

(19)



Οργανισμός  
Βιομηχανικής  
Ιδιοκτησίας (ΟΒΙ)



(21) Αριθμός αίτησης:

**GR 20230100822**

(12)

## ΔΙΠΛΩΜΑ ΕΥΡΕΣΙΤΕΧΝΙΑΣ (B)

(47) Ημ/νία Δημοσίευσης: **15.10.2024**

(51) Διεθνής Ταξινόμηση (Int. Cl.):

(11) Αριθμός Χορήγησης: **1010792**

**A61B 6/00** (2024.01)

**G01N 23/04** (2024.01)

(22) Ημ/νία Κατάθεσης: **05.10.2023**

(45) Ημ/νία Δημοσίευσης της Χορήγησης:  
**11.11.2024 ΕΔΒΙ 10/2024**

(73) Δικαιούχος (οι):  
**ΠΑΠΑΪΩΑΝΝΟΥ ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΥ**; Χρ. Κατσαρή 15,  
45221 ΙΩΑΝΝΙΝΑ (ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ) - GR.

(71) Αρχικός (οί) Καταθέτης (ες):  
**ΠΑΠΑΪΩΑΝΝΟΥ ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΥ**; Χρ. Κατσαρή 15,  
45221 ΙΩΑΝΝΙΝΑ (ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ) - GR.

(74) Πληρεξούσιος:  
**ΠΕΡΙΒΟΛΑΡΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ**; Φράγκων 13, 54626  
ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗ (ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ).

(72) Εφευρέτης (ες):  
**ΠΑΠΑΪΩΑΝΝΟΥ ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΥ**; , GR.

(54) Τίτλος (Ελληνικά)

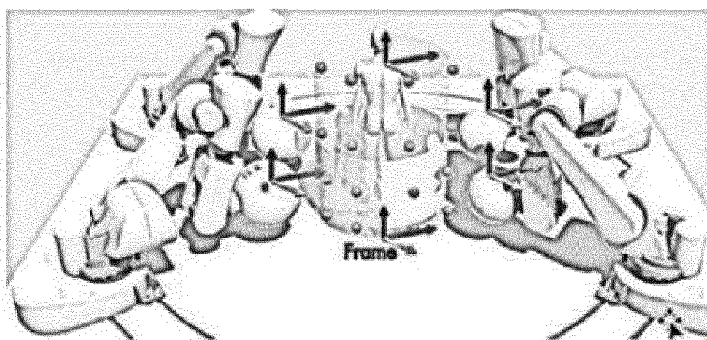
**ΜΕΘΟΔΟΣ ΓΙΑ ΤΟΝ ΕΛΕΓΧΟ ΤΗΣ ΣΥΜΒΟΛΟΜΕΤΡΙΑΣ, ΤΟΥ ΗΜΙΦΩΤΟΣ, ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΙΚΗΣ ΕΚΘΕΣΗΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΔΟΣΟΛΟΓΙΑΣ ΣΕ ΜΙΑ ΣΕΙΡΑ ΑΠΟ ΡΟΜΠΟΤΙΚΕΣ 2D ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΕΣ ΚΑΙ 3D ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ ΚΑΙ ΑΛΛΕΣ ΠΟΛΥΤΡΟΠΙΚΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΕΙΣ**

(54) Τίτλος (Αγγλικά)

**METHOD FOR THE CONTROL OF COLLIMATION, PENUMBRA, DYNAMIC EXPOSURE, AND DOSAGE IN A NUMBER OF ROBOTICS-DRIVEN 2D RADIOLOGY AND 3D COMPUTER TOMOGRAPHY AND OTHER MULTIMODALITY IMAGING**

(57) Περίληψη

Η παρούσα εφεύρεση αφορά έναν ρομποτικό έλεγχο της δΟΣΟΛΟΓΙΑΣ σε αυτοματοποιημένες ακτινογραφικές και άλλου τύπου πολυτροπικές απεικονίσεις. Η ευρεσιτεχνία παρέχει αυτοματοποιημένο ρομποτικό σύστημα απεικόνισης που χρησιμοποιεί πολλαπλές διαμορφώσεις ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη 2, 4, 6 ή περισσότερων ρομποτικών συστοιχιών, ενώ η μία πλευρά του ζεύγους φέρει ένα ή περισσότερους πομπούς και η άλλη πλευρά του ζεύγους φέρει έναν ή περισσότερους ανιχνευτές. Μια σειρά υποσυστημάτων μείωσης/ελέγχου της δόσης παρέχεται με πολλά μέσα, ενδεικτικά, με τον έλεγχο του πλέγματος της γεννήτριας ακτινών Χ του παλμικού συστήματος που ενεργοποιείται τη σωστή στιγμή, με την αυτόματη μεταβολή της θέσης των ρομποτικών βραχιόνων έτσι ώστε να ελέγχονται οι επιπτώσεις στο ημίφως του συστήματος, ή με ρομποτική καθοδηγούμενη από τεχνητή νοημοσύνη δυναμική μετατόπιση της απόστασης μεταξύ πηγής και απεικονιστή (SID), της απόστασης μεταξύ αντικειμένου και υποδοχέα εικόνας (OID). Οι SID και OID ελέγχονται επίσης.



G R 2 0 2 3 0 1 0 0 8 2 2 G R 1 0 1 0 7 9 2

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Μέθοδος για τον έλεγχο της συμβολομετρίας, του ημίφωτος, της δυναμικής έκθεσης και της δοσολογίας σε μια σειρά από ρομποτικές 2D ακτινολογικές και 3D τομογραφίες και άλλες πολυτροπικές απεικονίσεις

Η παρούσα εφεύρεση αφορά έναν ρομποτικό έλεγχο της δοσολογίας σε αυτοματοποιημένες ακτινογραφικές και άλλου τύπου πολυτροπικές απεικονίσεις. Η ευρεσιτεχνία παρέχει αυτοματοποιημένο ρομποτικό σύστημα απεικόνισης που χρησιμοποιεί πολλαπλές διαμορφώσεις ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη 2, 4, 6 ή 5 περισσότερων ρομποτικών συστοιχιών, ενώ η μία πλευρά του ζεύγους φέρει ένα ή περισσότερους πομπούς και η άλλη πλευρά του ζεύγους φέρει έναν ή περισσότερους ανιχνευτές. Μια σειρά υποσυστημάτων μείωσης/ελέγχου της δόσης παρέχεται με πολλά μέσα, ενδεικτικά, με τον έλεγχο του πλέγματος της γεννήτριας ακτίνων X του παλμικού συστήματος που ενεργοποιείται τη σωστή στιγμή, με την αυτόματη 10 μεταβολή της θέσης των ρομποτικών βραχιόνων έτσι ώστε να ελέγχονται οι επιπτώσεις στο ημίφως του συστήματος, ή με ρομποτική καθοδηγούμενη από τεχνητή νοημοσύνη δυναμική μετατόπιση της απόστασης μεταξύ πηγής και απεικονιστή (SID), της απόστασης μεταξύ αντικειμένου και υποδοχέα εικόνας (OID) Οι SID και OID ελέγχονται επίσης.

## ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ

Μέθοδος για τον έλεγχο της συμβολομετρίας, του ημίφωτος, της δυναμικής έκθεσης και της δοσολογίας σε μια σειρά από ρομποτικές 2D ακτινολογικές και 3D τομογραφίες και άλλες πολυτροπικές απεικονίσεις

### ΠΕΔΙΟ ΤΗΣ ΕΦΕΥΡΕΣΗΣ

Η παρούσα εφεύρεση αφορά έναν ρομποτικό έλεγχο της δοσολογίας σε αυτοματοποιημένη ακτινογραφική και άλλου τύπου πολυτροπική απεικόνιση.

### ΙΣΤΟΡΙΚΟ ΤΗΣ ΕΦΕΥΡΕΣΗΣ

- 5 Η ανάπτυξη των αναισθητικών έφερε επανάσταση στη σύγχρονη ιατρική. Δεκάδες εκατομμύρια χειρουργικές επεμβάσεις και απεικονιστικές διαδικασίες πραγματοποιούνται με αναισθησία κάθε χρόνο μόνο στις ΗΠΑ, εκ των οποίων περίπου έξι εκατομμύρια αφορούν παιδιατρικό πληθυσμό (DeFrances et al., 2007). Τα αναισθητικά μπορούν να παρατείνουν την ποιότητα και τη μακροζωία της ανθρώπινης
- 10 ζωής επιτρέποντας όλο και πιο πολύπλοκες χειρουργικές επεμβάσεις και διαδικασίες. Ωστόσο, τα τελευταία χρόνια, η ασφάλεια έχει τεθεί υπό αμφισβήτηση, αφού νέα στοιχεία αποκάλυψαν ότι η έκθεση στην αναισθησία σε ανώριμους εγκεφάλους μπορεί να προκαλέσει νευρωνικό εκφυλισμό, μακροχρόνιες γνωστικές και συμπεριφορικές ανεπάρκειες (Cao et al., 2012- Jevtovic-Todorovic et al., 2003). Ενώ η αξονική
- 15 τομογραφία και άλλες ακτινογραφικές απεικονίσεις παραμένουν ζωτικής σημασίας εργαλεία για την παιδιατρική διάγνωση, είναι σημαντικό να ελαχιστοποιούνται οι δόσεις ακτινοβολίας στα παιδιά. Η ρομποτική μας απεικόνιση έχει μια απάντηση σε αυτή τη διαγνωστική δυσχέρεια, καθώς η παρεχόμενη πατέντα μπορεί να επιλύσει αυτή την πρόκληση και να αναπτύξει νέα μέτρα για την εξάλειψη της αναισθησίας των
- 20 νεογνών/νηπίων/παιδιών και τη μείωση της δόσης στη διάγνωση με τη χρήση ενός ρομποτικού συστήματος ημίσεως και δυναμικής βελτιστοποίησης της δόσης.

### ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΤΗΣ ΕΦΕΥΡΕΣΗΣ

- Το δίπλωμα ευρεσιτεχνίας παρέχει αυτοματοποιημένο ρομποτικό σύστημα απεικόνισης που χρησιμοποιεί πολλαπλές διαμορφώσεις ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη 2, 4, 6 ή
- 25 περισσότερων ρομποτικών συστοιχιών, ενώ η μία πλευρά του ζεύγους φέρει έναν ή περισσότερους πομπούς και η άλλη πλευρά του ζεύγους φέρει έναν ή περισσότερους ανιχνευτές και ενώ μια σειρά από συστήματα μείωσης/ελέγχου της δόσης με υποσυστήματα:

- a) ελέγχοντας το πλέγμα της γεννήτριας ακτίνων Χ του παλμικού συστήματος που
- 30 ενεργοποιείται τη σωστή στιγμή, μεταβάλλοντας αυτόματα τη θέση των ρομποτικών βραχιόνων, ώστε να ελέγχονται οι επιπτώσεις στο ημίφως του συστήματος,
- b) με ρομποτική καθοδηγούμενη από τεχνητή νοημοσύνη δυναμική μετατόπιση της πηγής προς τον απεικονιστή απόσταση (SID), απόσταση αντικειμένου από τον υποδοχέα εικόνας (OID) Οι SID και OID ελέγχονται επίσης,

- c) με τη συγχώνευση ελεγχόμενων από ρομπότ μίνι-ακτίνων X ορθής τάσης, οι οποίες επίσης ελέγχονται,
- d) με τον έλεγχο της CPU του συστήματος που δίνει εντολή για έκθεση σε ακτίνες X,
- 5 e) ελέγχοντας την έκθεση στις ακτίνες X με τη χρήση της διαχείρισης του ρεύματος του σωλήνα,
- στ) με την πρόβλεψη πρόσθετου μηχανικού κλείστρου για τον έλεγχο και τη μερική διακοπή του σήματος ακτίνων X που εξέρχεται από τον συμβολόμετρο,
- g) ελέγχοντας τα επιμέρους συστήματα συντεταγμένων των ρομπότ (καρτεσιανά ή 10 οποιουδήποτε άλλου τύπου), ώστε να πραγματοποιείται στερεοταξία και συγχρονισμός και συγχώνευση δεδομένων,
- h) προγραμματίζοντας το σύστημα να συγχρονίζεται (παράλληλα ή γραμμικά σε σειρά) με πολλές μορφές (διαφορετικοί τύποι ανιχνευτών και πομπών) με τη χρήση της αρχής της πολυτροπικής ενσωμάτωσης σε σχέση με τον έλεγχο της δοσολογίας και τον 15 τύπο σάρωσης,
- i) ελέγχοντας τους ρομποτικούς βραχίονες όταν είναι προσαρτημένοι σε βάθρα ή μέσω των πλαισίων που κρέμονται από τοίχους οροφών-στέγες ή ειδικά υιοθετημένων κινητών δακτυλίων και συστημάτων σιδηροτροχιών που μπορούν να στερεωθούν σε όλα τα προαναφερθέντα διαμορφώσεις (δάπεδο, τοίχοι, οροφές),
- 20 j) από τη σύντηξη δεδομένων με την κατάλληλη τοπολογία εισόδου της δέσμης για βέλτιστες ανακατασκευές με τη μορφή 3D CT & DEXA και 2D και 3D φθοριοσκόπηση και 2D και 3D πανοραμική ακτινογραφία και 2D και 3D ΤΟΜΟΣΥΝΘΕΣΗ, και 2D και 3D ηχογραφία, και 2D και 3D σπινθηρογράφημα, και 2D και 3D PET CT και 2D και 3D MRI και 2D και 3D MRA, και 2D και 3D CATHLab,
- 25 k) παρέχοντας συστήματα δυναμικής συμβολομετρίας και δυναμικής έκθεσης για τη διόρθωση σφαλμάτων παράλλαξης με χρήση δυναμικής ακτινογραφίας από πολλαπλούς συνδυασμούς πηγής-ανιχνευτή με χρήση DEXA, CATHLAB, 360 PANORAMIC, SCINTIGRAPHY, Ανιχνευτές GAMMA, MRI και PET,
- 30 ιβ) με την παροχή μιας παρακολούθησης της κίνησης χωρίς δείκτες της γεωμετρίας του εν λόγω αντικειμένου κατά τρόπο ώστε ένας υπολογιστής να μπορεί να δημιουργήσει μια προσομοιωμένη εικόνα παρόμοια με μια πραγματική ακτινογραφική εικόνα από μια σωστά προσανατολισμένη προβολή μέσω ενός τρισδιάστατου ογκομετρικού μοντέλου,
- 35 m) παρέχοντας σε έναν προεγχειρητικό σχεδιασμό χειρουργικής επέμβασης επεξεργασμένα δεδομένα από την προσομοίωση και πραγματικές εικόνες επεξεργασμένες πριν από τη χειρουργική επέμβαση, οι οποίες τοποθετούνται από τον χειριστή/χειρουργό- όλα αυτά έχουν άμεση δραστική επίδραση στην έκθεση και τη δόση

στον ασθενή χωρίς καμία επίδραση στην ποιότητα της εικόνας. Αυτό επιτυγχάνεται με αυτούς τους διάφορους τρόπους δυναμικού ελέγχου της τοποθέτησης του ανιχνευτή έναντι του πομπού, ώστε να υπάρχει ακριβής παρακολούθηση της κίνησης των ρομποτικών βραχιόνων και τη σχέση τους με τις παραμέτρους παραγωγής ακτίνων Χ.

- 5 ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΠΟΥ ΕΠΙΛΥΕΙ Η ΕΦΕΥΡΕΣΗ ΣΕ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΤΗΣ ΤΕΧΝΙΚΗΣ  
 Η πρόκληση της δοσολογίας και της αναισθησίας στην παιδιατρική απεικόνιση:. Ενώ η αξονική τομογραφία παραμένει ένα κρίσιμο εργαλείο για την παιδιατρική διάγνωση, είναι σημαντικό να ελαχιστοποιηθεί η δόση ακτινοβολίας στα παιδιά. Οι ακτινολόγοι πρέπει να σκέφτονται συνεχώς τη μείωση της έκθεσης όσο το δυνατόν χαμηλότερα  
 10 (ALARA), χρησιμοποιώντας ρυθμίσεις έκθεσης προσαρμοσμένες για παιδιά. Αυτό δεν είναι δυνατό για τα περισσότερα συμβατικά όργανα και οι γιατροί που ζητούν παιδιατρική αξονική τομογραφία θα πρέπει να αξιολογούν συνεχώς την καταλληλότητα της δόσης της κατά περίπτωση. Έχει αναφερθεί ότι από τις 600.000 εξετάσεις αξονικής τομογραφίας κοιλίας και κεφαλής που πραγματοποιούνται σε ασθενείς ηλικίας κάτω  
 15 των 15 ετών, περίπου 500 μπορεί τελικά να πεθάνουν από καρκίνο που οφείλεται στην ακτινοβολία από αξονική τομογραφία [M2][12][30]. Άλλες μελέτες 29 [13] [14] έχουν βγάλει ενδιαφέρουσες συμπερασματικές παρατηρήσεις μεταξύ της ευρείας χρήσης των ακτίνων Χ, αναφέροντας έναν στατιστικά σημαντικό, αυξημένο κίνδυνο θανατηφόρου καρκίνου από χαμηλές δόσεις ακτινοβολίας της τάξης των 50 έως 100 mSv, που είναι η  
 20 δόση στην πλειονότητα των παιδιατρικών αξονικών τομογράφων στην τελευταία λέξη της τεχνολογίας. Εξήγησαν ότι "μία μόνο αξονική τομογραφία της κοιλιάς θα μπορούσε να παρέχει δόση 11 mSv. Εάν υπάρχουν 3 φάσεις σε αυτή την εξέταση, η πραγματική δόση είναι 33 mSv (3 x 11 mSv). Εάν αυτό το παιδί είναι 1 από το 30% που έχει 3 ή περισσότερες εξετάσεις, η δόση ζωής είναι τουλάχιστον 100 mSv, σαφώς στο εύρος των  
 25 δόσεων που σχετίζονται με την πρόκληση θανατηφόρου καρκίνου" 29. [13] Τα στοιχεία αυτά είναι ζωτικής σημασίας για την κατανόηση των κινδύνων που θα μπορούσαν να συνδεθούν με την αδιάκριτη χρήση της επαναλαμβανόμενης αξονικής τομογραφίας στα παιδιά.

- Καμία λύση απεικόνισης μέχρι σήμερα δεν μπορεί να αντιμετωπίσει αυτό το δύσκολο  
 30 πρόβλημα. Είναι γνωστό ότι ο παιδιατρικός πληθυσμός ασθενών με οξύ ισχαιμικό εγκεφαλικό επεισόδιο (AIS) έχει υψηλότερη επίπτωση στα νεογνά από ό,τι στα μεγαλύτερα παιδιά (1/3500 γεννήσεις ζώντων έναντι 1-2/100.000 ετησίως) και ότι οι τυχαίοποιημένες κλινικές δοκιμές που αξιολογούν την ασφάλεια και την αποτελεσματικότητα της αναισθησίας κατά τη διάρκεια της απεικόνισης, της  
 35 θρομβόλυσης ή/και της ενδαγγειακής θεραπείας ποτέ δεν πραγματοποιήθηκαν σε αυτά τα παιδιά [M2aa][7]. Οι απεικονιστικές προκλήσεις με τις ενδοκρανιακές αιμορραγίες και τα εγκεφαλικά επεισόδια σε σχέση με τη νευρολογική εκφυλιστική επίδραση της

αναισθησίας που χορηγείται κατά τη διάρκεια της απεικόνισης στον αναπτυσσόμενο
 εγκέφαλο των μικρών παιδιών παραμένουν άλυτες. Πρόσφατες μελέτες απέδειξαν ότι
 μια ταχύτερη πρόσβαση σε ρομποτικά καθοδηγούμενη νευροαπεικόνιση χαμηλής δόσης
 χωρίς αναισθησία και υπερεντατική θεραπεία είναι απαραίτητη για την επείγουσα
 5 αντιμετώπιση των απειλητικών για τη ζωή παιδιατρικών εγκεφαλικών επεισοδίων
 [M3][15]. Η αντιμετώπιση του παιδιατρικού ισχαιμικού εγκεφαλικού επεισοδίου
 αποτελεί συχνά πρόκληση λόγω των πλειόμορφων παραγόντων κινδύνου που
 εξαρτώνται από την ηλικία και την αιτιολογία, της υψηλής συχνότητας της ανεπαίσθητης
 ή άτυπης κλινικής εικόνας και της έλλειψης δεδομένων βασισμένων σε αποδείξεις
 10 σχετικά με τις θεραπείες οξείας ανακάθαρσης. Κάθε παιδιατρικό τριτοβάθμιο κέντρο θα
 πρέπει να ενεργοποιήσει κατάλληλα θεσμικά πρωτόκολλα για τη βελτιστοποίηση της
 διαγνωστικής επεξεργασίας και των θεραπειών. Αντίστοιχα, ο επιπολασμός της
 συγγενούς καρδιοπάθειας (ΣΚΠ) είναι 8 ανά 1000 γεννήσεις ζώντων.1[16] Τις τελευταίες
 δεκαετίες, τα ποσοστά επιβίωσης των παιδιών με σύνθετη ΣΚΠ έχουν βελτιωθεί
 15 σημαντικά λόγω των εξελίξεων στη νεογνική ιατρική και την εντατική φροντίδα και τις
 χειρουργικές τεχνικές.2[17] Ωστόσο, αυτό συνεχίζει να διατρέχει σημαντικό κίνδυνο για
 νευροαναπτυξιακά επακόλουθα καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής του3,4 [18], [19] εκ των
 οποίων ορισμένα αποδίδονται στην αναισθησία και την απεικόνιση υψηλής δόσης. Αυτό
 μπορεί να ασκήσει μακροχρόνιες δυσμενείς επιπτώσεις στα άτομα, τις οικογένειές τους
 20 και την κοινωνία5 [M4][16]. Σύμφωνα με τη στρατηγική ερευνητική ατζέντα της
 Ευρωπαϊκής Εταιρείας Παιδιατρικής Ακτινολογίας (ESPR) οι ακαδημαϊκές παιδιατρικές
 εγκαταστάσεις χρησιμοποιούν χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας αξονικής τομογραφίας
 με μικρότερη διακύμανση από ό,τι οι μη ακαδημαϊκές παιδιατρικές εγκαταστάσεις ή οι
 εγκαταστάσεις ενηλίκων (οι τελευταίες είναι κατά πολύ περισσότερες σε αριθμό) για
 25 όλες τις εξετάσεις εγκεφάλου και για την πλειονότητα των εξετάσεων θώρακα και
 κοιλίας-πυέλου. Μέση εκτίμηση SSDE για την εκτίμηση της δόσης ανά μέγεθος για τις
 μικρότερες ηλικίες ασθενών σε μη ακαδημαϊκές εγκαταστάσεις ενηλίκων ήταν 51% (6,1
 έναντι 11,9 mGy) της δόσης ενηλίκων της εγκατάστασης, η οποία είναι σχεδόν διπλάσια
 σε σύγκριση με τα ακαδημαϊκά νοσοκομεία. Συνεπώς, υπάρχει σημαντική κλινική
 30 ανάγκη για τη βελτίωση της αποτελεσματικότητας της αξονικής τομογραφίας αυτών των
 ευάλωτων ομάδων και είναι απαραίτητο να χαρτογραφηθεί προσεκτικά η ατομική
 παιδιατρική ανατομία του εγκεφάλου και της καρδιάς και οι πιθανές οδοί χειρουργικής
 επέμβασης με τη χρήση της υψηλότερης δυνατής διαγνωστικής με πρότυπα με την
 ελάχιστη έκθεση σε δόση και την εξάλειψη της αναισθησίας, εάν είναι δυνατόν[M5][20].
 35 Η ενίσχυση των πρακτικών ALARA με την εξάλειψη της αναισθησίας στη
 νεογνική/παιδιατρική διάγνωση για ασθενείς με εγκεφαλικό/εγκεφαλικό επεισόδιο
 (AIS) και CDH αποτελεί ακόμη μια άλυτη πρόκληση με σημαντική θνησιμότητα και

κοινωνικοοικονομικές επιπτώσεις. Υπάρχει ανάγκη για τεχνολογίες απεικόνισης που να αντιμετωπίζουν τα τεχνουργήματα διόρθωσης κίνησης του υλικού με τη χρήση ρομποτικής, τις μεθόδους Ακτινογραφίας Φάσης Αντίθεσης Ακτίνων Χ που βασίζονται σε σχάρες και τα σημερινά πλεονεκτήματα των σύνθετων διαθλαστικών φακών για την εστίαση των ακτίνων Χ στην περιοχή 5-40 keV, οι οποίες θα συμβάλουν σε μία ή περισσότερες τάξεις μεγέθους στη βελτίωση της ανάλυσης (μικρο- και νανο-απεικόνιση) και της δοσολογίας. Επιπλέον, η χρήση πολλαπλών τεχνολογιών πάνελ (π.χ. πάνελ Perovskite) και στοιχεία της λειτουργικότητας Industry 4.0 - η τεχνολογία AI για βελτιωμένη βαθμονόμηση και μείωση του χρόνου σάρωσης σε δευτερόλεπτα αντί για λεπτά ή ώρες με μαζικές βελτιώσεις στην αντίθεση, τη φωτεινότητα, το εύρος, την ανάλυση και τη ροή εργασιών είναι επίσης ανεκμετάλλευτη.

#### ΑΠΟΚΑΛΥΨΗ ΤΗΣ ΕΦΕΥΡΕΣΗΣ

Η εφεύρεση αφορά Αυτοματοποιημένο σύστημα απεικόνισης με πλήθος μεθοδολογιών μείωσης της δοσολογίας. Το σύστημα απεικόνισης περιλαμβάνει μια αυτοματοποιημένη συστοιχία ρομπότ και ή cobots (συνεργατικά ρομπότ: ρομπότ που μπορούν να αλληλεπιδρούν με ανθρώπους) με τουλάχιστον ένα σύνολο ρομπότ λήψης απεικόνισης που είναι διατεταγμένα να εκτελούν μια ποικιλία τεχνικών απεικόνισης σε ένα υποκείμενο, κάθε ρομπότ εξοπλισμένο με άκρο του ρομποτικού βραχίονα με έναν ή περισσότερους πομπούς ή έναν ή περισσότερους ανιχνευτές. Μια μονάδα ελέγχου σε ηλεκτρική επικοινωνία με την αυτοματοποιημένη συστοιχία ρομπότ και ή cobots καταγράφει και ελέγχει το σύνολο των ρομπότ απεικόνισης για την εκτέλεση της ποικιλίας τεχνικών απεικόνισης εικόνας σύμφωνα με τις ρυθμίσεις εικόνας που λαμβάνονται από έναν ή περισσότερους σταθμούς εργασίας υπολογιστή. Οι σταθμοί εργασίας είναι διαμορφωμένοι ώστε να επιτρέπουν στον χρήστη να επιλέγει τον τύπο της εικόνας που θα εκτελέσει στο υποκείμενο από ένα πλήθος διαφορετικών τύπων τεχνικών απεικόνισης που μπορεί να επιλέξει ο χρήστης, αλλά και τον τύπο του παραδείγματος ελέγχου της δοσολογίας που σχετίζεται με την παθολογία που πρόκειται να διαγνώσει ο απεικονιστής. Μια συσκευή επεξεργασίας εικόνας στο σύστημα λαμβάνει τα δεδομένα απεικόνισης από την αυτοματοποιημένη συστοιχία ρομπότ ή/και cobots και παράγει δεδομένα εικόνας ενδεικτικά μιας συγχωνευμένης πολυδιάστατης εικόνας τουλάχιστον ενός τμήματος του αντικείμενου. Υπάρχει μια σχέση μεταξύ όλων των αυτοματοποιημένων διαμορφώσεων που επιτρέπουν στο σύστημα να μειώσει τη δόση κατά την ακτινογραφική σάρωση σε ανακατασκευή εικόνας δύο, τριών και τεσσάρων διαστάσεων. Απαιτούνται τουλάχιστον τέσσερις ρομποτικοί βραχίονες με περιφερειακά.

Σε μια άλλη υλοποίηση η διάταξη ρομποτικής συστοιχίας περιέχει 6, μια άλλη 8 και μια τελευταία 8 ή περισσότερα ζεύγη ρομπότ (ΣΧΗΜΑ). Η διαμόρφωση, ωστόσο μπορεί να

περιλαμβάνει σειρά ρομποτικών ζευγών που το ένα φέρει έναν πομπό και η μείωση της δόσης γίνεται με την ενεργοποίηση του πλέγματος του παλμικού συστήματος τη σωστή στιγμή, η οποία έχει άμεση δραστική επίδραση στην έκθεση και τη δόση στον ασθενή χωρίς καμία επίδραση στην ποιότητα της εικόνας. Η παραγωγή ακτίνων X

5 πραγματοποιείται με τη χρήση μιας ηλεκτρονικής μονάδας ελέγχου που παράγει την ισχύ σε παλμούς η οποία στη συνέχεια μεταφέρεται στο σωλήνα ακτίνων X (μέρος του πομπού) όπου εκπέμπονται οι ακτίνες X και μέσω του συμβολόμετρου εξέρχονται από αυτό το μέρος του συστήματος και διαπερνούν το στόχο (άτομο, ζώο, άψυχο αντικείμενο) απορροφώνται ή διαθλώνται και τελικά περνούν στην άλλη πλευρά του

10 στόχου και καταγράφονται σε έναν ή πολλούς ανιχνευτές. Η λύση επιτρέπει υψηλή ποιότητα εικόνας με τη χρήση υψηλής παλμοδότησης πλέγματος παραγωγής ακτίνων X 15 σύστημα που παράγει παλμούς ακτίνων-X, σε σύγκριση με τη συνεχή εκπομπή ακτίνων-X, όπως, για παράδειγμα, στη φθοριοσκόπηση (με ενισχυτές εικόνας -(II)) ή σε μεθόδους απεικόνισης επίπεδης οθόνης). Ένα ειδικά σχεδιασμένο πλαίσιο (ΣΧΗΜΑ)

15 στους ρομποτικούς βραχίονες επιτρέπει τη δυναμική τοποθέτηση του ανιχνευτή έναντι του πομπού, ώστε να υπάρχει ακριβής παρακολούθηση της κίνησης των ρομποτικών βραχιόνων, ώστε η θέση του πομπού σε σχέση με την θέση στον ενισχυτή ή στον ανιχνευτή πάνελ μπορεί να παρακολουθείται και να ελέγχεται με μεγάλη ακρίβεια. Αυτή η διαμόρφωση μεταβάλλεται αυτόματα και με τον προπρογραμματισμό των ρομποτικών

20 βραχιόνων, ενώ αρκετές άλλες παράμετροι όπως η απόσταση πηγής προς τον απεικονιστή (SID), η απόσταση αντικειμένου προς τον υποδοχέα εικόνας (OID) η απόσταση εστιακής κηλίδας (D (ΣΧΗΜΑ)) προς το αντικείμενο και η επίδρασή της στο ημίφως του ανιχνευτή με τις πολλές παραλλαγές που παρουσιάζονται στα (Δ)&(Ε) (ΣΧΗΜΑ). Τα χειρότερα χαρακτηριστικά ποιότητας της εικόνας χωρίς GRID (αντίθεση, φωτεινότητα, εύρος) βελτιώνονται σημαντικά με την εικόνα με GRID του ATLAS με πολύ μικρότερη δόση. Τα δοσίμετρα τοποθετούνται (κατά τη βαθμονόμηση) στο κέντρο ή στην περιφέρεια της συσκευής ανίχνευσης (όπου πράγματι παραμένουν κατά τη διάρκεια της

25 σάρωσης G) & (H) (ΣΧΗΜΑ) και το άμεσο περιβάλλον.

Η περιοχή 30 καταγράφει μείωση της δόσης κατά 1/5 για την πολύ βελτιωμένη εικόνα με το GRID. Το βασικό είναι ότι η καθοδηγούμενη από την τεχνητή νοημοσύνη ρομποτική δυναμική μετατόπιση των SID και OID μπορεί να βοηθήσει στην εύρεση της βέλτιστης τοποθέτησης της δόσης για κάθε τοπολογία ανατομικού προσανατολισμού της κατανομής των μαλακών και σκληρών ιστών και της ανθρωπομετρίας του ασθενούς (πυκνότητα ιστού, σχήμα κ.λπ.). Η τεχνητή νοημοσύνη με τη μορφή τεχνητών

35 νευρωνικών δικτύων διατυπώνεται με μια σειρά από αλυσιδωτές μαθηματικές προβλέψεις που βασίζονται σε συστηματικούς κανόνες που αποσκοπούν στη χαλαρή μοντελοποίηση των πολύπλοκων δέντρων αποφάσεων του ανθρώπινου εγκεφάλου. Το

δίκτυο αποτελείται από έναν αριθμό στρωμάτων, καθένα από τα οποία εκτελεί μια εργασία σε μια μακρά σειρά κλιμακωτών εργασιών (ΣΧΗΜΑ ΑΙ). Η φράση "βαθιά μάθηση" χρησιμοποιείται για να περιγράψει ένα νευρωνικό δίκτυο με μεγάλο αριθμό κρυφών στρωμάτων, μία ενδιάμεση "κρυφή ανάλυση", εκτός από τα στρώματα εισόδου και εξόδου. Στη CT, οι περισσότερες εφαρμογές βαθιάς μάθησης χρησιμοποιούν έναν

5 τύπο τεχνητού νευρωνικού δικτύου που είναι γνωστός ως "νευρωνικό δίκτυο συνελίξεων". Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας εκπαίδευσης, τα δεδομένα εισόδου τροφοδοτούνται στα κλιμακωτά δίκτυα, καθένα από τα οποία αποτελείται από ένα

10 σύνολο νευρωνικών κόμβων που συνδέονται με μεταγενέστερους κόμβους που εκτελούν διάφορες απλές μαθηματικές λειτουργίες, όπως η συνέλιξη. Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας, ορισμένοι κόμβοι και συνδέσεις κόμβων αποκόπτονται και άλλοι ενισχύονται με βάση ένα σύνολο κανόνων, και οι συντελεστές βαρύτητας που συνδέουν

15 έναν κόμβο με έναν άλλο προσαρμόζονται έτσι ώστε στο τέλος της εκπαίδευσης, τα βάρη ή οι παράμετροι του νευρωνικού δικτύου έχουν ρυθμιστεί έτσι ώστε να ελαχιστοποιείται η διαφορά μεταξύ της εξόδου του δικτύου και των δεδομένων εξόδου ("αλήθεια" σύμφωνα με τους κανόνες) που χρησιμοποιήθηκαν για την εκπαίδευση για μια

20 δεδομένη είσοδο. Στη συνέχεια, νέα δεδομένα στα οποία το δίκτυο δεν έχει εκπαιδευτεί προηγουμένως μπορούν να εισαχθούν στο δίκτυο για να αποδώσουν πληροφορίες εξόδου που θεωρείται ότι αντικατοπτρίζουν αναμενόμενη αλήθεια. Ο συνολικός

αριθμός των σταθμίσεων σε ένα δίκτυο μπορεί να είναι εκατομμύρια, και παρόλο που η λειτουργία της συνέλιξης είναι κατά βάση γραμμική, η συνολική διαδικασία γίνεται

25 εξαιρετικά μη γραμμική λόγω της ύπαρξης μη γραμμικών συναρτήσεων ενεργοποίησης. Ένα παράδειγμα παρέχεται στο (ΣΧΗΜΑ ΑΙ). Σε μια άλλη ενσωμάτωση, η τεχνητή νοημοσύνη, είτε με τη μορφή της παραδοσιακής

30 μηχανικής μάθησης, είτε με τη μορφή της πιο πρόσφατης βαθιάς μάθησης, άλλων τύπων μάθησης, χρησιμοποιείται για την ανίχνευση και τον χαρακτηρισμό περιοχών παθολογίας, την ακριβή κατάτμηση περιοχών παθολογίας ή οργάνων, τη σύνθεση των

πληροφοριών που παρουσιάζονται για τη διάγνωση ή ακόμη και την πρόγνωση, την επισήμανση τύπων και θέσεων παθολογίας και ανατομίας, τη μείωση του κβαντικού

35 θορύβου στις εικόνες, βελτιώνουν τη δοσολογία αποτρέποντας την επιδείνωση της εικόνας ώστε να υπερβεί ή να υποχωρήσει κάτω από μια προκαθορισμένη τιμή και ακόμη και να ανακατασκευάσουν εικόνες διατομής από πολλαπλές όψεις (ή προβολές) γύρω από τον ασθενή, όπως στην περίπτωση των πολλαπλών συστοιχίων ρομπότ και

πομπών/ανιχνευτών στην παρούσα διάταξη. Η διαδικασία αυτή διευκολύνει τη βελτιστοποίηση της δόσης ακτινοβολίας του ασθενούς από την αξονική τομογραφία. Η λέξη "βελτιστοποίηση" χρησιμοποιείται, σε αντίθεση με τη λέξη "μείωση", επειδή ο

στόχος της ιατρικής απεικόνισης είναι να καταλήξει σε ακριβή διάγνωση

χρησιμοποιώντας τη χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας που είναι λογικό να επιτευχθεί. Δηλαδή, το όφελος (δηλαδή η επίτευξη ακριβούς διάγνωσης) μεγιστοποιείται και ο δυνητικός κίνδυνος (δηλαδή η δόση ακτινοβολίας ή ιωδιούχου σκιαγραφικού στον ασθενή) ελαχιστοποιείται. Η μείωση της δόσης της ακτινοβολίας ή των ιωδιούχων μέσων

5 σε επίπεδο όπου η ακριβής διάγνωση είναι δύσκολο να επιτευχθεί ή δεν μπορεί να επιτευχθεί είναι ακατάλληλη, διότι θέτει σε κίνδυνο τη συνολική φροντίδα του ασθενούς.

Η διαδικασία αυτή παρατίθεται στο επόμενο παράδειγμα και με τη βοήθεια του ΣΧΗΜΑΤΟΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ CT της εκτέλεσης μιας εξέτασης υπολογιστικής τομογραφίας (CT)

10 με την παρούσα εφεύρεση. Ο ασθενής τοποθετείται στο τραπέζι του σαρωτή ή στέκεται όρθιος στο λειτουργικό φάκελο του συστήματος και η ανατομία ενδιαφέροντος τοποθετείται γύρω από το κέντρο της γερανογέφυρας της αξονικής τομογραφίας που έχει προκαθοριστεί από τα ρομπότ. Λαμβάνεται μια ακτινογραφία εντοπισμού CT (ΣΧΗΜΑ ΒΗΜΑ Α ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ CT) και ο χειριστής επισημαίνει τις θέσεις έναρξης και

15 τέλους πάνω στις οποίες πρόκειται να ληφθεί η σάρωση. Επιλέγεται το σωστό πρωτόκολλο σάρωσης (ΣΧΗΜΑ ΒΗΜΑ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ CT), με βάση την κλινική ένδειξη για την εξέταση, και στη συνέχεια επιλέγονται οι συγκεκριμένες παράμετροι σάρωσης ΣΧΗΜΑ ΒΗΜΑΤΑ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ CT Γ και Δ), για την παραγωγή εικόνων της ποιότητας που απαιτείται για το συγκεκριμένο διαγνωστικό έργο. Τέλος, οι εικόνες

20 ανακατασκευάζονται ΣΧΗΜΑ ΒΗΜΑ Ε) της διαδικασίας CT, χρησιμοποιώντας μια σειρά παραμέτρων που καθορίζουν τα χαρακτηριστικά της εικόνας, όπως η ευκρίνεια της εικόνας και το FOV, οπτικό πεδίο.

Η γεωμετρία του συστήματος αξονικής τομογραφίας είναι τέτοια ώστε το ζεύγος σωλήνα ακτίνων Χ-ανιχνευτή να περιστρέφεται γύρω από ένα σταθερό κέντρο ή μια

25 ελλειπτική/παραβολική/τυχαία διαδρομή, που αναφέρεται ως "ισοκέντρο μηχανής" ή το δυναμικό ισοκέντρο μηχανής στις τελευταίες περιπτώσεις. Ένα φυσικό αντικείμενο, που αναφέρεται ως "φίλτρο bow-tie", χρησιμοποιείται για να μειώσει τον αριθμό των φωτονίων ακτίνων Χ που προσπίπτουν στην περιφέρεια του ασθενούς, επειδή το πάχος του ασθενούς είναι μικρότερο εκεί και απαιτούνται λιγότερα φωτόνια. Πρόκειται για ένα

30 φίλτρο που το ρομποτικό έκκεντρο μετακινεί σε μια επιθυμητή θέση με βάση το μέγεθος και τις διαστάσεις του ασθενούς. Καθώς οι ασθενείς είναι παχύτεροι στο πραγματικό ή στο δυναμικό ισόκεντρο, το φίλτρο έχει τη μικρότερη εξασθένηση εκεί. Το φίλτρο bow-tie χρησιμοποιείται κυρίως για τη βελτιστοποίηση της δόσης ασθενούς. Ωστόσο, εάν ο ασθενής δεν είναι κεντραρισμένος γύρω από το ισόκεντρο, υπάρχει αναντιστοιχία

35 μεταξύ της παραδοχής που χρησιμοποιήθηκε για την ανάπτυξη του φίλτρου bow-tie και της πραγματικής διάταξης του ασθενούς. Αυτό προκαλεί λανθασμένη εφαρμογή της δόσης σε ορισμένες θέσεις του σώματος και ο θόρυβος της εικόνας αυξάνεται σε σχέση

με την τοποθέτηση του ασθενούς στο ισόκεντρο. Ως εκ τούτου, τα ρομπότ είναι εξοπλισμένα με κάμερες για την ανίχνευση της ανθρωπομετρίας ή της εξωτερικής φυσικής διάστασης του ατόμου, του ζώου ή του άψυχου αντικειμένου, δηλαδή ένα οπτικό σύστημα που παρακολουθεί πάντα το σχήμα του ανθρώπινου σώματος και αναφέρει το σχήμα και τη θέση στη μονάδα ελέγχου που το συσχετίζει με τη θέση των ρομπότ.

5 Η διάταξη αυτή είναι ο αυτόματος έλεγχος έκθεσης (AEC), ο οποίος αυξάνει το ρεύμα της λυχνίας (δηλαδή αυξάνει τον αριθμό των φωτονίων ακτίνων X) για παχύτερες περιοχές του σώματος (που προσδιορίζονται από τις οπτικές κάμερες του ρομπότ και σχετίζονται με τη θέση του ρομπότ) και μειώνει το ρεύμα της λυχνίας (δηλαδή μειώνει τον αριθμό των φωτονίων ακτίνων X) για λεπτότερες περιοχές του σώματος (πόδια ή παιδιατρικοί ασθενείς μικρού μεγέθους για παράδειγμα). Για να εκτιμήσει το σύστημα την εξασθένηση μιας περιοχής του σώματος, βασίζεται στις πληροφορίες που παρέχονται από την ακτινογραφία εντοπισμού CT, η οποία είναι ουσιαστικά μια 10 ψηφιακή ακτινογραφία που λαμβάνεται στον αξονικό τομογράφο με τον ακτινολογικό σωλήνα σε σταθερή θέση. Όπως φαίνεται στο ΣΧΗΜΑ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ με τη λυχνία ακτίνων X (πηγή) κάτω από το τραπέζι του ασθενούς ή απέναντι από τον ασθενή, εάν ο ασθενής είναι τοποθετημένος πολύ ψηλά ή πολύ χαμηλά ή πολύ κοντά ή πολύ μακριά σε σχέση με το δυναμικό ισοκέντρο, το σύστημα 20 αντιλαμβάνεται τον ασθενή ως πολύ λεπτό ή πολύ παχύ, αντίστοιχα. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι η χωρική βαθμονόμηση ενός συστήματος αξονικής τομογραφίας πραγματοποιείται στο ισοκέντρο, εκτός εάν η ειδική βαθμονόμηση πραγματοποιείται για πολλές ισοκεντρικές διαμορφώσεις στη δυναμική ισοκεντρική περίπτωση. ΣΧΗΜΑ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ CT 2 παρέχει την περίπτωση στην οποία ο ανεμιστήρας χρησιμοποιείται ως 25 τεχνική ανακατασκευής με τη χρήση του επιπλέον "φτερού" του ανιχνευτή (ή ενός πρόσθετου ανιχνευτή) για την αύξηση του λειτουργικού φάκελου (οπτικού πεδίου) για την ανακατασκευή. Στο ΣΧΗΜΑ DETECTOR\_OFFSET η χρήση της διγραμμικής παρεμβολής (ΒΛΕΠΕ ΠΑΤΕΝΤΑΝΤΟ 2) κατά την οπισθοπροβολή (φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή FBP) εξηγείται διαγραμματικά με τη ρύθμιση Cone-beam που ορίζεται με προβολικούς πίνακες μετασχηματισμού για τη διόρθωση των τεχνασμάτων Feldkamp με αλγεβρικές ανακατασκευές που χρησιμοποιούν το δυναμικό ισόκεντρο και όχι ένα σταθερό ισόκεντρο. Η μετατόπιση του ανιχνευτή και η κατεύθυνση της περιστροφής (δυναμική, δηλαδή σε κάθε στιγμή), όπως φαίνεται στο επίπεδο X-γ και ο τρισδιάστατος όγκος ανακατασκευής παρέχονται επίσης στο ίδιο σχήμα από την αρχική θέση έναρξης 30 της σάρωσης {S(0)} έως το τελικό σημείο της διαδρομής του ανιχνευτή {S(180)}. Στο ΣΧΗΜΑ CBCT CONFIG1 η γεωμετρική σχέση της πηγής ακτίνων X και των ανιχνευτών και οι παράμετροι (διάμετρος του στοχευόμενου μέρους του σώματος προς σάρωση, οπτικό

πεδίο, οι διάφοροι τύποι συνόλων προβολής στον ανιχνευτή) που μπορούν να μεταβληθούν κατά τη διάρκεια της σάρωσης.

Οι θεμελιώδεις αρχές του αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC) έχουν ως αποτέλεσμα το σύστημα να καθορίζει αυτόματα τον απαιτούμενο αριθμό φωτονίων σε κάθε προβολή μέσω του ασθενούς. Για πολύ μεγάλους ασθενείς (βαριατρικούς για παράδειγμα), αυτό σημαίνει ότι το σύστημα πρέπει να αυξήσει περαιτέρω τον αριθμό των φωτονίων προκειμένου να επιτύχει την καθορισμένη ποιότητα εξέτασης για την εκπλήρωση της συγκεκριμένης κλινικής εργασίας. Καθώς οι ασθενείς δεν είναι ομοιογενείς κύλινδροι, το τελικό αποτέλεσμα είναι συνήθως ότι το ρεύμα του σωλήνα ταλαντώνεται πάνω-κάτω εντός μιας μόνο περιστροφής των ρομπότ γύρω από τον ασθενή και αυξάνεται, κατά μέσο όρο, μέσω παχιών περιοχών του σώματος (π.χ. τους ώμους και τους γοφούς), και μειώνεται, κατά μέσο όρο, στις λεπτότερες περιοχές του σώματος (π.χ. στο στήθος). Για να λειτουργήσουν σωστά αυτοί οι αλγόριθμοι, είναι απαραίτητο ο ασθενής να είναι κεντραρισμένος γύρω από το ισοκέντρο του συστήματος ή οι διαδρομές να είναι γνωστές με μεγάλη ακρίβεια. Ωστόσο, καθώς η ανατομία του ασθενούς είναι αρκετά μεταβλητή, αυτό μπορεί να είναι δύσκολο να επιτευχθεί στην πράξη χωρίς το σύστημα όρασης και τα ρομπότ. Αυτό το σύστημα όρασης μπορεί να είναι μια απλή κάμερα ή μια τρισδιάστατη υπέρυθη κάμερα. Η κάμερα βρίσκεται στην οροφή πάνω από τον ασθενή ή στον ρομποτικό βραχίονα και παράγει μια τρισδιάστατη εικόνα της επιφάνειας του ασθενούς με πληροφορίες βάθους. Χρησιμοποιώντας έναν αλγόριθμο τεχνητής νοημοσύνης, ο οποίος έχει εκπαιδευτεί σε πάνω από πολλούς ασθενείς από μια μεγάλη βάση δεδομένων, ανιχνεύει συγκεκριμένα ορόσημα στην επιφάνεια του ασθενούς- με βάση το τμήμα του σώματος προς σάρωση και το τρέχον ύψος του τραπέζιου ή το ύψος του όρθιου ασθενούς, το σύστημα μετακινεί αυτόματα τα ρομπότ κάθετα ή οριζόντια για να τοποθετήσει τον ασθενή έτσι ώστε η πλειονότητα της σαρωμένης ανατομίας να βρίσκεται στο ισοκέντρο. Το μέσο και το μέγιστο σφάλμα μειώνονται σημαντικά με τη χρήση αυτού του αλγορίθμου τεχνητής νοημοσύνης για την αυτόματη κεντροποίηση του ασθενούς.

Θεωρώντας ότι ένα σφάλμα >20 mm είναι κλινικά απαράδεκτο, η προσέγγιση της τεχνητής νοημοσύνης μειώνει τα σοβαρά σφάλματα από 40-50% σε 0.

Αφού ο ασθενής κεντραριστεί κατάλληλα στον επιχειρησιακό φάκελο, ο χειριστής πρέπει να καθορίσει τη συγκεκριμένη ανατομία πάνω στην οποία πρόκειται να αποκτηθούν τα δεδομένα. Η διαδικασία αυτή χρησιμοποιεί επίσης την ακτινογραφία εντοπισμού που περιγράφηκε προηγουμένως. Τυπικά, ο χειριστής πρέπει να μετακινήσει χειροκίνητα μια γραμμή στις θέσεις αρχής και τέλους της επιθυμητής σάρωσης. Οι διαφοροποιήσεις μεταξύ των χειριστών έχουν ως αποτέλεσμα να καλύπτεται είτε πολύ είτε πολύ λίγη ανατομία. Οι χειριστές έχουν την τάση να είναι

κάπως προσεκτικοί- ως εκ τούτου, συχνά επεκτείνουν το εύρος σάρωσης περισσότερο από όσο χρειάζεται για να αποφύγουν το ενδεχόμενο να αποκλείσουν κάποια ανατομία από τη σάρωση. Οι προαναφερθέντες αλγόριθμοι τεχνητής νοημοσύνης έχουν εκπαιδευτεί να αναγνωρίζουν με ακρίβεια συγκεκριμένη ανθρώπινη ανατομία από 5 ιατρικές εικόνες. Με βάση την ένδειξη της εξέτασης (και, ως εκ τούτου, τις οδηγίες που επιλέγει ο χειριστής για την εξέταση), το σύστημα μπορεί να επιλέξει αυτόματα το εύρος σάρωσης που είναι βέλτιστα κεντραρισμένο γύρω από την απαιτούμενη ανατομική κάλυψη.

10 Η επιλογή του πρωτοκόλλου σάρωσης είναι μια διαδικασία που ξεκινά από τον παραπέμποντα ιατρό, ο οποίος ζητά σάρωση για τη διάγνωση μιας συγκεκριμένης πάθησης. Στη συνέχεια, ο ακτινολόγος συμβάλλει στην απόφαση για το είδος των ιατρικών εικόνων που είναι καταλληλότερες για τη διάγνωση της εν λόγω πάθησης. Τέλος, ο χειριστής της αξονικής τομογραφίας, ο οποίος γνωρίζει τις συγκεκριμένες 15 παραλλαγές των πρωτοκόλλων προγραμματισμού στον σαρωτή για μια δεδομένη κατάσταση, επιλέγει το σωστό πρωτόκολλο για τη συγκεκριμένη μέθοδο. Οι αλγόριθμοι είναι προβαθμονομημένοι και οδηγούν οποιοδήποτε από αυτά τα στάδια μέσω ενός πίνακα αποφάσεων στην επιλογή του βέλτιστου πρωτοκόλλου.

20 Για έναν δεδομένο τύπο πρωτοκόλλου σάρωσης και κλινικής ένδειξης, πολλές παράμετροι πρέπει να επιλέγονται σωστά προκειμένου να βελτιστοποιηθεί η εξέταση αξονικής τομογραφίας. Για την απόκτηση δεδομένων,

Οι παράμετροι αυτές σχετίζονται με τον τρόπο εφαρμογής της ακτινοβολίας στον ασθενή, τον τρόπο κίνησης του ασθενούς και του σωλήνα ακτίνων X και με το αν χρησιμοποιούνται ή όχι άλλες ειδικές τεχνικές (π.χ. καρδιακό gating). Στο σύστημα που παρέχεται εδώ χρησιμοποιείται ένα σύστημα AEC το οποίο με τη σειρά του χρησιμοποιεί 25 τεχνικές μηχανικής μάθησης για την επιλογή του βέλτιστου δυναμικού και ρεύματος του σωλήνα. Μία από τις πιο περίπλοκες αποφάσεις περιλαμβάνει τη ρύθμιση του σκιαγραφικού έγχυσης και του χρόνου απόκτησης σάρωσης, έτσι ώστε η ενίσχυση με ιώδιο να είναι μεγαλύτερη στην ανατομία ενδιαφέροντος κατά τη διάρκεια της απόκτησης δεδομένων. Για να επιτευχθεί αυτό, αποκτήθηκαν δεδομένα σε πολλαπλά 30 χρονικά σημεία σε μεγάλο αριθμό ασθενών καθώς το σκιαγραφικό εγχύθηκε και διήλθε από το καρδιαγγειακό σύστημα του ασθενούς. Με βάση αυτά τα δεδομένα, παρέχεται ένας αλγόριθμος για την πρόβλεψη του τελικού ύψους και του πλάτους της προκύπτουσας καμπύλης ενίσχυσης της αντίθεσης, για παράδειγμα, στην αορτή. Σε επόμενους ασθενείς πέραν των δεδομένων εκπαίδευσης της AI, το σύστημα μπορεί να 35 προβλέψει ολόκληρη την καμπύλη ενίσχυσης της αντίθεσης χρησιμοποιώντας μόνο μερικά σημεία δεδομένων στην ανοδική ακμή της καμπύλης, βάσει των οποίων μπορεί να οριστεί ο βέλτιστος χρόνος της σάρωσης που θα εκτελεστεί καθώς η αντίθεση ρέει

μέσω του ασθενούς. Υπάρχει καλύτερη ομοιομορφία της ενίσχυσης της αντίθεσης σε όλο το εύρος της σάρωσης παράλληλα με τη μείωση της απαιτούμενης δόσης του ιωδιούχου σκιαγραφικού μέσου. Η μείωση του ιωδίου μπορεί να επιτευχθεί με τη μείωση του ρυθμού έγχυσης, η οποία μειώνει τον κίνδυνο βλάβης της φλέβας στην οποία εγχέεται το υλικό.

5 Η διαδικασία ανακατασκευής μιας σειράς εικόνων από τα αποκτηθέντα δεδομένα προβολής απαιτεί από τον χειριστή να επιλέξει προσεκτικά τις παραμέτρους που θα επηρεάσουν τα τελικά χαρακτηριστικά της εικόνας, συμπεριλαμβανομένων, μεταξύ άλλων, της χωρικής ανάλυσης στην εικόνα, της ποσότητας επικάλυψης μεταξύ 10 διαδοχικών εικόνων, του πάχους της ανατομίας που αναπαρίσταται στην εικόνα, του επιπέδου θορύβου της εικόνας και της μεγέθυνσης της ανατομίας στην ανακατασκευασμένη εικόνα. Το σύστημα τεχνητής νοημοσύνης που παρέχεται εδώ χρησιμοποιεί προσέγγιση βαθιάς μάθησης βασισμένη σε συνελκτικό νευρωνικό δίκτυο (CNN) (βλ. ΣΧΗΜΑ Denoise 1) για τη μείωση του θορύβου της εικόνας (αναφέρεται 15 επίσης ως "αποθορυβοποίηση"). Αυτή η τεχνική αποθορυβοποίησης εικόνων αξονικής τομογραφίας εκπαιδεύεται για τον εντοπισμό του θορύβου και όχι συγκεκριμένων ανατομικών δομών, ο οποίος στη συνέχεια αφαιρείται από τις αρχικές εικόνες για τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας και τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας.

20 Ο αλγόριθμος εκπαιδεύτηκε με εκατομμύρια μικρές επιφάνειες από κλινικά δεδομένα ασθενών μέσω της κοιλιάς για να χρησιμοποιηθεί ένα παράδειγμα. Για αυτές τις περιπτώσεις ασθενών, προσομοιώθηκαν εικόνες μειωμένης δόσης χρησιμοποιώντας μια επικυρωμένη τεχνική εισαγωγής θορύβου. Έτσι, το σύνολο εκπαίδευσης περιείχε 25 εικόνες προσομοίωσης χαμηλής δόσης (στο 25% του επιπέδου κλινικής δόσης) και εικόνες που αποκτήθηκαν στο επίπεδο κλινικής δόσης. Από αυτά τα δεδομένα, ο αλγόριθμος που παρέχεται εδώ εκπαιδεύεται για να βρίσκει τον θόρυβο των εικόνων. Η μείωση του θορύβου είναι δραματική, χωρίς καμία απώλεια χωρικής ανάλυσης.

Η τεχνητή νοημοσύνη, ιδίως η βαθιά μάθηση με βάση το CNN, απαιτεί τη χρήση συνόλων δεδομένων εκπαίδευσης για τον καθορισμό των σωστών σταθμίσεων των συνδέσεων μεταξύ των διαφόρων νευρωνικών κόμβων και επιπέδων του δικτύου. Το δίκτυο που απεικονίζεται στο βλέπε ΣΧΗΜΑ Denoise 1 εκπαιδεύεται με εικόνες χαμηλής δόσης (25% 30 της πλήρους δόσης) και πλήρους δόσης. Για να εκτιμηθεί η δυνατότητα γενίκευσης του δικτύου σε εικόνες από το ίδιο σύστημα που έχουν διαφορετικά επίπεδα θορύβου εισόδου, χρησιμοποιούνται επίσης τα ανακατασκευασμένα δεδομένα πλήρους δόσης, γεγονός που μειώνει σημαντικά το θόρυβο των εικόνων πλήρους δόσης. Το δίκτυο 35 αποδίδει εξαιρετικά καλά σε αυτή την περίπτωση, καθώς ο θόρυβος των εικόνων αξονικής τομογραφίας για το συγκεκριμένο σύστημα είναι σε θέση να μοντελοποιηθεί με ακρίβεια από το δίκτυο, ανεξάρτητα από τα συγκεκριμένα επίπεδα θορύβου. Αυτή η

ικανότητα μείωσης του θορύβου της εικόνας, μετά την απόκτηση των δεδομένων, είναι που επιτρέπει στον χειριστή να μειώσει τη δόση κατά τη διάρκεια της απόκτησης δεδομένων και να επιτύχει ωστόσο εικόνα υψηλής ποιότητας με αποδεκτό επίπεδο θορύβου.

- 5 Τα δίκτυα τεχνητής νοημοσύνης εκπαιδεύονται με τη χρήση μεταβλητών συνόλων δεδομένων, τα οποία αντιπροσωπεύουν μεταβλητά χαρακτηριστικά εικόνας που έχουν εκπαιδευτεί υπό διαφορετικές συνθήκες, οπότε το σύστημα πρέπει να περιλαμβάνει μια τεράστια ποικιλία παραδειγμάτων. Αυτή η δυνατότητα γενίκευσης είναι ένα από τα πιο θεμελιώδη πλεονεκτήματα για την ανάπτυξη της αποθορυβοποίησης εικόνων με βάση
- 10 τη βαθιά μάθηση στην παρούσα υλοποίηση.  
Η γεωμετρία του συστήματος απεικόνισης ρομποτικής συστοιχίας μπορεί να έχει κάποιες συγκεκριμένες υλοποιήσεις με σταθερά γεωμετρικά χαρακτηριστικά που παρουσιάζονται στις ακόλουθες υλοποιήσεις:
- 15 Σε μία υλοποίηση το ΣΧΗΜΑ CBCT CONFIG2 παρέχει τη γεωμετρία της συμβατικής πλήρους σάρωσης (360 μοίρες), όπου φαίνονται οι θέσεις της πηγής ακτίνων X (ή των πρώτων ρομπότ με έναν πομπό) και του ανιχνευτή (δεύτερα ρομπότ) και οι διαστάσεις του ανακατασκευασμένου όγκου.  
Σε μια άλλη υλοποίηση, το ΣΧΗΜΑ CBCT CONFIG3 παρέχει τη γεωμετρία της συμβατικής σύντομης σάρωσης (180 μοίρες + ανεμιστήρας) που δείχνει τις θέσεις της πηγής ακτίνων
- 20 X (ή του πρώτου ρομπότ με έναν εκπομπό) και του ανιχνευτή (δεύτερο ρομπότ) και τις διαστάσεις του ανακατασκευασμένου όγκου.  
Σε μια άλλη ενσωμάτωση το ΣΧΗΜΑ CBCT CONFIG4 παρέχει τη γεωμετρία της συμβατικής σύντομης σάρωσης (Half Beam Mode Scan) που δείχνει τις θέσεις της πηγής ακτίνων X (ή του πρώτου ρομπότ με έναν εκπομπό) και του ανιχνευτή (δεύτερο ρομπότ)
- 25 και τις διαστάσεις του ανακατασκευασμένου όγκου.  
Σε μια άλλη ενσωμάτωση, το ΣΧΗΜΑ CBCT CONFIG5 παρέχει τη γεωμετρία της συμβατικής σύντομης σάρωσης (3xMode Scan- 720 μοίρες) που δείχνει τις θέσεις των πηγών ακτίνων X (ή πρώτο ρομπότ με έναν πομπό) και τον ανιχνευτή (δεύτερο ρομπότ) και τις διαστάσεις του ανακατασκευασμένου όγκου.
- 30 Σε μια άλλη υλοποίηση το ΣΧΗΜΑ CBCT CONFIG6 παρέχει τη γεωμετρία της συμβατικής σύντομης σάρωσης (3xMode Combined with Stacked Volume Mode) που δείχνει τις θέσεις της πηγής ακτίνων X (ή του πρώτου ρομπότ με έναν εκπομπό) και του ανιχνευτή (δεύτερο ρομπότ) και τις διαστάσεις του ανακατασκευασμένου όγκου.  
Σε μια άλλη ενσωμάτωση παρέχεται η μεταβολή του οπτικού πεδίου σύμφωνα με την
- 35 απόσταση μεταξύ πηγής και απεικονιστή. Η εφαπτομενική γωνία της εστιακής κηλίδας καθορίζει την κατανομή της προσπίπτουσας δέσμης ακτίνων-X διασκέδασης και τη διείσδυση του εν λόγω στόχου.

- Η απόσταση μεταξύ πηγής και απεικονιστή (SID) είναι ανάλογη με το μέγεθος του πίνακα του πραγματικού οπτικού πεδίου (FOV) που φαίνεται διαγραμματικά στο ΣΧΗΜΑ CBCT 1. Στο ΣΧΗΜΑ CBCT 5 παρουσιάζεται ένα παράδειγμα των εμβαδών διατομής των βέλτιστων γεωμετριών σάρωσης για ένα άλογο κανονικού μεγέθους για διάφορα μέρη της ανατομίας που χρησιμοποιούνται ως οδηγοί για τον προσδιορισμό του βέλτιστου οπτικού πεδίου και όλων των προαναφερθέντων παραμέτρων σάρωσης.
- 5
- 15 Σε μια άλλη υλοποίηση, προβλέπεται το πρωτόκολλο 1 (ΣΧΗΜΑ CBCT 6), στο οποίο ο ρομποτικά κινούμενος σαρωτής περιστρέφεται γύρω από το στόχο με σταθερή ταχύτητα, καταγράφοντας σειριακές προβολές κατά μήκος των 190 μοιρών περιστροφής. Ο χειριστής καθορίζει την ποσότητα των προβολών που καταγράφονται και τον συνολικό χρόνο σάρωσης. Κατά μέσο όρο, μια πλήρης σάρωση διαρκεί 30 δευτερόλεπτα και καταγράφονται 450 προβολές, αλλά οι παράμετροι αυτές μπορούν να μεταβληθούν.
- 10
- 15 Τα ρομπότ 20 λεπτών ή τα ρομπότ μπορούν να τρέξουν πιο αργά ή πολύ πιο γρήγορα και μπορούν να καταγραφούν χιλιάδες προβολές αν χρειαστεί. Το πρωτόκολλο 1 (ΣΧΗΜΑ CBCT 3B) είναι κατάλληλο όταν απαιτείται μεγέθυνση συγκεκριμένων περιοχών του ασθενούς, π.χ. των ριζών των δοντιών, ενισχύοντας τη λήψη αποφάσεων του ιατρού και το ιατρικό αποτέλεσμα. Η θεμελιώδης αρχή του πρωτοκόλλου 1 είναι ότι η απόσταση
- 20
- 25 μεταξύ πηγής και αντικειμένου (SOD) και η απόσταση μεταξύ αντικειμένου και απεικονιστή (OID) είναι ίσες. Έτσι, εξ ορισμού ο συντελεστής μεγέθυνσης είναι σταθερός και ίσος με δύο (2). Οι ζώνες Α έως Δ περιγράφουν τη δυνατότητα σάρωσης διαφόρων ογκομετρικών στόχων με ρύθμιση της απόστασης μεταξύ της πηγής και του ανιχνευτή. Η μονάδα στέγασης ακτίνων Χ εκπέμπει ηλεκτρόνια υπό γωνία 32 μοιρών από ένα εστιακό σημείο δύο θέσεων: Small = 0,6mm και Large = 1,0mm. Και στις δύο περιπτώσεις το FOV αυξάνεται σύμφωνα με μεταβολή SID. Σε απόσταση 70 cm το οπτικό πεδίο φτάνει στο μέγιστο μέγεθος που μπορεί να καταγράψει ο πίνακας VARIAN 4343CB. Πέρα από το όριο των 70 cm το πιθανό μέγεθος του στόχου για σάρωση παραμένει ίσο με 18x18x18 cm (π.χ. κάτω άκρα υποειδών: σπλή, Fetlock κ.λπ.) και απαιτείται συμβολομετρία για
- 30
- 35 καλύτερα αποτελέσματα.
- Με βάση το ορθογώνιο τρίγωνο όπως απεικονίζεται στο σχήμα ΣΧΗΜΑ CBCT 1. Επομένως, το FOV χρησιμοποιείται αποτελεσματικά, εκατό τοις εκατό (100%), όταν η απόσταση μεταξύ της πηγής και του ανιχνευτή είναι 70 cm. Πέραν αυτής της απόστασης το ενεργό οπτικό πεδίο παραμένει το ίδιο, όπως καθορίζεται από τη μήτρα 42,7x42,7 cm.
- Η αυτόματη δυναμική παραλληλοποίηση αντιμετωπίζει αυτό το ζήτημα. Τα τηλεχειριζόμενα πτερύγια του συμβολόμετρου προσαρμόζουν τη θέση τους

διατηρώντας το προκαθορισμένο οπτικό πεδίο που καθορίζεται από τον χειριστή (βλ. ΕΙΚΟΝΑ CBCT 2).

5 Σε μια άλλη ενσωμάτωση παρέχεται ο συντελεστής μεγέθυνσης (M) σε σχέση με την απόσταση πηγής προς αντικείμενο (SOD) και την απόσταση αντικειμένου προς απεικονιστή (OID) (βλέπε ΣΧΗΜΑ CBCT 3A).

10 Ο συντελεστής μεγέθυνσης περιγράφει τη συσχέτιση της προβαλλόμενης εικόνας ακτίνων X σε σχέση με τον πραγματικό στόχο που σαρώνεται. Η μεγέθυνση είναι πολύ αποτελεσματική όταν θέλουν να απεικονίσουν στόχους με πολύ μικρές λεπτομέρειες στη δομή τους. Εξαρτάται από την απόσταση και περιγράφεται από την ακόλουθη εξίσωση:

15 Σε μια άλλη ενσωμάτωση, ο γεωμετρικός συντελεστής μεγέθυνσης παρουσιάζεται για περιπτώσεις υψηλής μεγέθυνσης όπου το αυτοματοποιημένο σύστημα απεικόνισης λειτουργεί σε μικρομετρικές και νανομετρικές διαστάσεις. Αυτή η υλοποίηση νανοτομογραφίας με την πλευρά εκπομπής (αριστερή πηγή ΕΙΚΟΝΑ CBCT 4A) και την  
20 πλευρά ανίχνευσης (δεξιά) διαχωρίζονται και μετακινούνται με τη χρήση ρομποτικών βραχιόνων. Η απεικόνιση στο ΣΧΗΜΑ CBCT 4aA παρέχει την έννοια της αντίθεσης φάσης Zernike. Ο στόχος (ανθρώπινος, ζωικός ιστός ή αντικείμενο) φωτίζεται από έναν κοίλο κώνο ακτίνων X ΣΧΗΜΑ CBCT 4b στο δεξιά ρομποτικά ελεγχόμενο δακτύλιο συμπυκνωτή/συμβολόμετρο διαθλώμενης δέσμης (παράμετρος 1). Ένας δακτύλιος φάσης εισάγεται στο οπίσθιο εστιακό επίπεδο της πλάκας της αντικειμενικής ζώνης στο σημείο ανίχνευσης (ΣΧΗΜΑ CBCT 4b (επάνω) και ΣΧΗΜΑ CBCT 4aA). Το "μη διαθλώμενο φως" (ακτίνες X που δεν έχουν αλληλεπιδράσει με τον ιστό ή το αντικείμενο) διέρχεται από τον δακτύλιο φάσης και μετατοπίζεται κατά ένα τέταρτο του μήκους κύματος ή περισσότερο (παράμετρος 2). Το "διαθλώμενο φως" (ακτίνες X που έχουν  
25 αλληλεπιδράσει με το δείγμα και επομένως σκεδάζονται εκτός της άμεσης διαδρομής) δεν διέρχεται από τον δακτύλιο φάσης. Στο επίπεδο του ανιχνευτή, το διαθλώμενο και το μη διαθλώμενο φως συνδυάζονται (αλληλεπιδρούν), γεγονός που μετατρέπει τις μετατοπίσεις φάσης σε μεταβολές της έντασης. Οι πλάκες ζώνης-ζώνης Fresnel χρησιμοποιούνται ως στόχοι μικροσκοπίου για την παροχή μεγεθυμένης εικόνας του  
30 ιστού στην κάμερα ακτίνων X ΣΧΗΜΑ CBCT 4aC. Οι πλάκες ζώνης είναι κυκλικά πλέγματα περίθλασης με ακτινικά μειούμενο εύρος γραμμής που λειτουργούν ως φακός εστίασης των ακτίνων X που σχετίζεται με τη γεωμετρία εστίασης και το γωνιόμετρο (παράμετρος 3), δηλαδή ένα γωνιόμετρο χρησιμοποιείται για να αντιμετωπίσει σε επίπεδο ιστού την περιστροφική κίνηση ή τα ρομπότ σε σχέση με τον ιστό ή το αντικείμενο που σαρώνεται.  
35 Η ακτινογραφική χωρική ανάλυση που μπορεί να επιτευχθεί, η οποία καθορίζεται από το αριθμητικό άνοιγμα (NA) είναι με τον ίδιο τρόπο όπως σε ένα οπτικό μικροσκόπιο ΣΧΗΜΑ CBCT 4aC, είναι περίπου το ίδιο με το πλάτος των λεπτότερων, εξωτερικών ζωνών

- (ΔRη, συνήθως μερικές δεκάδες νανόμετρα). Ταυτόχρονα, οι ζώνες πρέπει να είναι υψηλές (εκατοντάδες νανόμετρα έως πάνω από ένα μικρόμετρο) για να είναι αποτελεσματικές. Αυτό οδηγεί στην απαίτηση για δομές με πολύ υψηλό λόγο διαστάσεων (λόγος ύψους προς πλάτος) (παράμετρος 4). Προβλέπεται επίσης εδώ ότι
- 5 το σύστημα σε μια άλλη υλοποίηση "στοιβάζει" και συγκολλά μόνιμα πλάκες ζώνης με ακρίβεια νανομέτρου για να αυξήσει το αποτελεσματικό ύψος ζώνης και, συνεπώς, τον λόγο διαστάσεων (ΣΧΗΜΑ CBCT 4aD). Για λόγους αναφοράς, με τους ρομποτικούς αξονικούς τομογράφους μας σε ανάλυση επιπέδου υποmillimeters, ο μέσος όρος προσπίπτοντος
- 10 Η ενέργεια των φωτονίων κυμαίνεται από 120-150 kVp, προσεγγίζοντας μια ενέργεια περίπου 90 keV. Αυτή η εικόνα αξονικής τομογραφίας 120 kVp περιέχει ένα ευρύ ενεργειακό φάσμα αλληλεπιδράσεων φωτονίων με ιστούς στο σώμα (π.χ. οστά, μαλακοί ιστοί και ιωδιούχο σκιαγραφικό υλικό) και ο σωλήνας ακτίνων X της αξονικής τομογραφίας πρέπει να διατηρεί 60-80 κιλοβάτ (kW) για έως και 20 δευτερόλεπτα σε
- 15 ένα εστιακό σημείο που μπορεί να κυμαίνεται από  $1,3 \times 10$  mm έως ένα μέγεθος εστιακού σημείου 1 μm στην περίπτωση της νανοτομογραφίας. Μια εξαιρετικά σταθερή, τριφασική γεννήτρια παράγει υψηλές τάσεις (γενικά μεταξύ 120 και 140 kV) και τις παρέχει στη λυχνία ακτίνων X.
- Σε μια διαφορετική υλοποίηση, παράμετροι όπως τα keV, kVp (παράμετροι 5, 6) και το
- 20 εστιακό σημείο (παράμετρος 7) σε διαφορετικούς συνδυασμούς έχουν τελείως διαφορετικές τιμές και αποτελέσματα απεικόνισης. Το σύστημα μικρο-CT που παρέχεται εδώ χρησιμοποιεί ανιχνευτή επίπεδης οθόνης με βήμα εικονοστοιχείου 90 μm (ή μικρότερο), σωλήνα ακτίνων-X μικροεστίασης με μέγεθος εστιακής κηλίδας που κυμαίνεται από 1-30 μm, και προσαρμόζεται σε πολλαπλές γεωμετρικές μεγεθύνσεις
- 25 (παράμετρος M 8) γύρω από τις περιοχές 1,72, 2,54 και 5,10. Το ΣΧΗΜΑ CBCT 4β(κάτω) παρέχει μια άλλη διαγραμματική άποψη της επίδρασης του τρόπου μεγέθυνσης με την προσθήκη οπτικής μεγέθυνσης πάνω στη γεωμετρική μεγέθυνση. Η προσθήκη ενός στόχου μετάδοσης 180 kV (δηλ. σωλήνα νανο-εστίασης) επιτρέπει περαιτέρω σε αυτό το σύστημα να παράγει σταθερό μέγεθος εστιακού σημείου 1 μm και να απεικονίζει
- 30 αντικείμενα σε επίπεδο υπομικρών.
- Σε μια διαφορετική υλοποίηση ΣΧΗΜΑ CBCT 4aD ο ρομποτικός νανοτομογράφος επιτυγχάνει την υψηλότερη ανάλυση, διατηρώντας παράλληλα γρήγορους χρόνους σάρωσης. Αυτό οφείλεται στην (βλέπε σχηματική απεικόνιση της έννοιας της στοιβάξης EIKONA CBCT 4aD), όπου δύο πλάκες ζώνης συνδέονται μεταξύ τους για να αυξηθεί το
- 35 πραγματικό πάχος των ζωνών. Οι ζώνες πρέπει να είναι στενές (πλευρικά) για την επίτευξη υψηλής χωρικής ανάλυσης, αλλά παχιές για την επίτευξη υψηλής απόδοσης (η οποία μεταφράζεται σε απόδοση απεικόνισης με μικροσκόπιο ακτίνων X. Η σχέση των

συστημάτων μεταξύ της ανάλυσης και της απόδοσης ισχύος παρουσιάζεται διαγραμματικά στο ΣΧΗΜΑ CBCT 4aB, όπου όσο μειώνεται το μέγεθος της κηλίδας τόσο αυξάνεται η ανάλυση.

5 Σε μια διαφορετική υλοποίηση, η επιλογή σάρωσης κωνικής δέσμης του παρεχόμενου συστήματος μπορεί να είναι μια σταθερή ισοκεντρική αναπαραγωγίμη γεωμετρία, ΣΧΗΜΑ CBCT 7A, ή αξονοσυμμετρική ανιχνευτή και πολλαπλές θέσεις gantry που οδηγούνται από μια σπειροειδή διαδρομή από τη ρομποτική με ακριβή και ακριβή τοποθέτηση, ΣΧΗΜΑ CBCT 7A. Αυτή η πολύ περίπλοκη γεωμετρία είναι ζωτικής σημασίας για Ιπποειδή (ή άλλους μεγάλου μεγέθους ασθενείς- ζώα ή βαριατρικά ασθενή) ανατομικές περιοχές, στις οποίες οι κανονικές κλειστές σταθερές γερανογέφυρες θα αποτύχουν εξ ορισμού να τις προσαρμόσουν.

10 Σε μια διαφορετική υλοποίηση παρέχεται μη ομοιόμορφη αναπαραγωγίμη γεωμετρία και επίπεδη ΣΧΗΜΑ CBCT 7C ή μη επίπεδη τροχιά πηγής ακτίνων X. Αυτή η πολύ περίπλοκη γεωμετρία είναι ζωτικής σημασίας για τις ανατομικές περιοχές των Ιπποειδών (ή άλλων ασθενών μεγάλου μεγέθους - ζώων ή βαριατρικών ασθενών) που οι κανονικές κλειστές σταθερές γερανογέφυρες θα αποτύχουν εξ ορισμού όταν ο ασθενής στέκεται όρθιος, καθώς δεν θα χωρέσουν τους μεγάλους ασθενείς.

15 Σε μια διαφορετική υλοποίηση παρέχεται δυναμικός παραλληλισμός μέσω μιας οπής συμπίκνωσης ακτίνων X ΣΧΗΜΑ CBCT 7D (κλειστή όψη ΣΧΗΜΑ CBCT 8) και ρύθμιση των σημείων εισόδου της δέσμης στο ταρτάν (άνθρωπος, ζώο, αντικείμενο) μπορεί να βελτιστοποιηθεί ανάλογα με την τοπική ανατομία/τοπογραφία του ιστού (δηλαδή τη διάταξη του ιστού σε σχέση με το σχήμα και την πυκνότητά του).

20 Σε μια διαφορετική υλοποίηση (ΣΧΗΜΑ ΟΡΟΣΗΜΟ 1) η αλληλεπίδραση των ανωτέρω γεωμετρικών παραμέτρων σε σχέση με την κίνηση της πηγής ακτίνων X και του ανιχνευτή, δείχνει τη διαδρομή της ακτινολογικά εκτεθειμένης περιοχής σε λαιμό αλόγου και παρέχεται η τελική ανακατασκευασμένη περιοχή (και τελικά ο όγκος). Στο ΣΧΗΜΑ ΟΡΟΣΗΜΟ 2 παρουσιάζονται μερικά ακόμη παραδείγματα για το κεφάλι αλόγου, όπως φαίνεται για να καταδειχθεί το παραπάνω σημείο. Οι ανωτέρω τέσσερις υλοποιήσεις, όπως παρέχονται επίσης για μια σάρωση ενός διαφορετικού μεγάλου ζώου, όπως φαίνεται διαγραμματικά στο (ΣΧΗΜΑ ΟΡΟΣΗΜΟ 5 και ο δυναμικός παραλληλισμός για ένα άλογο παρατίθεται στο ΣΧΗΜΑ ΛΑΝΔΑΡΙΟ 6. Ένας άλλος συνοπτικός πίνακας των ανωτέρω υλοποιήσεων παρέχεται επίσης για (ΣΧΗΜΑ ΟΡΟΣΗΜΟ 7) με ένα παράδειγμα των προβαθμισμένων προτύπων ανθρώπινου μεγέθους για πρωτόκολλα σάρωσης ανθρώπινης ρομποτικής που παρουσιάζονται στο ΣΧΗΜΑ ΟΡΟΣΗΜΟ 8.

35 Σε μια διαφορετική υλοποίηση, η τρισδιάστατη δυναμική στερεοϊδεογραφία (βλ. ΣΧΗΜΑ ΟΡΟΣΗΜΟ 3), το οποίο αποσκοπεί στη λήψη υψηλής ανάλυσης, υψηλής ταχύτητας,

πλήρους φορτίου ανθρώπου, ζώου ή αντικειμένου οστεοαρθροκινηματική ή παραμόρφωση μαλακών ιστών σε πραγματικό χρόνο ή παραμόρφωση αντικειμένων που εκτελούνται υπό δραστηριότητες υψηλής πρόσκρουσης, π.χ. τζόκινγκ, καλπασμός, καταστροφικές ή μη καταστροφικές. Η θεμελιώδης αρχή της στερεοφωνικής βιντεοσκόπησης είναι ότι απαιτεί ταυτόχρονη συνεχή έκθεση σε ακτίνες X μιας προκαθορισμένης περιοχής ενδιαφέροντος. Ο ρομποτικά καθοδηγούμενος απεικονιστής ρυθμίζει τα παραγόμενα περιστατικά ακτίνων X κατά τρόπο που να παράγουν διατομή ρομβοειδούς πρίσματος. Αυτός ο τρισδιάστατος χώρος εικόνας καταγράφεται από κάμερες υψηλής ταχύτητας που είναι προσαρτημένες στο οπίσθιο άκρο των ενισχυτών εικόνας (II) ή των δυναμικών επίπεδων πλαισίων (DFP) ανάλογα με την εφαρμογή. Έτσι, οι δραστηριότητες εντός της τρισδιάστατης περιοχής απεικόνισης αποτυπώνεται από δύο διαφορετικές οπτικές γωνίες για περαιτέρω εμβιομηχανική ανάλυση, π.χ. τρισδιάστατη κινηματική συμπεριφορά. : Οι κεντρικές ακτίνες X των δύο δοκών τοποθετούνται ρομποτικά σε γωνία 60 μοιρών μεταξύ τους και σε απόσταση 100 εκατοστών σε ευθεία γραμμή σε μια υλοποίηση, αλλά αυτό μπορεί να ποικίλει. Η αντίθετη II ή DFPs απέχουν μεταξύ τους 50cm δημιουργώντας έναν τρισδιάστατο χώρο απεικόνισης 936cm<sup>2</sup>.

Σε αυτή την υλοποίηση μπορούμε να έχουμε:

∅ Απόσταση μεταξύ πηγής και απεικονιστή (SID): ∅ Απόσταση πηγής από το αντικείμενο (SOD) : 100cm ∅ Συντελεστής μεγέθυνσης (M): 1.5

Ωστόσο, αυτά μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με τις θέσεις των ρομπότ. Κάποια τέτοια διαφοροποίηση όπως παρέχεται για αναφορά στο βλ. ΣΧΗΜΑ ΛΑΓΟ 4 για ένα όρθιο άλογο στερεοβιντεοσκόπηση του μπροστινού αριστερού του ποδιού.

Η κατάλληλη παραλλαγή αυτών των παραμέτρων οδηγεί σε βέλτιστη κατανομή του επιπέδου των ακτίνων X σε εικονοστοιχεία και σε εικόνα πυκνότητας ακτίνων X με σημαντική βελτίωση της ποιότητας της εικόνας και έως και 39% μείωση της δόσολογίας. Υπάρχει επίσης ένας συγχρονισμός του κύκλου εργασίας της κάμερας ακτίνων X και του πλέγματος που βελτιστοποιείται κατάλληλα ανά εφαρμογή, και για εύρος ταχύτητας λήψης δεδομένων στερεοβιντεογραφίας 1kHz και έως 10kHz η μείωση της δόσης είναι σημαντική χωρίς υποβάθμιση της εικόνας, μια κρίσιμη επιλογή του συστήματος για διάφορες ομάδες ευαίσθητων ασθενών (νεογνών, βρεφών, παιδιών, χρόνιων ογκολογικών ασθενών).

Η ικανότητα δυναμικού ελέγχου της δόσολογίας ελέγχεται από την προαναφερθείσα συγχώνευση με βάση την τεχνητή νοημοσύνη των ελεγχόμενων από ρομπότ μίνι-ακτίνων X ορθής τάσης βλέπε ΣΧΗΜΑ MINI 1. Η συγχώνευση μίνι-ακτίνων X ορθής τάσης γλιτώνει τα εγγύς σύνθετα στρώματα του ιστού ή του αντικειμένου, ενώ παράγει μια συμπαγή δέσμη στο στόχο. Προσδιορισμός του βάθους του σύνθετου στρώματος στο

οποίο συγχωνεύονται οι μίνι-ακτίνες μεταβάλλοντας την απόσταση μεταξύ των μίνι δοκών παρέχεται από τους ρομποτικούς βραχίονες.

Το σύστημα χρησιμοποιεί βαθιά εκμάθηση για να εκπαιδευτεί από συγκεκριμένα φαντάσματα βαθμονόμησης και σαρώσεις που έχουν αποκτηθεί προηγουμένως. Το  
 5 εκπαιδευμένο σύστημα μπορεί στη συνέχεια να μεταβάλλει την έκθεση εν κινήσει όταν τα δεδομένα αποκτώνται με αντίστοιχες οριακές συνθήκες έκθεσης. Αυτές οι μίνι-ακτίνες γλιτώνουν τα εγγύς στρώματα ιστού, ενώ παράγουν μία συμπαγή δέσμη στο στόχο ρυθμίζοντας το βάθος του στρώματος του ιστού στο οποίο συγχωνεύονται οι μίνι δέσμες μεταβάλλοντας την απόσταση μεταξύ τους, γεγονός που μειώνει κρίσιμα τη δόση  
 10 και με τους κατάλληλους φακούς ενισχύει την εικόνα του στόχου. Αυτή η λειτουργικότητα επιτρέπει πρακτικά τη σάρωση ασθενών εν κινήσει χωρίς αναισθησία και με χαμηλότερη δοσολογία.

Σε άλλη υλοποίηση (αξίωση 2), ένας διαφορετικός μηχανισμός ελέγχου της δοσολογίας στο επίπεδο έκθεσης σε ακτίνες Χ. Όταν η CPU του συστήματος δίνει εντολή για έκθεση  
 15 σε ακτίνες Χ, μια γεννήτρια ενεργοποιεί υψηλή τάση (kV), αλλά το ρεύμα του σωλήνα (και η δημιουργία ακτίνων Χ) περιορίζεται από την παρουσία προηγουμένως εφαρμοζόμενης αρνητικής υψηλής τάσης (που εφαρμόζεται από την CPU του συστήματος), στο πλέγμα του σωλήνα ακτίνων Χ. Χωρίς αυτό το ρεύμα λυχνίας, δεν δημιουργούνται ακτίνες Χ. Χρησιμοποιούμε αυτή τη λειτουργία για να  
 20 ελαχιστοποιήσουμε τη δόση ακτινοβολίας για ασφάλεια των ασθενών. Όταν σκοπεύουμε να ελαχιστοποιήσουμε τη δόση του ασθενούς, ο τεχνικός στόχος είναι να δημιουργούνται ακτίνες Χ, όταν η κάμερα απεικόνισης "κοιτάζει", και να μην δημιουργούνται ακτίνες Χ, όταν η κάμερα "ανοιγοκλείνει". Η φυσική της εμπλεκόμενης ενέργειας υπαγορεύει ότι ο συγχρονισμός Ακτίνων-Χ υψηλής ταχύτητας / Κάμερας που  
 25 κοιτάζει-αναβοσβήνει, μπορεί να λειτουργήσει μόνο με τεχνολογία ελέγχου πλέγματος. Αυτή η τεχνολογία ελέγχου πλέγματος είναι απλά ένας τρόπος ελέγχου στο ρεύμα λυχνίας.

Το ρεύμα της λυχνίας και οι σχετικές απελευθερώσεις ακτίνων-Χ διατάσσονται από την κεντρική μονάδα επεξεργασίας του συστήματος, όταν απαιτεί συγκεκριμένο μήκος και  
 30 ποσότητα απελευθερώσεων (οι απελευθερώσεις προέρχονται από τη μετατροπή του δυναμικού του πλέγματος, από την προηγουμένως εφαρμοζόμενη αρνητική τάση, σε μηδέν βολτ, σε σχέση με την κάθοδο). Η ταχύτητα κάθε απελευθέρωσης αναμένεται να είναι στο πλήρες δυναμικό ακτίνων Χ σε όχι περισσότερο από 2 μικροδευτερόλεπτα μετά την εντολή της ΚΜΕ για τον εν λόγω παλμό. Αυτός ο εξαιρετικά γρήγορος χρόνος  
 35 "ανόδου" είναι ένας από τους τρόπους με τους οποίους το σύστημα Grid-Control παράγει αξιοσημείωτη εξοικονόμηση δόσης. Ο χρόνος που μεσολαβεί για να φθάσουν οι πραγματικές ακτίνες Χ στον υποδοχέα είναι ακόμη ταχύτερος. Μετά την έναρξη αυτών

- των παλμών ακτίνων-Χ, κάθε παλμός θα αρχίσει να σταματά όταν δοθεί σχετική εντολή από την ΚΜΕ του συστήματος (αυτό συμβαίνει όταν το σύστημα δώσει εντολή επαναφοράς αρνητικής τάσης στο δίκτυο). Αυτή η ίδια ακολουθία γεγονότων συμβαίνει για κάθε παλμό (κάθε καρτέ). Ενδεικτικά, κατά τον τερματισμό κάθε παλμού, η
- 5 περισσότερη ακτινοβολία σταματά όταν το δίκτυο φτάσει στα -1kV και ο χρόνος αυτής της πλήρους διακοπής της ακτινοβολίας είναι περίπου 2 μικροδευτερόλεπτα. Το πλήρες -3,5kV επιτυγχάνεται στο πλέγμα σε περίπου 15 μικροδευτερόλεπτα. Όλο αυτό το διάστημα, το KV της γεννήτριας παραμένει σταθερό κατά τη διάρκεια όλων των
- 10 πολλαπλών παλμών. Αυτός ο εξαιρετικά γρήγορος χρόνος "κατεβάσματος" είναι ο κύριος τρόπος με τον οποίο η τεχνολογία Grid-Control παράγει αξιοσημείωτη δόση εξοικονόμησης και αφαιρεί σχεδόν όλη τη "μαλακή", μη χρήσιμη ακτινοβολία.
- Σε μια άλλη υλοποίηση, η ακολουθία ενεργοποίησης και απενεργοποίησης των εκπομπών ακτίνων Χ από το σύστημα ελέγχου πλέγματος μπορεί να γίνει πολύ γρήγορα
- 15 - πολύ πιο γρήγορα από τα 30-60 καρτέ ανά δευτερόλεπτο που είναι σήμερα διαθέσιμα συστήματα. Η πρόβλεψη εδώ έχει πολλαπλά σχέδια Grid-Control ικανά να λειτουργούν σε συχνότητα 4-5 και έως 10kHz (και έτσι μπορεί να συνδυαστεί με μια κάμερα που λειτουργεί σε υψηλή συχνότητα - έως και 10.000 καρτέ ανά δευτερόλεπτο). Κάθε ένα από
- 20 τα χρονικά κενά, μεταξύ των καρτέ, είναι μια ευκαιρία για την απομάκρυνση της ανεπιθύμητης και αχρείαστης δόσης ακτίνων Χ. Το ποσό της δόσης που μπορεί να εξοικονομηθεί συνδέεται άμεσα με το χρονικό διάστημα που η ακτίνα Χ είναι απενεργοποιημένη μεταξύ των καρτέ της κάμερας. Η εξοικονόμηση αυτή μπορεί να είναι πολύ δραματική. Στο ΣΧΗΜΑ ΔΟΣΗ 1 παρέχουμε ορισμένα δείγματα σημάτων ακτινοβολίας και δόσης.
- Σε μια άλλη υλοποίηση, το σύστημα μείωσης της δόσης, συγχρονίζει τη νέα γεννήτρια
- 25 που προσφέρει συχνότητα μεταγωγής 5-10kHz με κάμερες υψηλής ταχύτητας που μπορούν να ταιριάξουν με αυτόν τον ρυθμό καρτέ. Χειριζόμενοι τον κύκλο λειτουργίας του συμπλέγματος κάμερας-γεννήτριας μπορούμε να μειώσουμε το επίπεδο ακτινοβολίας στο 20% ή ακόμη και στο 30% της ακτινοβολίας για τις ίδιες εικόνες χωρίς θόλωμα σε ικανότητα μεταγωγής 10kHz.
- 30 Σε μια άλλη υλοποίηση, πρόσθετο μηχανικό κλείστρο που ελέγχει ηλεκτρονικά τη συχνότητα καρτέ, λειτουργεί στο επίπεδο του συμβολόμετρου ΣΧΗΜΑ ΔΟΣΗ 1. Παρόμοια με ένα δυναμικό φίλτρο μόνο με υψηλή ταχύτητα κλείστρου ικανή για ταχύτητες κλείστρου 200 έως 1000 καρτέ ανά δευτερόλεπτο. Η σύνδεση αυτού του συστήματος με
- 35 το πλέγμα που βασίζεται σε γεννήτρια και οι κάμερες υψηλής ταχύτητας μπορούν να βελτιστοποιήσουν τη μείωση της δόσης διατηρώντας την ελάχιστη δόση που παρέχεται όταν οι κάμερες πυροβολούν σε συνδυασμό με τα μηχανικά και ηλεκτρονικά διακριτοποιημένα κβάντα ακτίνων Χ που διαφεύγουν από τον δυναμικό συμβολόμετρο.

Το σύστημα μπορεί να προβλέψει τη διασταυρούμενη διέλευση των κβάντων ακτίνων Χ από διάφορες πηγές (συστοιχία πολλαπλών ρομπότ) και να την κατευθύνει αναλόγως, ώστε το φαινόμενο κβαντικού στίγματος να ελαχιστοποιείται και οι επικαλύψεις και τα εμπόδια βελτιστοποιούνται με ελάχιστες επιπτώσεις στην ποιότητα της εικόνας και τη

5 δοσολογία. Πρόκειται επίσης για μια διαδικασία καθοδηγούμενη από την TN με τοπολογία, γεωμετρία και παραμετροποίηση της έκθεσης, όπως περιγράφηκε προηγουμένως.

Σε μια άλλη υλοποίηση, τα ρομπότ υιοθετούν αυτόματα τη σχέση θέσης τους σε σχέση μεταξύ τους και σε σχέση με τα επιμέρους συστήματα συντεταγμένων (καρτεσιανά ή

10 οποιουδήποτε άλλου τύπου) ώστε να πραγματοποιείται στερεοταξία και συγχρονισμός δεδομένων. Η συν-ταυτοποίηση και η απεικόνιση ογκομετρικών δεδομένων από αξονική και μαγνητική τομογραφία ΣΧΗΜΑ ΠΥΡΗΝΑΣ1 ή άλλα σύνολα δεδομένων απεικονιστικών μεθόδων πραγματοποιείται με τη χρήση σφαιριδίων τανταλίου, οστικών ορόσημων μετά από ειδική ψηφιοποίηση στη λεγόμενη ψηφιακά ανακατασκευασμένη

15 ακτινογραφία (DDRs) ΣΧΗΜΑ ΠΥΡΗΝΑΣ2 και/ή ακτινοσκοπικές χρωστικές ουσίες (παράγοντες) ή εξωτερικά προσαρμοσμένα πλαίσια δερματικών δεικτών, ή/και πλαστικούς σωλήνες/σφαιρικούς δείκτες γεμισμένους με διαλύματα θειικού κυπριακού με παραμαγνητικές ιδιότητες ΣΧΗΜΑ CORE5a, ΣΧΗΜΑ CORE5b, ΣΧΗΜΑ CORE5c, ΣΧΗΜΑ CORE5d στερεωμένα σε εξωτερικά πλαίσια ενσωματωμένα σε κατάλληλες θέσεις στην

20 ανατομία του ανθρώπου ή του ζώου (ή σε οποιοδήποτε άλλο στόχο και πύργο άλλου συστήματος απεικόνισης) για τη συν-καταγραφή της γεωμετρίας από τις διάφορες απεικονιστικές μεθόδους. Η ψηφιακά ανακατασκευασμένη ακτινογραφία (μονής όψης) κατασκευάζεται με τη χρήση τεχνικών ray-casting στη διαδικασία εντοπισμού χωρίς δείκτες του συστήματος που παρέχεται ΣΧΗΜΑ CORE2 & ΣΧΗΜΑ CORE4.

Σε μια άλλη ενσωμάτωση παρέχονται φαντάσματα βαθμονόμησης τα οποία είναι διαφορετικής μάρκας και χωρητικότητας, συμπεριλαμβανομένων ειδικών για τον

25 ραδιογραφικό χαρακτηρισμό της πυκνότητας με βάση την καταμέτρηση των επιπέδων Gray ή την πυκνότητα συγκεκριμένων υλικών ιδιοτήτων του αντικειμένου βαθμονόμησης ΣΧΗΜΑ ΠΥΡΗΝΑΣ3. Αυτά τα βαθμονομημένα σύνολα δεδομένων χρησιμοποιούνται με τη σειρά τους για την τελική βαθμονόμηση του συστήματος καθώς συγκρίνονται με σύνολα δεδομένων in-vivo, in-vitro και, in situ χρησιμοποιώντας τη

30 διαδικασία AI που περιγράφηκε προηγουμένως. Στη συνέχεια, τα ογκομετρικά δεδομένα ανακατασκευάζονται με τη χρήση αλγορίθμων ισοεπιφάνειας ΣΧΗΜΑ CORE5e, ΣΧΗΜΑ CORE5f, ΣΧΗΜΑ CORE5g, ΣΧΗΜΑ CORE5h που εξαρτώνται από την "ογκομετρική πυκνότητα του επιπέδου ακτίνων Χ μιας συγκεκριμένης θέσης" και λαμβάνεται μια

35 ποικιλία εναλλακτικών τοπολογιών και γεωμετρικών επιφάνειας για την επιφάνεια και τα σε βάθος δεδομένα. Τα προκύπτοντα πλέγματα τετραεδρικών στοιχείων ΣΧΗΜΑ CORE5h

και η διόρθωση της γεωμετρίας και της τοπολογίας περιλαμβάνουν διάφορα βήματα προς την τελική απεικόνιση. Αυτή η οπτικοποίηση χρησιμοποιεί τα μοντέλα επιφανειών που αποδίδονται ΣΧΗΜΑ CORE5g ή/και τα στερεά πλέγματα του σαρωμένου αντικειμένου/ανατομίας ΣΧΗΜΑ CORE5h. Η λύση παρέχει επίσης μια μη βασισμένη στο

5 μάρκετινγκ συν-εγγραφή με χρήση εξωτερικών δερματικών δεικτών ή/και εσωτερικών οστικών ανατομικών ορόσημων που βρίσκονται κοντά στο δέρμα ή στην επιφάνεια του αντικειμένου. Με αυτόν τον τρόπο είναι δυνατή η πλήρης συγχώνευση δεδομένων πολλών ζευγών ρομποτικών βραχιόνων. Είναι δυνατή η συγχώνευση με άλλες ρομποτικές πλατφόρμες, όπως το Davinci και το Makroplasty, τα συστήματα CMF και

10 άλλες πλατφόρμες ρομποτικής χειρουργικής.

Άλλες υλοποιήσεις της εφεύρεσης παρέχουν μεθόδους και συστήματα για την λήψη και επεξεργασία ιατρικών εικόνων με τη βοήθεια υπολογιστή με τη χρήση πολλών αυτοματοποιημένων ρομποτικών βραχιόνων που είναι προσαρτημένοι σε βάθρα ή μέσω των πλαισίων που κρέμονται από τοίχους οροφών-στέγες ή ειδικά υιοθετημένων

15 κινητών δακτυλίων και συστημάτων σιδηροτροχιών που μπορούν να στερεωθούν σε όλες τις προαναφερθείσες διαμορφώσεις (δάπεδο, τοίχοι, οροφές). Ένα δυναμικό τρισδιάστατο μοντέλο ενός αντικειμένου απεικόνισης δημιουργείται με τη χρήση τεχνικών στερεοφωτογραμμετρικής ανακατασκευής. Ορισμένες υλοποιήσεις της εφεύρεσης παρέχουν δυναμική απεικόνιση (π.χ. βιντεοακτινογραφία) που επιτρέπει σε

20 έναν επαγγελματία υγείας να βλέπει το σκελετικό σύστημα σε κίνηση από διαφορετικές πύλες/σημεία θέασης. Ορισμένες υλοποιήσεις προσφέρουν τη δυνατότητα εκτέλεσης για απόκτηση όγκου και μοντελοποίηση με χρήση τόσο της τομοσύνθεσης όσο και της υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης (CBCT) με έναν άξονα (ένα ζεύγος πομπού και ανιχνευτή) ή πολλαπλούς άξονες (δύο ή περισσότερα ζεύγη πομπού και ανιχνευτή).

25 Οι γεωμετρίες αυτών των διαμορφώσεων παραμετροποιούνται και ένας πίνακας επιδόσεων με αριθμούς ελέγχεται τόσο χειροκίνητα όσο και αυτόματα. Η ικανότητα δυναμικού ελέγχου όλων των γεωμετριών ελέγχεται από έναν αλγόριθμο βασισμένο στην τεχνητή νοημοσύνη που περιγράφηκε προηγουμένως. Το σύστημα και ο αλγόριθμος χρησιμοποιούν βαθιά εκμάθηση για να εκπαιδευτούν από συγκεκριμένα

30 φαντάσματα βαθμονόμησης και από σαρώσεις που έχουν αποκτηθεί προηγουμένως, αλλά κυρίως από κανόνες σάρωσης που έχουν αποκτηθεί προηγουμένως από σαρώσεις *in vivo*.

Τα σχήματα για τις τεχνικές και τους αλγορίθμους μείωσης της δοσολογίας του ρομποτικού οργάνου απεικόνισης για τον έλεγχο της ακτινοβολίας με τη χρήση

35 συστημάτων δυναμικής συμβολομετρίας και δυναμικής έκθεσης παρουσιάζονται στα σχήματα.

Σε μια άλλη υλοποίηση, το σύστημα μπορεί να συγχρονίσει ( παράλληλα ή γραμμικά σε σειρά) πολλές λειτουργίες χρησιμοποιώντας την αρχή της πολυτροπικής ενσωμάτωσης σε σχέση με τον έλεγχο της δοσολογίας και τον τύπο σάρωσης. Η αρχή "Μία συσκευή-πολλαπλές λειτουργίες" στον παρόντα σαρωτή απεικόνισης σε σχέση με τη δοσολογία αναφέρεται στην ικανότητα από μία συνεδρία συλλογής δεδομένων να υπερδειγματοληφτείται μεγάλη ποσότητα εικόνων και να μπορεί να χρησιμοποιηθεί η συγχώνευση των δεδομένων από διαφορετικές σαρώσεις ώστε να υπάρχουν πολλαπλές λειτουργίες απεικόνισης ως τελικό αποτέλεσμα σε έναν συνδυασμένο όγκο δεδομένων. Αυτό είναι δυνατό επειδή χρησιμοποιούμε συσκευές που αλλάζουν εργαλείο στο άκρο του βραχίονα (ΣΧΗΜΑ MULTI\_1A,) συσκευές που έχουν συνδέσμους πολλαπλών λειτουργιών (ΣΧΗΜΑ MULTI\_1B) για να μεταφέρουν διαφορετικούς ανιχνευτές όπως (ΣΧΗΜΑ MULTI\_1C) ενισχυτές με την υψηλή ταχύτητα -X-Ray, κάμερες, επίπεδα πάνελ διαφόρων ιδιοτήτων, μεγάλα πάνελ DEXA, πάνελ Peronkytes, πάνελ σπινθηρογραφίας, μονάδες PET, μονάδες MRI, μονάδες ηχογραφίας και άλλα. Αυτό με τη σειρά του παρέχει τη δυνατότητα σάρωσης στο ίδιο οπτικό πεδίο ενός ασθενούς με πολλαπλές μεθόδους (ΣΧΗΜΑ MULTI\_1D) i έως vii: ψηφιακή ακτινογραφία (DR), υψηλής ευκρίνειας Micro CT, CATH\_LAB (σε στερεοφωνική, πολυαξονική και μονό επίπεδο λειτουργία (εικόνες 401 έως 420 του εγγράφου PROVISIONAL\_2023\_PART1-9.pdf) 2D και 3D τομοσύνθεση (Η τομοσύνθεση, είναι μια μέθοδος παρόμοια με την CT, αλλά διαφορετική από αυτήν που χρησιμοποιεί πιο περιορισμένη γωνία κατά την απόκτηση εικόνας. Αντί για μια λήψη 360 μοιρών μιας δομής, η τομοσύνθεση, μέσω μιας μεθόδου "τόξου" του σωλήνα ακτίνων X πάνω από ένα σταθερό ανιχνευτή, είναι ικανός να καταγράψει ένα τόξο σάρωσης μιας μεμονωμένης ανατομικής δομής. Αυτή η τεχνική μειώνει την επιβάρυνση από την επικάλυψη ιστών κατά την αξιολόγηση μεμονωμένων, σταθερών οντοτήτων, όπως πνευμονικοί όζοι ή καρδιαγγειακές υποπεριοχές ή περιοχές του εγκεφάλου. Ένα από τα κύρια πλεονεκτήματα της τομοσύνθεσης είναι οι δυνατότητες πολύ υψηλής ανάλυσης, 3D CT, Ακτινογράφηση – Fluoroscopy.

Πανοραμική και 360 DR, χωρητικότητα "τύπου C-ARM" με δύο επίπεδα που μπορούν να προγραμματιστούν να λειτουργούν ως εργαλείο CATHLab ή επεμβατικής ακτινογραφίας, DEXA, σπινθηρογράφημα, ακτινογραφίες τύπου GAMMA και πάνελ τύπου PET, ηχογραφία ενός επιπέδου ή πολλαπλών επιπέδων, σπινθηρογράφημα ενός επιπέδου ή πολλαπλών επιπέδων, σάρωση μονάδας PED ενός επιπέδου ή πολλαπλών επιπέδων, σωλήνες μαγνητικής τομογραφίας ενός επιπέδου ή πολλαπλών επιπέδων προσαρτημένοι στα ρομπότ με κατάλληλες μη μαγνητικές συσκευές και πολλά άλλα).

Το σχήμα 1 δείχνει τη γεωμετρία για τις μεθόδους ανακατασκευής για τη χρήση της στη μεθοδολογία δοσολογίας που προβλέπεται στους ισχυρισμούς διόρθωσης της δοσολογίας.

- Το σχήμα 2 δείχνει τη γεωμετρία των μεθόδων ανακατασκευής για τη χρήση της στη μεθοδολογία δοσολογίας που προβλέπεται στις αξιώσεις διόρθωσης της δοσολογίας.
- Το σχήμα 3 δείχνει τη γεωμετρία για τις μεθόδους ανακατασκευής για τη χρήση της στη δοσολογία.
- 5 μεθοδολογία διόρθωσης που προβλέπεται στους ισχυρισμούς διόρθωσης της δοσολογίας.
- Το σχήμα 4 δείχνει τη γεωμετρία για τις μεθόδους ανακατασκευής για τη χρήση της στη μεθοδολογία διόρθωσης της δοσολογίας που προβλέπεται στις αξιώσεις διόρθωσης της δοσολογίας.
- 10 Το σχήμα 5 παρουσιάζει τη γεωμετρία των μεθόδων ανακατασκευής για τη χρήση της στη μεθοδολογία διόρθωσης της δοσολογίας που προβλέπεται στις αξιώσεις διόρθωσης της δοσολογίας.
- Το σχήμα 6 παρουσιάζει τη γεωμετρία για τις μεθόδους ανακατασκευής για τη χρήση της στη μεθοδολογία διόρθωσης της δόσης που προβλέπεται στις αξιώσεις διόρθωσης της δόσης.
- 15 Τα Σχήματα 7 έως 29 δείχνουν τη γεωμετρία για τις μεθόδους ανακατασκευής για τη χρήση της στη μεθοδολογία διόρθωσης της δόσης που προβλέπεται στις αξιώσεις διόρθωσης της δόσης.
- Το Σχήμα 30 δείχνει τις μίνι ακτίνες X με τη διαφορετική ικανότητα κατεύθυνσης και εστίασης, ώστε να μπορούν να διεισδύσουν σε διαφορετικά μέρη του στόχου, όπως σχετίζονται με τον πομπό και τον στόχο στη μεθοδολογία δειγματοληψίας διόρθωσης της δόσης και στις μεθόδους ακτινοθεραπείας που προβλέπονται στις αξιώσεις διόρθωσης της δόσης.
- 20 Το σχήμα 32 δείχνει τον εκπέμποντα μηχανικό κλείστρο που ελέγχει τη συχνότητα εκπομπής στη μεθοδολογία δειγματοληψίας διόρθωσης δόσης που προβλέπεται στις αξιώσεις διόρθωσης δόσης.
- Το σχήμα 33 δείχνει τη γεωμετρία των ρομπότ και τα συστήματα συντεταγμένων τους για τις μεθόδους ανακατασκευής για τη χρήση της στη μεθοδολογία δειγματοληψίας διόρθωσης δόσης που προβλέπεται στις αξιώσεις διόρθωσης δόσης.
- 25 Το σχήμα 34 δείχνει την εικόνα ψηφιακής ανακατασκευασμένης ακτινογραφίας DRR που χρησιμοποιείται στις μεθόδους εντοπισμού χωρίς δείκτη, όπως σχετίζεται με τους ισχυρισμούς μείωσης της δοσολογίας που παρουσιάζονται στην παρούσα διάταξη.
- Το σχήμα 35 δείχνει τον κύβο βαθμονόμησης d που χρησιμοποιείται για τη βαθμονόμηση του συστήματος, όπως σχετίζεται με τους ισχυρισμούς μείωσης της δοσολογίας που παρουσιάζονται στην παρούσα διάταξη.
- 30 Το σχήμα 36 δείχνει τον τρόπο με τον οποίο παράγεται η εικόνα ψηφιακής ανακατασκευασμένης ακτινογραφίας DRR στη στερεοτακτική λειτουργία και

χρησιμοποιείται στις μεθόδους εντοπισμού χωρίς δείκτη, όπως σχετίζεται με τους ισχυρισμούς μείωσης της δοσολογίας που παρουσιάζονται στην παρούσα διάταξη.

5 Το Σχήμα 37 δείχνει τη συν-καταχώριση του ειδικού αναγνωριστικού ασθενούς από ογκομετρικά δεδομένα ρομποτικής απεικόνισης σε τετραεδρικά μοντέλα ανακατασκευασμένα με επιφάνεια για την απεικόνιση της απεικόνισης, όπως σχετίζεται με τους ισχυρισμούς μείωσης της δοσολογίας που παρουσιάζονται στην παρούσα διάταξη.

10 Το Σχήμα 38 δείχνει τη διαμόρφωση των εργαλείων του βραχίονα στο τέλος, όπως αυτή σχετίζεται με τις αξιώσεις μείωσης της δοσολογίας που παρουσιάζονται στην παρούσα διάταξη.

**ΑΞΙΩΣΕΙΣ**

1. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπου
  - α) η μία πλευρά του ζεύγους φέρει έναν πομπό και η άλλη πλευρά του ζεύγους φέρει έναν ανιχνευτή
  - 5 β) η μείωση της δόσης πραγματοποιείται με την ενεργοποίηση του πλέγματος της γεννήτριας ακτίνων X του παλμικού συστήματος τη σωστή στιγμή
  - γ) δυναμικός έλεγχος της τοποθέτησης του ανιχνευτή έναντι του πομπού, ώστε να υπάρχει ακριβής παρακολούθηση της κίνησης των ρομποτικών βραχιόνων
  - 10 δ) τη θέση του πομπού σε σχέση με τον ενισχυτή εικόνας (II) ή τον πίνακα ανιχνευτή μπορεί να παρακολουθείται και να ελέγχεται με μεγάλη ακρίβεια σε σχέση με την πυροδότηση του πλέγματος της γεννήτριας ακτίνων X του παλμικού συστήματος.
2. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στην αξίωση 1, ενώ η μείωση της δόσης πραγματοποιείται με αυτόματη μεταβολή της θέσης των ρομποτικών βραχιόνων, έτσι ώστε να επιτυγχάνονται αρκετές άλλες παράμετροι, όπως η απόσταση πηγής προς τον απεικονιστή (SID), η απόσταση αντικείμενου προς τον υποδοχέα εικόνας (OID)  
15 η απόσταση εστιακού σημείου (D) από το αντικείμενο και η επίδρασή της στο ημίφως του ανιχνευτή με τις πολλές παραλλαγές του βελτιστοποιείται για το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα της εικόνας.  
20
3. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ η μείωση της δόσης πραγματοποιείται με τη χρήση της δυναμικής μετατόπισης των SID και OID με ρομποτική καθοδήγηση από την τεχνητή νοημοσύνη που οδηγεί στη βέλτιστη τοποθέτηση της δόσης για κάθε ανατομικό προσανατολισμό, τοπολογία της κατανομής των μαλακών και σκληρών ιστών και ανθρωπομετρία του ασθενούς  
25 (πυκνότητα ιστού, σχήμα κ.λπ.).  
30
4. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με τη χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ η μείωση της δόσης πραγματοποιείται με τη συγχώνευση με βάση την TN των ελεγχόμενων από το

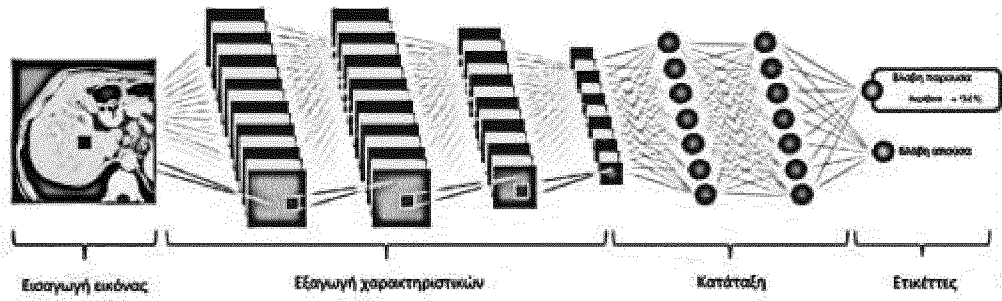
ρομπότ ορθογώνιων μίνι-ακτίνων X, χρησιμοποιώντας βαθιά μάθηση για να εκπαιδευτεί από συγκεκριμένα φαντάσματα βαθμονόμησης και προηγουμένως αποκτηθείσες σαρώσεις.

- 5 5. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ οι μίνι-ακτίνες απαλλάσσουν τα εγγύς στρώματα ιστού, ενώ παράγουν μια συμπαγή δέσμη στο στόχο, ρυθμίζοντας το βάθος του στρώματος ιστού στο οποίο συγχωνεύονται οι μίνι-ακτίνες μειώνοντας σημαντικά τη συνολική δόση.
- 10 6. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ
  - a) η μείωση της δόσης γίνεται με τον έλεγχο της CPU του συστήματος που δίνει εντολή για έκθεση σε ακτίνες X,
  - 15 β) μια γεννήτρια ενεργοποιεί υψηλή τάση (kV), αλλά το ρεύμα του σωλήνα (και η δημιουργία ακτίνων X) περιορίζεται από την παρουσία προηγουμένως εφαρμοζόμενης αρνητικής υψηλής τάσης (που εφαρμόζεται από την ΚΜΕ του συστήματος) στο πλέγμα του σωλήνα ακτίνων X,
  - 20 γ) η δόση του ασθενούς ελαχιστοποιείται, με τη βελτιστοποίηση του συνολικού τεχνικού στόχου είναι να δημιουργεί ακτίνες X, όταν η κάμερα απεικόνισης "κοιτάζει", δηλαδή είναι ενεργοποιημένη, και να μην δημιουργεί ακτίνες X, όταν η κάμερα "αναβοσβήνει", δηλαδή είναι απενεργοποιημένη.
- 25 7. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ η μείωση της δόσης πραγματοποιείται μέσω ενός μηχανισμού ελέγχου στο επίπεδο των ακτίνων X έκθεση με τη χρήση της διαχείρισης του ρεύματος του σωλήνα.
- 30 8. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ η μείωση της δόσης πραγματοποιείται μέσω της παροχής ενός πρόσθετου μηχανικού κλείστρου για τον έλεγχο και τη μερική διακοπή του σήματος εξόδου των ακτίνων X από το συμβολόμετρο.
- 35 9. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως

- περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ η μείωση της δόσης γίνεται με τον έλεγχο των ρομπότ, ώστε να υιοθετούν αυτόματα τη σχέση θέσης τους μεταξύ τους και με τις σε σχέση με τα επιμέρους συστήματα συντεταγμένων τους (καρτεσιανά ή οποιουδήποτε άλλου τύπου), έτσι ώστε να
- 5 πραγματοποιείται στερεοταξία και συγχρονισμός και συγχώνευση δεδομένων.
10. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με τη χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ η μείωση της δόσης γίνεται με τον έλεγχο των ρομποτικών βραχιόνων όταν είναι προσαρτημένα σε
- 10 βάθρα ή μέσω των πλαισίων που κρέμονται από τοίχους οροφών- οροφές ή ειδικά υιοθετημένα κινητά συστήματα δακτυλίων και σιδηροτροχιών που μπορούν να στερεωθούν σε όλες τις προαναφερθείσες διαμορφώσεις (δάπεδο, τοίχοι, οροφές).
11. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στην αξίωση 10, ενώ οι γεωμετρίες των αυτές οι ρομποτικές διαμορφώσεις παραμετροποιούνται και ένας πίνακας επιδόσεων με αριθμούς ελέγχεται τόσο χειροκίνητα όσο και αυτόματα από έναν αλγόριθμο βασισμένο στην τεχνητή νοημοσύνη.
- 15 20 12. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ η μείωση της δόσης πραγματοποιείται με τον προγραμματισμό του συστήματος για τον συγχρονισμό (παράλληλα ή γραμμικά σε σειρά) πολλών τρόπων (διαφορετικοί τύποι ανιχνευτών και πομπών) με τη χρήση της αρχής της πολυτροπικής ενσωμάτωσης σε σχέση με τον έλεγχο της δόσης και τον τύπο σάρωσης.
- 25 30 13. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ η μείωση της δόσης γίνεται με τη σύντηξη δεδομένων με τη χρήση της ενιαίας και συνεχούς παρακολούθησης των ρομποτικών συστημάτων συντεταγμένων κάθε ρομποτικού βραχίονα (σε οποιαδήποτε από τις υλοποιήσεις με 2, 3, 4, 6, 8 και περισσότερα ζεύγη ρομποτικών βραχιόνων), η οποία με τη σειρά της παράγει ανακατασκευές με τη μορφή 3D CT & DEXA και 2D και 3D Φθορισκόπηση και 2D και 3D πανοραμική ακτινογραφία και 2D και 3D ΤΟΜΟΣΥΝΘΕΣΗ, και 2D και 3D ηχογραφία, και 2D και 3D σπινθηρογράφημα, και 2D και 3D PET CT και 2D και 35 3D MRI και 2D και 3D MRA, και 2D και 3D CATHLab.

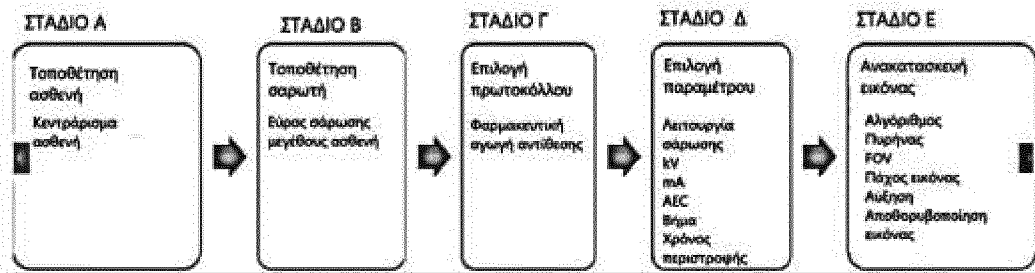
14. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ η μείωση της δόσης πραγματοποιείται με την παροχή συστημάτων δυναμικής συμβολομετρίας και δυναμικής έκθεσης για διόρθωση σφαλμάτων παράλλαξης με χρήση δυναμικής ακτινογραφίας από πολλαπλούς συνδυασμούς πηγής-ανιχνευτή με χρήση DEXA, CATHLAB, 360 Ανιχνευτές PANORAMIC, SCINTIGRAPHY, GAMMA, MRI και PET,
15. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ η μείωση της δόσης πραγματοποιείται με την παροχή μιας παρακολούθησης της κίνησης χωρίς δείκτες της γεωμετρίας του εν λόγω αντικειμένου κατά τρόπο ώστε ένας υπολογιστής να μπορεί να δημιουργήσει μια προσομοιωμένη εικόνα παρόμοια με μια πραγματική ακτινογραφική εικόνα από μια σωστά προσανατολισμένη προβολή μέσω ενός τρισδιάστατου ογκομετρικού μοντέλου. Συνεπώς, η τρισδιάστατη εκτίμηση της στάσης του αντικειμένου από στερεοσκοπική απεικόνιση δύο ή πολλών επιπέδων είναι δυνατή και ενισχύεται από τη βαθιά μάθηση, ώστε η διαδικασία να αυτοματοποιηθεί,
16. Αυτοματοποιημένη ρομποτική απεικόνιση με χρήση πολλαπλών διαμορφώσεων ρομποτικών βραχιόνων σε ζεύγη των 2, 4, 6 ή περισσότερων, όπως περιγράφεται στις προηγούμενες αξιώσεις, ενώ η μείωση της δόσης πραγματοποιείται με την παροχή ενός προεγχειρητικού χειρουργικού σχεδιαστή με επεξεργασμένα δεδομένα από τις προσομοιωμένες και πραγματικές εικόνες που έχουν επεξεργαστεί τα προεγχειρητικά όρια που έχουν τοποθετηθεί από τον χειριστή.

## ΣΧΕΔΙΑ



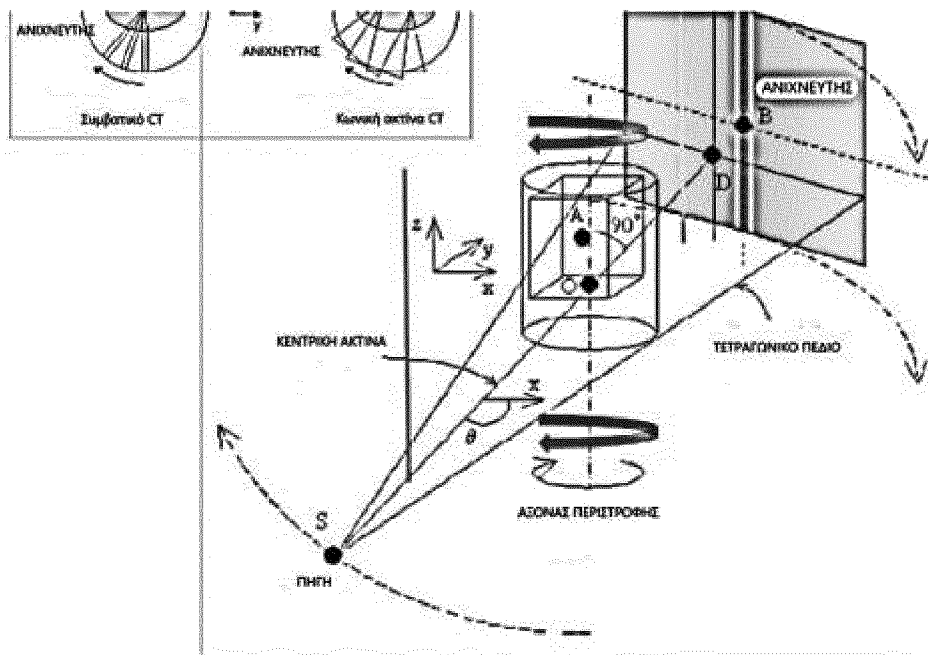
AI

ΣΧΗΜΑ 1



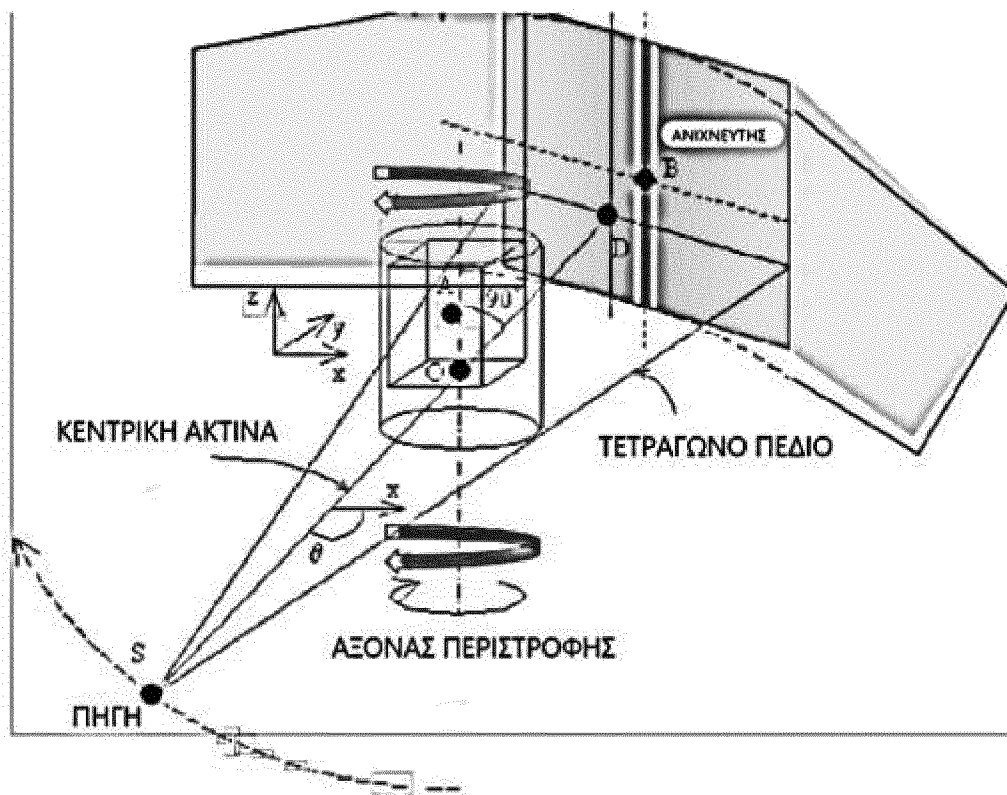
ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ CT

ΣΧΗΜΑ 2



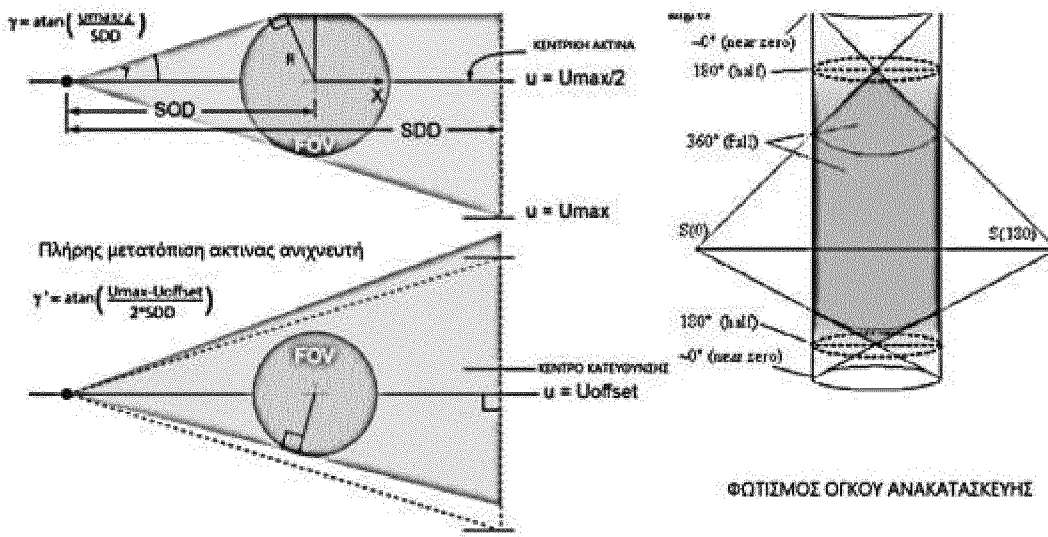
### ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ CT

ΣΧΗΜΑ 3



2η ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ CT

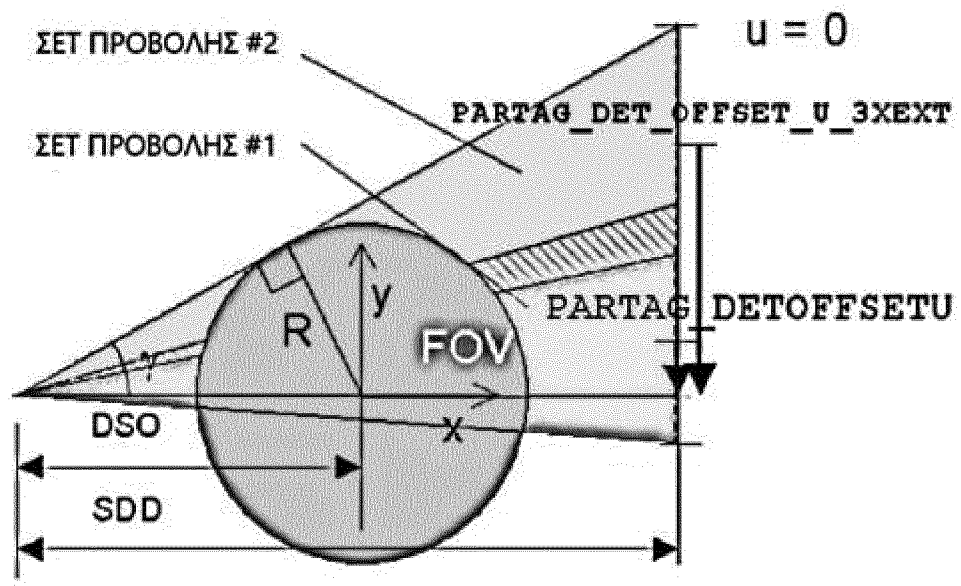
ΣΧΗΜΑ 4



Μετατόπιση του ανιχνευτή και κατεύθυνση περιστροφής όπως φαίνεται στο επίπεδο xy

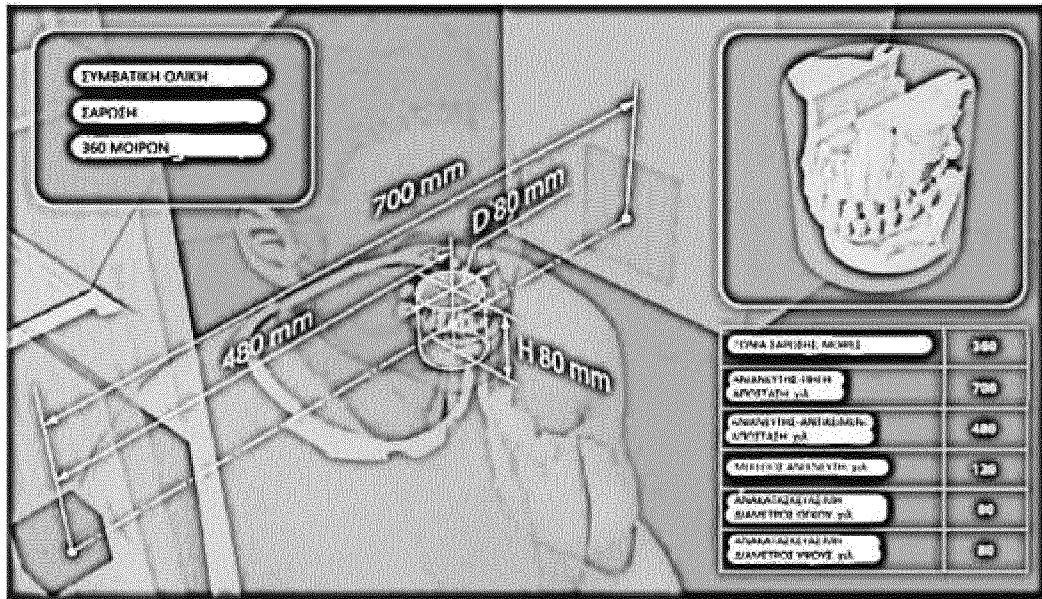
**ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΑΝΙΧΝΕΥΤΗ**

ΣΧΗΜΑ 5



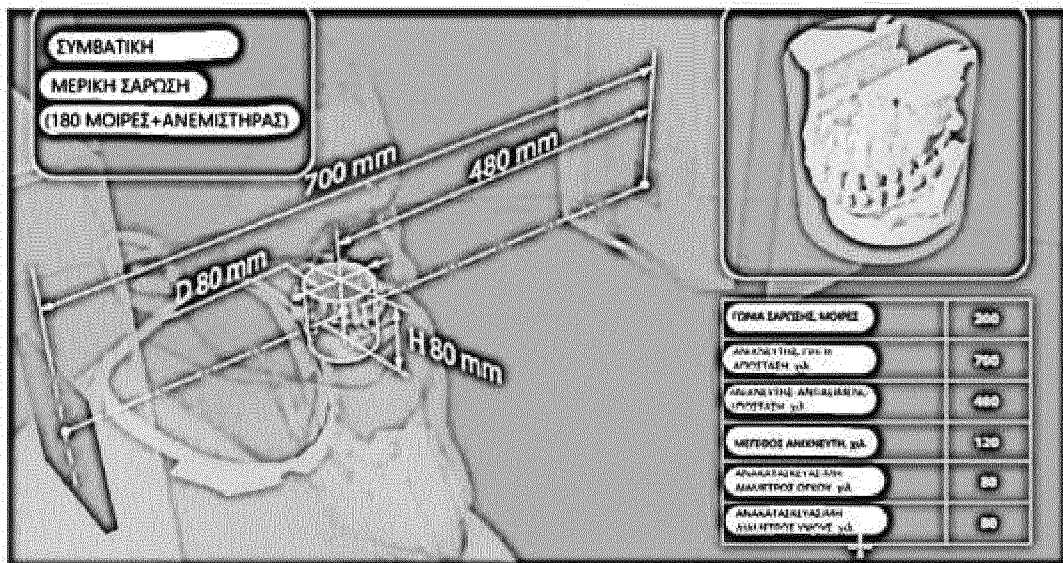
**CBCT ΡΥΘΜΙΣΗ 1**

ΣΧΗΜΑ 6



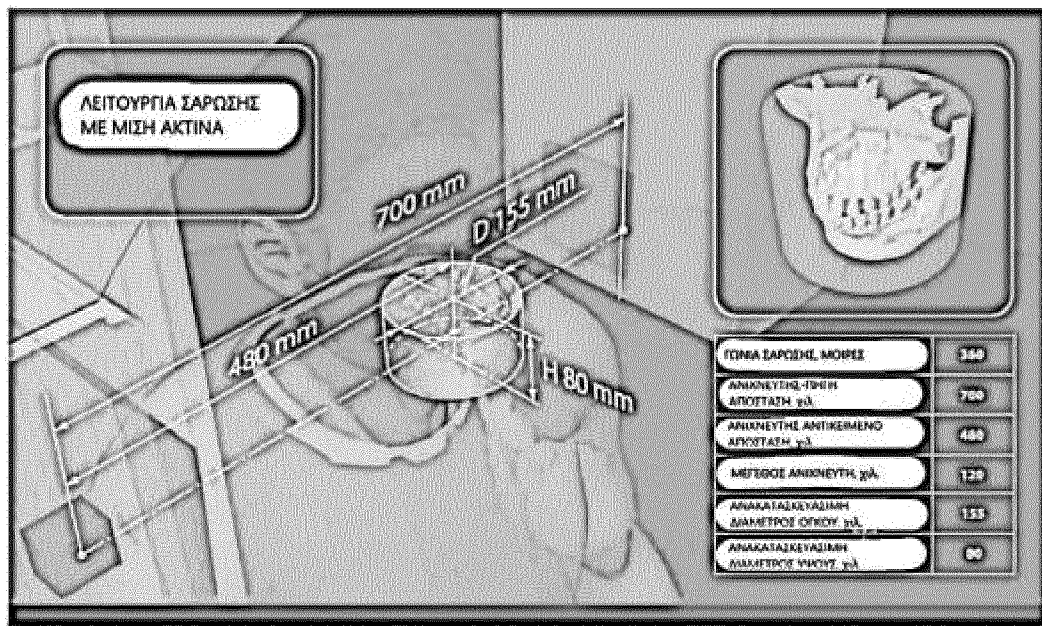
CBCT ΠΥΘΜΙΔΗ 2

ΣΧΗΜΑ 7



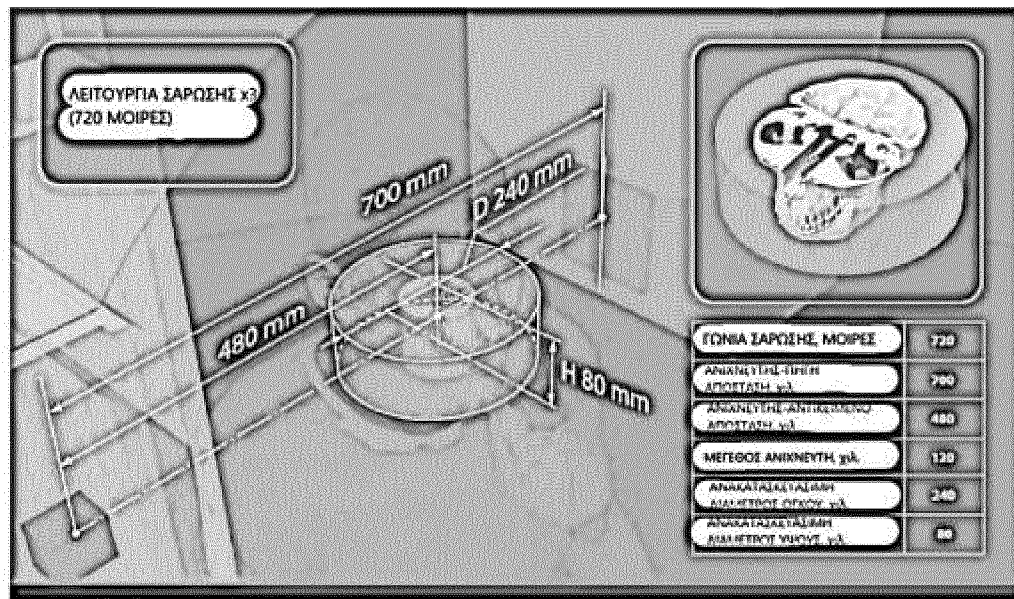
CBCT ΠΥΘΜΙΔΗ 3

ΣΧΗΜΑ 8



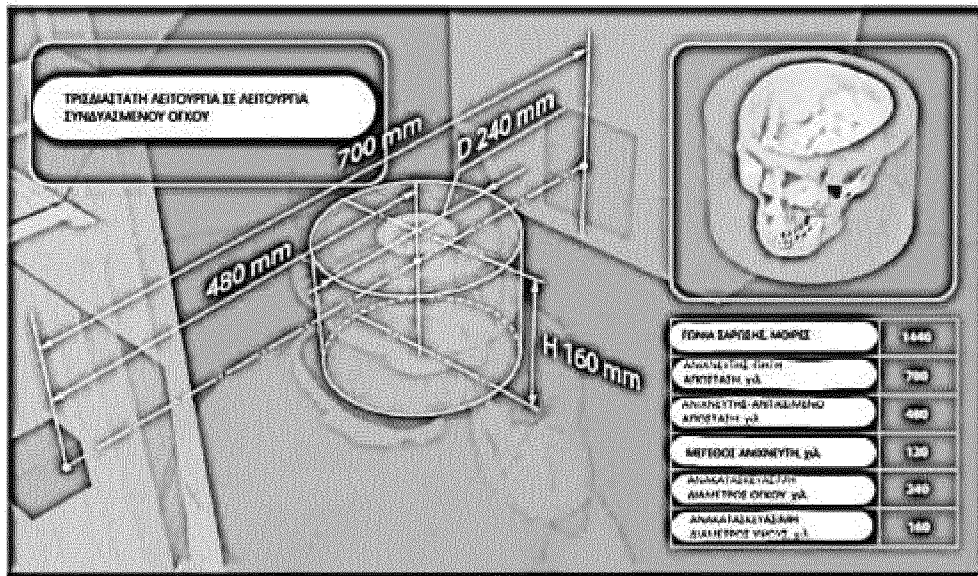
CBCT PYΘMIZH 4

ΣΧΗΜΑ 9



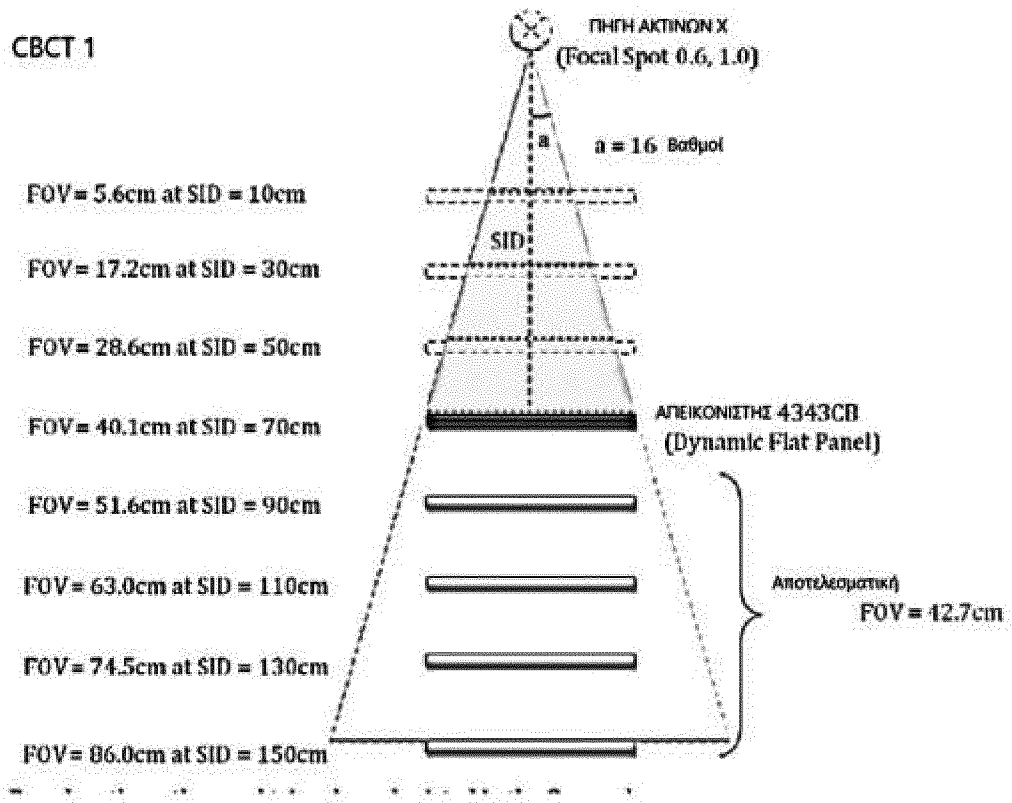
CBCT PYΘMIZH 5

ΣΧΗΜΑ 10

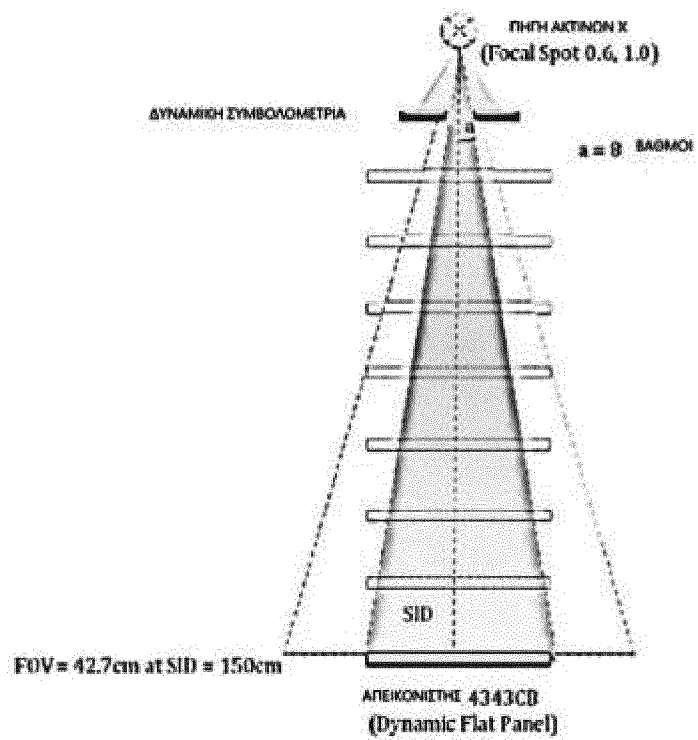


CBCT ΡΥΘΜΙΣΗ 6

ΣΧΗΜΑ 11

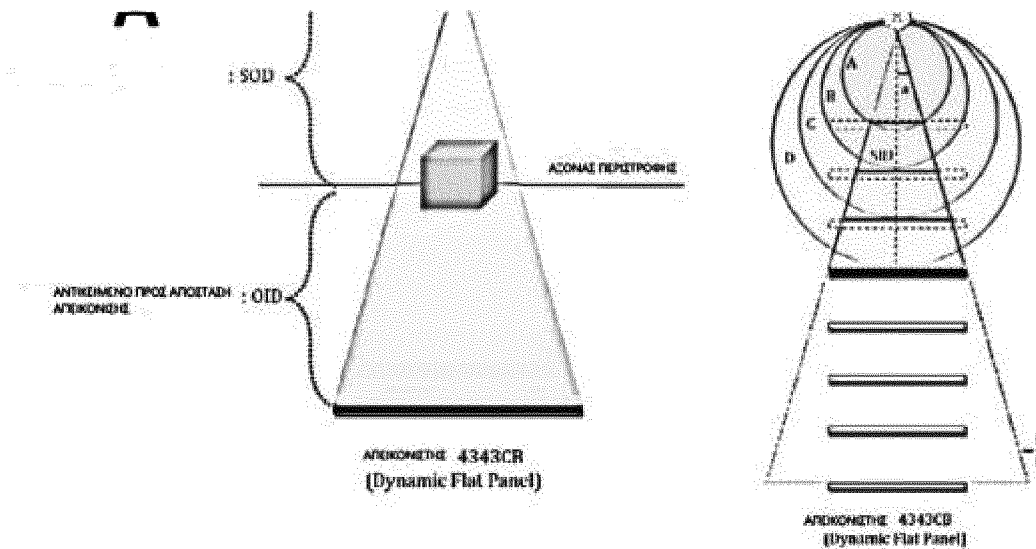


ΣΧΗΜΑ 12



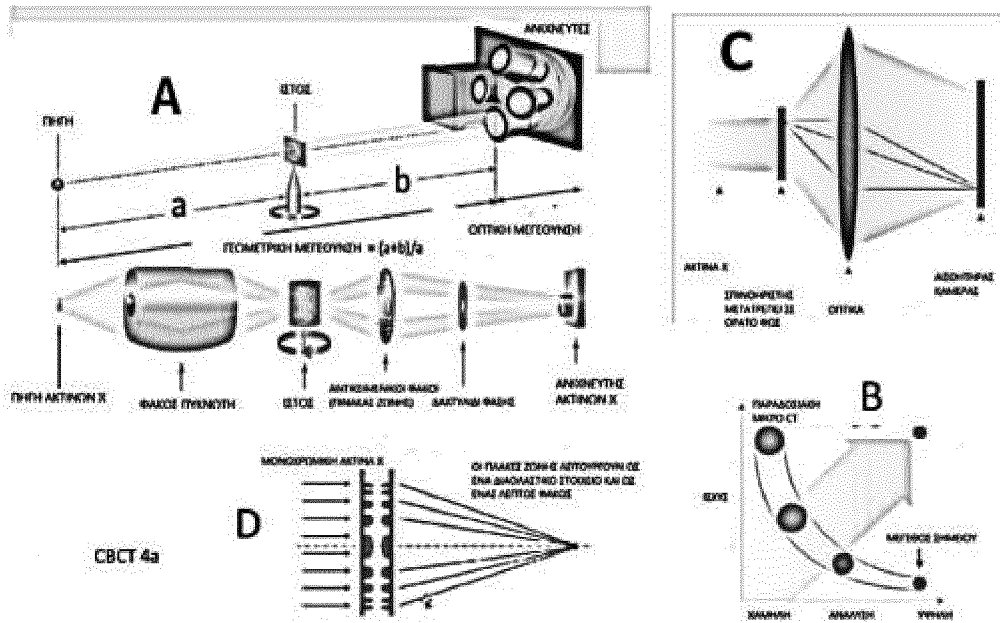
CBCT 2

ΣΧΗΜΑ 13

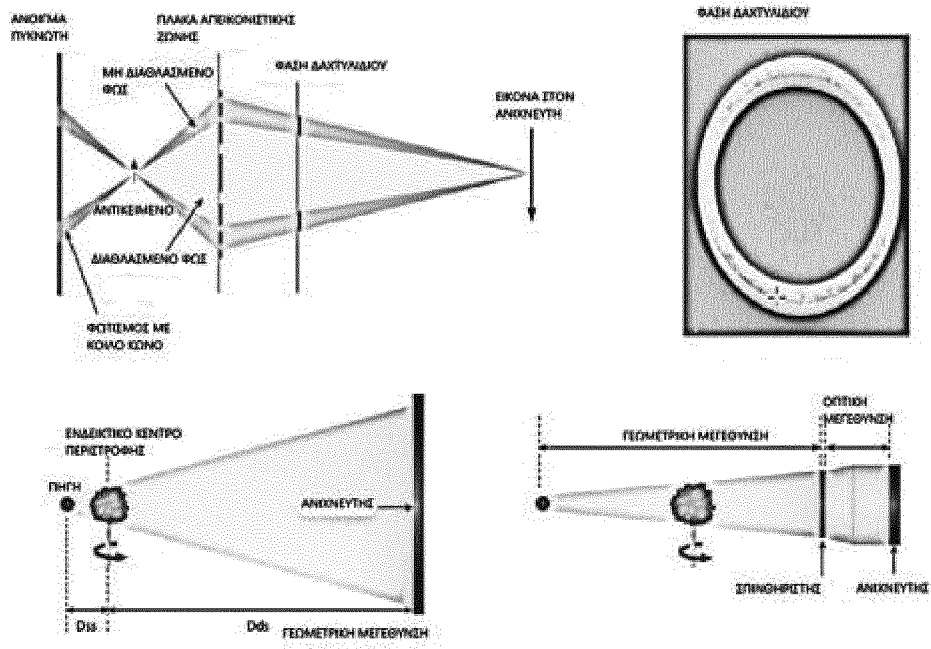


CBCT 3

ΣΧΗΜΑ 14



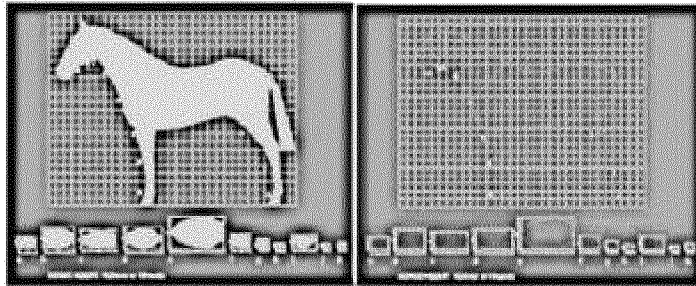
ΣΧΗΜΑ 15



CBCT 4b

ΣΧΗΜΑ 16

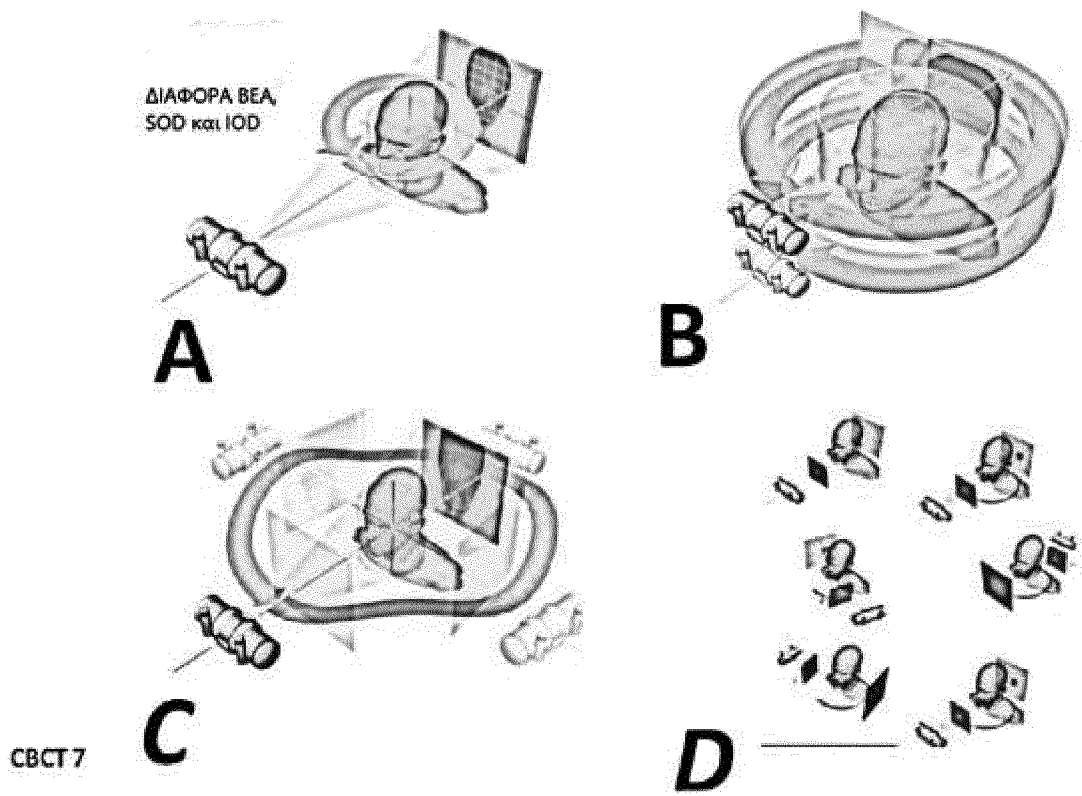
ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΟΡΟΣΗΜΑ ΙΠΠΟΕΙΔΩΝ



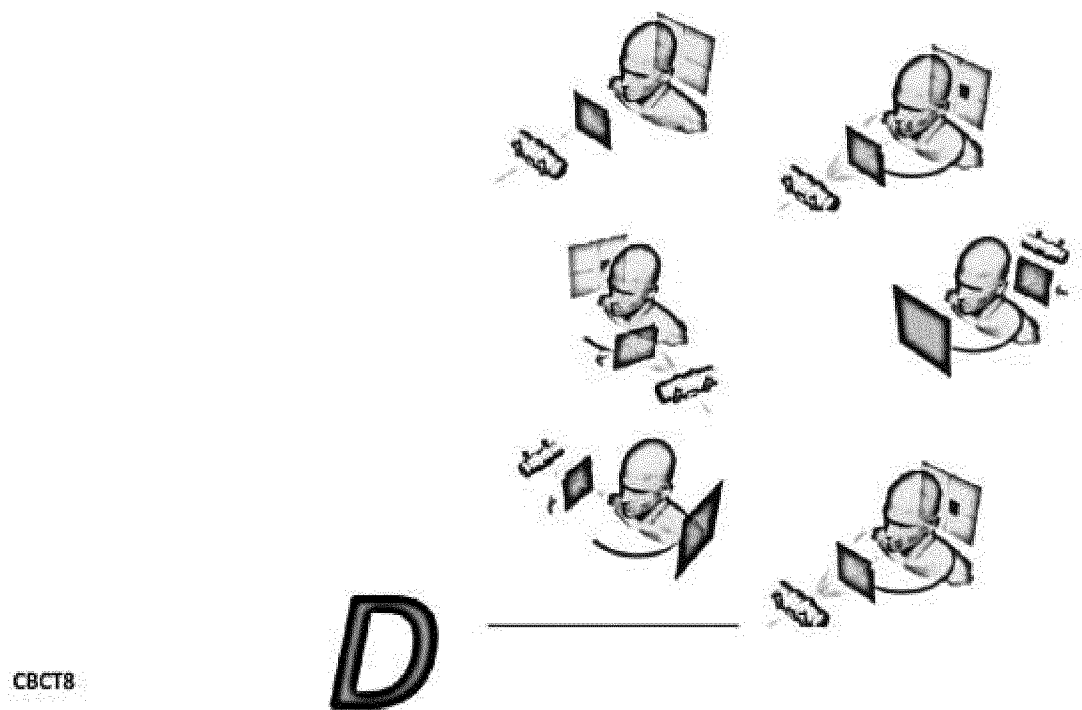
ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΟΡΟΣΗΜΑ	ΜΕΓΑΛΟ	ΜΕΣΑΙΟ	ΜΙΚΡΟ	ΕΥΡΟΣ (cm)
		ΚΕΦΑΛΙ		
α. ΡΥΓΧΟΣ	158	140	123	123 - 221
	221	196	172	
β. ΓΕΦΥΡΑ ΜΥΤΗΣ	262	233	204	204 - 372
	372	331	290	
γ. ΜΕΤΟΠΟ	226	200	175	175 - 430
	430	382	335	
		ΛΑΙΜΟΣ		
δ. ΛΑΙΜΟΣ ΚΟΝΤΑ	263	234	205	205 - 472
	472	420	367	
ε. ΛΑΙΜΟΣ ΜΑΚΡΥΑ	414	368	332	332 - 670
	670	595	521	
		ΜΠΡΟΣΤΑ ΠΟΔΙΑ		
ε. ΠΗΧΗΣ	189	168	147	147 - 228
	228	203	177	
γ. ΓΟΝΑΤΟ	115	103	90	90 - 123
	123	109	96	
η. ΟΠΛΗ	66	59	52	52 - 113
	113	101	88	
		ΠΙΣΩ ΠΟΔΙΑ		
ε. ΣΤΙΝΓΙΔΑ	178	158	139	139 - 279
	279	248	217	
ζ. ΧΟΚΙ	59	52	46	46 - 89
	89	79	69	
κ. ΟΠΛΗ	83	74	65	65 - 90
	90	80	70	

CBCT 5

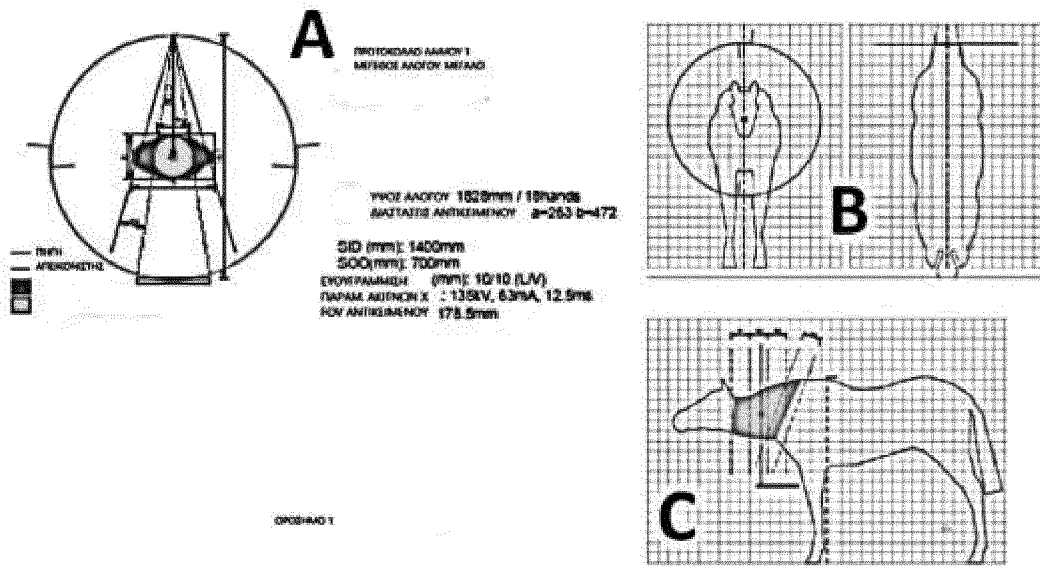
ΣΧΗΜΑ 17



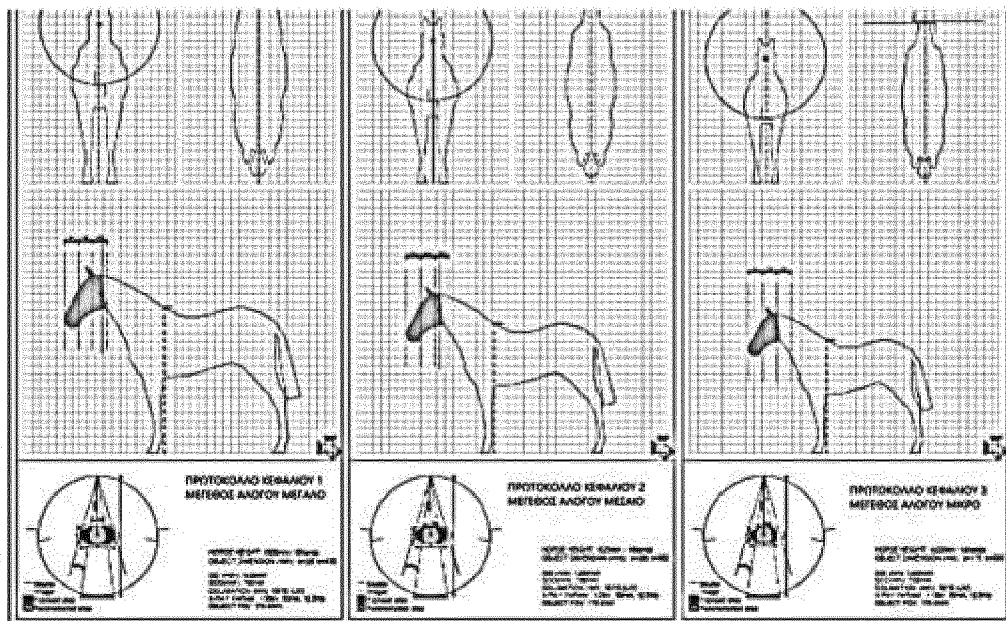
ΣΧΗΜΑ 19



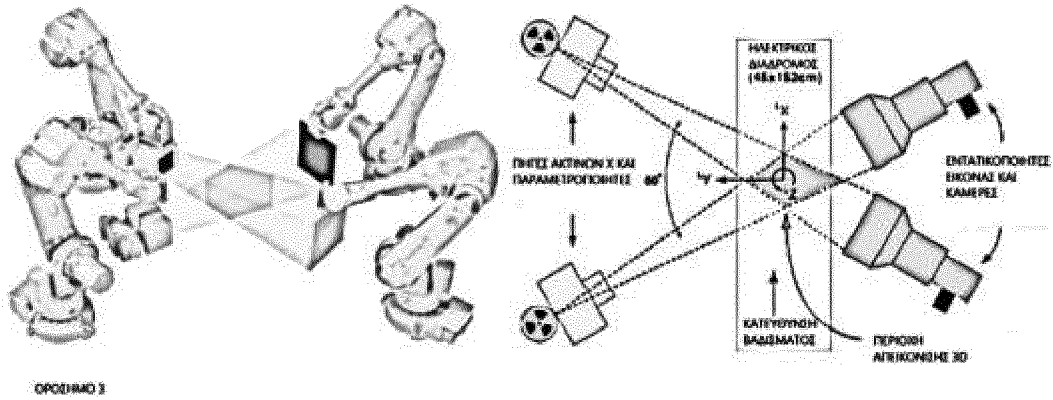
ΣΧΗΜΑ 20



ΣΧΗΜΑ 21



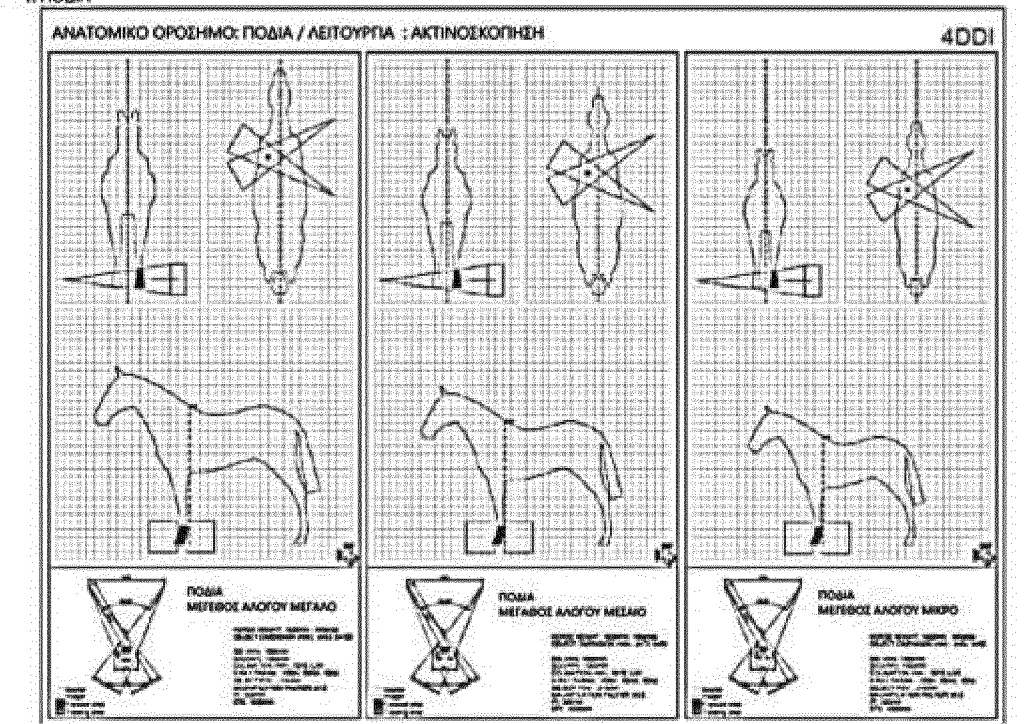
ΣΧΗΜΑ 22



ΟΡΘΙΣΜΟ 3

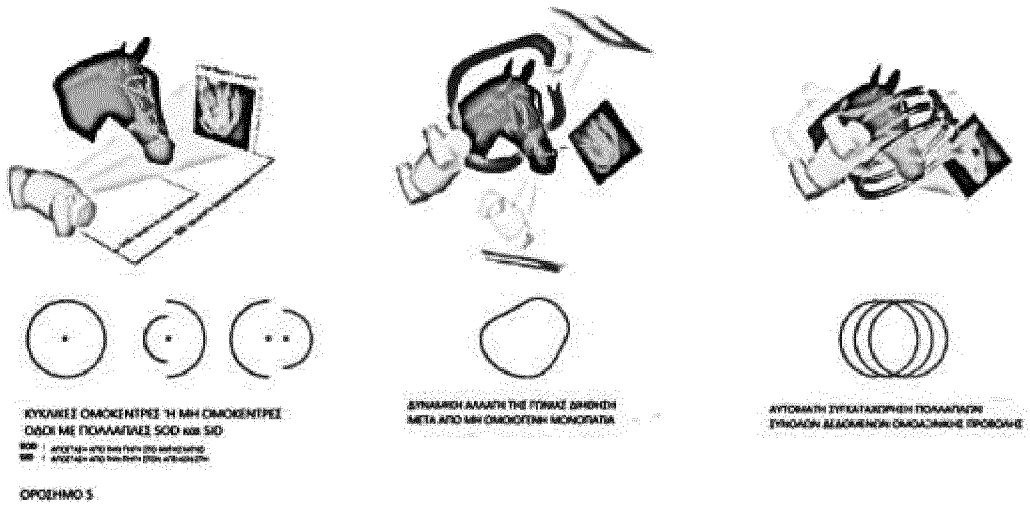
ΣΧΗΜΑ 23

1. ΠΟΔΙΑ

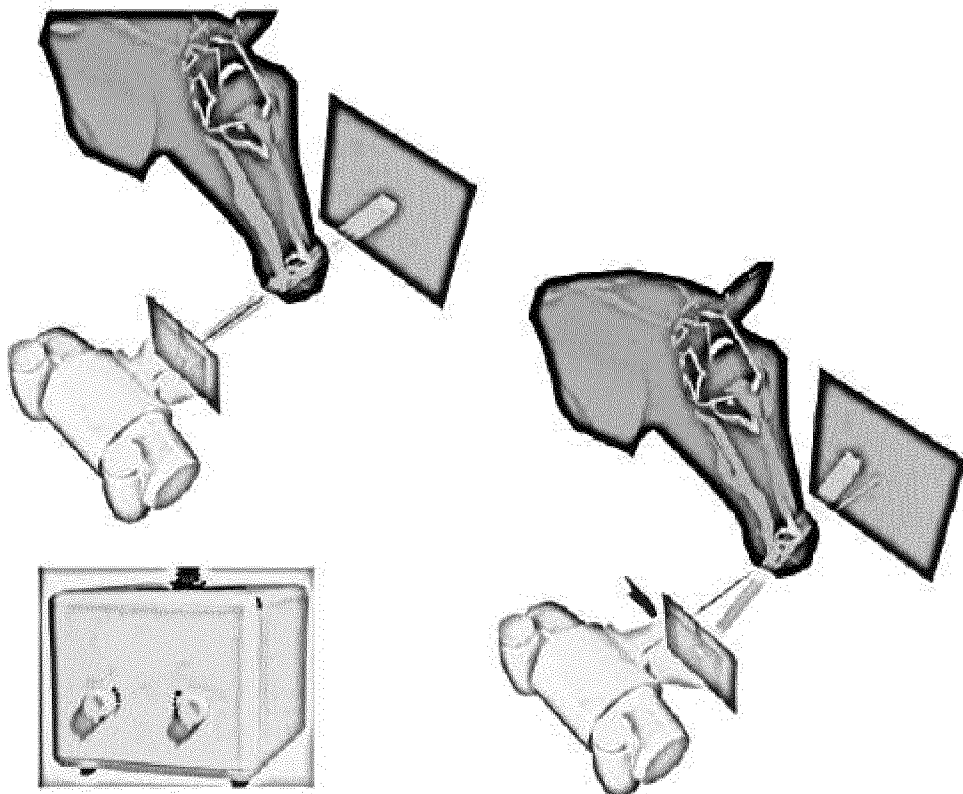


ΟΡΘΙΣΜΟ 4

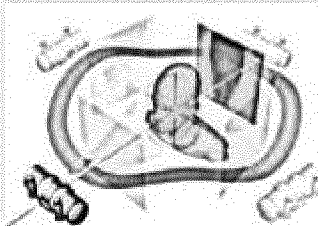
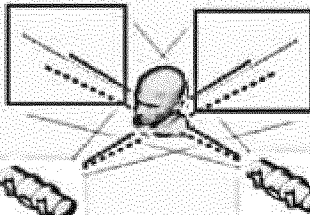
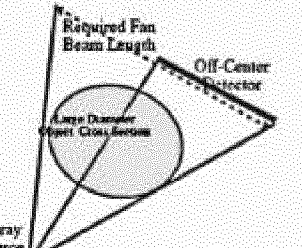
ΣΧΗΜΑ 24



ΣΧΗΜΑ 25

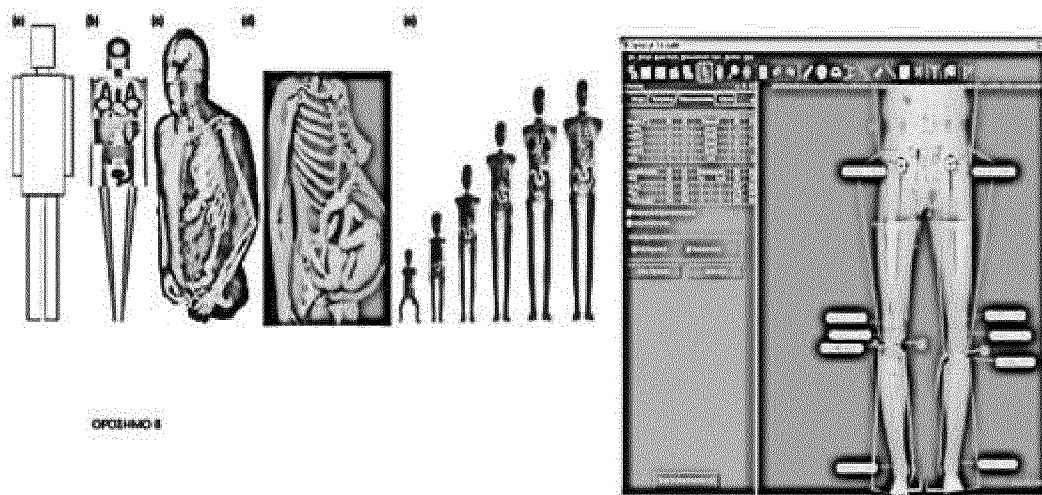


ΣΧΗΜΑ 26

ΜΙΚΡΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ	ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΕΙΣΟΔΟΣ ΑΚΤΙΝΑΣ	ΕΚΤΟΣ ΚΕΝΤΡΟΥ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Σύνθετες διαδρομές περιστροφής</li> <li>- Μεταβλητή απόσταση πηγής προς ανιχνευτή (SID), απόσταση πηγής προς αντικείμενο (SOD), γωνία εισόδου δέσμης (BEA)</li> <li>- Δυναμική παραμόρφωση</li> </ul> 	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Πάνω από μια συνέχεια γωνιών σε οποιαδήποτε θέση στην τροχιά σάρωσης</li> <li>- Επιτρέπει στερεοφωνική τομοσύνθεση υψηλής ποιότητας</li> <li>- Ενεργοποιεί προηγμένους αλγόριθμους για διόρθωση διασποράς</li> </ul> 	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Επιτρέπει τη σάρωση αντικειμένων μεγάλης διαμέτρου</li> <li>- Τα δεδομένα από τις δύο περιστροφές εκτός κέντρου συνδυάζονται για την ανακατασκευή της εικόνας</li> </ul> 

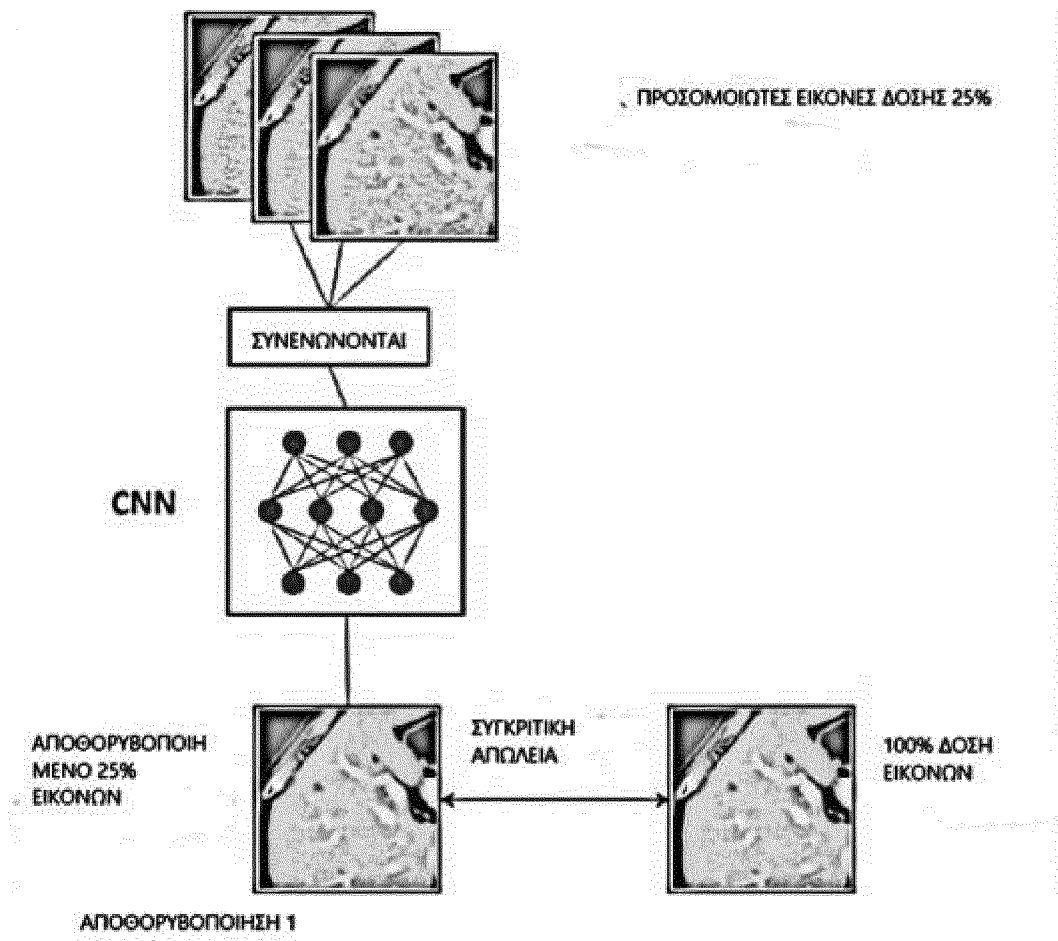
ΟΡΟΣΗΜΟ 7

ΣΧΗΜΑ 27

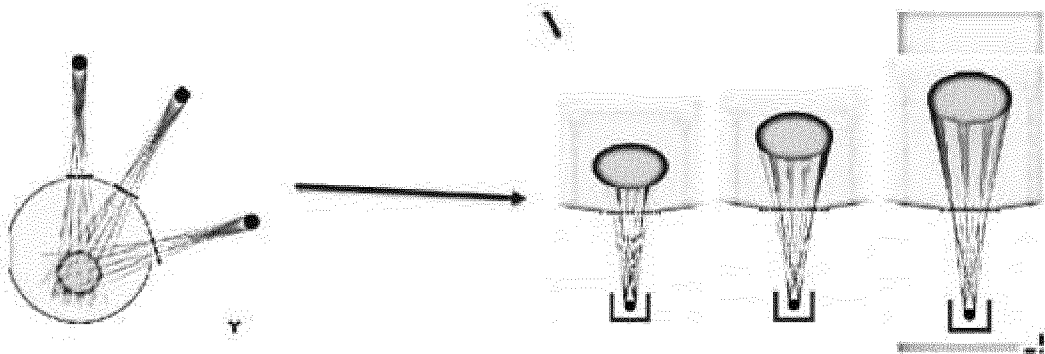


ΟΡΟΣΗΜΟ 8

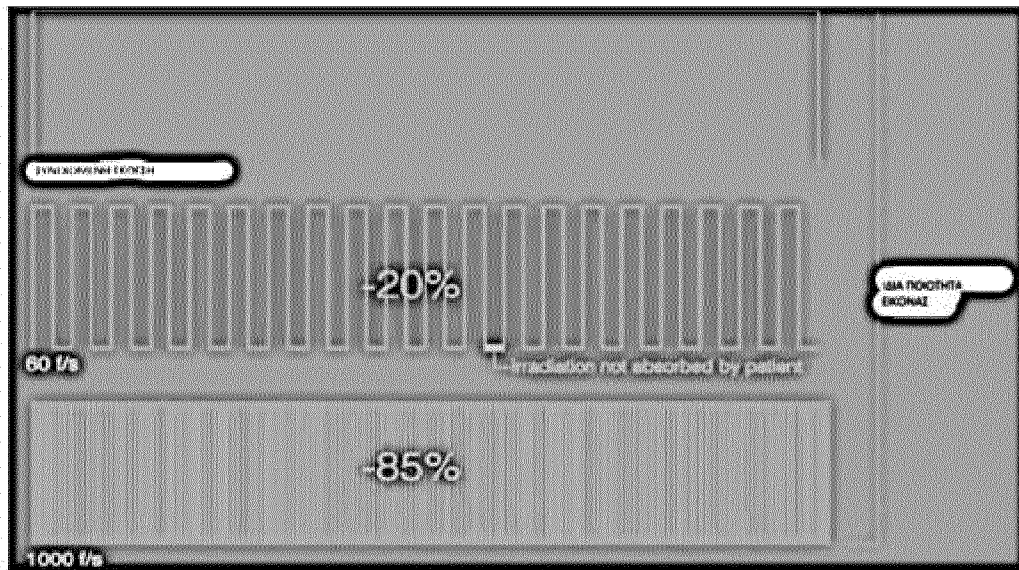
ΣΧΗΜΑ 28



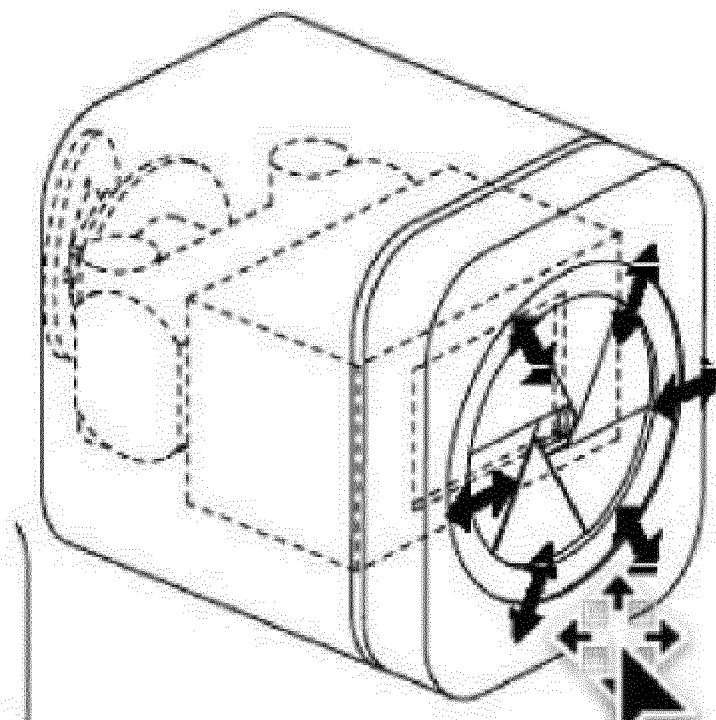
ΣΧΗΜΑ 29



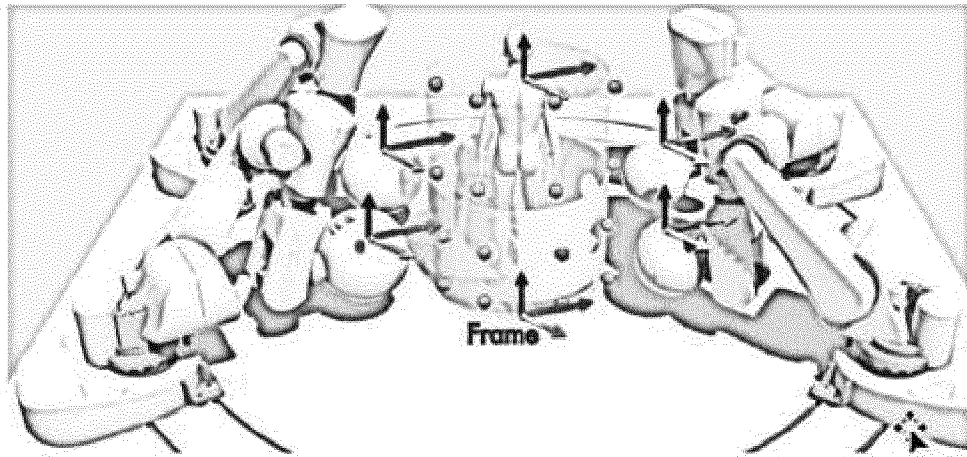
ΣΧΗΜΑ 30



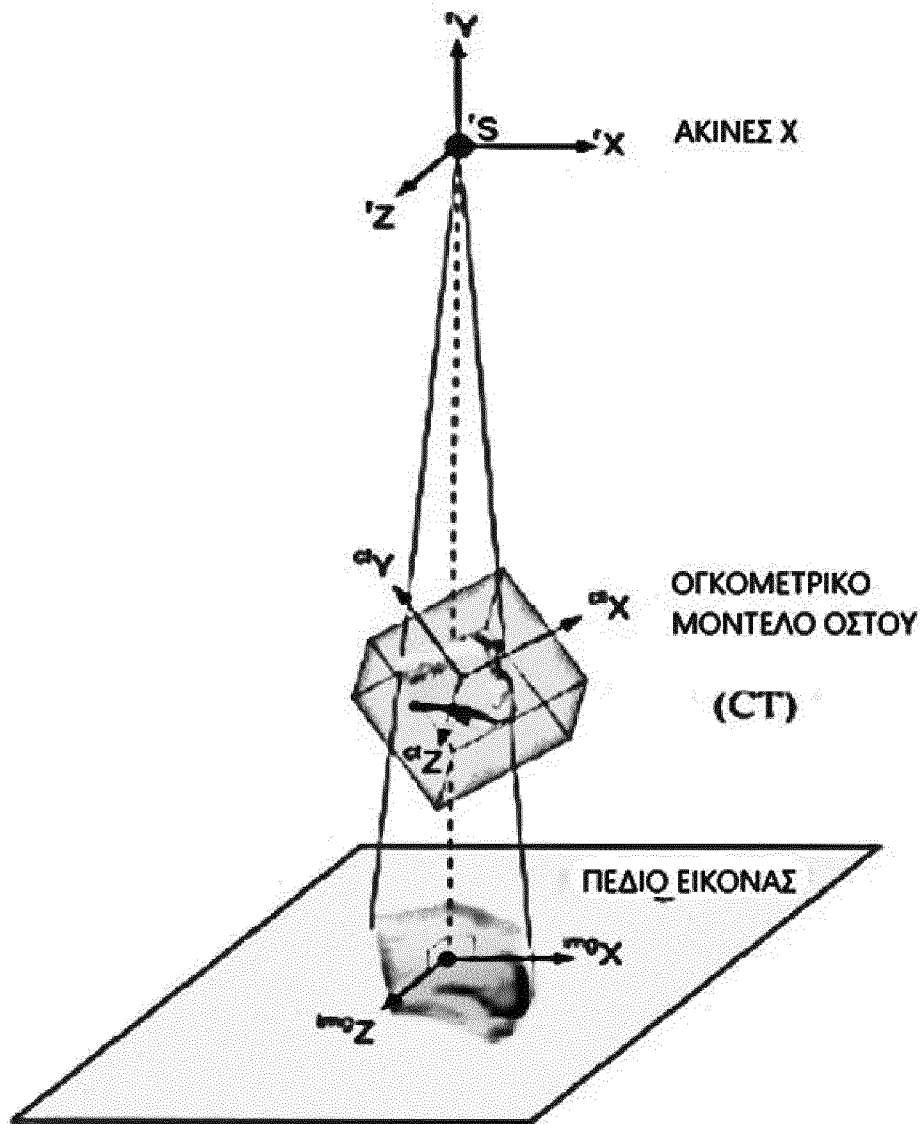
ΣΧΗΜΑ 31



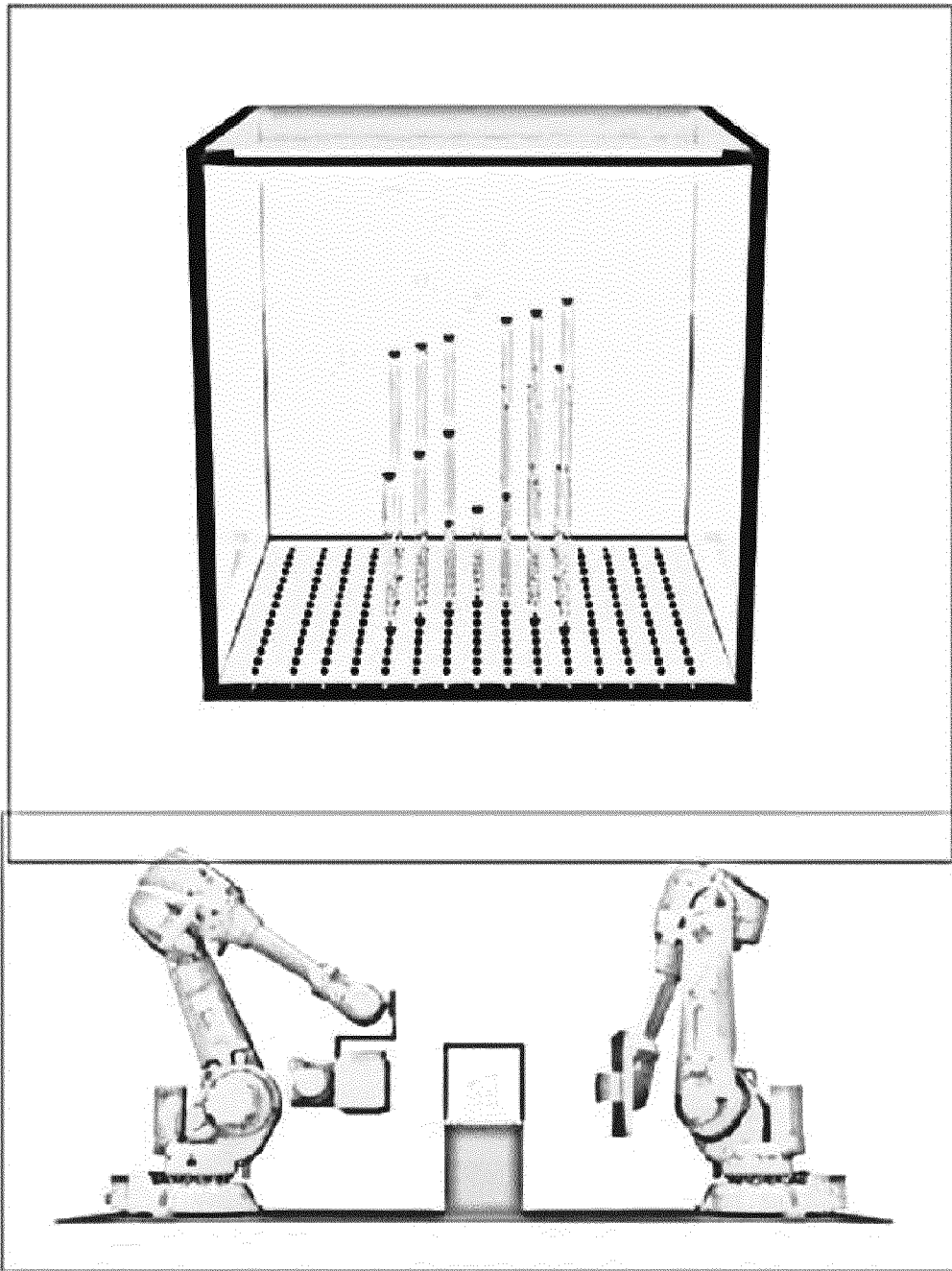
ΣΧΗΜΑ 32



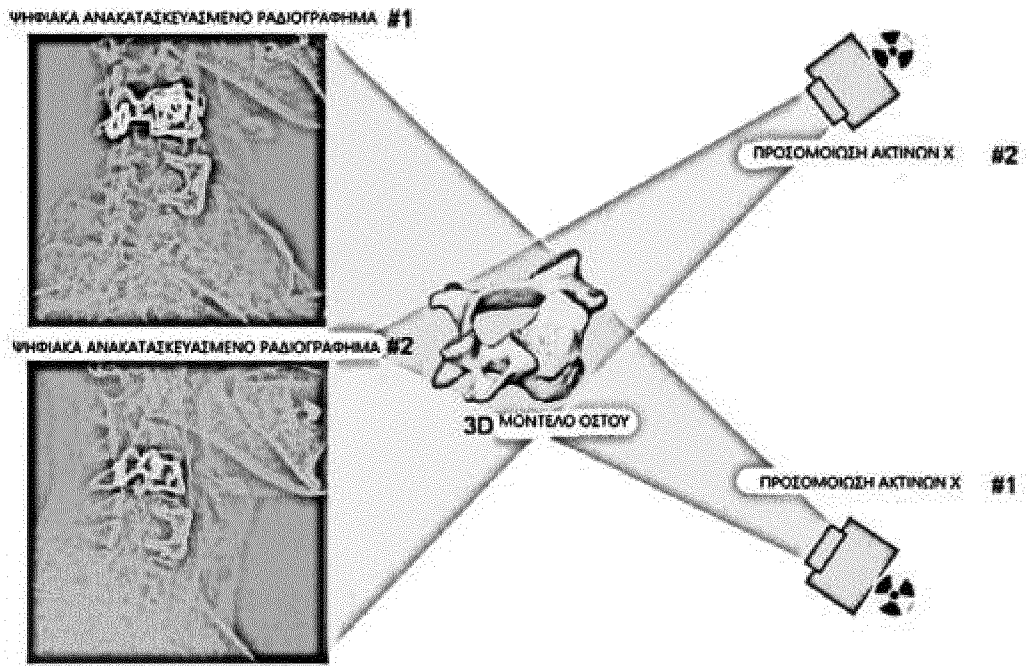
ΣΧΗΜΑ 33



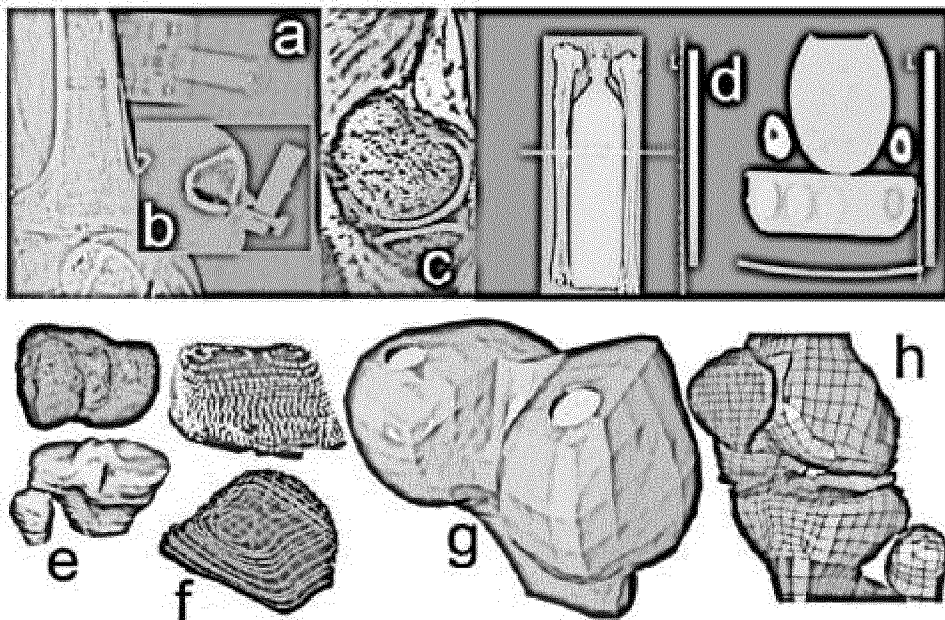
ΣΧΗΜΑ 34



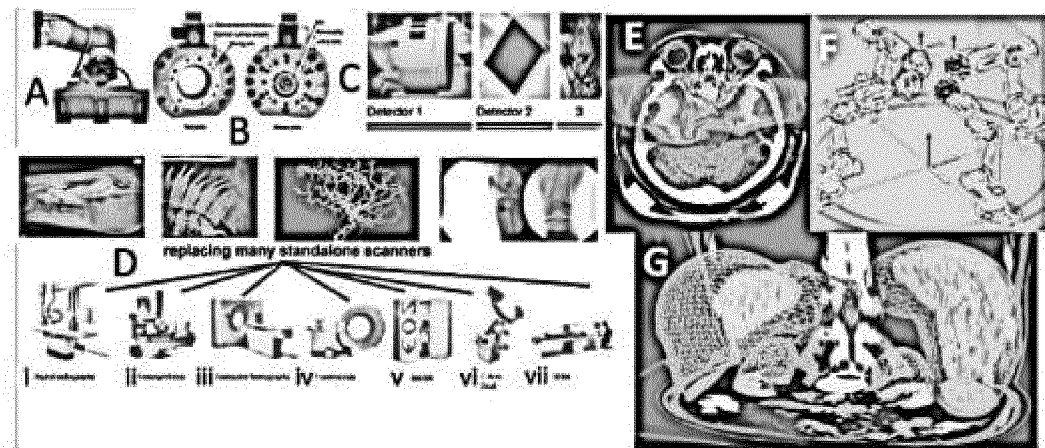
ΣΧΗΜΑ 35



ΣΧΗΜΑ 36



ΣΧΗΜΑ 37



ΣΧΗΜΑ 38



ΤΕΛΙΚΗ ΕΚΘΕΣΗ ΕΡΕΥΝΑΣ

Αριθμός αίτησης  
20230100822

ΕΓΓΡΑΦΑ ΘΕΩΡΟΥΜΕΝΑ ΩΣ ΣΧΕΤΙΚΑ			
Κατηγορία	Σχετικό έγγραφο με επισήμανση, όπου χρειάζεται, των σχετικών παραγράφων	Σχετικό με αξίωση	Διεθν. Ταξινόμηση Int. Cl. 01/01/2024(AL)
	<p><b>ΔΗΛΩΣΗ ΜΗ ΕΡΕΥΝΑΣ /</b></p> <p>Δεν κατέστη δυνατή η σύνταξη ουσιαστικής, αξιόπιπτης και αποτελεσματικής έκθεσης έρευνας, μεστής νοήματος και περιεχομένου, επειδή οι αξιώσεις της εφεύρεσης δεν ορίζουν με σαφήνεια την έκταση και το περιεχόμενο της αιτούμενης προστασίας με βάση τα τεχνικά χαρακτηριστικά της εφεύρεσης, σύμφωνα με τα προβλεπόμενα στην Υπουργική Απόφαση 15928/ΕΦΑ/1253, άρθρο 6, παράγραφος 1.</p> <p>Ενδεικτική παράθεση εγγράφων Παρατίθενται ενδεικτικά τα κατωτέρω έγγραφα, τα οποία με βάση την περιγραφή και τα σχέδια της εφεύρεσης φαίνεται ότι μπορεί να σχετίζονται με το παρόν εφευρετικό αντικείμενο. 1) WO 2016/160708A1 2) WO 2016/160714 A1 3) WO 2017/172641 A1</p>		<p>A61B 6/00 G01N 23/04</p> <p>Τεχνικά πεδία που ερευνήθηκαν</p> <p>N/A</p>
Ημερομηνία περάτωσης της έρευνας :		09/07/2024	
<b>ΚΑΤΗΓΟΡΙΑ ΔΗΛΟΥΜΕΝΩΝ ΕΓΓΡΑΦΩΝ</b>			
X: ιδιαίτερα σχετικό αν ληφθεί μεμονωμένα Y: ιδιαίτερα σχετικό αν συνδυαστεί με άλλο έγγραφο της ίδιας κατηγορίας A: τεχνολογικό υπόβαθρο O: μη έγγραφη αποκάλυψη P: ενδιάμεσο έγγραφο		T: βασική θεωρία ή αρχή στην οποία βασίζεται η εφεύρεση E: προγενέστερο δίπλωμα ευρεσιτεχνίας, το οποίο δημοσιεύτηκε την ημερομηνία κατάθεσης ή μετά από αυτήν D: έγγραφο αναφερόμενο στην αίτηση L: έγγραφο αναφερόμενο για άλλους λόγους ..... &: μέλος της ίδιας οικογένειας ευρεσιτεχνιών, αντίστοιχο έγγραφο	