορφή και (γ), (δ) στη binary μορφή της εικόνας

Η αναγνώριση των χρωμάτων μηδενικής συνεισφοράς μπορεί να γίνει είτε αυτόματα με τη χρήση κατάλληλης ρουτίνας (χρησιμοποιώντας την τοπολογία ως κριτήριο) είτε χειροκίνητα, δίνοντας στον τελικό χρήστη τη δυνατότητα αλληλεπίδρασης με τον κώδικα. Στη δεύτερη περίπτωση, αν το colormap που χρησιμοποιείται είναι διαφορετικό, το μόνο που πρέπει να γίνει από το χρήστη είναι ο έλεγχος της αντιστοιχίας χρωμάτων – πυκνοτήτων και η οποία δίνεται από τον κατασκευαστή του τομογράφου.

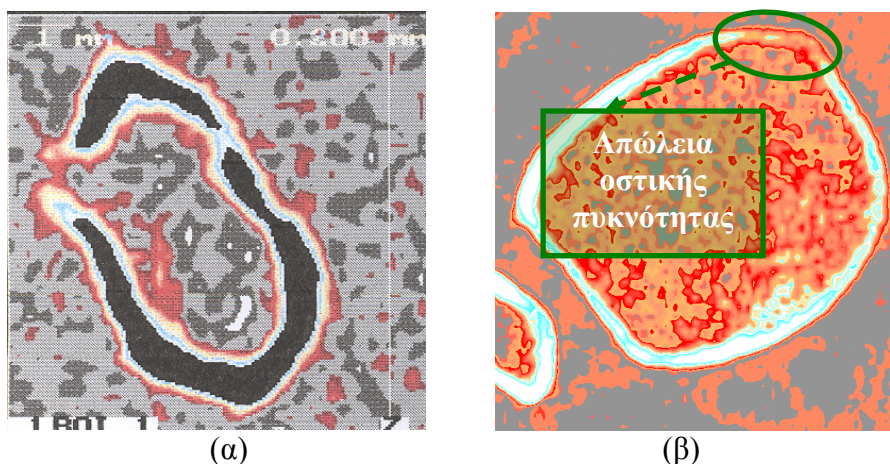


Η απομόνωση της εσωτερικής περιοχής με απώτερο σκοπό την ανίχνευση του συνόρου αυτής επιτυγχάνεται με την κατασκευή κατάλληλης μάσκας. Μια μάσκα στο MatLab είναι ένας λογικός πίνακας, δηλαδή περιλαμβάνει στοιχεία με «1» και «0» μόνο και μπορεί να παρασταθεί ως εικόνα, ταυτίζεται δε, με μια binary εικόνα. Για τους λόγους που εξηγήθηκαν παραπάνω, η απομονωμένη περιοχή έχει στην πλειοψηφία της «1», είναι πιθανό όμως να παρουσιάζει μικρές περιοχές με «0». Ακόμα, η εξωτερική περιοχή που έχει ως επί το πλείστον «0» μπορεί να περιλαμβάνει μερικά στοιχεία με «1». Αυτές οι δύο περιπτώσεις παρουσιάζονται συχνά και αποτελούν εμπόδιο στην ανίχνευση του επιθυμητού συνόρου. Η διαδικασία απαλοιφής τους έχει ως εξής: Γίνεται ανίχνευση των αντικειμένων της εικόνας, βρίσκεται το αντικείμενο με τη μέγιστη επιφάνεια και όλα τα υπόλοιπα μετατρέπονται σε μαύρα. Η εικόνα αυτή πλέον περιλαμβάνει μόνο μία ενιαία περιοχή με «1» και καλείται «τροποποιημένη μάσκα». Στη συνέχεια αντιστρέφεται η «τροποποιημένη μάσκα», δηλαδή το άσπρο γίνεται μαύρο και το μαύρο άσπρο. Ακολουθείται η ίδια διαδικασία με παραπάνω και στο τέλος αυτής η εικόνα που προκύπτει είναι η επιθυμητή. Η εσωτερική περιοχή (περιοχή 4 Σχήματος 1) έχει απομονωθεί. Υπογραμμίζεται ότι πλέον έχει στοιχεία μόνο με «0» ενώ η εξωτερική επιφάνεια μόνο «1». Δεν χρειάζεται εκ νέου αντιστροφή της εικόνας, διότι στην ανίχνευση ακμών αναγκαία είναι η ύπαρξη περιοχών διακριτών φωτεινότητων χωρίς να ενδιαφέρει ποια τιμή έχει η κάθε περιοχή. Με την εφαρμογή της ρουτίνας ανίχνευσης ακμών προσδιορίζεται και το εσωτερικό σύνορο της περιοχής 3 (Σχήμα 1).

Τέλος, όπως αναφέρεται στο Βήμα 19, γίνεται υπέρθεση της indexed εικόνας του Βήματος 10 με τους δείκτες της μαύρης περιοχής της εκ νέου τροποποιημένης μάσκας και λαμβάνεται η τελική indexed εικόνα της διατομής του οστού. Ευρίσκονται δηλαδή οι δείκτες της απομονωμένης περιοχής με σκοπό την αλλαγή του χρώματος των αντίστοιχων pixels σε «ουδέτερο» ή σε μια νέα πρόσθετη απόχρωση του γκρι π.χ. τη [0.2 0.2 0.2] (στην indexed εικόνα). Με αυτό τον τρόπο, η τελική εικόνα απεικονίζει την περιοχή του οστού (φλοιώδους, υποφλοιώδους και σπογγώδους) με τα αρχικά χρώματα (RGB), την περιοχή εκτός του οστού με το «ουδέτερο» χρώμα και την περιοχή εντός αυτού με το «ουδέτερο» ή τη νέα απόχρωση, συντελώντας στην καλύτερη δυνατή οπτική διαφοροποίηση των τριών αυτών περιοχών (βλέπε Σχήματα 11, 12 και 13 για τα παραπάνω βήματα).

Η παραπάνω διαδικασία είναι εφαρμόσιμη σε τομές στις οποίες το φλοιώδες οστό είναι πλήρως σχηματισμένο και αυτό διότι χρησιμοποιούνται τα πρώτα και τα τελευταία pixels κάθε στήλης και γραμμής αυτής της περιοχής (με «1») για τα πρώτα στάδια της διαδικασίας. Σε περιπτώσεις που ο δακτύλιος του οστού δεν έχει σχηματιστεί σωστά είτε λόγω κακής μέτρησης είτε λόγω οστεοπόρωσης, τότε υπάρχει πρόβλημα στα αποτελέσματα που δίνει ο κώδικας. Μία ακόμη δύσκολη κατάσταση

είναι αν η μέτρηση γίνει στο 4% του μήκους ενός μακρού οστού<sup>3</sup>, όπου κυριαρχεί ο σπογγώδης οστίτης ιστός και ως εκ τούτου δεν υπάρχει ενιαία κλειστή άσπρη περιοχή (Σχήμα 8, (α) και (β)). Στη μεν πρώτη περίπτωση κακής μέτρησης, είναι εύκολη η επανάληψη της εξέτασης οπότε το πρόβλημα αντιμετωπίζεται μεμονωμένα και αποτελεσματικά. Στις δυο επόμενες όμως, τα πράγματα είναι λίγο πιο πολύπλοκα. Απαιτείται επέμβαση από το χρήστη για τη βελτίωση με κάποιο τρόπο της προβληματικής περιοχής και χρήση της προηγούμενης διαδικασίας ή κύκλωση της περιοχής ενδιαφέροντος με σταυρόνημα και χρήση της παραπάνω διαδικασία ελαφρώς τροποποιημένης. Η λύση που υποστηρίζεται εδώ είναι η δεύτερη.



**Σχήμα 8:** (α) Μη καλά σχηματισμένο φλοιώδες οστό (μαύρη<sup>4</sup> περιοχή) και (β) απώλεια οστικής πυκνότητα στο φλοιώδες οστό

### Διάρθρωση τροποποιημένης διαδικασίας

Η προτεινόμενη τροποποιημένη διαδικασία αποτελείται από τα ίδια ακριβώς βήματα της αρχικής με τη μόνη διαφορά ότι προστίθεται ένα ακόμα πριν το Βήμα 7. Για να μην αλλάξει η αρίθμηση των βημάτων, εισάγεται ως Βήμα Πρόσθετο:

- Βήμα Πρόσθετο:** Επιλογή της περιοχής ενδιαφέροντος από το χειριστή με τη χρήση σταυρονήματος. Το αποτέλεσμα είναι μια binary εικόνα με «1» στην επιλεγμένη περιοχή και «0» οπουδήποτε αλλού. (Σχ.13(ζ))
- Βήμα 7:** Εφαρμογή 1ης σάρωσης κατά στήλες της indexed εικόνας του Βήματος 6

<sup>3</sup> Παλιές μελέτες έχουν δείξει ότι τα πιο αξιόπιστα αποτελέσματα για την οστική πυκνότητα της κνήμης δίνονται αν μετρηθούν οι τομές στο 4%, 14% και 38% του μήκους αυτής.

<sup>4</sup> Δεν πρέπει να δημιουργήσει σύγχυση το γεγονός ότι είναι μαύρη η περιοχή του φλοιώδους οστού. Είναι καθαρά θέμα απεικόνισης.

Στη συγκεκριμένη περίπτωση, χρησιμοποιούνται οι δείκτες των πρώτων και τελευταίων pixels κάθε στήλης και γραμμής της περιοχής με «1» της binary εικόνας για την εφαρμογή της σάρωσης στην indexed εικόνα.

## Υπολογισμός επιφάνειας και ροπών αδρανείας σταθμισμένων με την πυκνότητα

Η τελική indexed εικόνα μπορεί πλέον να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό της επιφάνειας της διατομής του οστού όσο και των πολικών ροπών αδρανείας σταθμισμένων όμως με την πυκνότητα του κάθε στοιχείου της εικόνας. Έχει αναφερθεί ότι τα pixels που έχουν μαύρο χρώμα και γκρι αποχρώσεις δε συμμετέχουν στα αριθμητικά αποτελέσματα.

- Ο τύπος που δίνει τη σταθμισμένη επιφάνεια είναι:

$$A_{\text{σταθμ}} = \sum \frac{\rho_i}{\rho_{\text{max}}} \cdot A_i, \text{ όπου:}$$

$\frac{\rho_i}{\rho_{\text{max}}}$ : ο λόγος του κάθε στοιχείου εικόνας μη μηδενικής πυκνότητας προς τη μέγιστη δυνατή πυκνότητα η οποία ισούται με  $\rho_{\text{max}} = 1200 \frac{\text{mg}}{\text{cm}^3}$

$A_i$ : το εμβαδόν του κάθε pixel που είναι προφανώς σταθερό για όλα τα pixels, πλευρά pixel = 0.05mm (από τον τομογράφο) και

$i$ : όλα τα στοιχεία μη μηδενικής πυκνότητας

- Ο τύπος που δίνει τη ροπή αδρανείας ως προς τον κεντροβαρικό άξονα c – x είναι σύμφωνα με το θεώρημα του Steiner:

$$I_{x,y} = \sum \frac{\rho_i}{\rho_{\text{max}}} \cdot I_i + A_i \cdot d_{ii}^2, \text{ όπου:}$$

$I_i = \frac{1}{12} \cdot b \cdot h^3$ : η ροπή αδρανείας του κάθε pixel ως προς τον οριζόντιο κεντροβαρικό του άξονα

$A_i$ : το εμβαδόν του pixel

$b_i$ : πλάτος pixel

$h_i$ : ύψος pixel

$d_{1i}$  : η απόσταση του κέντρου βάρους του pixel i από τον άξονα c – x

- Ο τύπος που δίνει τη ροπή αδρανείας ως προς τον κεντροβαρικό άξονα c – y είναι σύμφωνα με το θεώρημα του Steiner:

$$I_{y_c} = \sum \frac{\rho_i}{\rho_{\max}} \cdot I_i + A_i \cdot d_{2i} \quad \text{όπου:}$$

$I_i = \frac{1}{12} \cdot b \cdot h^3$  : η ροπή αδρανείας του κάθε pixel ως προς τον κατακόρυφο κεντροβαρικό του άξονα

$A_i$  : το εμβαδόν του pixel

$b_i$  : πλάτος pixel

$h_i$  : ύψος pixel

$d_{2i}$  : η απόσταση του κέντρου βάρους του pixel i από τον άξονα c – y

- Η πολική ροπή αδρανείας ισούται με το άθροισμα των δύο επιμέρους ροπών αδρανείας, δηλαδή:

$$I_{\text{πολική}} = I_{x_c} + I_{y_c}$$

## Επεξεργασία περιγραμμάτων

Τα σημεία των συνόρων του οστού, όπως προκύπτουν από την εφαρμογή της τεχνικής αναγνώρισης ακμών, δεν μπορούν να εισαχθούν σε ένα λογισμικό CAD ή πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων για την κατασκευή ενός 3D μοντέλου. Πρέπει να μεταφερθούν με κατάλληλη μετατροπή σε καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων και να μειωθούν σε πλήθος. Ο αριθμός των σημείων τα οποία μπορούν να χειριστούν τα παραπάνω προγράμματα είναι μικρός συγκριτικά με το συνολικό αριθμό που παρέχονται από την επεξεργασία εικόνας. Ένα ακόμα πρόβλημα είναι ότι τα σημεία δεν είναι με τη σωστή σειρά, το οποίο σημαίνει ότι ακόμα και αν μπορούσαν όλα να αξιοποιηθούν, ο χρήστης δε θα ήξερε πώς να τα ενώσει ή θα μπορούσε να τα ενώσει αλλά μόνο χειροκίνητα. Κάτι τέτοιο είναι εντελώς χρονοβόρο. Η χρήση πολικών συντεταγμένων για την ομαδοποίηση των σημείων και την τοποθέτησή τους στη σωστή σειρά φαίνεται να είναι η καταλληλότερη λύση. Πρώτα, μεταφέρουμε την αρχή του συστήματος συντεταγμένων από την πάνω αριστερή άκρη της εικόνας στο κέντρο βάρους της διατομής. Αυτό γίνεται για διευκόλυνση της διαδικασίας, αφού με αυτό τον τρόπο χωρίζεται η διατομή του οστού σε τεταρτημόρια. Κάθε τεταρτημόριο

περιέχει ένα τμήμα του συνόρου και χωρίζεται εκ νέου σε μικρότερους τομείς. Το πλήθος των τομέων επιλέγεται από το χρήστη και προφανώς καθορίζει και τη γωνία που καταλαμβάνει ο κάθε τομέας (εύρος). Αν κάθε σημείο ενωθεί με την αρχή του συστήματος συντεταγμένων, τότε σχηματίζει μια γωνία με τον άξονα των  $x$ . Για όλα τα σημεία υπολογίζονται οι πολικές γωνίες και οι ακτίνες τους, ενώ η τιμή της γωνίας χρησιμεύει ως το κριτήριο ομαδοποίησης των σημείων. Όσα σημεία βρίσκονται μέσα σε ένα τομέα αντικαθίστανται από ένα μόνο καινούριο σημείο, που καλείται σημείο αντικατάστασης με μία από τις ακόλουθες προσεγγίσεις:

1η προσέγγιση:

- Η ακτίνα του σημείου αντικατάστασης ισούται με το μέσο όρο των ακτινών όλων των σημείων του τομέα.
- Σχετικά με τη γωνία, το σημείο αντικατάστασης τοποθετείται πάντα στο μέσον του τομέα, το οποίο σημαίνει ότι η γωνία του ισούται με το άθροισμα των γωνιών των προηγούμενων τομέων και του μισού εύρους του τρέχοντος τομέα.

2η προσέγγιση:

- Η ακτίνα του σημείου αντικατάστασης παραμένει η ίδια όπως στην πρώτη προσέγγιση και ισούται με το μέσο όρο των ακτινών όλων των σημείων του τομέα.
- Η γωνία του σημείου αντικατάστασης ισούται με το άθροισμα των γωνιών των προηγούμενων τομέων και του μέσου όρου των γωνιών όλων των σημείων του τρέχοντος τομέα.

Τα οφέλη που αποκομίζονται από αυτή τη μέθοδο είναι περισσότερο από εμφανή, διότι όχι μόνο ελαττώνεται το πλήθος των σημείων, αλλά και δύσκολες γεωμετρικές (αυτές που έχουν πολλές μικρές στροφές με τη μορφή φιόρδ) απλοποιούνται με ελεγχόμενο τρόπο (Σχήματα 14, 15, 16)<sup>5</sup>. Η δυνατότητα αλλαγής του αριθμού των τομέων παρέχει στο χρήστη έλεγχο τόσο σε επίπεδο πυκνότητας του συνόρου, και επομένως στην ακρίβεια των αποτελεσμάτων, όσο και σε επίπεδο του ίδιου του μοντέλου.

---

<sup>5</sup> Επιλέχτηκε να τοποθετηθούν όλες οι εικόνες που προκύπτουν από τη διαδικασία στο τέλος του κεφαλαίου γι' αυτό υπάρχει αυτή μετάβαση στην αρίθμηση.

## Σχολιασμός

Η κύρια δυσκολία στη συγκεκριμένη διαδικασία έγκειται στο γεγονός ότι η τομογραφία δεν απεικονίζει τη διατομή του οστού απομονωμένη, δηλαδή σε ένα «ουδέτερο» background. Ως εκ τούτου, τα χρώματα τα οποία χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση της περιοχής που καταλαμβάνει το οστό, χρησιμοποιούνται και για την παράσταση όλης της υπόλοιπης επιφάνειας της εικόνας. Στην περίπτωση του λογισμικού του τομογράφου αυτό δεν αποτελεί εμπόδιο μιας και η επιλογή της περιοχής ενδιαφέροντος γίνεται χειροκίνητα από το χρήστη. Κατά τη μετάβαση όμως από τη χειροκίνητη στην αυτοματοποιημένη επεξεργασία εικόνας, η εικόνα είναι ουσιαστικά ένα μαύρο κουτί. Ο υπολογιστής δε μπορεί να αναγνωρίσει παρά μόνο το γεγονός ότι το τάδε χρώμα εμφανίζεται στις τάδε περιοχές. Σε αυτό ακριβώς το σημείο εντοπίζεται η δυσκολία: να βρεθεί ένας έξυπνος τρόπος που θα υποδεικνύει τη φυσική σημασία των περιοχών που απεικονίζονται.

Υπάρχουν διάφοροι τρόποι προσέγγισης του παραπάνω προβλήματος. Στην παρούσα εργασία επιλέχθηκε να τροποποιηθεί πρώτα η εικόνα με σκοπό την απομόνωση της διατομής του οστού και ύστερα να γίνουν όλες οι άλλες απαραίτητες ενέργειες. Άλλωστε κατά την ανάπτυξη της διαδικασίας φάνηκε ότι κάτι τέτοιο ήταν αναγκαίο για την εξέλιξη της στα επόμενα βήματα.

## Πλεονεκτήματα της προτεινόμενης διαδικασίας

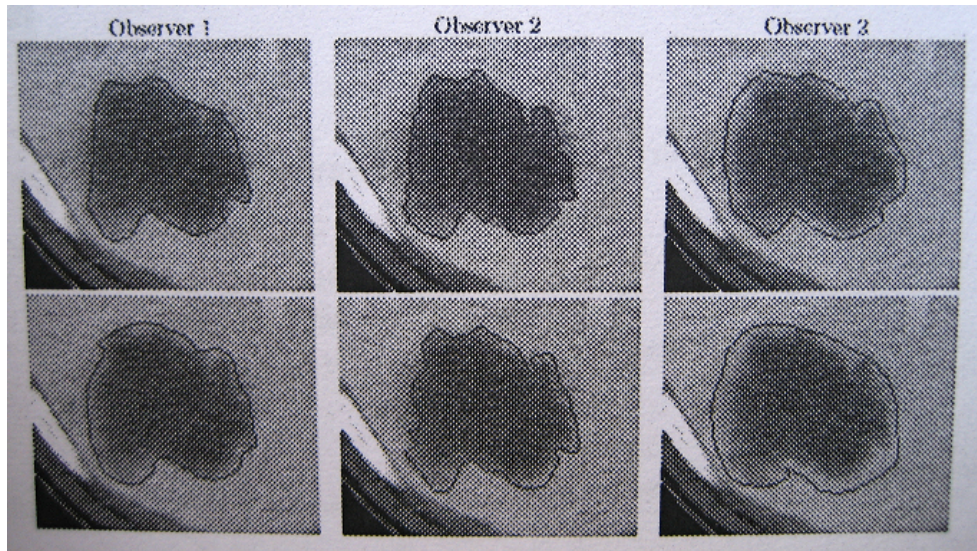
- Είναι γενικώς αυτοματοποιημένη με επιλεγμένο βαθμό αυτοματοποίησης. Αυτό απαλλάσσει το χρήστη από τυχόν λάθη αντίληψης της εικόνας. Διατηρείται μερική δυνατότητα αλληλεπίδρασης με τον κώδικα, κάτι το οποίο συνίσταται μόνο σε έμπειρους χρήστες.
- Η επιλογή κάθε περιοχής ενδιαφέροντος γίνεται με βάση συγκεκριμένα, καθορισμένα από το ίδιο το πρόγραμμα κριτήρια και όχι χειροκίνητα, όπως στο λογισμικό του τομογράφου. Εκεί η εκάστοτε περιοχή κυκλώνεται από το χρήστη, χρησιμοποιώντας σταυρόνημα (Σχήμα 9). Αυτό προφανώς μειώνει την ακρίβεια των υπολογισμών και αυξάνει το χρόνο εκτέλεσης της διαδικασίας.



**Σχήμα 9:** Επιλογή περιοχής ενδιαφέροντος με τη χρήση σταυρονήματος



- Αποφυγή του προβλήματος της delineation. Η εξήγηση της έννοιας αυτής δίνεται μέσα από την εικόνα. Σε αυτή φαίνονται τα αποτελέσματα επιλογής της ίδιας περιοχής ενδιαφέροντος από τρεις διαφορετικούς χρήστες την 1η και τη 2η βδομάδα. Υπάρχουν εμφανείς διαφορές όχι μόνο μεταξύ των διαφορετικών χειριστών αλλά και μεταξύ των αποτελεσμάτων του ίδιου του χειριστή από βδομάδα σε βδομάδα (Σχήμα 10).



**Σχήμα 10:** Επιλογή περιοχής ενδιαφέροντος από τρεις παρατηρητές (στήλες), με 1 βδομάδα διαφορά (γραμμές)

- Είναι ανεξάρτητη του λογισμικού του τομογράφου. Με το υπάρχον λογισμικό, για να αρχίσει η διαδικασία επιλογής των περιοχών ενδιαφέροντος και ο υπολογισμός των απαραίτητων ποσοτήτων, πρέπει να έχει τελειώσει πρώτα η μέτρηση της οστικής πυκνότητας σε όλες τις απαραίτητες τομές του οστού. Αντίθετα η διαδικασία που προτείνεται μπορεί να αρχίσει ακριβώς μετά τη μέτρηση της πρώτης τομής. Έτσι μειώνεται ο συνολικός χρόνος της εξέτασης του ασθενούς.

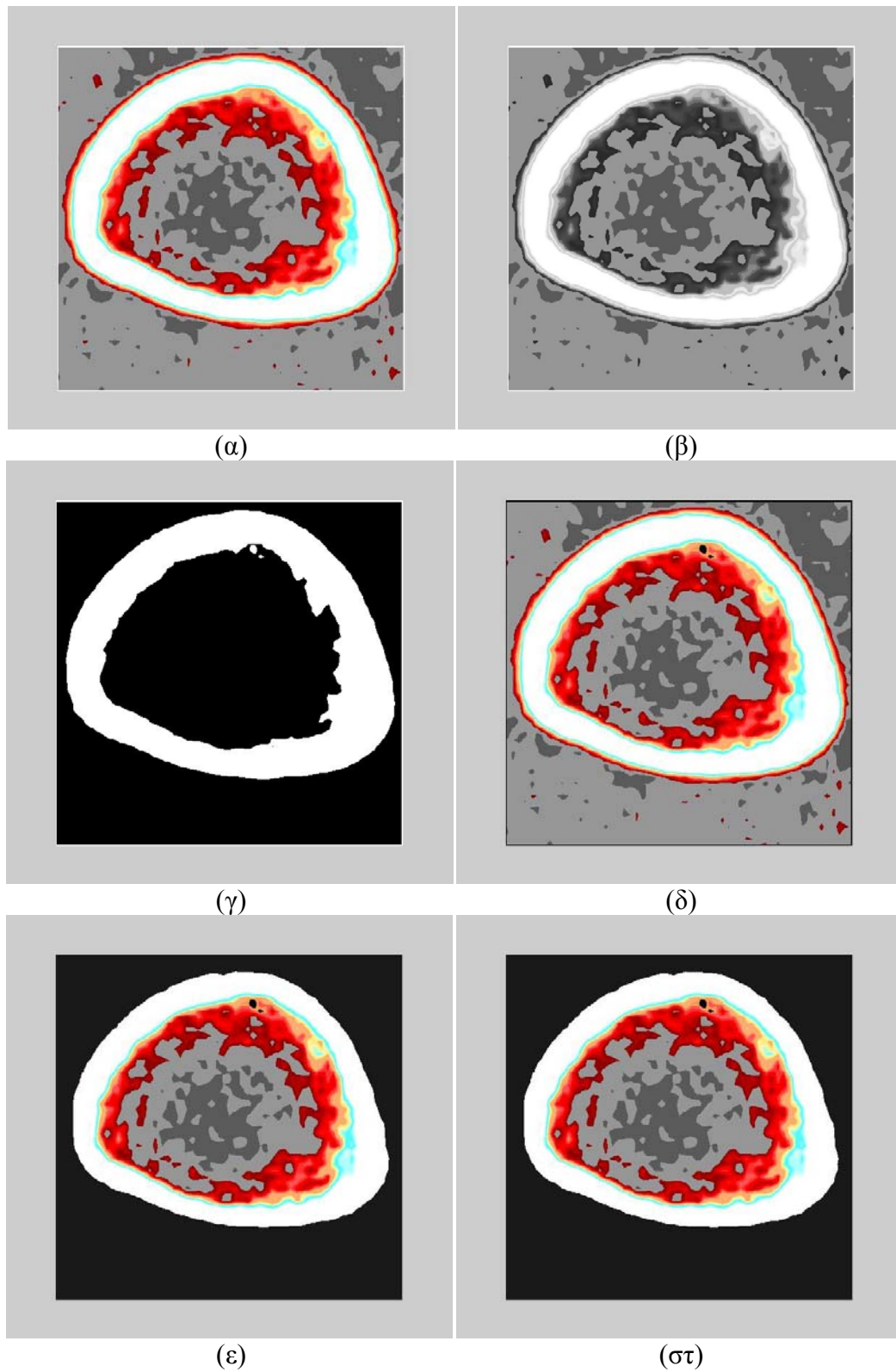
### Προτάσεις βελτίωσης της διαδικασίας

1. Στην περίπτωση που το φλοιώδες οστό δεν είναι καλά σχηματισμένο σε μια τομή, ίσως είναι δυνατόν να βρεθεί ένας νέος τρόπος, αυτοματοποιημένος πάντα, που δε θα στηρίζεται στην πυκνότητα της συγκεκριμένης περιοχής ώστε να ξεκινήσει ο κώδικας.
2. Κατά τη μείωση των σημείων του περιγράμματος μπορεί να γίνει βελτιστοποίηση σχετικά με τη θέση αυτών με κριτήριο το εμβαδόν της διατομής που έχει ήδη υπολογιστεί στον κώδικα.
3. Τομείς που έχουν μεγάλο αριθμό σημείων να χωρίζονται σε μικρότερους υποτομείς ώστε να είναι πιο ακριβές το τελικό περίγραμμα ως προς το αρχικό.

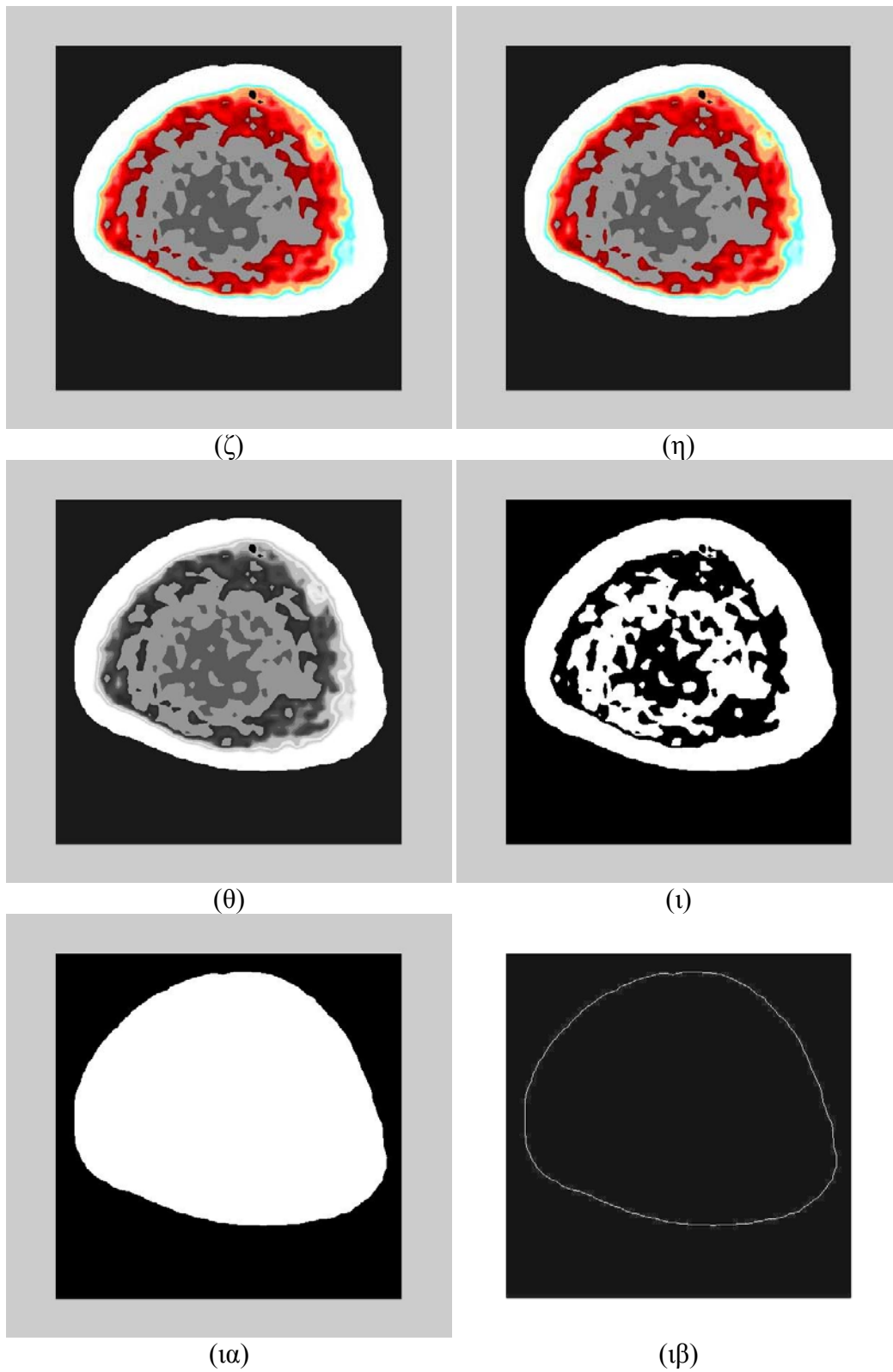
Με την ίδια λογική με παραπάνω, τα σημεία ενός υποτομέα θα αντικαθίστανται από ένα και μόνο σημείο με βάση τη μια από τις δύο προσεγγίσεις.

4. Μπορεί να γίνει στατιστική ανάλυση όσον αφορά τον ελάχιστο αριθμό σημείων που χρειάζεται να έχει το περίγραμμα.
5. Να κατασκευαστεί γραφικό περιβάλλον για τη διαδικασία.
6. Να ληφθεί υπόψη η τοποθέτηση νέου οστίτη ιστού γύρω από το περίοστεο (με τις μέχρι στιγμής θεωρίες η περιοχή γύρω από το φλοιώδες οστό αποδίδεται σε αυτό το φαινόμενο) και να υπολογιστεί τυχόν συνεισφορά τους στις μετρούμενες ποσότητες.
7. Να ληφθούν υπόψη οι οστεοδοκίδες που είναι αποκομμένες από το σπογγώδες και να υπολογιστεί το κατά πόσο θα μπορούσαν να συμβάλλουν στη βελτίωση της κλινικής κατάστασης εάν ήταν ακόμη τμήματα του πλέγματος.

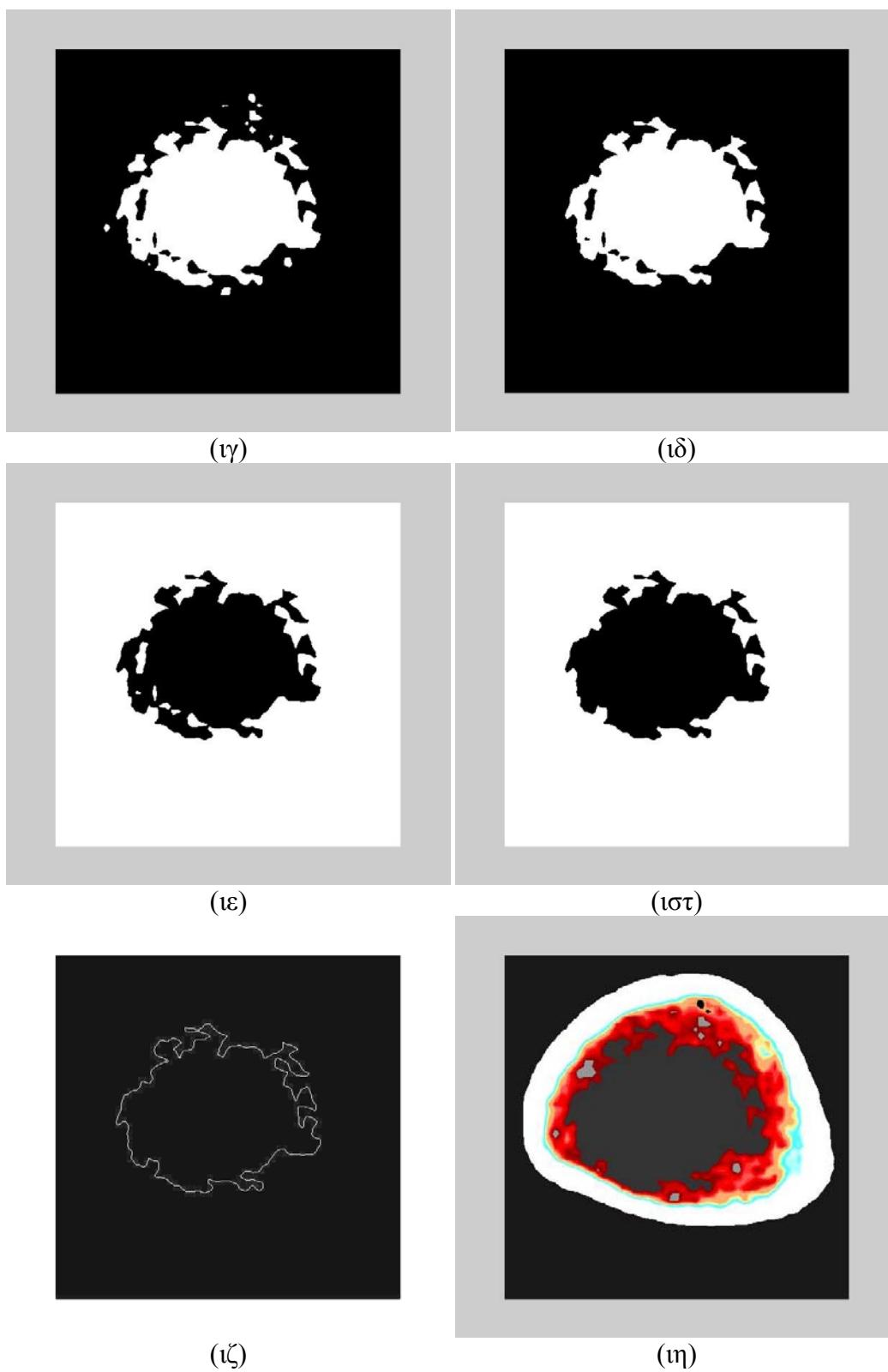




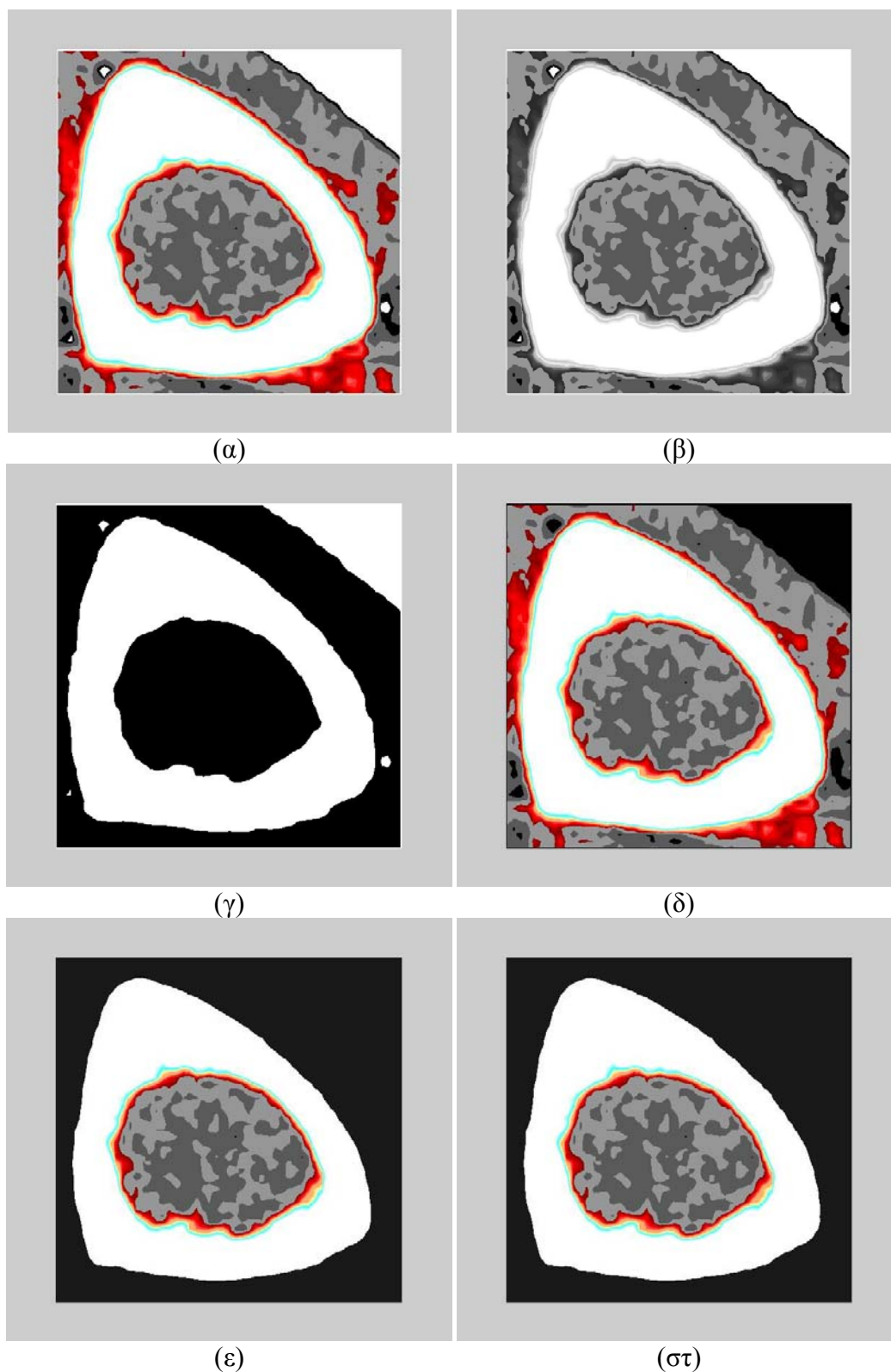
**Σχήμα 11:** Απεικόνιση βημάτων προτεινόμενης διαδικασίας για pQCT τομογραφία στο 14% του μήκους ανθρώπινης κνήμης (2<sup>η</sup> τομή)



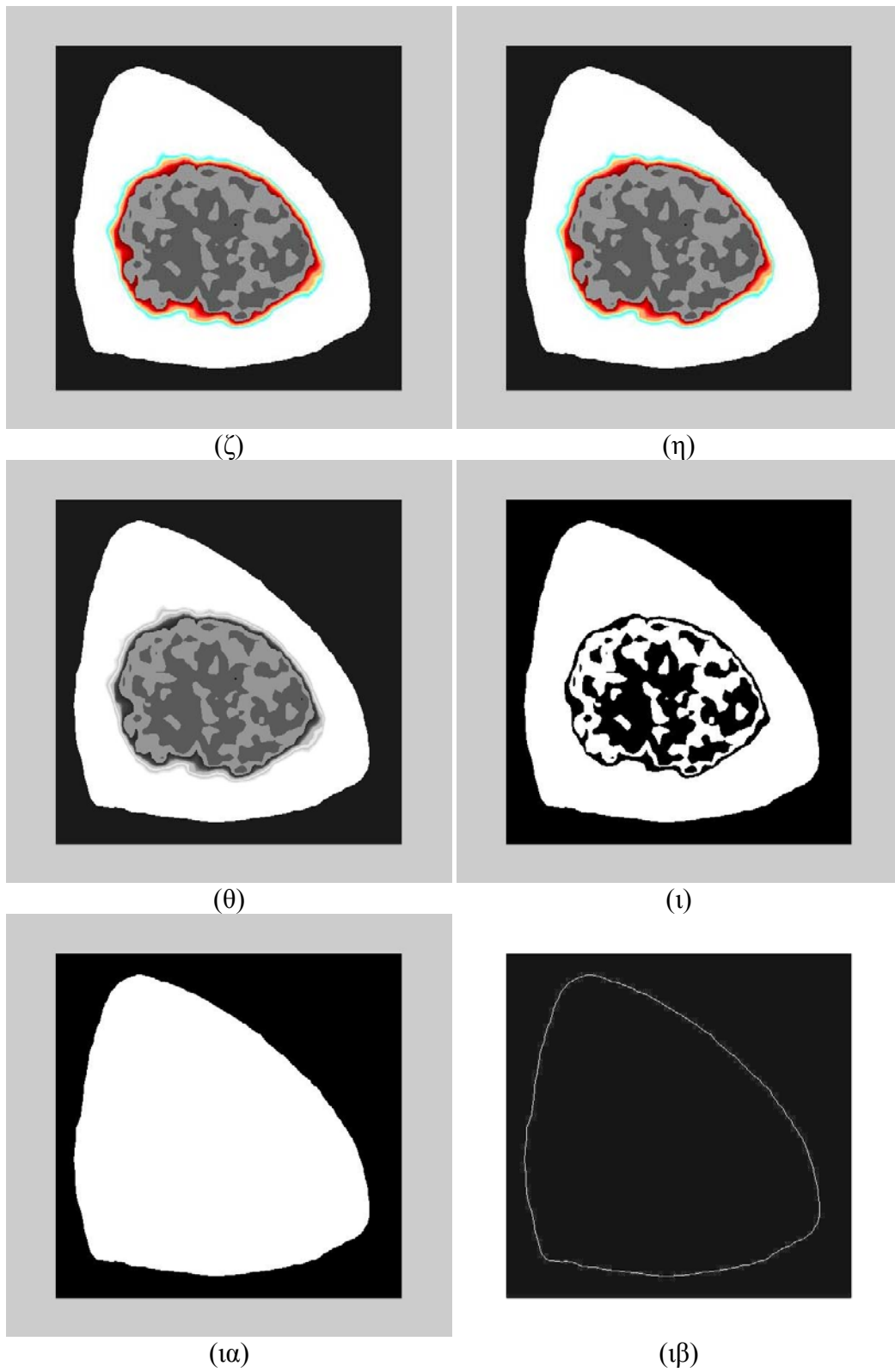
Σχήμα 11 (συνέχεια)



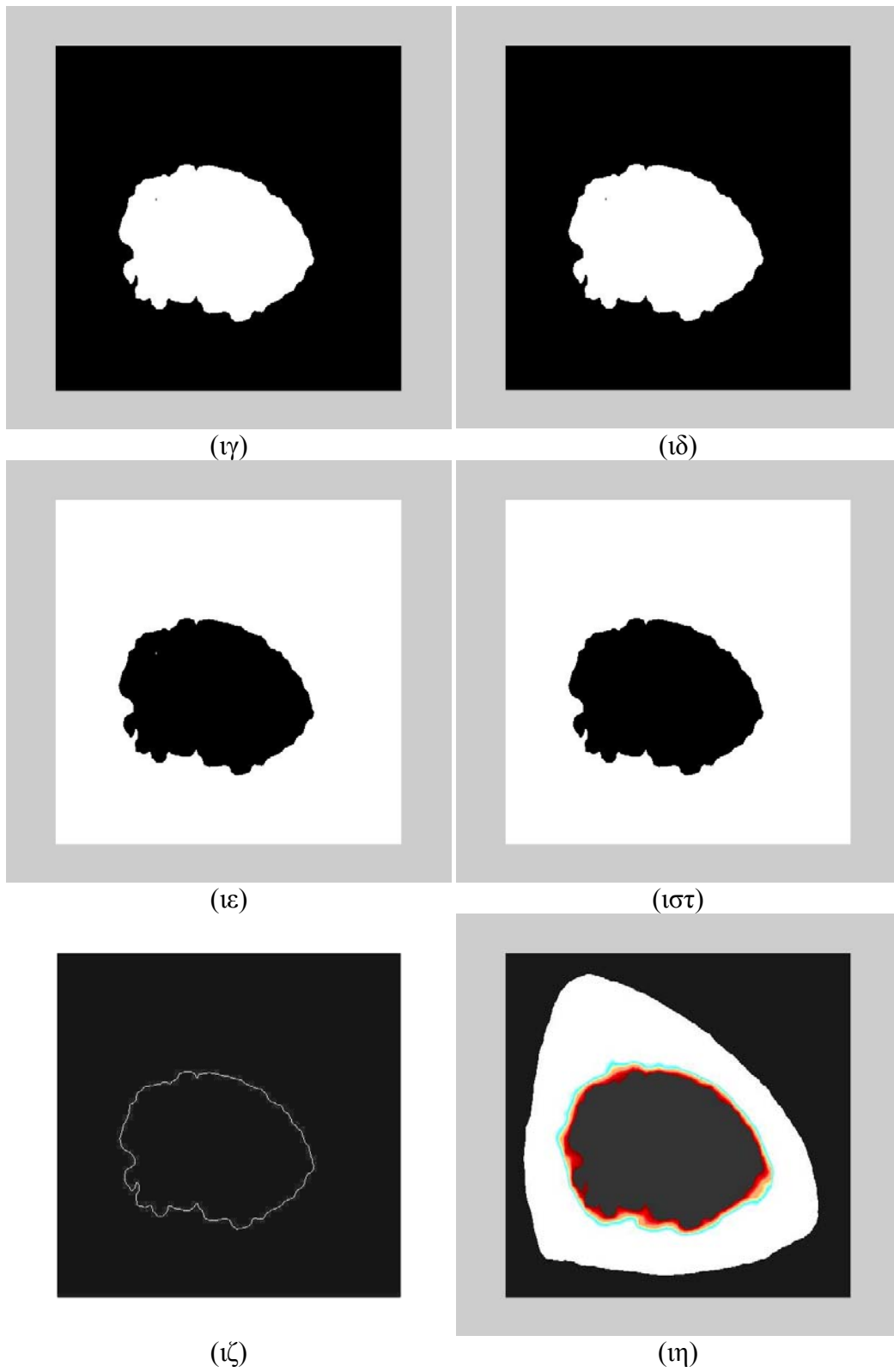
Σχήμα 11 (τέλος)



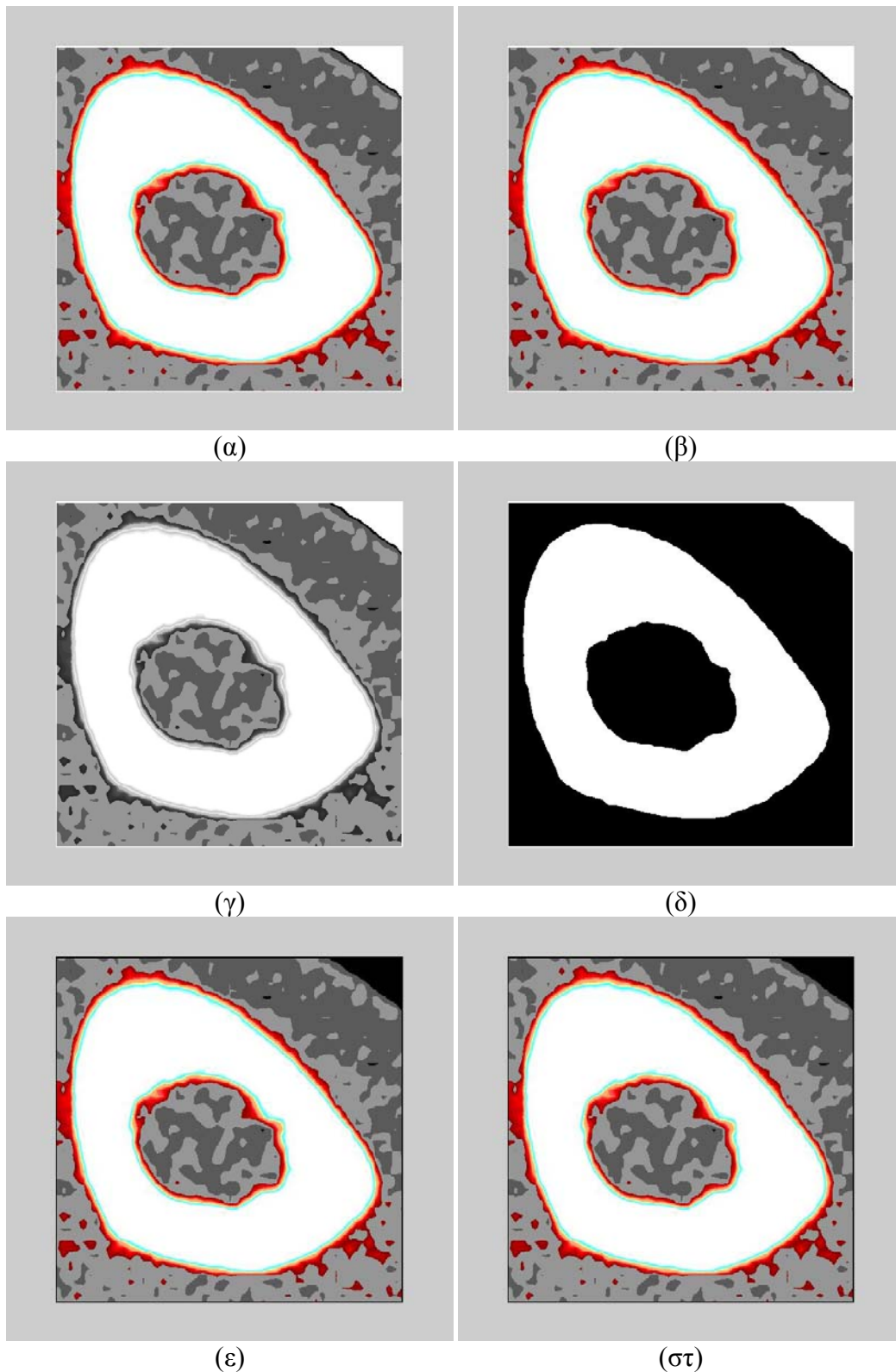
**Σχήμα 12:** Απεικόνιση βημάτων προτεινόμενης διαδικασίας για pQCT τομογραφία στο 38% του μήκους ανθρώπινης κνήμης (3<sup>η</sup> τομή)



Σχήμα 12 (συνέχεια)

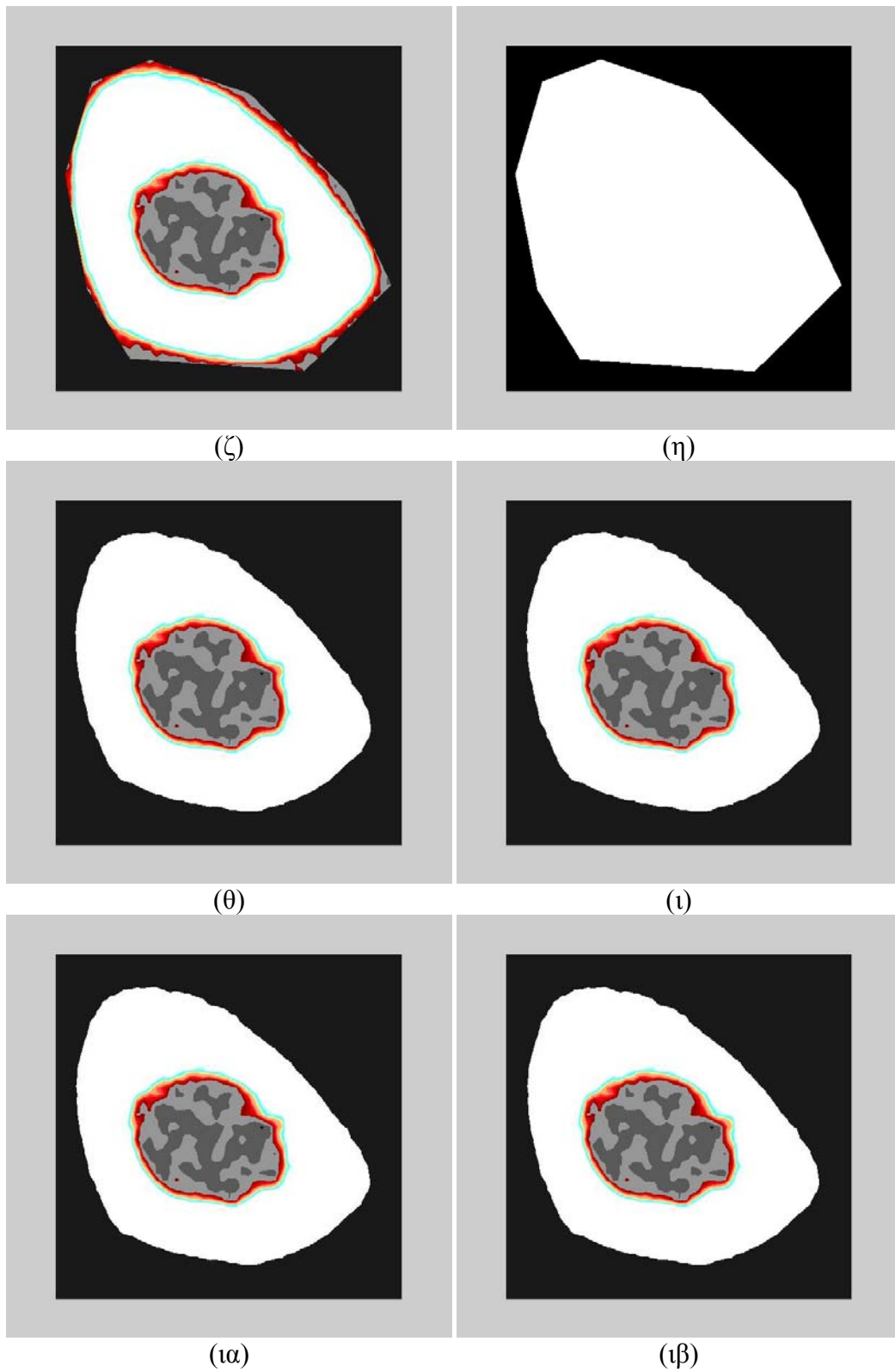


Σχήμα 12 (τέλος)



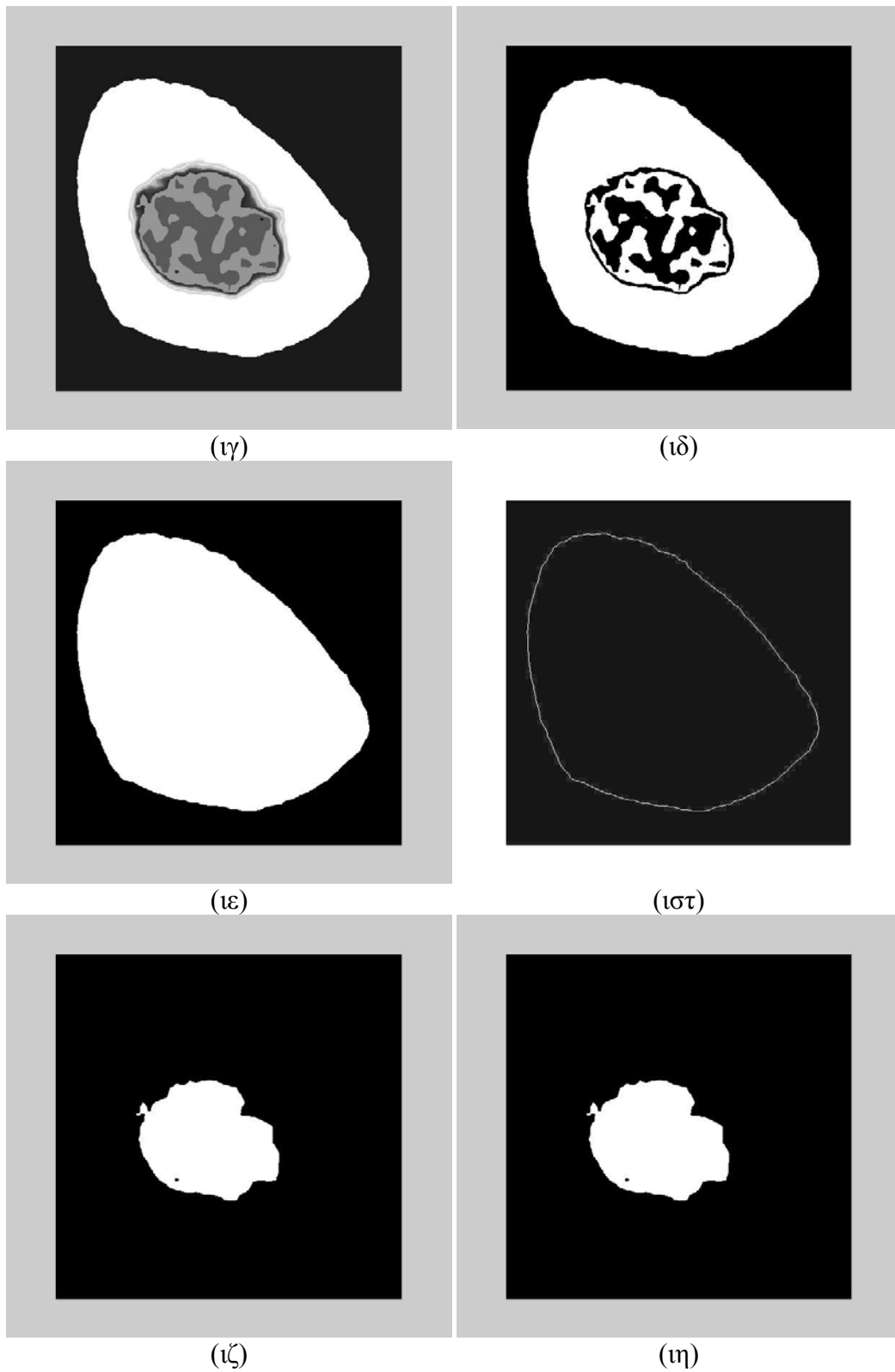
**Σχήμα 13:** Απεικόνιση βημάτων προτεινόμενης διαδικασίας για pQCT τομογραφία στο 4% του μήκους ανθρώπινης κνήμης (1<sup>η</sup> τομή)



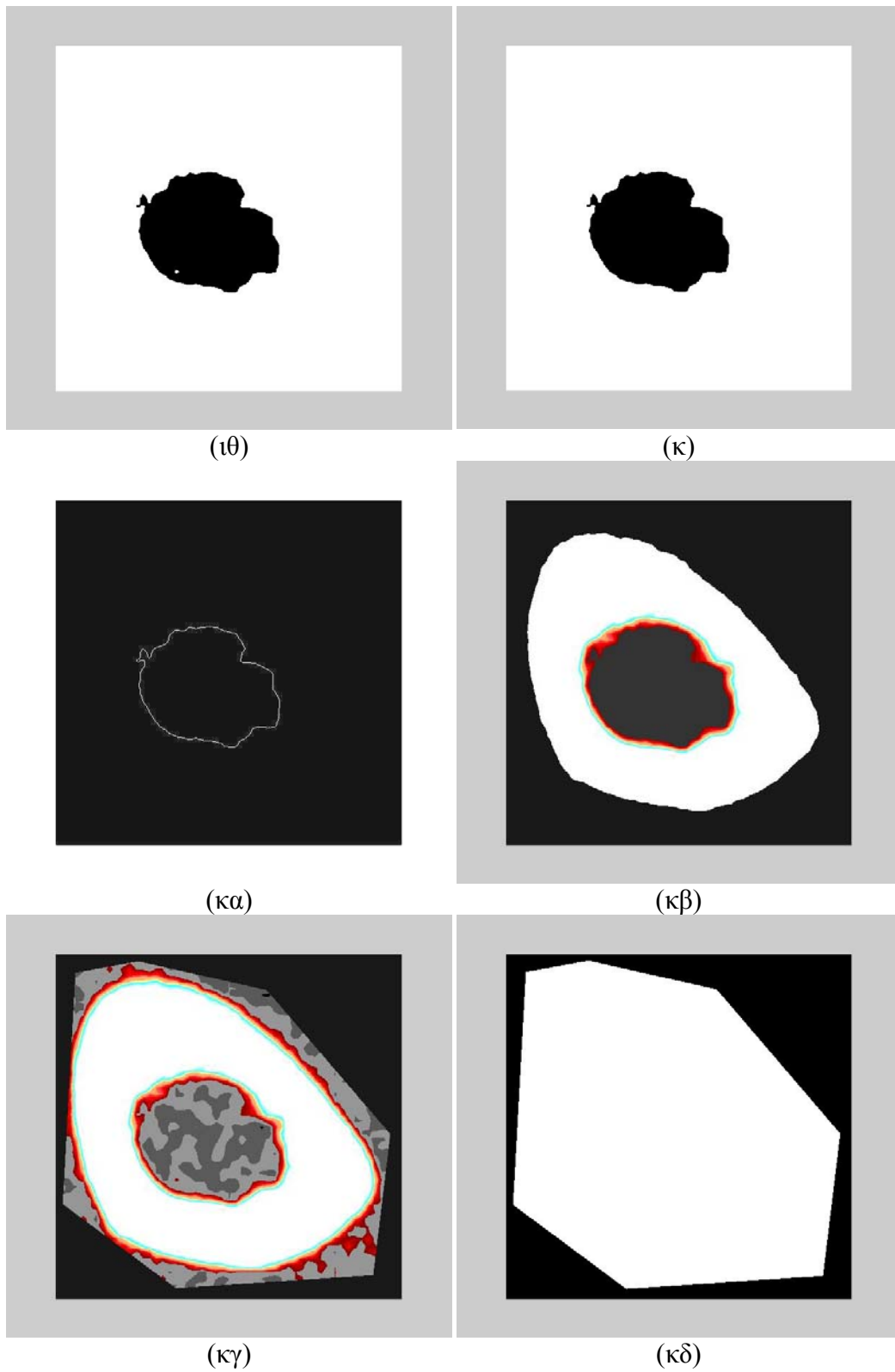


Σχήμα 13 (συνέχεια)

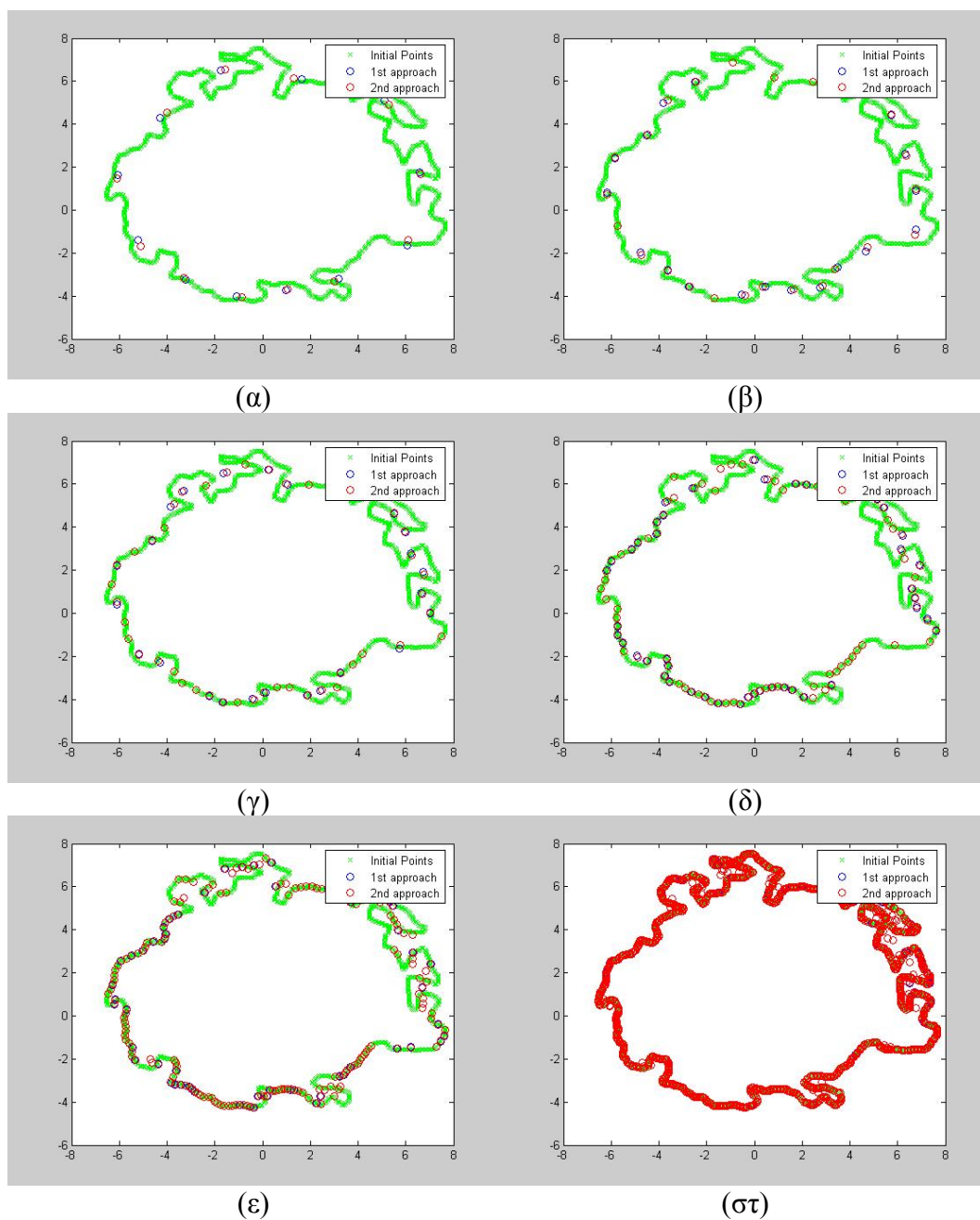




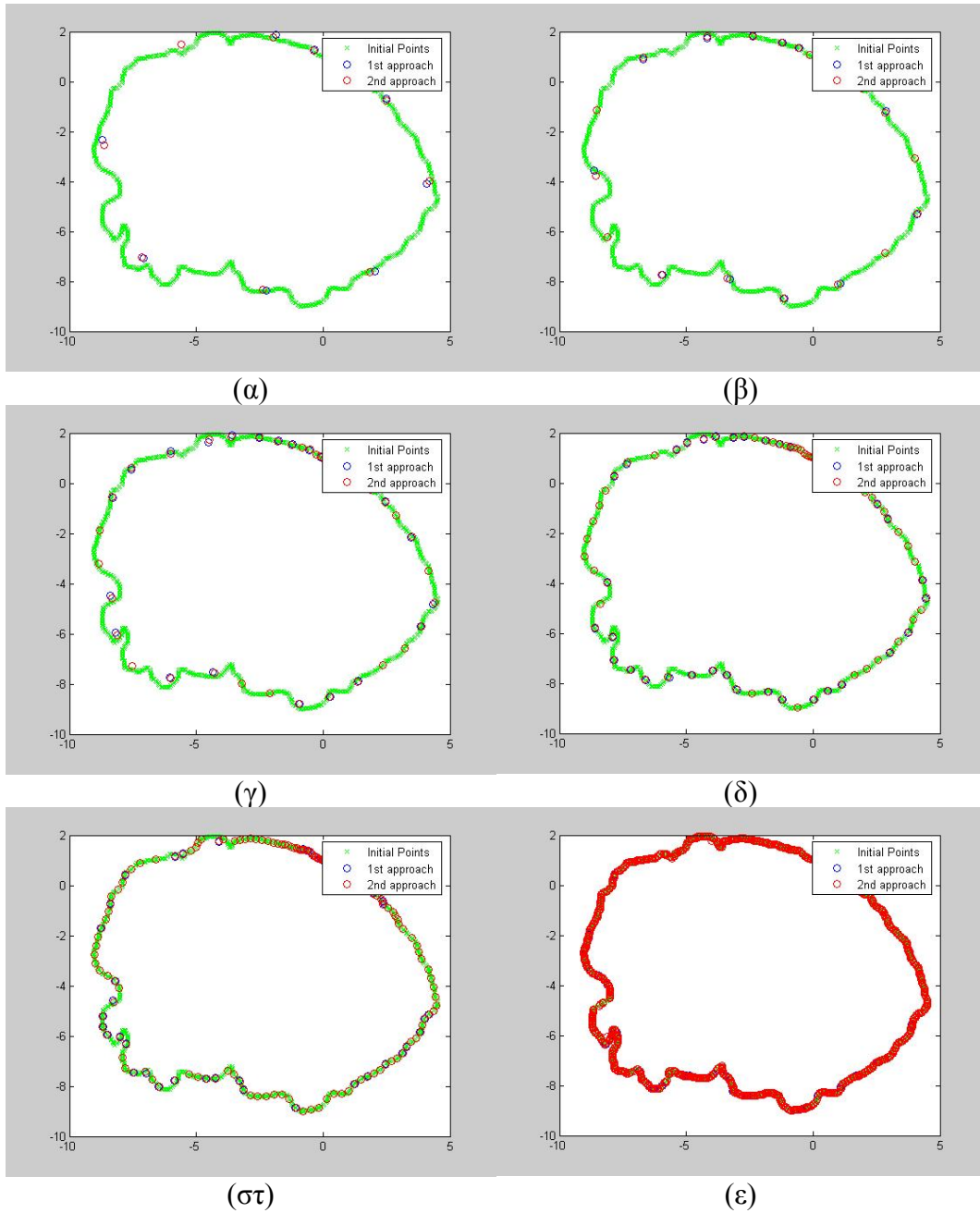
Σχήμα 13 (συνέχεια)



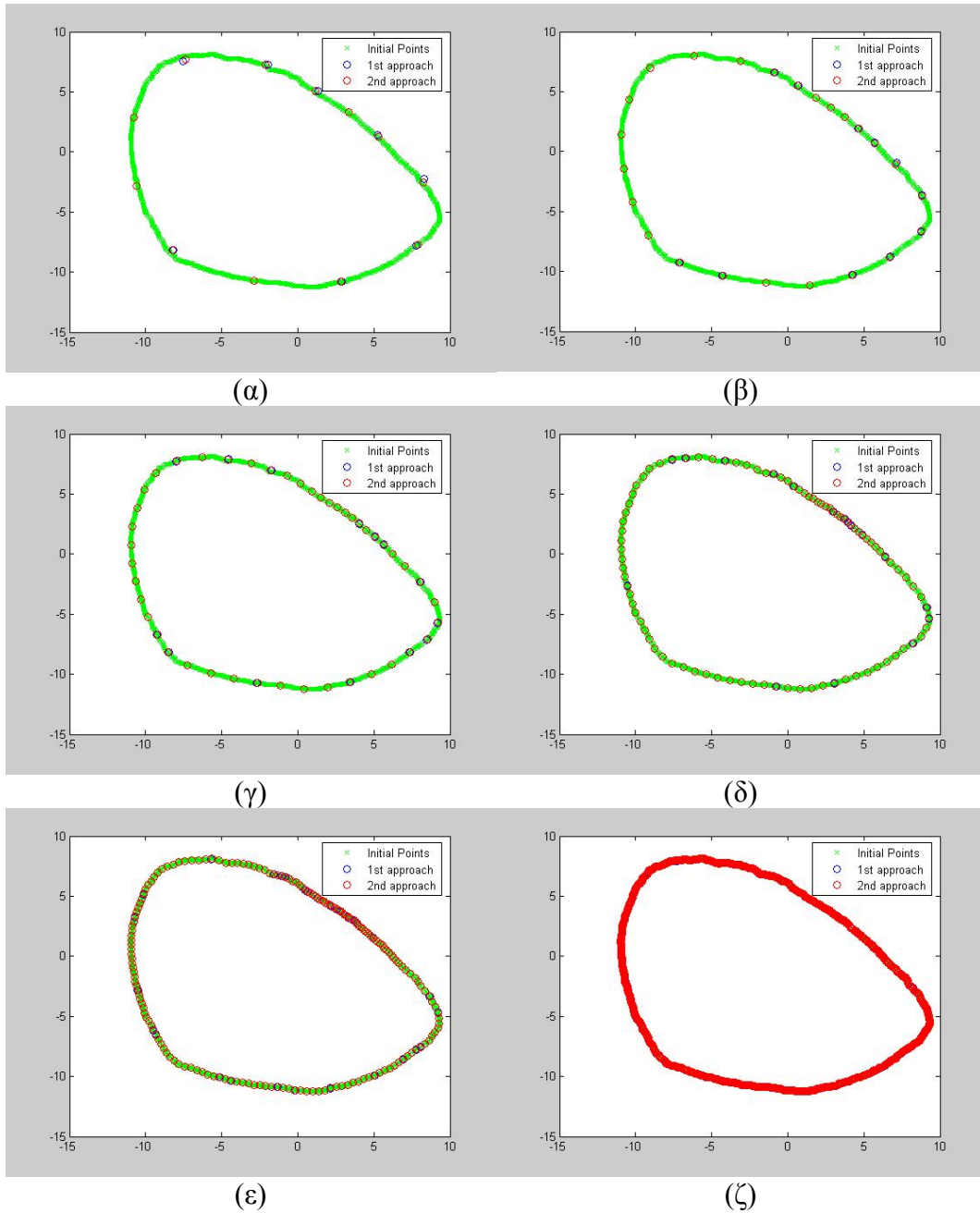
Σχήμα 13 (τέλος)



**Σχήμα 14:** Δημιουργία σημείων ελέγχου του εσωτερικού συνόρου με παράμετρο τον αριθμό τομέων (14% του μήκους ανθρώπινης κνήμης-2<sup>η</sup> τομή)



**Σχήμα 15:** Δημιουργία σημείων ελέγχου του εσωτερικού συνόρου με παράμετρο τον αριθμό τομέων (38% του μήκους ανθρώπινης κνήμης-3<sup>η</sup> τομή)



**Σχήμα 16:** Δημιουργία σημείων ελέγχου του εσωτερικού συνόρου με παράμετρο τον αριθμό τομέων (4% του μήκους ανθρώπινης κνήμης-1<sup>η</sup> τομή)

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4<sup>ο</sup>

## *ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ 3Δ ΜΟΝΤΕΛΩΝ*

## *ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ*

---

*Στο κεφάλαιο αυτό αναφέρονται δύο τρόποι κατασκευής 3Δ μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων μακρών οστών χρησιμοποιώντας πληροφορίες αποκτηθείσες με την μεθοδολογία που παρουσιάστηκε στο Κεφάλαιο 3.*

---

## 4.1 Γενικά

Η μεθοδολογία που παρουσιάστηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο αποτελεί τον ακρογωνιαίο λίθο για την καταγραφή των ιδιοτήτων του εξεταζομένου οστού σε επίπεδο διατομής. Αυτή είναι μία πολύ χρήσιμη πληροφορία διότι με τον τρόπο αυτόν είναι δυνατόν να καταμετρηθεί το επίπεδο της οστικής πυκνότητας, κάτι που αποτελεί ισχυρή ένδειξη σχετικά με την μηχανική συμπεριφορά που μπορεί να επιδείξει το οστό ως μία οντότητα. Προκειμένου να αποκτηθεί μία πιο αντιπροσωπευτική εικόνα σχετικά με την εν λόγω συμπεριφορά, απαιτείται η μοντελοποίηση του οστού και η ανάλυσή του σύμφωνα με τους νόμους της Μηχανικής. Προς αυτήν την κατεύθυνση, υπάρχουν δύο δυνατές προσεγγίσεις: η κατασκευή ενός 3Δ μοντέλου με πεπερασμένα στοιχεία τύπου δοκού και η κατασκευή ενός 3Δ μοντέλου με τυπικά 6-εδρικά 8-κομβικά πεπερασμένα στοιχεία. Κάθε μία από τις παραπάνω προσεγγίσεις έχει τα πλεονεκτήματά της αλλά και τα μειονεκτήματά της, όπως εξηγείται στις επόμενες παραγράφους.

## 4.2 Μοντελοποίηση με 3Δ δοκιδόμορφα στοιχεία

Το 3Δ μοντέλο με τα στοιχεία δοκού είναι, σαφώς, πιο απλό στην κατασκευή και στην μελέτη του. Πιο συγκεκριμένα, το μακρύ οστό αναπαρίσταται ως μία πολυγωνική γραμμή που διέρχεται από τον γεωμετρικό τόπο των κέντρων βάρους αξονικών τομών, οι οποίες λαμβάνονται σε κατάλληλα επιλεγμένες θέσεις. Για παράδειγμα, στην περίπτωση της κνήμης λαμβάνονται συνολικά τέσσερις τομές, άρα το οστό της κνήμης αναπαρίσταται ως μία πολυγωνική γραμμή τριών τμημάτων, κάθε ένα εκ των οποίων μπορεί να μοντελοποιηθεί ως ένα στοιχείο δοκού. Ως προς ένα καρτεσιανό σύστημα αναφοράς και στην πλέον γενική περίπτωση, τα προαναφερθέντα κέντρα βάρους προσδιορίζονται μέσω τριών μη-μηδενικών συντεταγμένων. Επίσης, η διατομή του οστού δεν είναι η ίδια κατά το μήκος του. Αντιθέτως, αυτή μεταβάλλεται οπότε μεταβάλλονται και οι ιδιότητές της. Λαμβάνοντας υπ' όψιν τα δύο αυτά στοιχεία, το πλέον κατάλληλο προς χρήση είναι το πεπερασμένο στοιχείο δοκού ασύμμετρης και γραμμικά μεταβαλλόμενης, κατά την αξονική διεύθυνση, διατομής (taper beam element). Για τον πλήρη προσδιορισμό του στοιχείου αυτού, απαιτείται η δήλωση διαφόρων μεγεθών σε κάθε ένα από τα δύο άκρα του στοιχείου, όπως είναι το εμβαδόν και οι κεντροβαρικές ροπές αδρανείας της διατομής. Οι αριθμητικές τιμές των μεγεθών αυτών μπορούν να υπολογισθούν μέσω των φαινομένων μεγεθών που ορίστηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο. Επομένως, η διαδικασία μπορεί να τυποποιηθεί ως εξής:

Για κάθε ζεύγος διαδοχικών κέντρων βάρους (Κ.Β.):

Βήμα 1: Δήλωση των καρτεσιανών συντεταγμένων των Κ.Β.

Βήμα 2: Δήλωση των ιδιοτήτων των αντιστοίχων διατομών

Βήμα 3: Επανάληψη των Βημάτων (1-2) μέχρι να χρησιμοποιηθούν όλες οι διατομές

Βήμα 4: Κατασκευή πλέγματος

Βήμα 5: Δήλωση στήριξης και εξωτερικής φόρτισης

Βήμα 6: Επίλυση με χρήση γραμμικής θεωρίας (linear static solver)

Βήμα 7: Καταγραφή και αξιολόγηση των αποτελεσμάτων

Σχετικά με το Βήμα 3, πρέπει να αποσαφηνισθεί ότι ορισμένα Κ.Β. επαναχρησιμοποιούνται. Πιο συγκεκριμένα, έστω τα ζεύγη των διατομών (1,2) και (2,3) ή ισοδύναμα τα ζεύγη των Κ.Β. (1,2) και (2,3). Το Κ.Β. 2 είναι Κ.Β. πέρατος για το πρώτο ζεύγος και Κ.Β. αρχής για το επόμενο ζεύγος. Αυτό σημαίνει ότι μετά την αντιμετώπιση του πρώτου ζεύγους διατομών, σε κάθε νέο ζεύγος μόνον το Κ.Β.2 και οι ιδιότητες της διατομής που αντιστοιχούν σε αυτό απαιτείται να δηλωθούν.

### 4.3 Μοντελοποίηση με τυπικά 3Δ στοιχεία ελαστικότητας

Η δεύτερη δυνατή προσέγγιση είναι η κατασκευή ενός 3Δ μοντέλου με τυπικά 6-εδρικά 8-κομβικά πεπερασμένα στοιχεία. Τα βασικό πλεονέκτημα αυτής της προσέγγισης είναι ο υπολογισμός του τασικού και παραμορφωσιακού πεδίου με υψηλότερη ακρίβεια καθώς είναι δυνατή η δημιουργία ενός λεπτού πλέγματος με αρκετά στοιχεία κατά το πάχος της διατομής. Πιο συγκεκριμένα, σε αντίθεση με τα δοκιδόμορφα στοιχεία, απαιτείται μόνον η δήλωση του φαινομένου μέτρου ελαστικότητας και του φαινομένου λόγου Poisson. Ωστόσο, η δημιουργία του αντιστοίχου μοντέλου είναι πιο επίπονη, συγκριτικά με αυτήν του 3Δ μοντέλου με δοκιδόμορφα στοιχεία. Η διαδικασία που πρέπει να εφαρμοσθεί για κάθε ζεύγος διαδοχικών τομών είναι η εξής:

Βήμα 1: Εφαρμογή της διαδικασίας του Κεφαλαίου 3 για τον προσδιορισμό των συντεταγμένων σημείων ελέγχου στο εξωτερικό και εσωτερικό σύνορο, δύο διαδοχικών διατομών, έστω  $i$  και  $i+1$ .

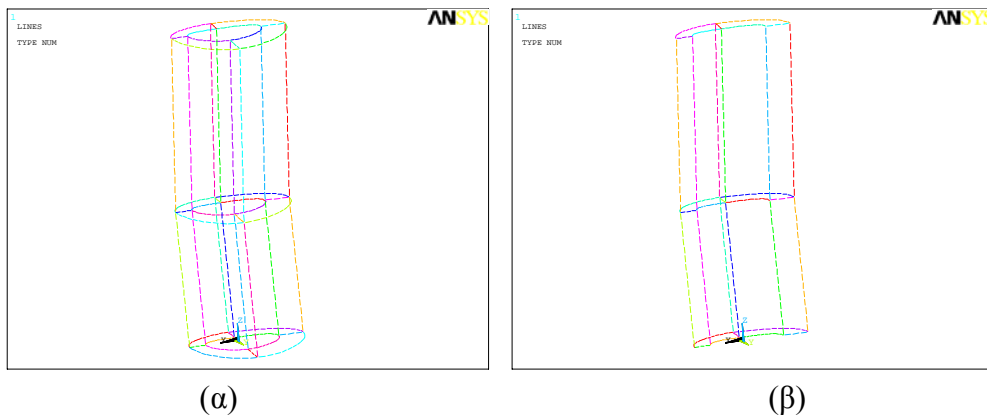
Βήμα 2: Για την διατομή  $i$ , προσέγγιση (approximation) των σημείων ελέγχου του εξωτερικού συνόρου με μία κλειστή καμπύλη τύπου segmented spline (έστω καμπύλη C1)

Βήμα 3: Για την διατομή  $i$ , προσέγγιση (approximation) των σημείων ελέγχου του εσωτερικού συνόρου με μία κλειστή καμπύλη τύπου segmented spline (έστω καμπύλη C2)

Βήμα 4: Για την διατομή  $i+1$ , προσέγγιση (approximation) των σημείων ελέγχου του εξωτερικού συνόρου με μία κλειστή καμπύλη τύπου segmented spline (έστω καμπύλη C3)



- Βήμα 5: Για την διατομή  $i + 1$ , προσέγγιση (approximation) των σημείων ελέγχου του εσωτερικού συνόρου με μία κλειστή καμπύλη τύπου segmented spline (έστω καμπύλη C4)
- Βήμα 6: Διάρθρωση των καμπυλών C1 και C3 σε 4, κατά το δυνατόν ομοιόμορφα, τμήματα και δημιουργία 4 νέων σημείων ελέγχου ανά καμπύλη (σημεία αρχής/πέρατος)
- Βήμα 7: Διάρθρωση των καμπυλών C2 και C4 σε 4, κατά το δυνατόν ομοιόμορφα, τμήματα και δημιουργία 4 νέων σημείων ελέγχου ανά καμπύλη (σημεία αρχής/πέρατος)



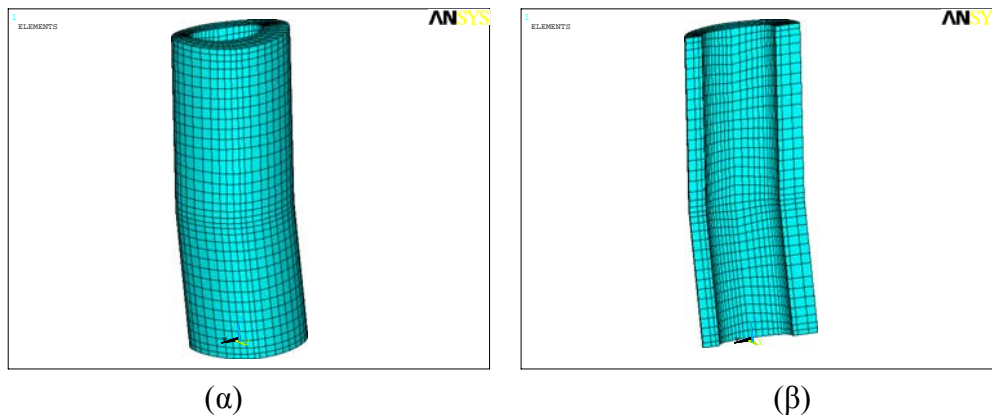
**Σχήμα 1:** Ορισμός καμπύλων μεταξύ διαδοχικών διατομών

- Βήμα 8: Δηλώνοντας με κατάλληλη σειρά τα νέα σημεία ελέγχου (με την ίδια φορά, με πρώτα τα σημεία ελέγχου της διατομής  $i$  και μετά τα σημεία ελέγχου της διατομής  $i + 1$ ) των Βημάτων 6-7, δημιουργία όγκων (4 όγκοι συνολικά, έστω V1 έως και V4)



**Σχήμα 2:** Ορισμός όγκων μεταξύ διαδοχικών διατομών

- Βήμα 9: Επανάληψη των Βημάτων (7-8) μέχρι να χρησιμοποιηθούν όλες οι διατομές
- Βήμα 11: Δημιουργία πλέγματος στους όγκους V1-V4 με χρήση στοιχείων solid45



**Σχήμα 3:** Κατασκευή πλέγματος

Βήμα 12: Δήλωση στήριξης και εξωτερικής φόρτισης

Βήμα 13: Επίλυση με χρήση γραμμικής θεωρίας (linear static solver)

Βήμα 14: Καταγραφή και αξιολόγηση των αποτελεσμάτων

Σχετικά με το Βήμα 9, απαιτείται μία διευκρίνιση σχετικά με την επαναχρησιμοποίηση ορισμένων σημείων ελέγχου. Πιο συγκεκριμένα, έστω τα ζεύγη των διατομών (1,2) και (2,3). Η διατομή 2 είναι διατομή πέρατος για το πρώτο ζεύγος και διατομή αρχής για το επόμενο ζεύγος. Επειδή, δε, κατά την εφαρμογή των Βημάτων (1-8), έχουν ήδη δημιουργηθεί νέα σημεία ελέγχου κατά τον επιθυμητό τρόπο (βλ. Βήμα 6), δεν χρειάζεται η εκ νέου δημιουργία άλλων σημείων ελέγχου. Αυτό σημαίνει ότι μετά την αντιμετώπιση του πρώτου ζεύγους διατομών, σε κάθε νέο ζεύγος μόνον η διατομή πέρατος χρήζει διαιρέσεως.

Σχετικά με το Βήμα 11, ακριβώς επειδή οι προς πλεγματοποίηση όγκοι έχουν δημιουργηθεί με τέτοιο τρόπο ώστε πάντοτε να περιγράφονται από έξι πλευρές/επιφάνειες, είναι δυνατή η χρήση όλων των διαθεσίμων από το ANSYS δυνατοτήτων πλεγματοποίησης (free, mapped, sweep). Αυτό σημαίνει ότι ο χρήστης έχει περισσότερες επιλογές ως προς τον τρόπο κατασκευής πλέγματος, άρα και ως προς την εξασφάλιση ανεξαρτησίας πλέγματος.

#### 4.4 Φόρτιση

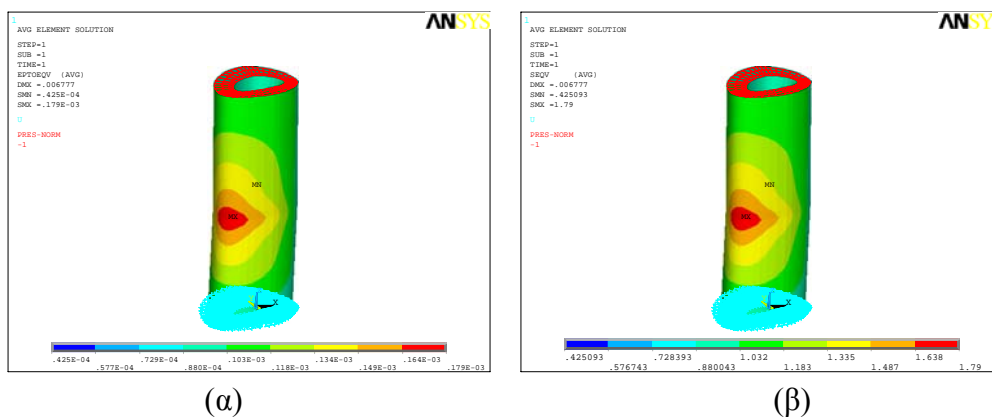
Σχετικά με την φόρτιση που θα πρέπει να επιβάλλεται στο εκάστοτε μοντέλο, αυτή θα πρέπει να ανταποκρίνεται στο πραγματικό βάρος του ατόμου που εξετάζεται. Ωστόσο, επειδή ο απώτερος στόχος είναι η καταγραφή της μηχανικής συμπεριφοράς του οστού ως μία οντότητα, είναι δυνατόν να ορισθούν κάποιοι δείκτες με βάσει τους οποίους θα συγκρίνεται η συμπεριφορά του οστού ως προς μία πρότυπη (ιδεατή) συμπεριφορά. Προς αυτήν την κατεύθυνση, είναι δυνατόν να καταγραφεί η συμπεριφορά του οστού υπό μοναδιαίες φορτίσεις αντιστοιχούσες στους βαθμούς

ελευθερίας στερεού σώματος. Πιο συγκεκριμένα, μπορεί να καταγραφεί το τασικό και παραμορφωσιακό πεδίο υπό την επίδραση μοναδιαίας:

- εφελκυστικής δυνάμεως
- θλιπτικής δυνάμεως
- μεταφορικής δυνάμεως κατά την οριζόντια διεύθυνση
- μεταφορικής δυνάμεως κατά την εγκάρσια διεύθυνση
- καμπτικής ροπής στο οριζόντιο επίπεδο
- καμπτικής ροπής στο εγκάρσιο επίπεδο
- στρεπτικής ροπής

Επιπροσθέτως, ο χώρος που περιγράφεται από το εξωτερικό σύνορο (βλ. Κεφάλαιο 3) μπορεί να θεωρηθεί ότι πληρούται από υλικό μέγιστης οστικής πυκνότητας. Ως μία πρώτη προσέγγιση, μπορεί να θεωρηθεί ότι η συμπεριφορά του οστού είναι γραμμική. Υπό αυτήν την θεώρηση, η γνώση της συμπεριφοράς του οστού, υπό τις προαναφερθείσες μοναδιαίες φορτίσεις, είναι δυνατόν να οδηγήσει σε μία πρώτη εκτίμηση της συμπεριφοράς του οστού ως μία οντότητα βάσει της αρχής της υπερθέσεως. Επίσης, ως δείκτες επίδοσης είναι δυνατόν να ορισθούν διάφορες ποσότητες, όπως:

- Καθ' ύψος κατανομή της ισοδύναμης κατά von Mises τάσης σε χαρακτηριστικές πολικές γωνίες
- Πολική κατανομή της ισοδύναμης κατά von Mises τάσης σε χαρακτηριστικές καθ' ύψος θέσεις
- Κανονικοποιημένες τάσεις και τροπές ως προς το μοντέλο αναφοράς
- Στατιστικοί δείκτες (μέση τιμή, τυπική απόκλιση, συντελεστής μεταβλητότητας, καμπύλη κατανομής)

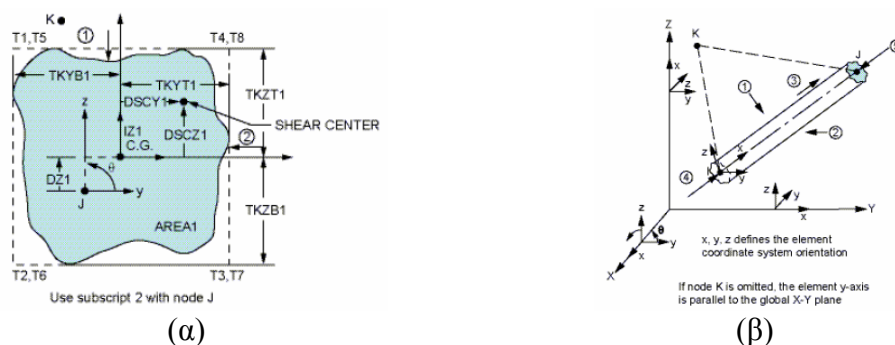


**Σχήμα 4:** Τυπικά αποτελέσματα κατανομής ισοδυνάμων κατά von Mises (α) τάσεων και (β) τροπών για θλιπτική φόρτιση αναφοράς.

## 4.5 Το στοιχείο Beam44 του εμπορικού λογισμικού ANSYS

(Τρισδιάστατο στοιχείο δοκού ασύμμετρης διατομής και γραμμικά μεταβαλλόμενης κατά την αξονική της διεύθυνση)

Το στοιχείο BEAM44 (Σχήμα 5) είναι ένα δοκιδόμορφο στοιχείο, το οποίο μπορεί να παραλάβει εφελκυστικά, θλιπτικά, στρεπτικά και καμπτικά φορτία. Ένα από τα βασικά χαρακτηριστικά του είναι ότι η γεωμετρία του μπορεί να οριστεί μέσω κόμβων που δεν ανήκουν στον κεντροβαρικό άξονα αλλά είναι μετατοπισμένοι (offset) ως προς αυτόν. Διαθέτει έξι βαθμούς ελευθερίας ανά κόμβο: τρεις μεταφορικούς βαθμούς κατά τους άξονες  $x$ ,  $y$ , και  $z$  του καθολικού συστήματος συντεταγμένων και τρεις στρωφικούς περί τους προαναφερθέντες άξονες. Για το κάθε άκρο του συγκεκριμένου στοιχείου, επιτρέπεται η χρήση διαφορετικής και μάλιστα ασύμμετρης διατομής. Θεωρείται ότι όλες οι ενδιάμεσες διατομές προέρχονται από γραμμική παρεμβολή μεταξύ των ακραίων διατομών. Σχετικά με το προς μοντελοποίηση υλικό, αυτό θεωρείται ότι είναι γραμμικό. Επίσης, υπάρχει η δυνατότητα συνυπολογισμού διατμητικών παραμορφώσεων, παράστασης των υπολογιζομένων δυνάμεων στο τοπικό σύστημα συντεταγμένων και χρήσης της θεωρίας μεγάλων παραμορφώσεων.



Σχήμα 5: Στοιχείο Beam44 (α) διατομή και (β) προσανατολισμός στοιχείου

Η γεωμετρία, η τοποθέτηση των κόμβων και το σύστημα συντεταγμένων για το συγκεκριμένο στοιχείο φαίνονται στο Σχήμα 5. Πιο συγκεκριμένα, το στοιχείο Beam44 προσδιορίζεται από ένα σύστημα αναφοράς ( $x', y', z'$ ) και από offsets. Το σύστημα αναφοράς προσδιορίζεται από τους κόμβους I, J και K ή από μία γωνία προσανατολισμού. Οι κύριοι άξονες του στοιχείου Beam44 ορίζονται στο τοπικό σύστημα συντεταγμένων με τον  $x$ -άξονα να διέρχεται από το κεντροειδές της διατομής. Ο προσανατολισμός του  $x$ -άξονα είναι από τον κόμβο I (άκρο 1) προς τον κόμβο J (άκρο 2). Όσον αφορά στον προσανατολισμό της διατομής, αυτή μπορεί να επιτευχθεί με δύο τρόπους: είτε με τη χρήση μίας επιπρόσθετης (πολικής) γωνίας προσανατολισμού είτε με τη χρήση ενός επιπρόσθετου κόμβου (K-κόμβου). Πιο συγκεκριμένα, όταν το στοιχείο είναι παράλληλο, ή σχεδόν παράλληλο (διαφορά κλίσεων μικρότερη από 1%) προς τον καθολικό  $z$ -άξονα, τότε ο τοπικός  $y$ -άξονας

τοποθετείται παράλληλα προς τον καθολικό  $y$ -άξονα. Με τη βοήθεια της επιπρόσθετης πολικής γωνίας, η διατομή περιστρέφεται περί τον  $x$ -άξονα. Με την χρήση του επιπρόσθετου κόμβου  $K$ , ορίζεται ένα επίπεδο  $IJK$  βάσει του οποίου επιτυγχάνεται ο προσανατολισμός της διατομής. Σε περίπτωση όπου και τα δύο συστήματα προσανατολισμού έχουν χρησιμοποιηθεί, τότε το λογισμικό δίνει προτεραιότητα στο σύστημα προσανατολισμού με τον επιπρόσθετο κόμβο. Διευκρινίζεται ότι για αναλύσεις με μεγάλες παραμορφώσεις, ο προσανατολισμός της διατομής, είτε με την πολική γωνία είτε με τον κόμβο  $K$ , αναφέρεται στην αρχική γεωμετρία.

Οι σταθερές του στοιχείου Beam44 αντιστοιχούν στο εμβαδόν και στις ροπές αδρανείας της διατομής, στις αποστάσεις των ακροτάτων ινών από το κεντροειδές της διατομής καθώς και στις σταθερές διάτμησης. Οι ροπές αδρανείας ( $I_{zz}$  και  $I_{yy}$ ) αναφέρονται στους κυρίους άξονες της διατομής, ενώ η στρεπτική ροπή αδρανείας ( $I_{xx}$ ) στο άκρο 1, εάν δεν ορίζεται διαφορετικά, θεωρείται ίση προς την πολική ροπή αδρανείας της διατομής στο άκρο αυτό. Οι προαναφερθείσες ροπές στο άκρο 2, εάν δεν ορίζονται διαφορετικά, θεωρούνται ίσες προς αυτές του άκρου 1.

Οι σταθερές offset ( $DX, DY, DZ$ ) ορίζουν τη θέση του κεντροειδούς της διατομής σχετικά με τη θέση του κόμβου που χρησιμοποιείται για την κατασκευή του γεωμετρικού μοντέλου. Οι σταθερές αυτές λαμβάνουν θετικές τιμές όταν μετρούνται από τον κόμβο και προς την θετική κατεύθυνση του τοπικού συστήματος αναφοράς. Διευκρινίζεται ότι όλες οι τιμές της διατομής του άκρου 2 τίθενται, εξ ορισμού, ίσες με τις αντίστοιχες τιμές της διατομής του άκρου 1. Εάν είναι επιθυμητό τα άκρα 1 και 2 να χαρακτηρίζονται από διαφορετικές τιμές, τότε αυτό θα πρέπει να δηλωθεί κατάλληλα. Επίσης, διευκρινίζεται ότι η διάτμηση λαμβάνεται υπ' όψιν μόνον όταν ο χρήστης το επιθυμεί και προβεί στην αντίστοιχη δήλωση.

Εναλλακτικά, το εμπορικό λογισμικό ANSYS παρέχει στον χρήστη την επιπρόσθετη δυνατότητα εισαγωγής της γεωμετρίας του συνόρου μίας διατομής ως σχεδιαστικής οντότητας και τον αυτόματο υπολογισμό, μέσω του λογισμικού, των αντιστοιχών ιδιοτήτων (εμβαδόν, ροπές αδρανείας, κτλ).

Υπάρχει η δυνατότητα λήψης αποτελεσμάτων και σε ενδιάμεσες, μεταξύ των ακραίων, θέσεις. Αυτά τα αποτελέσματα υπολογίζονται χρησιμοποιώντας εξισώσεις ισορροπίας (από το διάγραμμα ελευθέρου σώματος τμήματος του στοιχείου), ωστόσο δεν είναι αξιόπιστα όταν ικανοποιείται μία από τις ακόλουθες προϋποθέσεις:

- έχει ενεργοποιηθεί η επιλογή 'stress stiffening'
- έχει εφαρμοσθεί γωνιακή ταχύτητα
- έχει εφαρμοσθεί γωνιακή επιτάχυνση

## 4.6 Εν κατακλείδι

Στην παρούσα Διπλωματική Εργασία διατυπώθηκε, υλοποιήθηκε και μέχρι ενός σημείου ελέγχθηκε ένα ολοκληρωμένο περιβάλλον μέσα από το οποίο επιτυγχάνεται:

- η επεξεργασία εικόνων pQCT που λαμβάνονται από κατάλληλη ιατρική συσκευή (bone scanner) προς υπολογισμό βασικών μεγεθών που αφορούν στις ληφθείσες εικόνες
- ο προσδιορισμός των συνόρων (εξωτερικού και εσωτερικού) που οριοθετούν τον ιστό του οστού
- η ανάπτυξη 3Δ μοντέλου του εξεταζομένου οστού με πεπερασμένα δοικιδόμορφα στοιχεία
- η ανάπτυξη 3Δ μοντέλου του εξεταζομένου οστού με τυπικά 6-εδρικά 8-κομβικά πεπερασμένα στοιχεία
- η διατύπωση δεικτών αξιολόγησης της μηχανικής συμπεριφοράς του εξεταζομένου οστού ως μία οντότητα

Δεδομένου ότι το προαναφερθέν περιβάλλον είναι έτοιμο, απομένει η αξιοποίησή του προς μελέτη διαφόρων ομάδων πληθυσμού, κάτι που μπορεί να επιτευχθεί μόνον μέσα από τη στενή συνεργασία με κάποιο Ιατρικό Κέντρο, το οποίο διαθέτει κατάλληλο εξοπλισμό πυκνομέτρησης και βάση δεδομένων με πληθώρα μετρήσεων. Μία τέτοια είδους συνεργασία αποτελεί άμεσο μελλοντικό στόχο. Δυστυχώς, η απουσία διαθεσίμων μετρήσεων δεν κατέστησε δυνατή την πλήρη διατύπωση των δεικτών αξιολόγησης ούτε και την πραγματοποίηση μίας πλήρους μελέτης. Ωστόσο, με βάση όλα όσα έχουν αναφερθεί στα Κεφάλαια 3 και 4, είναι αυταπόδεικτο ότι η προτεινομένη μεθοδολογία, και κατ' επέκταση το προταθέν ολοκληρωμένο περιβάλλον, συμβάλλει στην διαμόρφωση ενός πολύ ισχυρού διαγνωστικού εργαλείου, το οποίο θα μπορούσε να αποτελέσει αναπόσπαστο τμήμα των ήδη υπάρχοντων διαγνωστικών μέσων. Και αυτό, διότι με τις υπάρχουσες τεχνικές είτε πραγματοποιείται ανάγνωση των εικόνων pQCT είτε μέσα από αυτές υπολογίζονται μεγέθη, αλλά σε επίπεδο εικόνας (δηλαδή σε επίπεδο τομής). Αντιθέτως, η προταθείσα διαδικασία είναι σε θέση να προσφέρει πληροφορία τόσο σε επίπεδο διατομής όσο, και αυτό είναι το ισχυρό σημείο της, σε επίπεδο συνόλου, δηλαδή πληροφορεί για την μηχανική συμπεριφορά του οστού αντιμετωπίζοντάς το ως μία οντότητα.

# ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

---

*Επισυνάπτεται μία, σε Διεθνές Συνέδριο, δημοσίευση που προέκυψε από την συγκεκριμένη εργασία.*

---

## A NEW IMAGE PROCESSING APPROACH FOR DEVELOPING 3-D FINITE ELEMENT MODELS FOR LONG BONES FROM pQ-CTs

Omiros S. Exarchos<sup>‡</sup>, Demetrios T. Venetsanos<sup>†</sup> and Christopher G. Provatidis<sup>\*</sup>

<sup>‡</sup>Division of Mechanical Design and Control Systems, School of Mechanical Engineering  
National Technical University of Athens, Greece  
[omiros.exarchos@gmail.com](mailto:omiros.exarchos@gmail.com)

<sup>†</sup>Division of Mechanical Design and Control Systems, School of Mechanical Engineering  
National Technical University of Athens, Greece  
[dvenet@central.ntua.gr](mailto:dvenet@central.ntua.gr)

<sup>\*</sup>Division of Mechanical Design and Control Systems, School of Mechanical Engineering  
National Technical University of Athens, Greece  
9 Heroon Polytechniou Ave, 157-80, Athens, Greece, tel: +30 210 772 1520, fax: +30 210 772 2347  
Email: [cprovat@central.ntua.gr](mailto:cprovat@central.ntua.gr), web page: <http://users.ntua.gr/cprovat>

**Keywords:** pQ-CT, Tibia, Boundary tracing, Osteoporosis, 3D-models, Finite Element Analysis.

**Abstract.** *The failure of long bones is rather due to torsion or bending loads or a combination of the two. Under specific conditions, such as osteoporosis, the bone strength decreases and the probability of bone failure increases. For such cases it is of primal diagnostic importance to be able to non-destructively predict the bone behavior under various load cases using information from the available bone density. For this purpose, an appropriate 3-D model may be used, the key to its development being the detection of bone tissue borders. Towards this direction, a new image processing approach for developing 3D models from pQ-CTs ready for Finite Element Analysis is proposed. The proposed approach was developed in MatLab, is independent from the bone scanner software used and does not require any ad hoc software for model developing; these are significant advantages compared to the expensive existing commercially available solutions. The procedure is based on combining a new optimized boundary tracing approximation with a homogenization approach concerning the characteristic properties of the bone sections. As an application, a human tibia was examined. The proposed procedure provides a very powerful and versatile diagnostic tool that aims at becoming inseparable part of the existing diagnostic applications.*

### 1. INTRODUCTION

The available diagnostic means allow for a detailed visual representation of various parts of the human body, long bones being among them. The strength of long bones is of major importance because it determines the mobility of the person. Therefore, in cases where this strength is reduced, as it happens when osteoporosis is present, a diagnostic tool for predicting the probability of bone failure is of high practical value. Towards this direction, important efforts based on the Finite Element Method have taken place. Indicatively and focusing on the tibia as a typical application, Rajani and Mehta constructed a 3-D solid model of the human tibia exploiting data from Magnetic Resonance Imaging (MRI) and using solid modeling software [1]. Taylor et al. examined the cancellous bone stresses within an implanted proximal tibia using a 3-D anatomical finite element model [2]. Murase et al. analyzed the tibia using an axisymmetric approximation [3], while Beaupre et al. [4], Garg and Walker [5], Rakotomanana et al. [6], as well as Vasu et al [7]. followed a two-dimensional approach for the same problem. On the other hand, Bartel et al. [8], Cheal et al. [9], Lewis et al. [10] as well as others, developed three-dimensional finite element models. As a means to obtain initial data, Dual-energy X-ray Absorptiometry (DXA) was widely seen as the 'gold standard' for bone densitometry, supplying results of bone mineral density (BMD) for various axial or peripheral sites on the skeleton [11]. However, DXA has certain limitations in its clinical or widespread use. A decade ago Foldes et al. introduced an ultrasound instrument for the diagnosis and monitoring of osteoporosis which measured the speed of propagation of ultrasound waves along a fixed longitudinal distance of the cortical [12]. Quantitative UltraSound (QUS) measurement of bone is increasingly now becoming a recognized method of determining bone quality, with review papers written discussing the technique's abilities and usefulness [12]. Quite recently, a 3D high resolution peripheral quantitative computed tomography scanner has been developed (HR-pQCT with voxel size of 82  $\mu\text{m}$ ) that can perform in vivo human measurements on peripheral sites, the tibia being included [13]. With this scanner, it is possible to use morphological and density

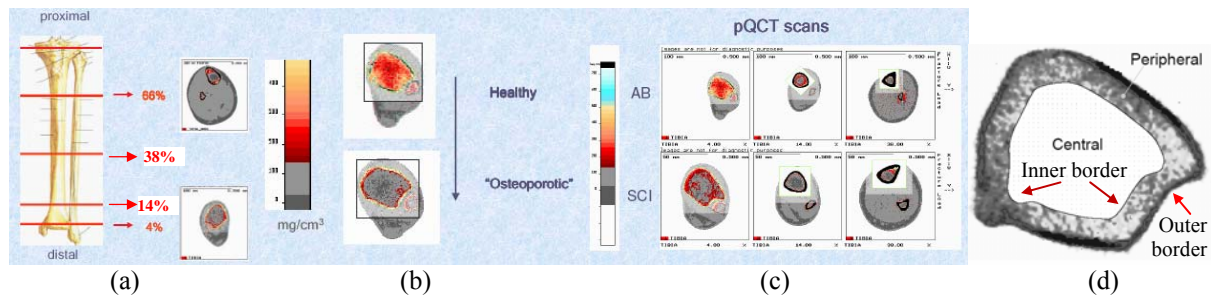


measurements in order to predict bone apparent stiffness and apparent Young's modulus in the tibia, so that the bone strength may be determined.

A common element between all of the aforementioned approaches is that the bone strength is determined with non-destructive means, analyses based on the Finite Element Method being among them. Another common element is that ad hoc software is imperative to be used in order to get information from the source data such as MRIs, pQ-CTs and QUSs; this is a limiting factor for the end user. As an alternative and especially for the process of pQ-CTs, the present paper proposes a procedure which is based on the Image Processing Toolbox of MatLab<sup>®</sup>, is independent from the bone scanner and results in developing 3D models ready for Finite Element Analysis. The proposed procedure combines a new optimized boundary tracing approximation with a homogenization approach concerning the characteristic properties of the bone sections. As an application, a human tibia measured at the KAT Hospital (Kifissia-Greece) with a Stratec XCT3000 bone scanner was investigated, even though the proposed procedure may be used for the study of long bones in general.

## 2. PRESENT APPROACH

The pQ-CT densitometer measures volumetric bone mineral density (BMD), usually in ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ), and cross sectional bone dimensions at peripheral skeletal sites, such as the radius and tibia. Bone density measurements by Dual-energy X-ray Absorptiometry (DXA), which is a two dimensional technique, are affected by skeletal size, and changes in density may be obscured by changes in skeletal size. Measurement of volumetric BMD is advantageous because it is independent of skeletal size. A pQ-CT scan takes about 10 minutes and is therefore generally not feasible in children under six years of age. Radiation exposure expressed as Effective Dose per scan site is approximately  $0.3\mu\text{Sv}$ . A peripheral Quantitative Computed Tomography bone scanner is used in order to scan a long bone, e.g. a tibia, at pre-determined locations along its vertical direction, as shown in Fig.1a [14]. The scan reveals the bone mineral density of the bone cross-section whose characterization may vary from healthy to severe osteoporotic, as Fig.1b illustrates. Typical tibia pQCTs are presented in Fig.1c, while Fig.1d illustrates in more details the peripheral and the central part of a pQ-CT scan.



**Figure 1:** (a) typical positions of scanning, (b) typical legend for bone mineral density, (c) pQ-CT tibia scans and (d) enlarged typical tibia scan

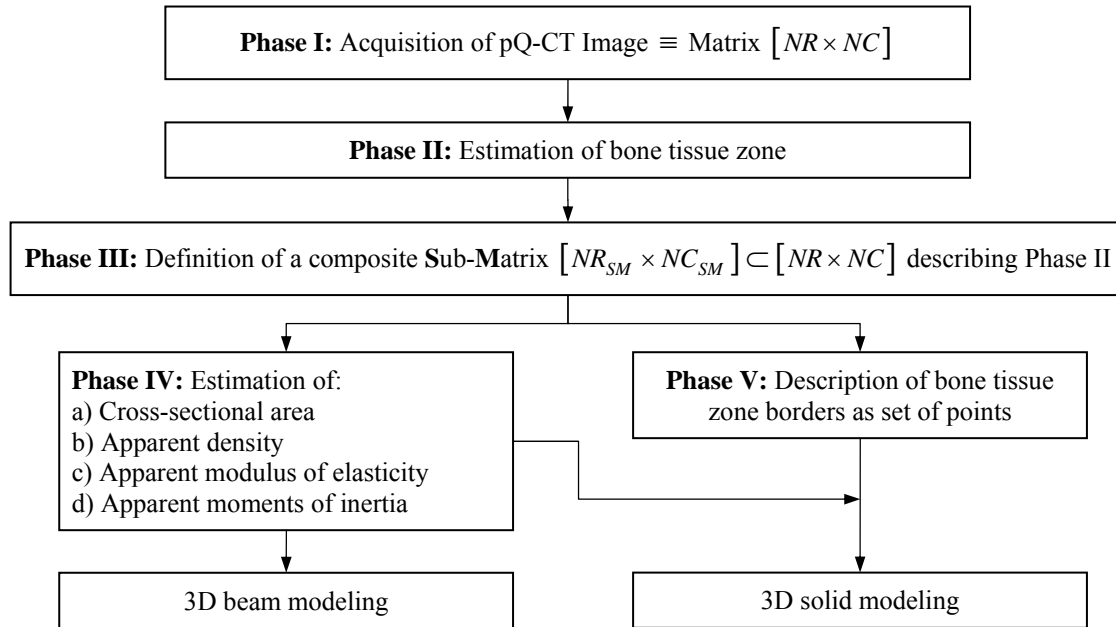
On average, 4 scans (measurements) are recommended for the tibia, the main outcome being the selective measurement of cortical and trabecular density, bone area, cortical area, cortical thickness, periosteal and endosteal circumference, muscle cross-sectional area and biomechanical strain strength indices. Obviously, the software accompanying a bone scanner has the ability to perform all the necessary calculations and provide the end user with visual colored illustrations.

## 3. PROPOSED PROCEDURE

### 3.1 Upper-level outline

As mentioned before, the end user has very limited access to source data acquired with commercially available hardware (bone scanner) and accompanying software. Alternatively, it is possible to get the image from the bone scanner and proceed with a proprietary image processing so that another, and perhaps more thorough, investigation may be carried out. Within this concept, the proposed procedure is presented. Its main idea is to identify the bone tissue zone in a pQ-CT scan, extract it from the image, numerically manipulate it so that various useful quantities are estimated and the borders of the aforementioned zone are well described as a set of coordinates corresponding to appropriately selected control points. The upper-level outline of the proposed procedure is presented in Fig.2 and consists of five phases. More particularly, a pQ-CT scan is acquired and expressed as a matrix of  $NR$  rows and  $NC$  columns. In the sequel, a sub-matrix of  $NR_{SB}$  rows and  $NC_{SM}$  columns, corresponding to the existing bone tissue, is subtracted from the initial matrix while real and apparent quantities are estimated based on this sub-matrix. If the ultimate goal is to develop a 3D solid finite element model then, additionally, it is necessary to describe the bone zone border in terms of control points. A basic element in the proposed approach is to save the pQ-CT scan as a typical image and consider that the bone tissue

zone (useful data) rests on a ‘neutral’ background that has a zero contribution to any numerical calculation. The bone tissue zone and the background must be separated from each other in terms of color (if the image is colored) or in terms of intensity (if the image is in grayscale). At this point, it is clarified that the background is manipulated during the proposed procedure in such a way that in the end it consists of all the pQ-CT scan areas corresponding to anything else but the bone tissue.



**Figure 2:** Upper-level outline of the proposed procedure

The separation of the bone tissue zone from the rest of a pQ-CT image was achieved in a two-step procedure, the former step concerning the recognition of the inner border and the latter concerning the recognition of the outer border of the peripheral part, respectively (Fig.1d). To this end, the initial pQ-CT scan undergoes a process where pixels that do not belong to the aforementioned borders are gradually ‘removed’ (the color of the neutral background is attributed to them) while the white color is gradually attributed to the other (remaining) pixels.

### 3.2 Lower-level outline

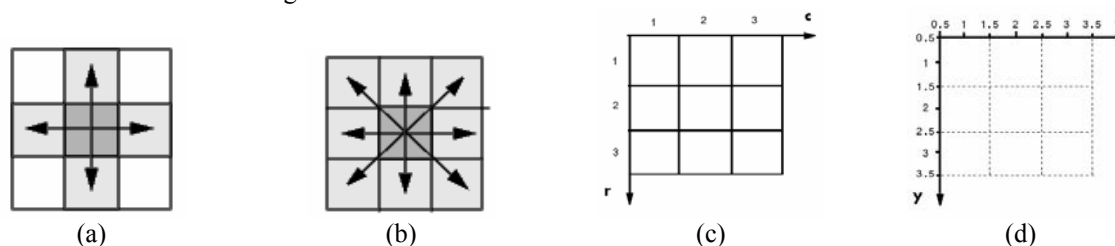
The proposed procedure consists of the following steps:

- Step 1: Get an RGB (true color) image from the bone scanner
- Step 2: Based on the color map of the image, select one color representing the neutral background (for visual convenience, select the black color or, if this already exists, a near-black tone of gray)
- Step 3: From the image of Step 1, get an indexed image and a binary (black-and-white) image
- Step 4: Within the image, trace all *objects* (*object* in MatLab means area of white color)
- Step 5: From all the objects, keep the one with the largest area, which is the peripheral part in Fig.1d.
- Step 6: Turn all objects but the central part into the neutral color
- Step 7: Apply first column-wise sweep to the indexed image of Step 6
- Step 8: Apply first row-wise sweep to the indexed image of Step 7
- Step 9: Apply second column-wise sweep to the indexed image of Step 8
- Step 10: Apply second row-wise sweep to the indexed image of Step 9
- Step 11: Convert the indexed image of Step 10 first into a grayscale image and then into a binary image (this implicit conversion is mandatory because MatLab does not have a function to explicitly convert an indexed image into a binary one)
- Step 12: Let all pixels surrounded by the largest area of Step 5 become white
- Step 13: Apply edge detection to the image of Step 12 and get the outer border of the peripheral part (Fig.1d)
- Step 14: Build a mask for the indexed image of Step 10
- Step 15: Modify appropriately the mask of the previous step
- Step 16: Invert appropriately the mask of the previous step
- Step 17: Re-modify appropriately the mask of the previous step
- Step 18: Apply edge detection to the image of Step 17 and get the inner border of the peripheral part (Fig.1d)
- Step 19: Superimpose the images from Steps 10 and 17 and get the final indexed image of the cross-section
- Step 20: Approximate the borders of Steps 13 and 18 with sets of uniformly distributed control points

### 3.3 Lower-level analysis

From a modern bone scanner, it is possible to get RGB (truecolor) images. However, the programming environment used (MatLab and its Image Processing Toolbox) offers a plethora of build-in image processing routines some of which are applicable only to indexed images and some other only to binary images, such as tracking and recognition of object boundaries within an image. For this reason, it was mandatory to convert images from type to type, depending on the task to be accomplished.

With respect to the objects identified within an image, the key-point is to identify the pixels forming an object. For this purpose, two elements are required, the former being the recognition of pixels that are ‘on’ and the latter being the recognition of the pixel-connectivity type. A pixel is said to be ‘on’ when it represents a non-zero bone mineral density value; otherwise it is said to be ‘off’ and a user-defined ‘neutral’ color is attributed to it. In addition, for images in two-dimensions, as in the present paper, connectivity is defined when the pixels are either 4-connected (Fig.3a) or 8-eight connected (Fig.3b). Pixels are considered to be 4-connected when their edges touch, meaning that a pair of adjoining pixels is part of the same object only if all the pixels of the pair are both on and are connected along the horizontal or vertical direction.



**Figure 3:** Pixel connectivity and coordinate systems in 2D: (a) 4-connected pixels, (b) 8-connected pixels, (c) pixel coordinates and (d) spatial coordinates

Furthermore, pixels are considered to be 8-connected if their edges or corners touch, meaning that if two adjoining pixels are on, they are part of the same object, regardless of whether they are connected along the horizontal, vertical, or diagonal direction. It is strongly emphasized that the connectivity type chosen affects both the number of objects found in an image and the boundaries of those objects, thus the results of many morphology operations often differ depending upon the type of the specified connectivity. Among the aforementioned 2D connectivity options, the more general one is to assume that the pixels are 8-connected, as assumed in the present paper.

The two borders (inner and outer), as determined in Steps 13 and 18, are still part of an image containing pixels ‘on’ only along the borderlines. An image cannot be used ‘as is’ for creating a bone model since all CAD software require cartesian coordinates of points so that lines can be drawn, surfaces can be defined and volumes can be built. For this reason, a set of points in cartesian coordinates must be extracted from the borderlines appearing in an image. Towards this direction, the pixel coordinates must be expressed as spatial coordinates, a task very easily accomplished with MatLab. The pixel coordinate system defined in MatLab is illustrated in Fig.3c, where  $r$  and  $c$  indicate the row and column pixel index, respectively. The spatial coordinate system defined in MatLab is illustrated in Fig.3d, where  $x$  and  $y$  indicate the abscissa and the ordinate, respectively. The pixel coordinates are integer values ranging from 1 to the length of the row or column. There is a one-to-one correspondence between pixel coordinates and the coordinates MatLab uses for matrix subscripting. This correspondence makes the relationship between an image data matrix and the way the image is displayed easy to understand. The spatial coordinate system and the pixel coordinate system are very close to each other, from a numerical viewpoint, in many ways. For example, the spatial coordinates of the center point of any pixel are identical to the pixel coordinates of that pixel. However, there are some important differences. In pixel coordinates, the upper left corner of an image is defined as (1,1), while in spatial coordinates, this location is (0.5,0.5) by default. This difference is due to the fact that the pixel coordinate system is discrete while the spatial coordinate system is continuous. Furthermore, the pixel coordinates of the upper left corner are always (1,1) while it is possible to define a non-default origin for the spatial coordinate system. Another potentially confusing difference is largely a matter of convention: the horizontal and vertical axes are noted in a reversed order in these two systems: pixel coordinates are expressed as (r,c), that is (ordinate, abscissa), while spatial coordinates are expressed as (x,y), which is (abscissa, ordinate).

As previously mentioned, a ‘neutral’ color is attributed to the ‘off’ pixels. By default, dark colors, such as the black color, are used to represent very low bone mineral densities (BMDs). However, for image processing reasons, it would be best if a color already existing in the image color-map would not be used for another purpose. For this reason, the black color, if not present in the image color-map, is used as the ‘neutral’ color; otherwise, a near-black tone of grey, such as [0.1 0.1 0.1], is introduced as a ‘neutral’ color so that both the illustration of the BMD distribution over the image is altered negligibly and distinctive colors are present.

The ‘double image sweeping’ referred in Steps 7-10 is a procedure introduced in the present paper in order to detect all pixels outside the outer border of the peripheral part (Fig.1d) and change their color into ‘neutral’. In this way, the entire area outside the peripheral part obtains the ‘neutral’ color. The idea behind the sweeping is quite simple. By default, the white color represents bone tissue of the central part (Fig.1d) thus the area before the first white pixel along a direction and the area after the last white pixel along the same direction do not belong to the central part; this can be declared by attributing the ‘neutral’ color to the pixels belonging to the aforementioned areas. Due to the complicated geometries that may appear, especially when severe osteoporosis is present, the sweeping must be performed systematically and repeatedly. One way of achieving this goal is first to sweep the  $NR \times NC$  matrix mentioned in Section 3.1 both column-wise and row-wise and then to repeat the sweeping once again. In this way, a new smooth borderline of the white area is obtained. At this point, it must be emphasized that a complicated BMD distribution may cause the ‘removal’ of more pixels than the anticipated ones. From an engineering viewpoint, this is not a real problem because the remaining pixels are less than the actually present pixels, which is a conservative approach. The ‘double image sweeping’ results in an image where the area outside the cortical bone is all in ‘neutral’ color. The rest of the bone, that is the subcortical and the trabecular components, as well as the inner part of the bone remain as they were in the initial indexed image.

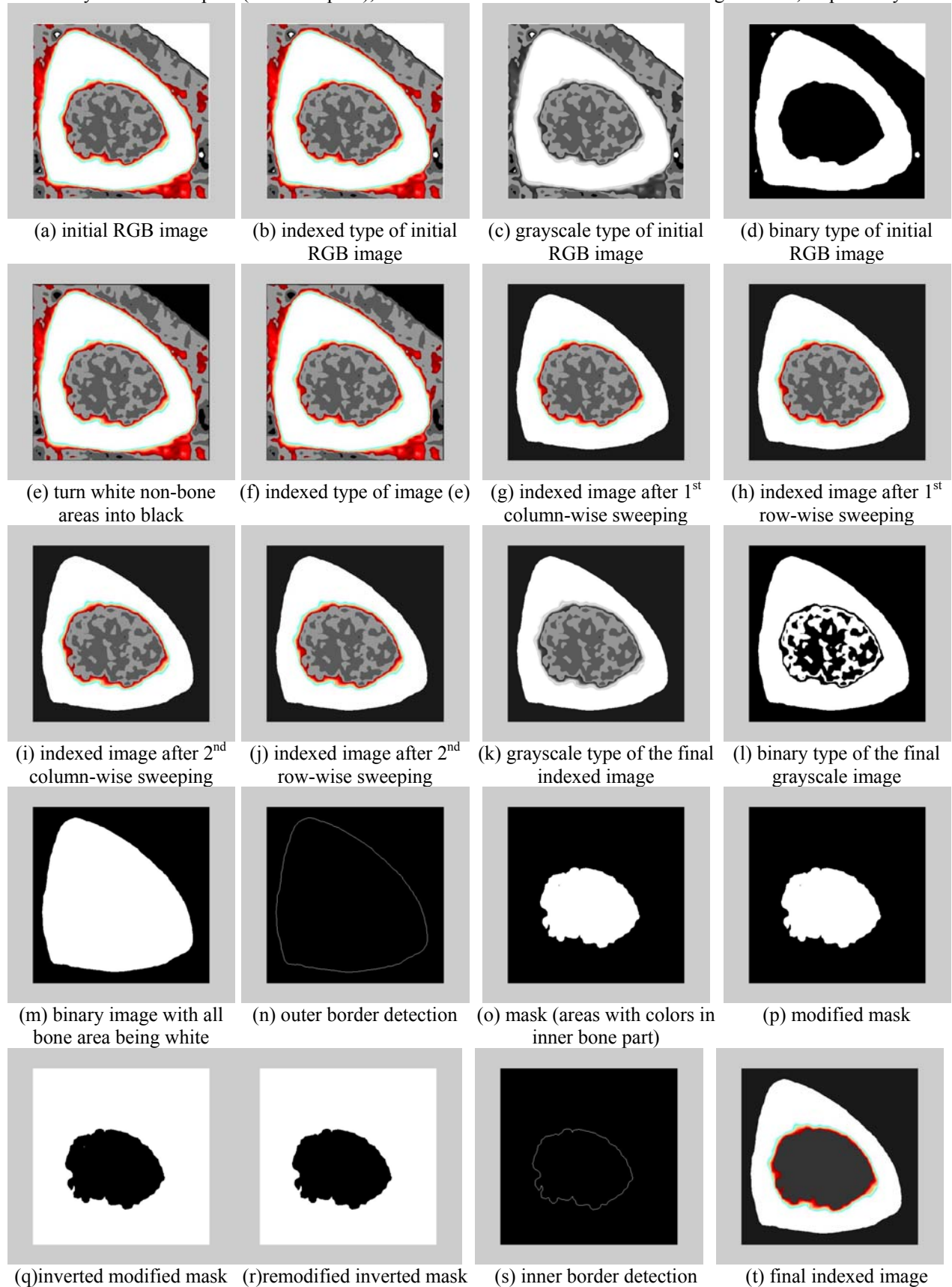
The next step towards the goal of detecting the outer border of the peripheral part (Fig.1d) is to convert the color of the pixels confined by the outer border of the peripheral part (Fig.1d). More particularly, this task is not difficult to be achieved because the  $NR \times NC$  matrix mentioned in Section 3.1 must be swept so that the area after the first white pixel along a direction and the area before the last white pixel along the same direction belong to the central part; this can be declared by attributing the white color to the corresponding pixels. Furthermore, taking into consideration the uniformity in color obtained from the previous sweeps, a column-wise sweep is adequate for this step. As a result, the initial RGB image is converted to an image where a continuous white area is surrounded by a continuous ‘neutral’ area. The borderline between the two aforementioned areas is the outer border of the peripheral part of a typical pQ-CT scan and it can be easily detected using the build-in edge detection routine of MatLab.

In the sequel, the inner border of the peripheral part of a typical pQ-CT scan must be defined. Towards this direction, a mask must be applied to the indexed image obtained in Step 10. In more details, it is possible to detect the colors appearing in the central part (Fig.1d), e.g. black, grey and dark grey according to the colormap of the bone scanner. This detection may take place either automatically, using an appropriate routine, or manually, thus providing the end user with interactive capabilities. The application of an appropriate mask (threshold) makes the isolation of the central part possible, resulting in an image where the pixels are ‘on’ (white) and all or approximately all the others off (‘neutral’). The term ‘approximately’ is used because there might be a possibility that one or more of the colors also appear somewhere inside the area of the bone. In such a case there will be more areas with pixels “on” which have to be checked. All the objects are tracked and if the result of the check is positive then the object with the maximum area is found and the indices of the remaining areas are indirectly known, the pixels of the remaining objects being turned off. The so-formed image is a logical array with 1s in the inner area and 0s everywhere. This does not exclude the case where some ‘neutral’ pixels still exist inside the white area. The origin of these pixels is the indexed image in which these pixels had a color different from the ones declared. This can be solved easily in two steps: first, the image is inverted in color and then the previous procedure is applied. In this way, several objects are tracked and changed (apart from the object with the maximum area) from white to black. Finally, an image is obtained where the inner part of the bone is totally black and all the other area is white. There is no need to invert the image again because it is necessary to obtain the indices of the pixels of the inner part only. This information is retrieved by the pixels in the image that are ‘off’. If another extra grey color is added to the colormap, such as the [0.2 0.2 0.2] tone of gray, the bone area will appear with the initial colors, the inner part with [0.2 0.2 0.2] and the outer area with [0 0 0] or [0.1 0.1 0.1] depending on the first check.

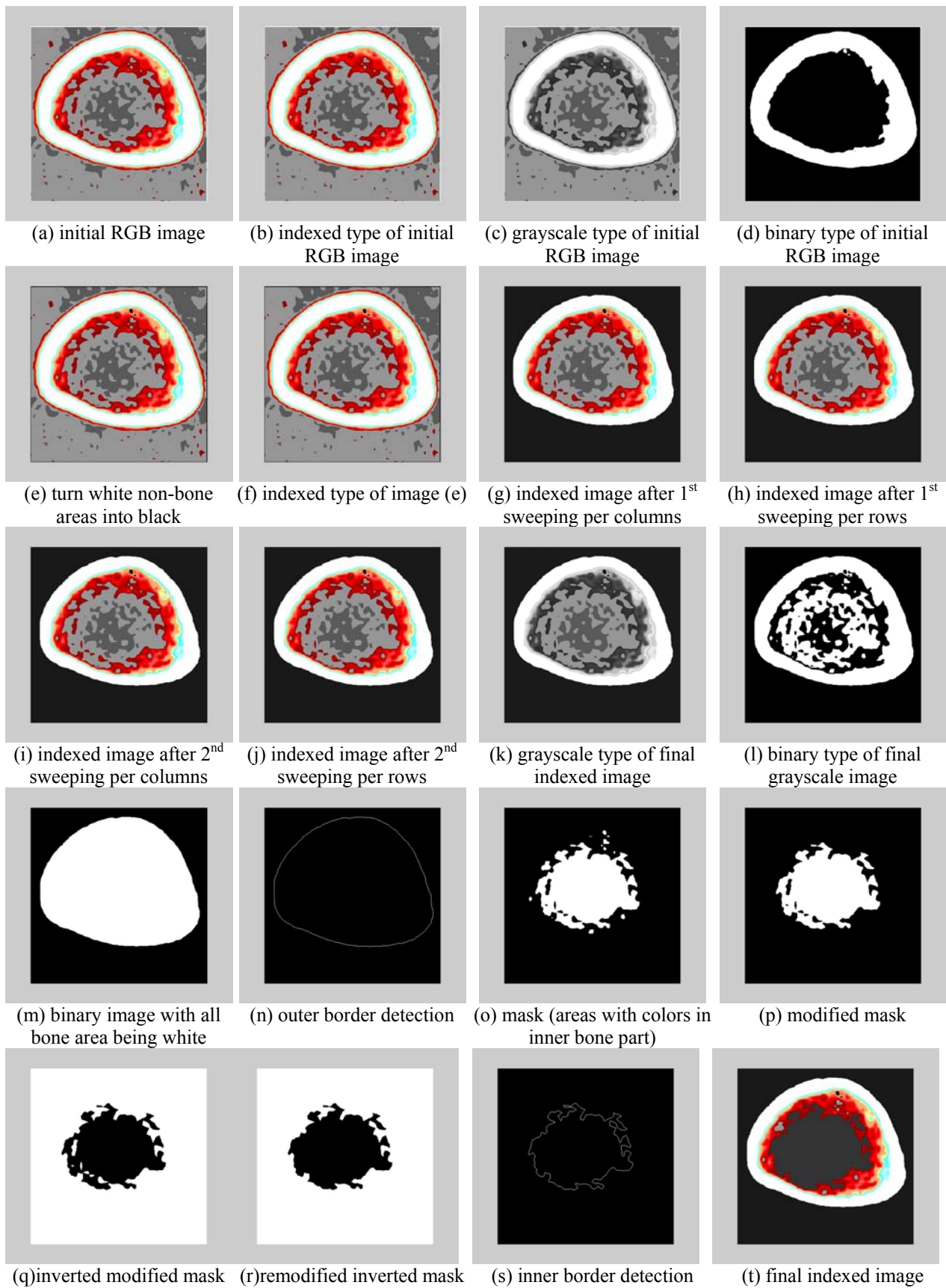
A problem that arises is when the bone tissue zone is not well-formed in the image, either due to poor scanning or due to severe osteoporosis. In the first case, it is always possible to take another scan thus dealing with the problem explicitly and effectively. However, in the second case things are more complicated because parts of the peripheral zone may be non-existing. Manual intervention in such a way that zone parts are connected together may be a solution to this problem but not in all cases because not always joining bone tissue parts is permissible; in case of severe osteoporosis missing tissue must not be replaced otherwise an optimistic and unrealistic modeling is achieved. The aforementioned problem is even more difficult to be solved if a 3D solid model is desirable. In this case, the information retrieved from the small number of pQ-CT measurements taken per long bone is inadequate for developing a finite element model and another approach is required, such as increasing the number of pQ-CTs or even changing the diagnostic means. Last but not least, sweeping the pixels in a pQ-CT makes estimating apparent values for important quantities possible. This is also a very important feature because in this way it is possible to develop and analyze 3D beam models which are much more handy and less time consuming. The other end is to use porous scaffolds in order to investigate cases with mild or even severe osteoporosis, an approach characterized by a very high computational cost.

#### 4. APPLICATION

The proposed procedure was applied to pQ-CTs (taken at 38% and 14%, as shown in Fig.1a) kindly provided by Prof. G.Lyritis and P.Raptou (KAT Hospital), while intermediate results are shown in Figs.4 and 5, respectively.



**Figure 4:** The proposed procedure applied to a pQ-CT image taken at the mid-shaft tibia (level 38% in Fig.1a)



**Figure 5:** The proposed procedure applied to a pQ-CT image near the distal tibia (level 14% in Fig.1a)

The proposed procedure also results in the description of the bone tissue borders in terms of cartesian coordinates for a pre-selected number of control-points. This is a most useful characteristic because the drawing



facilities, such as creating splines, included in commercial CAD or Finite Element Analysis software can deal only with a number of points which is small when compared to the total number of points provided by the edge detection mentioned in the previous section. Consequently, the edge detected points have to be sorted and arranged in such a way that the end user will be able to understand which points must be connected. Working with polar coordinates seems to meet all of these requirements thus becoming one of the best ways to confront the aforementioned problem with. More particularly, each point, if connected to the origin of the coordinate system, forms an angle with the horizontal axis. For reasons of convenience, the origin is transferred to the center of gravity of the bone section so as to divide the bone section into quadrants. Every quadrant contains one part of the borderline and is further divided into smaller sectors. The number of the sectors is defined by the user and obviously determines the polar angle of each sector. This angle may be kept constant but it may differ depending on the number of points the end user selects for each sector. Both radius and polar angle are calculated for all the points of the section. Polar angle serves as the criterion for point classification. The points that lie inside a sector are replaced by only one point whose radius is the average of the radii of all the others. This point is called a *replacement point*. As far as the polar angle of the replacement point is concerned, there are two approaches that can be followed. The first approach sets the replacement point in the middle of the sector, thus its polar angle equals the sum of the angles of the previous sectors and half the angle of the sector it belongs to, whereas the second approach positions the replacement point in the polar angle equating the sum of the angles of the previous sectors and the average angle of the points corresponding to the current sector. The benefits gained from this method are more than clear because not only is the number of points decreased but also difficult geometries (geometries that have many small curves like fjords) are simplified into a controllable way. Changing the number of sectors provides the user with control over the density of the borderline and, thus, over the accuracy of the results and the accuracy of the model itself.

## 5. CONCLUSIONS

Long bones usually suffer in a combination of torsion and bending. Under specific conditions, such as osteoporosis, the bone strength decreases significantly thus a non-destructive long-term prediction of the bone behavior using information from available bone density measurements is most useful. Towards this direction, the proposed image processing approach, used as the basis for developing a finite element model, gathers many advantages such as user-friendly computational environment (MatLab), independency from the bone scanner software, independency from ad hoc software for model developing and high controllability by the end user. As an example, pQ-CTs from a human tibia were analyzed. The proposed procedure provides a very powerful and versatile diagnostic tool that aims at becoming inseparable part of the existing diagnostic applications.

## Acknowledgment

Prof. G. Lyritis and P. Raptou (Laboratory for Research of the Musculoskeletal System, KAT Hospital, Kifissia-Attica, Greece) are greatly acknowledged for kindly providing pQ-CTs and technical support, while Dr. J. Willnecker is greatly acknowledged for eagerly providing insight concerning the software of Stratec XCT3000.

## REFERENCES

- [1] Rajani, S.; Mehta, B.V., (1994), "3-D modeling and finite element analysis of the tibia", *Proc. of the 16th Annual International Conference of the IEEE*, Vol.1, pp.273 – 274.
- [2] Taylor, M., Tanner, K.E.;999 Freeman, M.A.R., (1998), "Finite element analysis of the implanted proximal tibia - the effects of metal backing", *J. of Biomechanics*, Vol. 31(4), pp. 303-310(8).
- [3] Murase, K., Crowninshield, R.D., Pedersen, D.R., Chang, T., (1982), "An analysis of tibial component design in total knee arthroplasty", *J. of Biomechanics*, vol.16, pp. 13–22.
- [4] Beaupre, G.S., Vasu, R., Carter, D.R. and Schurman, D.J., (1986) "Epiphyseal-based designs for tibial plateau components - II. Stress analysis in the sagittal plane", *J of Biomechanics* 19, pp. 663–673.
- [5] Garg, A., Walker, P.S., (1986), "The effects of the interface on the bone stresses beneath tibial components", *J of Biom*19, pp.957–967.
- [6] Rakotomanana, R.L., Leyvraz, P.F., Curnier, A., Heegaard, J.H. and Rubin, P.J., 1992. A finite element model for evaluation of tibial prosthesis-bone interface in total knee replacement. *Journal of Biomechanics* 25, pp. 1413–1424
- [7] Vasu, R., Carter, D.R., Schurman, D.J. and Beaupre, G.S., 1986. Epiphyseal based designs for tibial plateau components – I. Stress analysis in the frontal plane. *Journal of Biomechanics* 19, pp. 647–662
- [8] Bartel, D.L., Burstein, A.H., Santavicca, E.A. and Insall, J.N., 1982. Performance of the tibial component in total knee replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery* 64A, pp. 1026–1033
- [9] Cheal, E.J., Hayes, W.C., Lee, C.H., Snyder, B.D. and Miller, J., 1985. Stress analysis of a condylar tibial component influence of metaphyseal shell properties and cement injection depth. *Journal of Orthopaedic Research* 3, pp. 424–434
- [10] Lewis, J.L., Askew, M.J. and Jaycox, D.P., 1982. A comparative evaluation of tibial component designs of total knee prostheses. *Journal of Bone and Joint Surgery* 64A, pp. 129–135
- [11] Cook, R.B., Collins, D., Tucker, J., Zioupos, P., (2005), "The ability of peripheral quantitative ultrasound to identify patients with low bone mineral density in the hip or spine", *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 31, No. 5, pp. 625–632.
- [12] Foldes, A.J., Rimón, A., Keinan, D.D., Popovtzer, M.M., (1995), "Quantitative ultrasound of the tibia: A novel approach for assessment of bone status", *Bone*, vol.17(4), pp.363-367.
- [13] MacNeil, J.A., Boyd, S.K., (2007), "Load distribution and the predictive power of morphological indices in the distal radius and tibia by high resolution peripheral quantitative computed tomography", *Bone*, vol. 41, pp.129–137.
- [14] Coupaud, S. (2006), "Exercise in Spinal Cord Injury", *Scottish Society of Rehabilitation*, Autumn 2006 Meeting, 17 November, Dundee, Scotland.