



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**

**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ**

**Σύγκριση τεχνικών και κλινικών  
χαρακτηριστικών υβριδικών συστημάτων  
PET/CT 1<sup>ης</sup> και 4<sup>ης</sup> γενιάς**

**Αρσένιος Πούγιουρος  
Αριθμός Μητρώου: 18388106**

**Επιβλέπουσα Καθηγήτρια  
Μαρία Καλλέργη, PhD.**

**Αθήνα  
Ιούνιος 2023**

## **Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή**

Επιβλέπουσα Καθηγήτρια

Μαρία Καλλέργη, Ph.D.

Μέλος

Χρήστος Μιχαήλ, Ph.D.

Μέλος

Ευαγγελία Παντατοσάκη, Ph.D.

## ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Αρσένιος Πούγιουρος, με αριθμό μητρώου 18388106, φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της πτυχιακής/διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου/διπλώματός μου».

Ημερομηνία

20/06/2023

Ο Δηλών



## **ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ**

Καταρχήν, θα ήθελα να εκφράσω τη βαθύτατη εκτίμησή μου στην επιβλέπουσα καθηγήτρια, κ. Μαρία Καλλέργη. Η καθοδήγηση και η βαθιά τεχνογνωσία της συνέβαλαν καθοριστικά στη διαμόρφωση αυτής της έρευνας. Είμαι πραγματικά ευγνώμων για την υπομονή και τα εποικοδομητικά της σχόλια σε κάθε στάδιο αυτής της εργασίας.

Επίσης, ευχαριστώ στους φίλους και την οικογένειά μου, των οποίων η αμέριστη υποστήριξη και ενθάρρυνση ήταν μια σταθερή πηγή κινήτρων. Η κατανόησή τους για τις απαιτήσεις αυτού του ακαδημαϊκού ταξιδιού ήταν ανεκτίμητη. Είμαι ευγνώμων για την παρουσία τους στη ζωή μου και την κατανόησή τους τις στιγμές που χρειαζόταν να επικεντρωθώ στις σπουδές μου.

Θα ήθελα επίσης να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στους γιατρούς που μοιράστηκαν γενναιόδωρα τις γνώσεις και την εμπειρία τους μαζί μου. Συγκεκριμένα, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Δρα Αλέξη Βραχίμη, Πυρηνικό Ιατρό και Διευθυντή του Τμήματος Πυρηνικής Ιατρικής στο Γερμανικό Ογκολογικό Κέντρο Λεμεσού και τον Δρα Αντώνη Παπαλεοντίου, Διευθυντή του Ακτινολογικού Κέντρου στο Απολλώνειο Ιδιωτικό Νοσοκομείο Λευκωσίας, των οποίων η καθοδήγηση και οι γνώσεις διεύρυναν την κατανόησή μου για το θέμα και συνέβαλαν καθοριστικά στη διαμόρφωση της κατεύθυνσης αυτής της έρευνας. Επίσης, ευχαριστώ τον Δρα Χαράλαμπο Οικονομίδη, Ακτινολόγο, για την προθυμία του να μου προσφέρει τον πολύτιμο χρόνο και την καθοδήγησή του.

Τέλος, θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου σε όλους όσους υπήρξαν μέρος της ακαδημαϊκής μου διαδρομής, άμεσα ή έμμεσα. Η συμβολή τους, μικρή ή μεγάλη, έπαιξε σημαντικό ρόλο στην ολοκλήρωση αυτής της πτυχιακής εργασίας. Είμαι υπόχρεος στην υποστήριξη και την ενθάρρυνσή τους.

# ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ .....	7
ABSTRACT.....	8
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	9
<b>1. PET, CT, PET/CT: ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ.....</b>	<b>11</b>
1.1 PET .....	11
1.2 CT .....	12
1.3 PET/CT.....	13
1.4 PET/CT Generations .....	14
<b>2. ΙΣΤΙΟΚΥΤΤΑΡΩΣΗ .....</b>	<b>16</b>
<b>3. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΤΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ</b>	<b>18</b>
3.1 Υλικό Ανιχνευτή.....	19
3.2 Μέγεθος κρυστάλλων.....	20
3.3 Gantry Diameter.....	21
3.4 Axial FOV .....	22
3.5 Sensitivity .....	23
3.6 Peak NECR .....	24
3.7 Tube Voltage.....	25
3.8 Tunnel Length .....	26
3.9 Max Load Capacity.....	27
3.10 Number of Crystal Rings.....	28
3.11 Time of flight.....	29
3.12 Pixel size.....	31
3.13 Resolution.....	32
3.14 Slice thickness.....	32
3.15 Pixel depth .....	33
<b>4. DICOM HEADER.....</b>	<b>35</b>
4.1. DICOM Headers Comparison .....	36
4.1.1 Estimated Dose Saving .....	38
4.1.2 Lossy Image Compression.....	38
4.1.3 Study Status ID .....	38
4.1.4 Study Priority ID .....	39
4.1.5 Performed Procedure Step Start Date .....	39
4.1.6 Performed Procedure Step Start Time .....	39
4.1.7 Acquisition DateTime.....	40
4.1.8 Code Value.....	40

4.1.9 Coding Scheme Designator .....	40
4.1.10 Code Meaning .....	41
4.1.11 Irradiation Event UID .....	41
4.1.12 Single Collimation Width .....	41
4.1.13 Total Collimation Width .....	42
4.1.14 Table Speed .....	42
4.1.15 Table Feed per Rotation .....	42
4.1.16 Spiral Pitch Factor .....	43
4.1.17 Exposure Modulation Type .....	43
4.1.18 CTDIvol .....	43
4.1.19 Rescale Type .....	44
4.1.20 Scatter Fraction Factor .....	44
4.1.21 Coding Scheme Designator .....	44
4.1.22 Radiopharmaceutical Administration Event UID .....	45
4.1.23 Radiopharmaceutical Start DateTime .....	45
4.1.24 Radiopharmaceutical Stop DateTime .....	45
4.1.25 Series Instance UID .....	46
4.1.26 SIEMENS CSA HEADER .....	46
4.1.27 PET_REPLAY_PARAM .....	46
4.1.28 SIEMENS MED PT .....	47
<b>5. Σύγκριση Απεικονιστικών Χαρακτηριστικών .....</b>	<b>48</b>
5.1 Παράμετροι σύγκρισης: εξήγηση ορολογίας .....	48
5.1.1 ROI Measurements .....	48
5.1.2 Histogram Measurements .....	49
5.2 CT-Abdomen .....	50
5.3 CT-Knee .....	54
5.4 PET-Abdomen .....	59
5.5 PET-Knee .....	64
5.6 Γενικές παρατηρήσεις από τη σύγκριση των ιστογραμμάτων .....	69
των Biograph 6 και Biograph Vision .....	69
<b>6. Συμπεράσματα .....</b>	<b>70</b>
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ: .....</b>	<b>72</b>

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η μελέτη της εξέλιξης υβριδικών συστημάτων PET/CT διαφορετικής γενιάς του ίδιου κατασκευαστή μέσω της σύγκρισης των τεχνικών και απεικονιστικών χαρακτηριστικών των συστημάτων. Η μελέτη εστίασε σε δύο διαφορετικές γενιές του συστήματος Biograph (Siemens, DE), το Biograph 6 και το Biograph Vision. Ποσοτική αξιολόγηση έγινε με την καταγραφή και σύγκριση των τεχνικών χαρακτηριστικών των συστημάτων καθώς και των απεικονιστικών παραμέτρων από εικόνες του ίδιου ασθενούς με ιστοκυττάρωση. Ποιοτική αξιολόγηση έγινε με προσωπική συνέντευξη με έμπειρους ειδικούς στα ακτινοδιαγνωστικά συστήματα και συστήματα απεικόνισης πυρηνικής ιατρικής.

Οι αλλαγές 20ετίας στα συστήματα PET/CT 1<sup>ης</sup> και 4<sup>ης</sup> γενιάς της ίδιας εταιρίας είναι σημαντικές και οδηγούν στην ποιοτική αναβάθμιση των απεικονιστικών δεδομένων και την παροχή ακριβέστερων δεικτών για τη διάγνωση της νόσου και την παρακολούθηση των ασθενών. Τεχνικές διαφορές εντοπίζονται υλικό του ανιχνευτή, το μέγεθος των κρυστάλλων, διάμετρος ικριώματος, αξονικό οπτικό πεδίο, ευαισθησία, peak NECR, τάση σωλήνα, μήκος σήραγγας, μέγιστο βάρος τράπεζας ασθενούς, αριθμός δακτυλίων κρυστάλλων, time of flight, μέγεθος και βάθος εικονοστοιχείου, ανάλυση, πάχος τομής.

Υπάρχουν επίσης σημαντικές διαφορές και στα DICOM TAGS των εικόνων. Στο προηγμένο σύστημα μερικά πεδία έχουν καταργηθεί και νέα έχουν προστεθεί. Συγκεκριμένα, παρατηρήθηκε ότι για μία εξέταση κάτω/άνω κοιλίας και γονάτου (abdomen and knee) υπάρχουν συνολικά 549 DICOM Headers για PET και CT ενώ για το σύστημα Biograph 6 υπάρχουν 505.

Τέλος, με βάση την ποιοτική ανάλυση των απεικονιστικών χαρακτηριστικών αντιπροσωπευτικών εικόνων του ίδιου ασθενούς, οι εμπειρογνώμονες αναγνωρίζουν το σύστημα Biograph Vision σημαντικά ανώτερο στη συνολική ποιότητα των εικόνων τόσο για την εξέταση PET (με βάση την αντίθεση, την ομοιογένεια, και τα στατιστικά στοιχεία εικόνας/θορύβου) όσο και για την εξέταση CT (με βάση την ανάλυση της αντίθεσης, τη σκοτεινότητα, τον συντελεστή γραμμικής εξασθένισης, και τον θόρυβο).

**Λέξεις κλειδιά: PET, CT, PET/CT, SIEMENS BIOGRAPH 6, SIEMENS BIOGRAPH VISION**

## **ABSTRACT**

The purpose of this work is to study the evolution of hybrid PET/CT systems of different generations from the same manufacturer by comparing the technical and imaging characteristics of the systems.

The study focused on two different generations of the Biograph (Siemens, DE) system, Biograph 6 and Biograph Vision. Quantitative evaluation was done by recording and comparing the technical characteristics of the systems as well as the imaging parameters from images of the same patient with histiocytosis. Qualitative assessment was done by personal interview with experienced specialists in radiodiagnostic and nuclear medicine imaging systems.

The comparative study of the 1st and 4th Biographs highlighted the technological progress made in this field within 20 years. Progress, which leads to superior systems, qualitative upgrade of imaging data and provision of more accurate quantitative markers for disease diagnosis and patient monitoring. Changes were observed in Detector Material, Crystal Size, Gantry Diameter, Axial FOV, Sensitivity, Peak NECR, Tube Voltage, Tunnel Length, Max Load Capacity, Number of Crystal Rings, Time of flight, Pixel size, Resolution, Slice Thickness, Pixel Depth. The comparison of the technical characteristics highlighted the superiority of the Biograph Vision imaging system over the Biograph 6.

DICOM headers also showed differences as in the more advanced system some fields have been removed and new ones have been added. For example, the Biograph Vision PET and CT images of an abdomen and knee examination has 549 DICOM Tags while Biograph 6 has 505.

Finally, experts reviewed representative images of the same patient and concluded that the Biograph Vision is superior in overall image quality, both for PET examination (based on contrast, homogeneity, and image/noise statistics) and CT examination (based on contrast analysis, darkness, coefficient linear attenuation and noise).

**Keywords: PET, CT, PET/CT, SIEMENS BIOGRAPH 6, SIEMENS BIOGRAPH VISION**



## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ραγδαία πρόοδος της ιατρικής τεχνολογίας καθιστά απολύτως αναγκαία -τόσο για τον ιατρικό κόσμο όσο και για τους μηχανικούς βιοϊατρικής- τη διαρκή μελέτη και παρακολούθηση των νέων επιστημονικών και τεχνολογικών δεδομένων. Τα δύο απεικονιστικά μηχανήματα Siemens Biograph 6 και Siemens Biograph Vision χρησιμοποιούνται στην Ελλάδα εδώ και αρκετά χρόνια. Σχετικά πρόσφατα το δεύτερο αντικατέστησε το πρώτο. Ωστόσο, μέχρι σήμερα, δεν έχει γίνει κάποια συγκριτική μελέτη των τεχνικών και κλινικών χαρακτηριστικών των δύο υβριδικών συστημάτων PET/CT διαφορετικής γενιάς του ίδιου κατασκευαστή, προκειμένου να καταδειχθούν οι ομοιότητες και οι διαφορές τους, τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματά τους, και να αξιοποιηθούν αυτά προς όφελος τόσο των ασθενών και της ιατρικής κοινότητας όσο και των μηχανικών που υποστηρίζουν αυτές τις διαδικασίες. Τέτοιου είδους συγκρίσεις είναι πάντοτε επωφελείς για την επιστημονική κοινότητα, αφού επισημαίνουν το πραγματικό όφελος που προκύπτει από την όποια τεχνολογική εξέλιξη και υποδεικνύουν τα σημεία που αξίζει και χρειάζεται να βελτιωθούν περαιτέρω<sup>1</sup>.

Η παρούσα εργασία συνιστά την πρώτη προσπάθεια σύγκρισης των τεχνικών και κλινικών χαρακτηριστικών δύο υβριδικών συστημάτων PET/CT διαφορετικής γενιάς. Στοχεύει στην παρουσίαση των τεχνικών χαρακτηριστικών των δύο συγκεκριμένων μηχανημάτων μέσα από τη συγκριτική εξέταση της τεχνολογίας 1<sup>ης</sup> και 4<sup>ης</sup> γενιάς του απεικονιστικού συστήματος της ίδιας εταιρίας. Αναμένεται να καταδειχθεί σε ποιον βαθμό και σε ποιο εύρος εκτείνονται οι βελτιώσεις που έχουν επέλθει στο σύστημα 4<sup>ης</sup> γενιάς και να εξεταστεί το πραγματικό όφελος που προκύπτει από αυτές σε διάφορα επίπεδα.

Η μελέτη των βιολογικών χαρακτηριστικών των εικόνων που προέρχονται από τα δύο αυτά συστήματα και η μεταξύ τους σύγκριση (για παράδειγμα intensity histogram-

---

<sup>1</sup> Για συγκρίσεις απεικονιστικών συστημάτων βλ.: Dondi, F. et al. (2022) "Comparison between two different scanners for the evaluation of the role of 18F-FDG PET/CT semiquantitative parameters and Radiomics features in the prediction of final diagnosis of thyroid Incidentalomas," *Journal of Clinical Medicine*, 11(3). Available at: <https://doi.org/10.3390/jcm11030615>. Kim, S.H. et al. (2020) "Comparison of image quality and semi-quantitative measurements with digital PET/CT and standard PET/CT from different vendors," *Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 54(5). Available at: <https://doi.org/10.1007/s13139-020-00661-8>.

based, shape based, texture, transform, radial) θα οδηγήσει στην εξακρίβωση του κατά πόσο το καινούργιο σύστημα παρέχει εικόνες μεγαλύτερης ακρίβειας και αξιοπιστίας σε σχέση με το παλιό. Το στοιχείο αυτό επηρεάζει καθοριστικά τη διάγνωση της κατάστασης του ασθενούς και είναι άκρως σημαντικό για τον ίδιο αλλά και για τον ιατρό, ο οποίος στηρίζει τη γνώμά του στα αποτελέσματα του απεικονιστικού μηχανήματος.

Η ποιότητα των εικόνων, η ταχύτητα πραγματοποίησης της εξέτασης, η ακτινοβολία που εκπέμπεται, η ποσότητα του ραδιενεργού ισότοπου που χορηγείται κ.ά., είναι στοιχεία που επηρεάζουν τη διαδικασία και τα αποτελέσματα της εν λόγω εξέτασης. Το γεγονός αυτό καθιστά σημαντικό τον εντοπισμό και την επισήμανση των βελτιώσεων ή μη που επήλθαν, καθώς από την πρώτη φτάσαμε στην τέταρτη γενιά του συγκεκριμένου απεικονιστικού μηχανήματος. Οι πιο πάνω παράγοντες επηρεάζουν, επίσης, την ψυχολογική και σωματική κατάσταση του ασθενούς, ενώ πιθανόν να καταδειχθεί ότι έχουν και οικονομική διάσταση. Για παράδειγμα, η σύγκριση των δύο απεικονιστικών συστημάτων θα καταδείξει σε ποιο βαθμό μειώνεται ο χρόνος παραμονής του ασθενούς στο ιατρικό κέντρο και, κατά συνέπεια, η ψυχολογική, σωματική/βιολογική αλλά και οικονομική επιβάρυνση του συστήματος και του ασθενούς. Ενδεχομένως, επιμέρους παράμετροι (π.χ. ψυχολογικοί, οικονομικοί), που επηρεάζονται από την εξέλιξη των απεικονιστικών συστημάτων, να αποτελέσουν αντικείμενο άλλων, μελλοντικών μελετών.

Επιπρόσθετα, η σύγκριση των απεικονιστικών συστημάτων πιστεύουμε ότι θα καταδείξει τις δυνατότητες της νέας τεχνολογίας καθώς και τους τομείς που, ενδεχομένως, χρειάζονται περαιτέρω βελτίωση.

## 1. PET, CT, PET/CT: ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

### 1.1 PET<sup>2</sup>

Η Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίων, ή αλλιώς PET, είναι τύπος ιατρικής απεικόνισης, η οποία παράγει λεπτομερείς τρισδιάστατες εικόνες οργάνων και ιστών του ανθρωπίνου σώματος. Το PET μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ένα ευρύ φάσμα εξετάσεων, όπως για παράδειγμα την παρακολούθηση καρκίνου, καρδιακές παθήσεις και νευρολογικές διαταραχές.

Η ιστορία της Τομογραφίας Εκπομπής Ποζιτρονίων (PET) ξεκινά τη δεκαετία του 1930, όταν οι επιστήμονες ανακάλυψαν για πρώτη φορά την ύπαρξη ποζιτρονίων, το αντίστοιχο της αντιύλης των ηλεκτρονίων. Τις επόμενες δεκαετίες, οι επιστήμονες ανέπτυξαν τεχνικές για την παραγωγή και την ανίχνευση ποζιτρονίων και άρχισαν να εξερευνούν τις πιθανές χρήσεις των ποζιτρονίων στην ιατρική. Τη δεκαετία 1950 - 1960, ένας μεγάλος αριθμός ερευνητών ανέπτυξε ανεξάρτητα τις βασικές αρχές της απεικόνισης PET. Το 1973, ο πρώτος ολόσωμος σαρωτής PET κατασκευάστηκε από τον David E. Kuhl στο Πανεπιστήμιο του Μίσιγκαν. Η πρώτη κλινική σάρωση PET πραγματοποιήθηκε σε ασθενή με υποψία καρκίνου του εγκεφάλου. Τα επόμενα χρόνια, η απεικόνιση PET χρησιμοποιήθηκε κυρίως για ερευνητικούς σκοπούς, αλλά στα τέλη της δεκαετίας του 1980, χρησιμοποιήθηκε ευρύτερα σε κλινικές συνθήκες.

Για μια εξέταση με την χρήση PET, ο ασθενής ξαπλώνει στη τράπεζα ασθενούς. Αυτή εισέρχεται μέσα στον ανιχνευτή, ο οποίος έχει σχήμα δακτυλίου και περιβάλλει το σώμα του ασθενούς. Πριν από τη σάρωση, μια μικρή ποσότητα ραδιενεργής ουσίας, που ονομάζεται ιχνηθέτης, χορηγείται ενδοφλέβια στον ασθενή. Ο ιχνηθέτης περιέχει ραδιενεργό ισότοπο, όπως για παράδειγμα το φθόριο-18, το οποίο εκπέμπει ποζιτρόνια. Ο ιχνηθέτης προσλαμβάνεται από τα κύτταρα του σώματος και καθώς αποσυντίθεται έχουμε την εκπομπή ποζιτρονίων. Αυτά τα ποζιτρόνια στη συνέχεια συγκρούονται με ηλεκτρόνια, μια διαδικασία γνωστή ως εκμηδένιση ποζιτρονίων-ηλεκτρονίων, η οποία παράγει μια έκρηξη ακτίνων γάμμα που ανιχνεύονται από τους ανιχνευτές του σαρωτή. Οι ανιχνευτές μετρούν την ποσότητα ακτινών γάμμα και, χρησιμοποιώντας λογισμικά ανακατασκευής, δημιουργούν τρισδιάστατες εικόνες των

---

<sup>2</sup> Bisker J., 2003. Cherry & Dahlbom, 2006. Kandarakis & Kavouras, 2006.

οργάνων και ιστών του σώματος. Οι εικόνες δείχνουν την κατανομή και τη συγκέντρωση του ιχνηθέτη στο σώμα, που μπορεί να υποδηλώνει την παρουσία και τη σοβαρότητα μιας ασθένειας.

Μια εξέταση PET είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για την ανίχνευση καρκίνου, αφού τα καρκινικά κύτταρα τείνουν να προσλαμβάνουν και να μεταβολίζουν περισσότερη ποσότητα ιχνηθέτη από τα φυσιολογικά κύτταρα. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα υψηλότερη συγκέντρωση ιχνηθέτη στον καρκινικό ιστό, ο οποίος εμφανίζεται ως φωτεινότερη περιοχή στη σάρωση.

Οι σαρώσεις PET συνδυάζονται επίσης συχνά με αξονικές τομογραφίες (CT) για να παράγουν μια υβριδική απεικόνιση. Η υβριδική αυτή απεικόνιση παρέχει τόσο λειτουργικές όσο και ανατομικές πληροφορίες σε μία εξέταση και βοηθά στην αύξηση της ακρίβειας της διάγνωσης.

## 1.2 CT<sup>3</sup>

Ο σαρωτής αξονικής τομογραφίας CT, γνωστός και ως σαρωτής CAT (computerized axial tomography), είναι ένας τύπος ιατρικού απεικονιστικού μηχανήματος, το οποίο παράγει λεπτομερείς εικόνες διατομής οργάνων και ιστών του σώματος. Οι αξονικές τομογραφίες χρησιμοποιούνται για τη διάγνωση και την παρακολούθηση διαφόρων παθολογικών καταστάσεων, συμπεριλαμβανομένου του καρκίνου, των καρδιακών παθήσεων και τραυματισμών.

Η ιστορία της Υπολογιστικής Τομογραφίας (CT) ξεκινά στις αρχές του 1900, όταν επιστήμονες ανέπτυξαν για πρώτη φορά την ιδέα της χρήσης ακτίνων X για τη δημιουργία εικόνων διατομής του σώματος. Τη δεκαετία του 1970 κατασκευάστηκε ο πρώτος τομογράφος από τους Godfrey Hounsfield και Allan Cormack, στους οποίους και απονεμήθηκε το Νόμπελ Φυσιολογίας ή Ιατρικής το 1979 για την ανάπτυξη της τεχνολογίας αυτής. Οι πρώτες αξονικές τομογραφίες έγιναν σε ασθενείς με όγκους στον εγκέφαλο και τα αποτελέσματα ήταν πολλά υποσχόμενα. Οι εικόνες που παράγονταν από την αξονική τομογραφία ήταν πολύ πιο λεπτομερείς από αυτές που παράγονταν από τις παραδοσιακές εικόνες ακτίνων X και αποκάλυψαν πληροφορίες

---

<sup>3</sup> Fleischmann & Boas, 2011. Kramme et al., 2011. Cantatore & Muller, 2011.

σχετικά με την εσωτερική δομή του εγκεφάλου που δεν είχαν αποκαλυφθεί ποτέ πριν. Τα επόμενα χρόνια, η τεχνολογία CT συνέχισε να βελτιώνεται και οι σαρωτές έγιναν πιο γρήγοροι, πιο ακριβείς, πιο αξιόπιστοι και πιο ευρέως διαθέσιμοι.

Ένας αξονικός τομογράφος μοιάζει με τα PET και τα MRI συστήματα, αφού και σε αυτόν ο ασθενής ξαπλώνει στην τράπεζα ασθενούς, η οποία εισάγεται στην οπή του σαρωτή. Ο σαρωτής αποτελείται από την κεφαλή (πηγή ακτινοβολίας), η οποία περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή και εκπέμπει ακτινοβολία X. Απέναντι από την κεφαλή υπάρχει συστοιχία ανιχνευτών που κινούνται παράλληλα με την κεφαλή, οι οποίοι ανιχνεύουν την εκπεμπόμενη ακτινοβολία. Κατά τη διάρκεια μιας αξονικής τομογραφίας, η πηγή ακτίνων X παράγει μια σειρά από στενές δέσμες που διέρχονται από το σώμα σε διαφορετικές γωνίες. Καθώς οι ακτίνες διαπερνούν το σώμα, απορροφώνται σε διαφορετικούς βαθμούς από διαφορετικούς τύπους ιστών. Για παράδειγμα, τα οστά απορροφούν περισσότερες ακτίνες X από τους μαλακούς ιστούς, επομένως εμφανίζονται λευκά στις εικόνες CT. Από την άλλη πλευρά, οι μαλακοί ιστοί απορροφούν λιγότερη ακτινοβολία, και επομένως εμφανίζονται γκρι. Οι ανιχνευτές καταγράφουν τις ακτίνες X που διαπερνούν το σώμα του ασθενούς και στη συνέχεια με χρήση λογισμικών ανακατασκευής δημιουργούνται λεπτομερείς εικόνες διατομής οι οποίες μπορούν να συνδυαστούν για τη δημιουργία τρισδιάστατων εικόνων.

Οι αξονικές τομογραφίες είναι ιδιαίτερα χρήσιμες για την ανίχνευση ανωμαλιών στο εσωτερικό των οργάνων, όπως όγκοι ή κύστες. Χρησιμοποιούνται, επίσης, για τη διάγνωση τραυματισμών, όπως κατάγματα ή εξάρθρατα, και για την παρακολούθηση της εξέλιξης ασθενειών, όπως ο καρκίνος.

### **1.3 PET/CT<sup>4</sup>**

Το υβριδικό σύστημα PET/CT αναπτύχθηκε για πρώτη φορά στα τέλη της δεκαετίας του 1990 και στις αρχές της δεκαετίας του 2000, καθώς η τεχνολογία τόσο για τους σαρωτές PET όσο και για τους αξονικούς τομογράφους προχωρούσε. Ο πρώτος κλινικός σαρωτής PET/CT εγκαταστάθηκε το 2001. Συνδυάζοντας τις λειτουργικές πληροφορίες που παρέχονται από την απεικόνιση PET με τις ανατομικές πληροφορίες

---

<sup>4</sup> Bisker J., 2003. Fleischmann & Boas, 2011. Cantatore & Muller, 2011. Townsend, 2008. Townsend D. et al., 2004.

που παρέχονται από την αξονική τομογραφία, οι σαρωτές PET/CT παρέχουν μια πιο ολοκληρωμένη εικόνα του σώματος και μπορούν να βελτιώσουν την ακρίβεια των διαγνώσεων.

#### 1.4 PET/CT Generations<sup>5</sup>

Η πρώτη γενιά σαρωτών PET/CT εμφανίστηκε το 2000 και διέθετε έναν πλήρη δακτύλιο ανιχνευτών, οι οποίοι ήταν κατασκευασμένοι από bismuth germanate (BGO) κρυστάλλους. Αυτοί οι ανιχνευτές είχαν σχετικά χαμηλή ευαισθησία και ανάλυση και ο σαρωτής απαιτούσε μεγάλο χρόνο λήψης για να δημιουργήσει μία μόνο εικόνα. Ο αξονικός τομογράφος που χρησιμοποιήθηκε στα μηχανήματα πρώτης γενιάς ήταν ένα σύστημα χαμηλής δόσης με περιορισμένες ανατομικές λεπτομέρειες, το οποίο χρησιμοποιήθηκε κυρίως για να βοηθήσει στη διόρθωση της εξασθένησης στην εικόνα PET. Ο κύριος περιορισμός των σαρωτών PET/CT πρώτης γενιάς ήταν η κακή ποιότητα εικόνας τους, γεγονός που καθιστούσε δύσκολη τη διαφοροποίηση μεταξύ μικρών βλαβών.

Η δεύτερη γενιά σαρωτών PET/CT εμφανίστηκε στα μέσα της δεκαετίας του 2000 και εισήγαγε μια σημαντική βελτίωση στην τεχνολογία ανιχνευτών. Οι κρύσταλλοι BGO που χρησιμοποιούνταν σε σαρωτές πρώτης γενιάς αντικαταστάθηκαν από κρυστάλλους lutetium oxyorthosilicate (LSO), οι οποίοι είναι πιο ευαίσθητοι και έχουν καλύτερη ανάλυση. Οι κρύσταλλοι LSO επέτρεψαν ταχύτερους χρόνους λήψης και βελτιωμένη ποιότητα εικόνας. Οι σαρωτές δεύτερης γενιάς περιλάμβαναν επίσης βελτιώσεις στην τεχνολογία CT, με ταχύτερους και υψηλότερης ανάλυσης ανιχνευτές CT. Ο συνδυασμός της βελτιωμένης τεχνολογίας PET και CT οδήγησε σε καλύτερη ανίχνευση βλαβών και ακριβέστερο εντοπισμό.

Η τρίτη γενιά σαρωτών PET/CT, στις αρχές της δεκαετίας του 2010, εισήγαγε την τεχνολογία time-of-flight (TOF), η οποία ήταν μια σημαντική πρόοδος στην απεικόνιση PET. Με την τεχνολογία TOF, μετράται η χρονική διαφορά μεταξύ της ανίχνευσης των δύο φωτονίων που εκπέμπονται από τον ιχνηθέτη, γεγονός που επιτρέπει τον εντοπισμό του ιχνηθέτη κατά μήκος της γραμμής απόκρισης μεταξύ των δύο ανιχνευτών. Αυτές οι πληροφορίες χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή της

---

<sup>5</sup> Iskra et al., 2021. Jones & Townsend, 2017

εικόνας με μεγαλύτερη ακρίβεια και αντίθεση. Η χρήση της τεχνολογίας TOF οδήγησε σε σημαντικές βελτιώσεις στην ποιότητα της εικόνας, με καλύτερη ανιχνευσιμότητα βλαβών, μειωμένο θόρυβο εικόνας και μικρότερους χρόνους σάρωσης.

Η τέταρτη γενιά σαρωτών PET/CT, στα μέσα της δεκαετίας του 2010, εισήγαγε ανιχνευτές φωτοπολλαπλασιαστή πυριτίου (SiPM), οι οποίοι προσφέρουν ακόμη μεγαλύτερη ευαισθησία και ανάλυση από τους κρυστάλλους LSO. Οι ανιχνευτές SiPM είναι κατασκευασμένοι από μικρά ρίχει που ανιχνεύουν το φως που εκπέμπεται από τους κρυστάλλους LSO, επιτρέποντας την ακριβέστερη τοποθέτηση των φωτονίων που εκπέμπονται από τον ιχνηθέτη. Αυτή η τεχνολογία παρέχει εικόνες υψηλής ανάλυσης με πολύ χαμηλό θόρυβο, που μπορεί να οδηγήσει σε έγκαιρη ανίχνευση μικρών βλαβών και πιο ακριβή σταδιοποίηση της νόσου. Επιπλέον, οι σαρωτές τέταρτης γενιάς έχουν βελτιωμένη τεχνολογία CT, συμπεριλαμβανομένων ταχύτερων και υψηλότερης ανάλυσης ανιχνευτών και καλύτερο λογισμικό για την ανακατασκευή εικόνας.

Συμπερασματικά, κάθε γενιά σαρωτών PET/CT έφερε σημαντικές βελτιώσεις στην ποιότητα της εικόνας και στις διαγνωστικές δυνατότητες. Η εισαγωγή των κρυστάλλων LSO, της τεχνολογίας TOF και των ανιχνευτών SiPM οδήγησαν σε σημαντικές προόδους στην απεικόνιση PET, επιτρέποντας την καλύτερη ανίχνευση, εντοπισμό και χαρακτηρισμό της βλάβης. Οι βελτιώσεις στην τεχνολογία CT έπαιξαν επίσης σημαντικό ρόλο στην ανάπτυξη σαρωτών PET/CT, παρέχοντας πιο λεπτομερείς ανατομικές πληροφορίες και βοηθώντας στη διόρθωση της εξασθένησης στην εικόνα PET. Η επιλογή της τεχνολογίας ανιχνευτών και των αλγορίθμων απεικόνισης εξαρτάται κάθε φορά από την κλινική εφαρμογή και τις ειδικές ανάγκες του ασθενούς, αλλά συνολικά, η εξέλιξη των σαρωτών PET/CT έχει βελτιώσει σημαντικά την ικανότητά μας να διαγνώσουμε και να θεραπεύουμε ένα ευρύ φάσμα ασθενειών.

## 2. ΙΣΤΙΟΚΥΤΤΑΡΩΣΗ<sup>6</sup>

Η παρούσα εργασία συγκρίνει εξετάσεις PET/CT ασθενούς με ιστοκυττάρωση. Συγκεκριμένα, αναλύονται εικόνες που λήφθηκαν το 2021 με το απεικονιστικό σύστημα Biograph 6 και εικόνες του ίδιου ασθενούς που λήφθηκαν το 2023 με το απεικονιστικό σύστημα Biograph Vision. Γίνεται καταγραφή των απεικονιστικών τους παραμέτρων και σύγκριση. Κρίνεται σκόπιμο, επομένως, να γίνει μία σύντομη αναφορά στη νόσο ιστοκυττάρωση.

Η ιστοκυττάρωση αναφέρεται σε μια ομάδα σπάνιων διαταραχών που χαρακτηρίζεται από τον ανώμαλο πολλαπλασιασμό ιστοκυττάρων, τα οποία είναι εξειδικευμένα ανοσοκύτταρα που βοηθούν στη ρύθμιση της ανοσολογικής απόκρισης και στην καταπολέμηση των λοιμώξεων. Τα ιστοκύτταρα προέρχονται από μονοκύτταρα, έναν τύπο λευκών αιμοσφαιρίων, και συνήθως εμπλέκονται στην κατάποση και την πέψη κυτταρικών υπολειμμάτων, παθογόνων και άλλων ξένων ουσιών.

Υπάρχουν διάφοροι τύποι ιστοκυττάρωσης, συμπεριλαμβανομένης της ιστοκυττάρωσης των κυττάρων Langerhans (LCH), που είναι η πιο κοινή μορφή, καθώς και της ιστοκυττάρωσης των κυττάρων μη Langerhans (non-LCH), η οποία περιλαμβάνει διάφορους άλλους υποτύπους. Η LCH χαρακτηρίζεται από τη συσσώρευση κυττάρων Langerhans, ενός συγκεκριμένου τύπου ιστοκυττάρων, σε διάφορα όργανα και ιστούς, όπως το δέρμα, τα οστά, οι πνεύμονες, το ήπαρ και οι λεμφαδένες.

Η ακριβής αιτία της ιστοκυττάρωσης δεν είναι πλήρως κατανοητή, αλλά πιστεύεται ότι περιλαμβάνει έναν συνδυασμό γενετικών και περιβαλλοντικών παραγόντων. Σε ορισμένες περιπτώσεις, μεταλλάξεις σε ορισμένα γονίδια, όπως τα γονίδια BRAF και MAP2K1, έχουν εντοπιστεί σε LCH και non-LCH, τα οποία μπορεί να παίζουν ρόλο στον ανώμαλο πολλαπλασιασμό των ιστοκυττάρων.

Τα συμπτώματα της ιστοκυττάρωσης μπορεί να ποικίλλουν ανάλογα με τον τύπο και τη θέση της νόσου, αλλά κοινά σημεία και συμπτώματα μπορεί να περιλαμβάνουν πόνο στα οστά, δερματικό εξάνθημα, πρησμένους λεμφαδένες, πυρετό, κόπωση,

---

<sup>6</sup> Emile et al., 2021. Allen et al., 2018. Egeler & D'Angio, 1995.



απώλεια βάρους και δυσλειτουργία οργάνων, ανάλογα με το ποια όργανα επηρεάζονται.

Η διάγνωση της ιστιοκυττάρωσης συνήθως περιλαμβάνει έναν συνδυασμό κλινικής αξιολόγησης, απεικονιστικών μελετών όπως ακτινογραφίες, αξονικές τομογραφίες και μαγνητική τομογραφία, καθώς και βιοψία προσβεβλημένων ιστών για εξέταση στο μικροσκόπιο. Σε ορισμένες περιπτώσεις, μπορεί να γίνουν πρόσθετες εργαστηριακές εξετάσεις για την αξιολόγηση του ανοσοποιητικού συστήματος και τον αποκλεισμό άλλων παθήσεων που μπορεί να έχουν παρόμοια συμπτώματα.

Η θεραπεία για την ιστιοκυττάρωση εξαρτάται από τον τύπο και τη σοβαρότητα της νόσου, καθώς και από τα εμπλεκόμενα όργανα. Οι ήπιες περιπτώσεις μπορεί να μην απαιτούν θεραπεία και μπορεί να υποχωρήσουν από μόνες τους, ενώ οι πιο σοβαρές περιπτώσεις μπορεί να απαιτούν συστηματικές θεραπείες, όπως κορτικοστεροειδή, χημειοθεραπεία, στοχευμένες θεραπείες ή ανοσοτροποποιητικά φάρμακα. Σε ορισμένες περιπτώσεις, μπορεί να χρειαστεί χειρουργική επέμβαση για την αφαίρεση προσβεβλημένων ιστών ή οργάνων. Σε ορισμένες περιπτώσεις, μπορεί επίσης να ληφθούν υπόψη κλινικές δοκιμές ή πειραματικές θεραπείες.

### 3. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΤΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

#### 3.1 Πίνακας 1. Συνοπτική σύγκριση τεχνικών χαρακτηριστικών των δύο συστημάτων PET/CT.

Στον Πίνακα 1 παρουσιάζεται με συνοπτικό τρόπο η σύγκριση των τεχνικών χαρακτηριστικών των δύο συστημάτων. Οι επόμενες παράγραφοι ορίζουν και αναλύουν κάθε χαρακτηριστικό με περισσότερη λεπτομέρεια.

Πίνακας 1. Τεχνικά χαρακτηριστικά των δύο συστημάτων PET/CT.

Χαρακτηριστικά / Σύστημα PET-CT	SIEMENS Biograph 6	SIEMENS Biograph Vision
Υλικό Ανιχνευτή	LSO crystals Photomultiplier	LSO crystals Silicon Photomultiplier
Μέγεθος κρυστάλλων	4 x 4 x 20 mm	3.2 x 3.2 x 20 mm
Gantry Diameter	70 cm	78 cm
Axial FOV	16.2 cm	26.1 cm
Sensitivity	4.8 cps/Bq	16.4 cps/Bq
Peak NECR	92 kcps, kBq/mL at 33 °C	306 kcps, kBq/mL at 32.6 °C
Tube Voltage	80, 110, 130 kV	70, 80, 100, 120, 140 kV
Tunnel Length	178 cm	136 cm
Max Load Capacity	204 kg	227 kg
Number of Crystal Rings	39	80
Time of flight	✗	✓
Pixel size	1.3672x1.3672mm <sup>2</sup>	0.9766x0.9766mm <sup>2</sup>
Resolution	0.7314 pixels per mm	1.024 pixels per mm
Slice Thickness	5mm	3mm
Pixel Depth	CT: Bits Allocated: 16 Bits Stored: 12 PET: Bits Allocated: 16 Bits Stored: 16	CT: Bits Allocated: 16 Bits Stored: 12 PET: Bits Allocated: 16 Bits Stored: 16

### 3.1 Υλικό Ανιχνευτή<sup>7</sup>

Biograph 6: LSO crystals Photomultiplier (PMT)

Biograph Vision: LSO crystals Silicon Photomultiplier (SiPM)

Το SiPM σημαίνει Silicon Photomultiplier, ενώ το PMT σημαίνει Photomultiplier Tube. Και τα δύο είναι τύποι ανιχνευτών που χρησιμοποιούνται ευρέως σε σαρωτές PET/CT για την ανίχνευση των ακτίνων γάμμα που εκπέμπονται. Στο σύστημα PET, ο ραδιοϊχνηθέτης εκπέμπει ποζιτρόνια, τα οποία διανύουν μικρή απόσταση στο σώμα προτού εκμηδενιστούν με ένα ηλεκτρόνιο, παράγοντας δύο ακτίνες γάμμα που ταξιδεύουν σε αντίθετες κατευθύνσεις. Ο ανιχνευτής PET χρησιμοποιείται για την ανίχνευση αυτών των ακτίνων γάμμα και τον προσδιορισμό της προέλευσής τους, ο οποίος χρησιμοποιείται για να δημιουργήσει μια εικόνα της κατανομής του ραδιοϊχνηθέτη στο σώμα. Τόσο οι ανιχνευτές SiPM όσο και οι ανιχνευτές PMT χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση ακτίνων γάμμα σε σαρωτές PET/CT. Τα PMT αποτελούν την παραδοσιακή επιλογή για πολλά χρόνια, αλλά τα SiPM γίνονται όλο και πιο δημοφιλή λόγω των μοναδικών ιδιοτήτων τους.

Ο PMT είναι ένας σωλήνας κενού που χρησιμοποιεί μια φωτοκάθοδο για να μετατρέψει τις εισερχόμενες ακτίνες γάμμα σε ηλεκτρόνια. Στη συνέχεια, τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται με υψηλή τάση και επικεντρώνονται σε μια σειρά από dynodes, οι οποίες πολλαπλασιάζουν τον αριθμό των ηλεκτρονίων μέσω μιας διαδικασίας που ονομάζεται δευτερογενής εκπομπή. Το ηλεκτρικό σήμα που προκύπτει διαβάζεται και στη συνέχεια χρησιμοποιείται για τη δημιουργία εικόνας.

Οι SiPM ανιχνευτές είναι συσκευές στερεάς κατάστασης που αποτελούνται από μια σειρά από φωτοδιόδους χιονοστιβάδας (avalanche photodiodes-APD), που η καθεμία λειτουργεί σε λειτουργία Geiger. Σε αυτή τη λειτουργία, ένα μόνο φωτόνιο που απορροφάται από ένα APD πυροδοτεί μια χιονοστιβάδα ηλεκτρονίων που παράγει ένα ανιχνεύσιμο ηλεκτρικό σήμα. Το σήμα από κάθε APD στη συνέχεια συνδυάζεται για να δημιουργήσει ένα συνολικό σήμα, το οποίο διαβάζεται και χρησιμοποιείται για τη δημιουργία μιας εικόνας. Το κύριο πλεονέκτημα των SiPM έναντι των PMT είναι το συμπαγές/μικρό τους μέγεθος, το οποίο επιτρέπει υψηλότερη διακριτική ικανότητα και

---

<sup>7</sup> Reddin et al., 2018. Renker, 2006. Wagatsuma et al., 2017. Zhang et al., 2018.

καλύτερη ευαισθησία. Τα SiPM είναι επίσης λιγότερο ευαίσθητα στα μαγνητικά πεδία, κάτι που μπορεί να αποτελέσει πρόβλημα για τα PMT σε ορισμένες εφαρμογές. Επιπλέον, τα SiPM προσφέρουν μεγαλύτερο δυναμικό εύρος και καλύτερη χρονική διακριτική ικανότητα από τα PMT, γεγονός που τα καθιστά κατάλληλα για εφαρμογές όπως το PET Time Of Flight (TOF).

Ωστόσο, τα PMT εξακολουθούν να έχουν κάποια πλεονεκτήματα έναντι των SiPM. Για παράδειγμα, τα PMT έχουν υψηλότερη κβαντική απόδοση, πράγμα που σημαίνει ότι είναι πιο αποτελεσματικά στη μετατροπή των εισερχόμενων φωτονίων σε ηλεκτρόνια. Τα PMT είναι επίσης καλύτερα για την ανίχνευση ακτίνων γάμμα χαμηλότερης ενέργειας, οι οποίες είναι πιο δύσκολο να ανιχνευθούν από τα SiPM λόγω της χαμηλότερης απόδοσης ανίχνευσης σε χαμηλότερες ενέργειες.

Συνοπτικά, τόσο τα SiPM όσο και τα PMT χρησιμοποιούνται ως ανιχνευτές ακτίνων γάμμα σε σαρωτές PET/CT, αλλά τα SiPM γίνονται όλο και πιο δημοφιλή λόγω του μικρότερου μεγέθους, της υψηλότερης διακριτικής ικανότητας και της καλύτερης χρονικής διακριτικής ικανότητας. Τα PMT εξακολουθούν να έχουν κάποια πλεονεκτήματα έναντι των SiPM, όπως υψηλότερη κβαντική απόδοση και καλύτερη ανίχνευση ακτίνων γάμμα χαμηλής ενέργειας. Η επιλογή μεταξύ SiPM και PMT εξαρτάται από τις συγκεκριμένες απαιτήσεις της εφαρμογής απεικόνισης.

### **3.2 Μέγεθος κρυστάλλων<sup>8</sup>**

Biograph 6: 4 x 4 x 20 mm

Biograph Vision: 3.2 x 3.2 x 20 mm

Το μέγεθος των κρυστάλλων σε έναν σαρωτή PET μπορεί να έχει αντίκτυπο στην ανάλυση αλλά και στην ευαισθησία του σαρωτή. Γενικά, οι μικρότεροι κρύσταλλοι παρέχουν καλύτερες εικόνες με υψηλότερη ανάλυση μιας και παρέχουν καλύτερη διακριτική ικανότητα. Αυτό μπορεί να είναι ιδιαίτερα σημαντικό σε εφαρμογές όπου είναι σημαντικό να απεικονιστούν μικρές δομές ή λεπτομέρειες στο σώμα του ασθενή. Ωστόσο, μικρότεροι κρύσταλλοι μπορούν επίσης να οδηγήσουν σε χαμηλότερη ευαισθησία λόγω της μειωμένης δυνατότητας τους στη ανίχνευση ακτίνων γ. Αυτό

---

<sup>8</sup> Domínguez-Jiménez & Alva-Sánchez, 2021. Ghazanfari et al., 2011. Habte et al., 2007. Lewellen, 2010. Yu et al., 2022.

μπορεί να καταστήσει πιο δύσκολο τον εντοπισμό χαμηλού επιπέδου ραδιενέργειας στο σώμα, κάτι που μπορεί να είναι σημαντικό σε ορισμένες κλινικές εφαρμογές, όπως ο εντοπισμός όγκων σε αρχικά στάδια.

Γενικά, το μέγεθος των κρυστάλλων σε έναν σαρωτή PET είναι μια αντιστάθμιση μεταξύ ανάλυσης και ευαισθησίας και το βέλτιστο μέγεθος κρυστάλλων εξαρτάται από τη συγκεκριμένη εφαρμογή για την οποία χρησιμοποιείται ο σαρωτής.

Συνεπώς το σύστημα Biograph Vision με βάσει τα χαρακτηρίστηκα του και με κρυστάλλους 3.2 x 3.2 x 20 φαίνεται να έχει γενικά καλύτερη εικόνα με καλύτερη διακριτική ικανότητα σε σύγκριση με το σύστημα Biograph 6 με μέγεθος κρυστάλλων 4 x 4 x 20.

### **3.3 Gantry Diameter<sup>9</sup>**

Biograph 6: 70 cm

Biograph Vision: 78 cm

Η διάμετρος του ικρίωματος (Gantry) ενός PET/CT μηχανήματος είναι ένας σημαντικός παράγοντας ο οποίος πρέπει να ληφθεί υπόψη, αφού καθορίζει το «μέγεθος» του ασθενούς που μπορεί να σαρωθεί. Μια μεγαλύτερη διάμετρος ικρίωματος επιτρέπει τη σάρωση μεγαλύτερων σε μέγεθος ασθενών, κάτι που μπορεί να είναι σημαντικό σε ορισμένες κλινικές καταστάσεις, όπως για παράδειγμα ασθενείς με παχυσαρκία. Ένας ακόμη παράγοντας που μπορεί να επηρεαστεί είναι το FOV. Ένα ικρίωμα με μεγαλύτερη διάμετρο έχει επίσης μεγαλύτερο οπτικό πεδίο (FOV-Field of View), το οποίο μπορεί να είναι χρήσιμο σε ορισμένες εφαρμογές, στις οποίες η απεικόνιση μεγαλύτερης περιοχής είναι σημαντικό. Ωστόσο, ένα ικρίωμα με μεγαλύτερη διάμετρο και συνεπώς μεγαλύτερο FOV μπορεί να οδηγήσει σε χαμηλότερη διακριτική ικανότητα (Spatial Resolution), αφού τα στοιχεία του ανιχνευτή βρίσκονται πιο μακριά.

Η διάμετρος του ικρίωματος ενός σαρωτή PET/CT είναι ένας σημαντικός παράγοντας που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη κατά την επιλογή ενός σαρωτή, προσμετρώντας

---

<sup>9</sup> Alberts et al., 2021. Sanaat et al., 2022.

βέβαια τη συγκεκριμένη εφαρμογή του μηχανήματος καθώς επίσης και το κοινό στο οποίο θα απευθύνεται.

Έτσι, με τα στοιχεία που έχουμε, μπορούμε να πούμε ότι το μηχάνημα Biograph Vision με διάμετρο ικριώματος 78 cm μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μεγαλύτερη γκάμα ασθενών και έχει μεγαλύτερο FOV με αποτέλεσμα να μπορεί να απεικονίσει μεγαλύτερες περιοχές. Αντίθετα, ο ανιχνευτής Biograph 6 με διάμετρο ικριώματος 70 cm έχει μικρότερο FOV αλλά καλύτερη διακριτική ικανότητα.

### **3.4 Axial FOV<sup>10</sup>**

Biograph 6: 16.2 cm

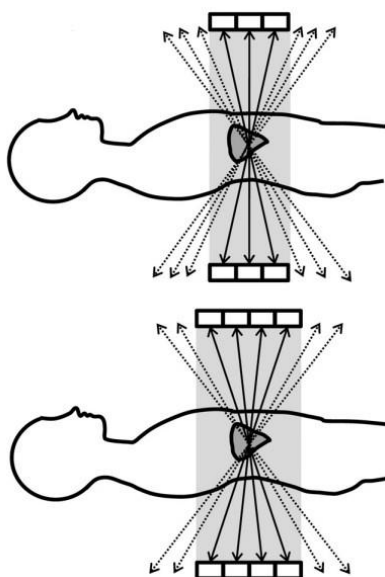
Biograph Vision: 26.1cm

Το αξονικό οπτικό πεδίο (Axial FOV-Field of View) ενός σαρωτή PET/CT αναφέρεται στο μήκος της σάρωσης που μπορεί να απεικονιστεί στην αξονική κατεύθυνση (κατά μήκος άξονας του σκελετού). Το Axial FOV τυπικά καθορίζεται σε χιλιοστά και καθορίζει το μέγεθος της περιοχής του σώματος που μπορεί να απεικονιστεί σε μία μόνο σάρωση. Το FOV είναι ένας σημαντικός παράγοντας που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη κατά την επιλογή ενός σαρωτή PET/CT, αφού καθορίζει το μέγεθος της περιοχής ανά σάρωση. Ένα μεγαλύτερο FOV επιτρέπει την απεικόνιση μιας μεγαλύτερης περιοχής του σώματος, η οποία μπορεί να είναι χρήσιμη σε ορισμένες κλινικές καταστάσεις. Η Εικόνα 1 δείχνει γραφικά τη διαφορά FOV δύο συστημάτων.

Συνεπώς, το Biograph Vision υπερτερεί κατά πολύ του Biograph 6 μιας και έχει Axial FOV 26.1cm ενώ το άλλο 16.2 cm. Συνεπώς, το καινούργιο σύστημα Biograph Vision μπορεί να απεικονίσει μεγαλύτερες περιοχές σε σχέση με το παλιό.

---

<sup>10</sup> Shukla & Kumar, 2006. Akamatsu et al., 2014. Jakoby et al., 2009.



**Εικόνα 1.** Σχεδιάγραμμα δύο συστημάτων με διαφορετικό FOV. Το πάνω έχει μικρότερο FOV από το κάτω. (Akamatsu et al., 2014, σελ. 102)

### 3.5 Sensitivity<sup>11</sup>

Biograph 6: 4.8 cps/Bq

Biograph Vision: 16.4 cps/Bq

Η ευαισθησία στο PET/CT αναφέρεται στην ικανότητα του συστήματος απεικόνισης να ανιχνεύει μικρές ποσότητες του ραδιοϊχνηθέτη που χρησιμοποιείται κατά τη διαδικασία απεικόνισης. Συνήθως εκφράζεται σε μονάδες μέτρησης ανά δευτερόλεπτο ανά μπεκερέλ (cps/Bq). Όσο μεγαλύτερη είναι η ευαισθησία, τόσο πιο ευαίσθητο είναι το σύστημα στην ανίχνευση μικρών ποσοτήτων ραδιενέργειας. Η ευαισθησία του PET/CT είναι αρκετά σημαντική αφού επιτρέπει την ανίχνευση μικρών όγκων ή άλλων ανωμαλιών που μπορεί να μην είναι ορατές με άλλους τύπους απεικονιστικών μεθόδων/συστημάτων. Η ευαισθησία του μηχανήματος εξαρτάται επίσης από τον συγκεκριμένο ραδιοϊχνηθέτη που χρησιμοποιείται, καθώς επίσης και από το πρωτόκολλο απεικόνισης (διάρκεια της σάρωσης, συγκεκριμένες περιοχές της οποίες θέλουμε να απεικονίσουμε).

<sup>11</sup> Bao & Chatziioannou, 2010. Done & Ioan, 2016.

Η ευαισθησία ενός PET/CT συστήματος συχνά μετριέται χρησιμοποιώντας το MDA (Minimum Detectable Activity) που αναφέρεται στη χαμηλότερη ποσότητα ραδιοϊχνηθέτη (μετρούμενη σε μπεκερέλ, Bq) που μπορεί να ανιχνεύσει ο σαρωτής. Όσο χαμηλότερο είναι το MDA, τόσο πιο ευαίσθητος είναι ο σαρωτής.

Πολλές φορές, μαζί με την αυξημένη ευαισθησία του μηχανήματος έχουμε και την αύξηση του θορύβου στην εικόνα. Αυτός ο θόρυβος μπορεί να αποφευχθεί με την χρήση λογισμικού, ειδικών φίλτρων. Με βάση τα χαρακτηριστικά που έχουμε το σύστημα Biograph Vision έχει σαφώς καλύτερη ευαισθησία (16.4) σε σύγκριση με το Biograph 6 (4.8)

### **3.6 Peak NECR<sup>12</sup>**

Biograph 6: 92 kcps @ kBq/mL at 33 °C

Biograph Vision: 306 kcps @ kBq/mL at 32.6 °C

Το Peak NECR (noise-equivalent count rate) είναι μέτρο μέγιστου ρυθμού καταμέτρησης που μπορεί να χειριστεί ένα σύστημα PET/CT χωρίς σημαντική υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας. Με άλλα λόγια, είναι ο υψηλότερος ρυθμός καταμέτρησης που το σύστημα μπορεί να εντοπίσει και να αναπαραστήσει με ακρίβεια στις εικόνες χωρίς να παράγει υπερβολικό θόρυβο ή παραμόρφωση.

Το Peak NECR εξαρτάται από διάφορους παράγοντες, όπως ο τύπος και η ενέργεια του ραδιενεργού ιχνηθέτη που χρησιμοποιείται, το μέγεθος του ασθενούς και τα συγκεκριμένα στοιχεία υλικού και λογισμικού του συστήματος PET/CT. Μπορεί επίσης να επηρεαστεί από συνθήκες απεικόνισης, όπως ο χρόνος σάρωσης, η διακριτική ικανότητα του συστήματος και ο τύπος των αλγορίθμων ανακατασκευής που χρησιμοποιούνται για την παραγωγή των εικόνων.

Στην απεικόνιση PET, μπορεί να εμφανιστούν υψηλοί ρυθμοί καταμέτρησης όταν υπάρχει μεγάλη ποσότητα ραδιενεργού ιχνηθέτη στο σώμα ή όταν η πρόσληψη του ιχνηθέτη είναι ταχεία. Εάν ο ρυθμός μέτρησης υπερβαίνει το μέγιστο NECR του συστήματος, οι εικόνες μπορεί να υποβαθμιστούν, με αποτέλεσμα αυξημένα επίπεδα

---

<sup>12</sup> Chang et al., 2011. Chang et al., 2012. Grogg et al., 2015. Hsu et al., 2017.



θορύβου και ενδεχομένως επηρεάζοντας την ακρίβεια των διαγνωστικών πληροφοριών.

Επομένως, είναι σημαντικό να λαμβάνεται υπόψη το μέγιστο NECR, όταν σχεδιάζονται εξετάσεις PET, ειδικά για μελέτες που περιλαμβάνουν υψηλές δόσεις ραδιενεργού ιχνηθέτη ή ταχεία πρόσληψη ιχνηθέτη στο σώμα. Κατανοώντας το μέγιστο NECR και άλλες παραμέτρους απόδοσης ενός συστήματος PET/CT, είναι δυνατό να προσδιοριστεί η καταλληλότητα του συστήματος για συγκεκριμένες εφαρμογές απεικόνισης και να διασφαλιστεί ότι παράγονται εικόνες υψηλότερης ποιότητας.

### **3.7 Tube Voltage<sup>13</sup>**

Biograph 6: 80, 110, 130 kV

Biograph Vision: 70, 80, 100, 120, 140 kV

Η τάση σωλήνα (kV) είναι μια τεχνική παράμετρος που περιγράφει τη διαφορά ηλεκτρικού δυναμικού που εφαρμόζεται στο σωλήνα ακτίνων Χ. Η τάση του σωλήνα μετριέται σε kilovolts (kV) και καθορίζει την ενέργεια των φωτονίων που παράγονται από τον σωλήνα ακτίνων Χ. Γενικά, οι υψηλότερες τάσεις παράγουν φωτόνια με περισσότερη ενέργεια, τα οποία μπορούν να διεισδύσουν βαθύτερα στο σώμα και είναι πιο αποτελεσματικά στην απεικόνιση παχύτερων τμημάτων του σώματος. Με υψηλότερη τάση μπορούμε, επίσης, να επιτύχουμε καλύτερη αντίθεση. Ωστόσο, οι υψηλότερες τάσεις του παράγουν επίσης περισσότερη ακτινοβολία με αποτέλεσμα να αυξάνεται η δόση στον ασθενή. Από την άλλη πλευρά, οι χαμηλότερες τάσεις παράγουν φωτόνια με λιγότερη ενέργεια, τα οποία είναι λιγότερο αποτελεσματικά στη διείσδυση. Οι χαμηλότερες τάσεις παράγουν επίσης λιγότερη ακτινοβολία και μπορούν να μειώσουν τη δόση στον ασθενή.

Σε μια σάρωση PET/CT, η τάση του σωλήνα ρυθμίζεται συνήθως σε επίπεδο που είναι κατάλληλο για την περιοχή του σώματος που απεικονίζεται. Για παράδειγμα, μια υψηλότερη τάση σωλήνα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την απεικόνιση του θώρακα,

---

<sup>13</sup> Bebbington et al., 2021. Leithner et al., 2018. Xia et al., 2011.

ενώ μια χαμηλότερη τάση σωλήνα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την απεικόνιση του κεφαλιού και του λαιμού. Αξίζει να σημειωθεί ότι η τάση του σωλήνα είναι ένας από τους πολλούς παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας και η επιλογή του σωστού kV εξαρτάται επίσης από άλλες παραμέτρους, όπως το ρεύμα, ο τύπος ανιχνευτή, η δόση ακτινοβολίας και ο θόρυβος της εικόνας, που επίσης παίζει ρόλο στον καθορισμό της τελικής ποιότητας της εικόνας.

Η ρύθμιση της τάσης του σωλήνα είναι σημαντική όσον αφορά την ποιότητα της εικόνας και τη διαγνωστική ακρίβεια. Η επιλογή της σωστής τάσης σωλήνα είναι ζωτικής σημασίας για να διασφαλιστεί ότι οι εικόνες που παράγονται είναι επαρκούς ποιότητας για την πραγματοποίηση ακριβών διαγνώσεων, ενώ ελαχιστοποιείται η ποσότητα της έκθεσης σε ακτινοβολία στον ασθενή. Επιπλέον, η τάση του σωλήνα είναι μια σημαντική παράμετρος όσον αφορά τη διαχείριση της δόσης. Όσο χαμηλότερο είναι το kV τόσο μικρότερη είναι η δόση ακτινοβολίας. Καθώς η τάση του σωλήνα αυξάνεται, η δόση ακτινοβολίας αυξάνεται επίσης, επομένως, είναι σημαντικό να εξισορροπηθεί η ανάγκη ποιότητας εικόνας με την έκθεση στην ακτινοβολία του ασθενούς. Συμπερασματικά, η τάση σωλήνα είναι μια σημαντική τεχνική παράμετρος στους PET/CT ανιχνευτές, αφού επηρεάζει την αντίθεση της εικόνας, τη διαγνωστική ακρίβεια και τη δόση ακτινοβολίας στον ασθενή.

Το σύστημα Biograph Vision έχει μεγαλύτερη γκάμα επιλογών τάσης σωλήνα 70, 80, 100, 120, 140 σε αντίθεση με το Biograph 6 το οποίο έχει τάση σωλήνα 80, 110, 130. Αυτό δίνει το πλεονέκτημα στο σύστημα Biograph Vision να εκτελεί σαρώσεις με μικρότερες αλλά και μεγαλύτερες τάσης αναλόγως της περίπτωσης σε σχέση με το σύστημα Biograph 6.

### **3.8 Tunnel Length<sup>14</sup>**

Biograph 6: 178 cm

Biograph Vision: 136 cm

Ένα μεγαλύτερο μήκος σήραγγας επιτρέπει μεγαλύτερη ευελιξία στην τοποθέτηση του ασθενούς, κάτι που μπορεί να βοηθήσει στη μείωση των ψευδενδείξεων κίνησης που μπορεί να προκύψουν κατά τη σάρωση. Όμως, μεγαλύτερο μήκος σήραγγας μπορεί

---

<sup>14</sup> Vandenberghe et al., 2020. Townsend et al., 2003.

να δημιουργήσει προβλήματα σε ασθενής με κλειστοφοβία. Επίσης το κόστος του μηχανήματος αυξάνεται όσο αυξάνεται και το μήκος της σήραγγας (και συνεπώς και το όλο μέγεθος του μηχανήματος).

Σε αντίθεση με τα άλλα χαρακτηριστικά στα οποία υπερτερεί το Biograph Vision, στο μήκος σήραγγας μπορούμε να δούμε ότι το Biograph Vision έχει μήκος σήραγγας 136cm σε αντίθεση με το Biograph 6 το οποίο έχει μήκος σήραγγας 178cm.

### **3.9 Max Load Capacity<sup>15</sup>**

Biograph 6: 204 kg

Biograph Vision: 227 kg

Το Max Load Capacity αναφέρεται στο μέγιστο βάρος που μπορεί να υποστηρίξει με ασφάλεια ο σαρωτής. Αυτός είναι ένας σημαντικός παράγοντας που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη κατά την απεικόνιση μεγαλύτερων ασθενών, καθώς η υπέρβαση του μέγιστου ορίου βάρους μπορεί να θέσει σε κίνδυνο τόσο τον ασθενή όσο και τον εξοπλισμό. Η υπέρβαση του μέγιστου ορίου βάρους μπορεί να προκαλέσει καταπόνηση στα μηχανικά εξαρτήματα του σαρωτή, που μπορεί να οδηγήσει σε βλάβη ή δυσλειτουργία, δυσκολία στη σωστή τοποθέτηση του ασθενούς, η οποία μπορεί να οδηγήσει σε κακή ποιότητα εικόνας και δυσκολία μετακίνησης του ασθενούς μέσα και έξω από το σαρωτή, με αποτέλεσμα επιπλέον προσπάθεια για το ιατρικό προσωπικό.

Με βάση τα χαρακτηριστικά που έχουμε στην διάθεση μας, παρατηρούμε ότι το Biograph Vision μπορεί να μεταφέρει στην τράπεζα εξέτασης ασθενείς μέχρι και 227kg σε αντίθεση με το Biograph 6 το οποίο μπορεί να μεταφέρει στην τράπεζα εξέτασης ασθενείς μέχρι και 204kg κάνοντας έτσι το πρώτο πιο εύκολα προσβάσιμο σε ασθενείς με μεγαλύτερο βάρος.

---

<sup>15</sup> Fursevich et al., 2016. Modica et al., 2011.

### 3.10 Number of Crystal Rings<sup>16</sup>

Biograph 6: 39(13x3)

Biograph Vision: 80

Ο αριθμός των δακτυλίων κρυστάλλων σε ένα PET/CT σύστημα αναφέρεται στον αριθμό των δακτυλίων κρυστάλλων που συνθέτουν τη διάταξη ανιχνευτών του PET στοιχείου του σαρωτή. Ο αριθμός των δακτυλίων είναι ένας σημαντικός παράγοντας που καθορίζει τη διακριτική ικανότητα καθώς επίσης και την ευαισθησία του σαρωτή.

Ένας μεγαλύτερος αριθμός κρυσταλλικών δακτυλίων έχει ως αποτέλεσμα υψηλότερη διακριτική ικανότητα, πράγμα που σημαίνει ότι μικρές ή ανεπαίσθητες αλλαγές στη φυσιολογία του ασθενούς μπορούν να ανιχνευθούν με μεγαλύτερη ακρίβεια. Αυτό μπορεί να είναι ιδιαίτερα χρήσιμο στην ανίχνευση μικρών όγκων ή βλαβών. Ωστόσο, ένας μεγαλύτερος αριθμός δακτυλίων μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα το μεγαλύτερο μέγεθος σαρωτή και το αυξημένο κόστος. Από την άλλη πλευρά, ένας μικρότερος αριθμός κρυσταλλικών δακτυλίων οδηγεί σε χαμηλότερη διακριτική ικανότητα, πράγμα που σημαίνει ότι μικρές ή ανεπαίσθητες αλλαγές στη φυσιολογία του ασθενούς μπορεί να μην ανιχνευθούν τόσο εύκολα. Αλλά σημαίνει επίσης ότι ο σαρωτής είναι μικρότερος σε μέγεθος και με μικρότερο κόστος.

Η επιλογή του αριθμού των κρυστάλλινων δακτυλίων εξαρτάται από την εφαρμογή για την οποία προορίζεται να χρησιμοποιηθεί. Ένας γενικός εμπειρικός κανόνας είναι ότι όσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός των δακτυλίων τόσο καλύτερη είναι η διακριτική ικανότητα, αλλά η επιλογή εξαρτάται επίσης από την αντιστάθμιση μεταξύ διακριτικής ικανότητας και κόστους.

Το καινούργιο 4<sup>ης</sup> γενιάς PET/CT Biograph Vision της Siemens έχει διπλάσιο αριθμό δακτυλίων κρυστάλλων (80) σε σχέση με το 1<sup>ης</sup> γενιάς PET/CT Biograph 6 με μόλις 39 δακτυλίους κρυστάλλων. Το αποτέλεσμα είναι το πρώτο να έχει σαφώς καλύτερη διακριτική ικανότητα όπως επίσης και πολύ καλύτερη ευαισθησία. Η Siemens κατάφερε να εισάγει τον διπλάσιο αριθμό δακτυλίων κρυστάλλων μικραίνοντας μάλιστα το συνολικό μέγεθος του ανιχνευτή.

---

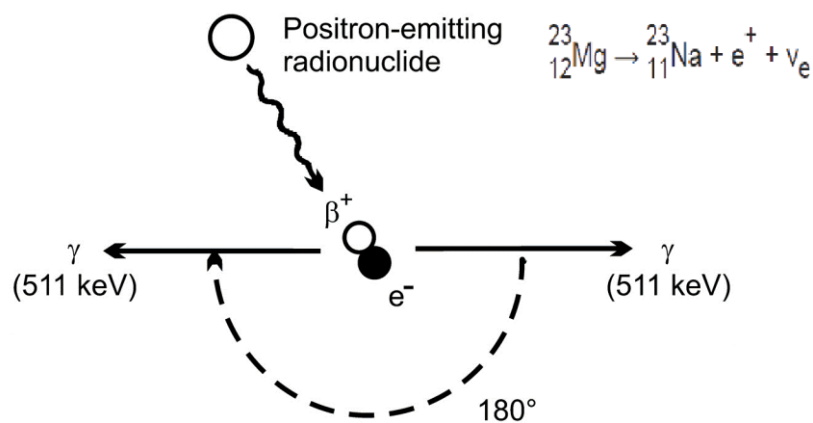
<sup>16</sup> Karakatsanis et al., 2018. Zhang & Knopp, 2020.

### 3.11 Time of flight<sup>17</sup>

Biograph 6: Δεν έχει

Biograph Vision: Έχει

Μία από τις προκλήσεις των συστημάτων απεικόνιση PET/CT είναι ο ακριβής εντοπισμός του γεγονότος εκμηδένισης ποζιτρονίων (positron annihilation) από το οποίο δημιουργούνται οι ακτίνες γ. Ο σαρωτής PET/CT Biograph Vision αντιμετωπίζει αυτήν την πρόκληση ενσωματώνοντας την τεχνολογία Time Of Flight (TOF) στο σχεδιασμό του.



**Εικόνα 2:** Γράφημα εκμηδένισης ποζιτρονίων σε δύο ακτίνες γ αντίθετης κατεύθυνσης, Annihilation Event<sup>18</sup>

Η τεχνολογία TOF μετρά τον χρόνο που χρειάζεται για να ταξιδέψουν οι ακτίνες γάμμα από το συμβάν εκμηδένισης ποζιτρονίων στους ανιχνευτές. Γνωρίζοντας τον ακριβή χρόνο εκπομπής των ακτίνων γ, ο σαρωτής μπορεί να υπολογίσει την απόσταση μεταξύ του γεγονότος εκμηδένισης και των ανιχνευτών. Αυτές οι πληροφορίες χρησιμοποιούνται για τη βελτίωση της ακρίβειας αλλά και της εικόνας που προκύπτει. Με τους παραδοσιακούς σαρωτές PET/CT όπως και το σύστημα Biograph 6, η ακριβής θέση του γεγονότος εκμηδένισης ποζιτρονίων καθορίζεται από τη διασταύρωση δύο γραμμών απόκρισης (LORs), οι οποίες δημιουργούνται από τις ακτίνες γάμμα που ανιχνεύονται από δύο αντίθετους (ένας απέναντι από τον άλλο)

<sup>17</sup> Hsu et al., 2017. Jakoby et al., 2011. Kadrmas et al., 2009. Lois et al., 2010. Surti & Karp, 2020.

<sup>18</sup> Shielding of positrons: Types & uses 2021

ανιχνευτές. Με την ενσωμάτωση της τεχνολογίας TOF, το σύστημα PET/CT Biograph Vision μπορεί να μειώσει τον αριθμό των LOR που πρέπει να ληφθούν υπόψη, γεγονός που μειώνει τον θόρυβο στην εικόνα και αυξάνει την αναλογία σήματος προς θόρυβο (Signal To Noise Ration).

Ο μικρότερος χρόνος σάρωσης του συστήματος Biograph Vision που απαιτείται για την απόκτηση των απαραίτητων δεδομένων για την ανακατασκευή εικόνας είναι επίσης ένα πλεονέκτημα της τεχνολογίας TOF. Με μικρότερους χρόνους σάρωσης, οι ασθενείς περνούν λιγότερο χρόνο στον σαρωτή (μέχρι και 70% λιγότερος χρόνος εξέτασης σε σχέση με το σύστημα Biograph 6), γεγονός που μπορεί να αυξήσει την άνεση και να μειώσει τον κίνδυνο τεχνουργημάτων κίνησης (Motion Artifacts), τα οποία μπορούν να υποβαθμίσουν την ποιότητα της εικόνας.

Ένα ακόμα πλεονέκτημα του μικρότερου χρόνου εξέτασης είναι το μικρότερο ποσοστό δόσης ραδιοϊχνηθέτη (μέχρι και 50% σε σχέση με το παλιό σύστημα Biograph 6). Συνεπώς, με μικρότερο ποσοστό δόσης, ελαχιστοποιείται η έκθεση του ασθενή σε ακτινοβολία. Ενώ σε γενικές γραμμές η ποσότητα της χρησιμοποιούμενης ακτινοβολίας θεωρείται γενικά ασφαλής, η ελαχιστοποίηση της δόσης είναι σημαντική για την ελαχιστοποίηση του κινδύνου έκθεσης σε ακτινοβολία, ειδικά για ασθενείς που χρειάζονται πολλαπλές σαρώσεις ή είναι ευαίσθητοι στην ακτινοβολία. Ενώ υψηλότερες δόσεις ραδιοϊχνηθέτη μπορεί να οδηγήσουν σε ισχυρότερα σήματα, αυτό μπορεί επίσης να οδηγήσει σε αυξημένο θόρυβο και μειωμένη ποιότητα εικόνας. Με τη χρήση μικρότερης δόσης, η ποιότητα της εικόνας μπορεί να βελτιστοποιηθεί, παρέχοντας μια σαφέστερη και ακριβέστερη εικόνα της κατάστασης του ασθενούς. Η χρήση ραδιοϊχνηθετών στην ιατρική απεικόνιση ρυθμίζεται από διάφορους φορείς, όπως η Ρυθμιστική Επιτροπή Πυρηνικών (NRC) στις Ηνωμένες Πολιτείες. Αυτοί οι οργανισμοί απαιτούν οι δόσεις ραδιοϊχνηθέτη να διατηρούνται όσο χαμηλές είναι εύλογα εφικτό (αρχή της ALARA) για να ελαχιστοποιηθεί η έκθεση σε ακτινοβολία σε ασθενείς και ιατρικό προσωπικό.

Ένα ακόμα θετικό της μικρότερης δόσης είναι το κόστος. Οι ραδιοϊχνηθέτες μπορεί να είναι ακριβοί, επομένως η χρήση μικρότερης δόσης (μικρότερη ποσότητα ραδιοϊχνηθέτη) μπορεί να βοηθήσει στη μείωση του κόστους της εξέτασης, καθιστώντας την πιο προσιτή στους ασθενείς.

Συνοπτικά, η χρήση μικρότερης δόσης ραδιοϊχνηθέτη σε σαρωτές PET/CT είναι σημαντική για την ελαχιστοποίηση της έκθεσης σε ακτινοβολία, τη βελτιστοποίηση της ποιότητας της εικόνας, τη μείωση του κόστους και τη συμμόρφωση με τις κανονιστικές απαιτήσεις.

### 3.12 Pixel size<sup>19</sup>

Biograph 6: 1.3672x1.3672 mm<sup>2</sup>

Biograph Vision: 0.9766x0.9766 mm<sup>2</sup>

Το μέγεθος εικονοστοιχείων (pixel) αναφέρεται στις διαστάσεις κάθε εικονοστοιχείου στην εικόνα. Αντιπροσωπεύει το φυσικό μέγεθος ενός εικονοστοιχείου στο επίπεδο απεικόνισης.

Biograph 6: Το μέγεθος εικονοστοιχείου είναι 1,3672x1,3672 mm. Αυτό σημαίνει ότι κάθε εικονοστοιχείο στην εικόνα που λαμβάνεται από τον σαρωτή Biograph 6 αντιπροσωπεύει μια περιοχή περίπου 1,3672 mm επί 1,3672 mm.

Biograph Vision: Το μέγεθος εικονοστοιχείου είναι 0,9766x0,9766 mm. Σε αντίθεση με το Biograph 6, κάθε εικονοστοιχείο στην εικόνα που λαμβάνεται από τον σαρωτή Biograph Vision αντιπροσωπεύει μια μικρότερη περιοχή περίπου 0,9766 mm επί 0,9766 mm.

Συγκρίνοντας τα μεγέθη εικονοστοιχείων, μπορούμε να δούμε ότι ο σαρωτής Biograph Vision έχει μικρότερο μέγεθος εικονοστοιχείου από τον σαρωτή Biograph 6. Ένα μικρότερο μέγεθος εικονοστοιχείου υποδηλώνει γενικά υψηλότερη ανάλυση εικόνας, καθώς επιτρέπει τη συσσώρευση περισσότερων εικονοστοιχείων στην ίδια φυσική περιοχή. Αυτή η αυξημένη ανάλυση μπορεί να οδηγήσει σε πιο λεπτομερείς και ευκρινέστερες εικόνες.

---

<sup>19</sup> PS3.6 – dicom, Available at: <https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/html/part06.html>.  
Innolitics, Available at: <https://dicom.innolitics.com/ciods>.  
Softneta, Available at: <https://www.dicomlibrary.com/dicom/dicom-tags/>

### 3.13 Resolution<sup>20</sup>

Biograph 6: 0.7314 pixels per mm

Biograph Vision: 1.024 pixels per mm

Η ανάλυση αναφέρεται στο επίπεδο λεπτομέρειας ή ευκρίνειας στις εικόνες που παράγονται από τους σαρωτές PET/CT. Συνήθως μετράται σε ρixel ανά μονάδα απόστασης, όπως ρixel ανά χιλιοστό (mm).

Για το σαρωτή Biograph 6, η K αναφέρεται ως 0,7314 ρixel ανά mm. Αυτό σημαίνει ότι για κάθε χιλιοστό στην εικόνα, υπάρχουν περίπου 0,7314 εικονοστοιχεία διαθέσιμα για να αναπαραστήσουν τις λεπτομέρειες.

Από την άλλη, ο σαρωτής Biograph Vision έχει ανάλυση 1,024 pixels ανά mm. Αυτό δείχνει ότι μπορεί να συλλάβει πιο λεπτομερείς πληροφορίες σε κάθε χιλιοστό της εικόνας, με διαθέσιμα περίπου 1.024 ρixel.

Συγκριτικά, ο σαρωτής Biograph Vision προσφέρει υψηλότερη ανάλυση από τον σαρωτή Biograph 6. Συνεπώς, οι εικόνες που παράγονται από τον σαρωτή Biograph Vision ενδέχεται να έχουν μεγαλύτερη ευκρίνεια και λεπτομέρεια σε σύγκριση με αυτές που δημιουργούνται από το σαρωτή Biograph 6.

### 3.14 Slice thickness<sup>21</sup>

Biograph 6: 5 mm

Biograph Vision: 3 mm

Το πάχος τομής αναφέρεται στο πάχος κάθε τομής εικόνας που λήφθηκε κατά την εξέταση. Αντιπροσωπεύει την απόσταση μεταξύ δύο γειτονικών τμημάτων εικόνας.

Biograph 6: Το πάχος της φέτας για το Biograph 6 είναι 5 mm. Επομένως, ότι κάθε φέτα εικόνας έχει πάχος 5 mm.

---

<sup>20,21</sup>PS3.6 – dicom, Available at: <https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/html/part06.html>.  
Innolitics, Available at: <https://dicom.innolitics.com/ciods>.  
Softneta, Available at: <https://www.dicomlibrary.com/dicom/dicom-tags/>



Biograph Vision: Το πάχος τομής για το Biograph Vision είναι 3 mm. Επομένως, κάθε φέτα εικόνας έχει πάχος 3 mm.

Συνοπτικά, το πάχος φέτας για το Biograph 6 είναι 5 mm, ενώ για το Biograph Vision, είναι 3 mm. Αυτό υποδεικνύει ότι οι τομές εικόνας που καταγράφονται από το Biograph Vision είναι πιο λεπτές σε σύγκριση με το Biograph 6, παρέχοντας υψηλότερη διακριτική ικανότητα και πιο λεπτομερή απεικόνιση.

### 3.15 Pixel depth<sup>22</sup>

Biograph 6:

CT: Bits Allocated: 16, Bits Stored: 12

PET: Bits Allocated: 16, Bits Stored: 16

Biograph Vision:

CT: Bits Allocated: 16, Bits Stored: 12

PET: Bits Allocated: 16, Bits Stored: 16

Το βάθος εικονοστοιχείων, γνωστό και ως bit depth, αντιπροσωπεύει τον αριθμό των bit που χρησιμοποιούνται για την κωδικοποίηση του χρώματος ή της έντασης κάθε pixel στην εικόνα. Καθορίζει το εύρος των πιθανών τιμών για κάθε pixel και επηρεάζει τη συνολική ποιότητα της εικόνας. Το υψηλότερο βάθος pixel επιτρέπει περισσότερες αποχρώσεις του γκρι ή χρωμάτων, με αποτέλεσμα καλύτερη ποιότητα εικόνας και αυξημένη ικανότητα διάκρισης λεπτομερειών.

Συγκρίνοντας τα δεδομένα, μπορούμε να δούμε ότι και τα δύο συστήματα Biograph 6 και Biograph Vision έχουν το ίδιο Pixel Depth για την εξέταση CT, με τιμή εκχώρησης (Bits Allocated) 16 και τιμή αποθήκευσης (Bits Stored) 12. Αυτό σημαίνει ότι οι εικόνες CT και από τα δύο συστήματα έχουν το ίδιο δυναμικό εύρος επιπέδων γκρι, αλλά αποθηκεύουν μόνο 12 bit πληροφοριών, υποδεικνύοντας μειωμένο επίπεδο ακρίβειας.

---

<sup>22</sup> dicom, Available at: <https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/html/part06.html>. Innolitics, Available at: <https://dicom.innolitics.com/ciods>. Softneta, Available at: <https://www.dicomlibrary.com/dicom/dicom-tags/>

Για την εξέταση PET, και τα δύο συστήματα έχουν το ίδιο βάθος εικονοστοιχείων, με εκχωρημένη και αποθηκευμένη τιμή 16. Αυτό δείχνει ότι και τα δύο συστήματα μπορούν να καταγράψουν και να εμφανίσουν ένα ευρύ φάσμα εντάσεων με υψηλή ακρίβεια, καθώς αποθηκεύουν και τα 16 bit πληροφοριών.

#### 4. DICOM HEADER

Το DICOM<sup>23</sup> (Digital Imaging and Communications in Medicine) είναι ένα πρότυπο για την ιατρική απεικόνιση, το οποίο αναπτύχθηκε στα τέλη της δεκαετίας του 1980 και στις αρχές της δεκαετίας του 1990. Το πρότυπο DICOM αποτέλεσε τη λύση στην ανάγκη δημιουργίας ενός προτύπου για την αποθήκευση και τη μετάδοση ιατρικών εικόνων μεταξύ διαφορετικών συσκευών και υπολογιστών.

Εκείνη την εποχή, διάφορες ιατρικές συσκευές απεικόνισης χρησιμοποιούσαν διαφορετικές μορφές αρχείων και πρωτόκολλα επικοινωνίας, γεγονός που καθιστούσε δύσκολη την κοινή χρήση και ανταλλαγή εικόνων μεταξύ νοσοκομείων και κλινικών. Στις αρχές της δεκαετίας του 1980, η National Electrical Manufacturers Association (NEMA) σχημάτισε μια ομάδα εργασίας για την ανάπτυξη ενός προτύπου για την ψηφιακή ιατρική απεικόνιση. Αυτή η ομάδα εργασίας απαρτιζόταν από εκπροσώπους κατασκευαστών ιατρικών συσκευών, νοσοκομείων και ακαδημαϊκών ιδρυμάτων. Μετά από αρκετά χρόνια ανάπτυξης, η πρώτη έκδοση του προτύπου DICOM κυκλοφόρησε το 1993. Έκτοτε, το πρότυπο έχει ενημερωθεί αρκετές φορές για να περιλαμβάνει νέες δυνατότητες.

Μια εικόνα DICOM είναι μια μορφή αρχείου ιατρικής εικόνας που χρησιμοποιείται για την αποθήκευση και μετάδοση ιατρικών εικόνων, όπως για παράδειγμα ακτινογραφίες, αξονικές τομογραφίες και σαρώσεις μαγνητικής τομογραφίας, μεταξύ ιατρικών συσκευών και υπολογιστών. Οι εικόνες DICOM έχουν συγκεκριμένη μορφή αρχείου και περιέχουν μια κεφαλίδα (tag) που περιλαμβάνει πληροφορίες για τον ασθενή, την εικόνα και τη συσκευή που κατέγραψε την εικόνα. Το DICOM χρησιμοποιείται ευρέως στον ιατρικό τομέα για την αποθήκευση, την ανάκτηση και την κοινή χρήση ιατρικών εικόνων.

Οι εικόνες DICOM περιλαμβάνουν πληροφορίες στην κεφαλίδα, όπως:

- Πληροφορίες ασθενούς: όνομα, ταυτότητα, ημερομηνία γέννησης, φύλο και άλλες πληροφορίες ταυτοποίησης
- Πληροφορίες απεικόνισης: τρόπος λειτουργίας, εξεταζόμενο μέρος του σώματος, ημερομηνία και ώρα λήψης εικόνας, διαστάσεις εικόνας και ανάλυση

---

<sup>23</sup> Mildenerger et al., 2001. About dicom-overview: <https://www.dicomstandard.org/about-home>.

- Πληροφορίες εξοπλισμού: κατασκευαστής, μοντέλο και serial number
- Δεδομένα εικόνας: δεδομένα pixel που αντιπροσωπεύουν την πραγματική εικόνα
- Διαστάσεις εικόνας: το μέγεθος της εικόνας σε pixel ή voxel
- Ανάλυση: το επίπεδο λεπτομέρειας στην εικόνα
- Άλλες πληροφορίες: ανάλογα με τον τρόπο λειτουργίας, οι εικόνες DICOM μπορεί επίσης να περιλαμβάνουν πληροφορίες σχετικά με τη θέση του ασθενούς κατά τη σάρωση, τις παραμέτρους απεικόνισης που χρησιμοποιούνται και τυχόν επικαλυμμένους σχολιασμούς ή μετρήσεις.

Η σύγκριση του DICOM Header των δύο συστημάτων δείχνει ότι υπάρχουν σημαντικές διαφορές καθώς μερικά πεδία έχουν καταργηθεί και νέα έχουν προστεθεί. Οι βασικές διαφορές παρουσιάζονται στις επόμενες παραγράφους.

Παρατηρούμε ότι για το σύστημα Biograph Vision έχουμε 125 Headers για το CT Knee, 125 Headers για το CT Abdomen, 150 Headers για το PET Knee και 149 Headers για το PET Abdomen. Από την άλλη, για το σύστημα Biograph 6 έχουμε 124 Headers για το CT Knee, 123 Headers για το CT Abdomen, 130 Headers για το PET Knee και 128 Headers για το PET Abdomen.

#### **4.1. DICOM Headers Comparison**

Στον Πίνακα 2 παρουσιάζεται με συνοπτικό τρόπο η σύγκριση των διαφορών στα DICOM Headers των δύο απεικονιστικών συστημάτων. Οι επόμενες παράγραφοι αναλύουν όλες τις διαφορές με περισσότερη λεπτομέρεια.

**Πίνακας 2.** Επιλεγμένα DICOM Tags με διαφορές μεταξύ των δύο συστημάτων.

<b>Tag</b>	<b>Tag Name</b>	<b>Biograph 6</b>	<b>Biograph Vision</b>
0018,9324	Estimated Dose Saving	×	✓
0028,2110	Lossy Image Compression	✓	×
0032,000A	Study Status ID	✓	×
0032,000C	Study Priority ID	✓	×
0040,0244	Performed Procedure Step Start Date	✓	×
0040,0245	Performed Procedure Step Start Time	✓	×
0008,002A	Acquisition Date Time	×	✓
0008,0100	Code Value	×	✓
0008,0102	Coding Scheme Designator	×	✓
0008,0104	Code Meaning	×	✓
0008,3010	Irradiation Event UID	×	✓
0018,9306	Single Collimation Width	×	✓
0018,9307	Total Collimation Width	×	✓
0018,9309	Table Speed	×	✓
0018,9310	Table Feed per Rotation	×	✓
0018,9311	Spiral Pitch Factor	×	✓
0018,9323	Exposure Modulation Type	×	✓
0018,9345	CTDIvol	×	✓
0028,1054	Rescale Type	×	✓
0054,1323	Scatter Fraction Factor	×	✓
0008,0102	Coding Scheme Designator	✓	✓
0008,3012	Radiopharmaceutical Administration Event UID	×	✓
0018,1078	Radiopharmaceutical Start Date Time	×	✓
0018,1079	Radiopharmaceutical Stop Date Time	×	✓
0020,000E	Series Instance UID	×	✓
0029,0010	SIEMENS CSA HEADER	×	✓
0029,1018	PET_REPLAY_PARAM	×	✓
0071,0010	SIEMENS MED PT	×	✓

#### **4.1.1 Estimated Dose Saving**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: 81.3802

Η τιμή "81.3802" αντιπροσωπεύει την εκτιμώμενη δόσης που επιτεύχθηκε κατά τη διαδικασία απεικόνισης που εκτελέστηκε με τον σαρωτή Biograph Vision. Η εκτιμώμενη δόσης αναφέρεται στη μείωση της δόσης ακτινοβολίας που παρέχεται στον ασθενή κατά τη διάρκεια της σάρωσης. Σε αυτήν την περίπτωση, η εκτιμώμενη εκτιμώμενη δόσης που επιτυγχάνεται είναι 81,3802, γεγονός που υποδηλώνει σημαντική μείωση της δόσης ακτινοβολίας σε σύγκριση με τα τυπικά πρωτόκολλα απεικόνισης.

#### **4.1.2 Lossy Image Compression**

Biograph 6: 01

Δεν δίνεται για το Biograph Vision

Αυτή η ετικέτα καταδεικνύει εάν έχει εφαρμοστεί συμπίεση εικόνας με απώλειες (lossy). Η συμπίεση είναι μια τεχνική που χρησιμοποιείται για τη μείωση του μεγέθους του αρχείου «θυσιάζοντας» ποιότητα της εικόνας. Η τιμή "01" υποδηλώνει ότι έχει εφαρμοστεί συμπίεση με απώλειες στις εικόνες του Biograph 6.

#### **4.1.3 Study Status ID**

Biograph 6: COMPLETED

Δεν δίνεται για το Biograph Vision

Αυτή η ετικέτα αντιπροσωπεύει την κατάσταση της μελέτης, η οποία αναφέρεται στη συνολική πρόοδο της εξέτασης. Η τιμή "COMPLETED" υποδεικνύει ότι η μελέτη έχει ολοκληρωθεί, δηλαδή έχουν πραγματοποιηθεί όλες οι απαραίτητες διαδικασίες και εξετάσεις.

#### **4.1.4 Study Priority ID**

Biograph 6: NORMAL

Δεν δίνεται για το Biograph Vision

Αυτή η ετικέτα αντιπροσωπεύει την προτεραιότητα της μελέτης, υποδεικνύοντας το επίπεδο σημαντικότητας ή προτεραιότητας που αποδίδεται στην εξέταση. Η τιμή "NORMAL" υποδηλώνει ότι η μελέτη έχει κανονική προτεραιότητα, δηλαδή δεν απαιτεί άμεση προσοχή ή ειδικό χειρισμό.

#### **4.1.5 Performed Procedure Step Start Date**

Biograph 6: 20210205

Δεν δίνεται για το Biograph Vision

Αυτή η ετικέτα υποδεικνύει την ημερομηνία έναρξης του βήματος της διαδικασίας που εκτελέστηκε. Η τιμή "20210205" αντιπροσωπεύει την ημερομηνία με τη μορφή YYYYMMDD, όπου το 2021 αντιπροσωπεύει το έτος, το 02 αντιπροσωπεύει τον μήνα (Φεβρουάριος) και το 05 αντιπροσωπεύει την ημέρα.

#### **4.1.6 Performed Procedure Step Start Time**

Biograph 6: 132521.890000

Δεν δίνεται για το Biograph Vision

Αυτή η ετικέτα αντιπροσωπεύει την ώρα που ξεκίνησε το βήμα της διαδικασίας που εκτελέστηκε. Η τιμή "132521.890000" υποδεικνύει την ώρα στη μορφή HHMMSS.FFFFFFFF, όπου το 13 αντιπροσωπεύει την ώρα σε 24ωρη μορφή, το 25 τα λεπτά, το 21 τα δευτερόλεπτα και το 890000 το κλασματικό μέρος των δευτερολέπτων.

#### **4.1.7 Acquisition DateTime**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: 20230213132030.739000

Αυτή η ετικέτα υποδεικνύει την ημερομηνία και την ώρα που έλαβε χώρα η απόκτηση δεδομένων εικόνας. Η τιμή "20230213132030.739000" αντιπροσωπεύει την 13<sup>η</sup> Φεβρουαρίου 2023, ώρα 13:20:30.739.

#### **4.1.8 Code Value**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: 113691

Αυτή η ετικέτα περιέχει έναν αριθμητικό ή αλφαριθμητικό κώδικα που αντιπροσωπεύει μια συγκεκριμένη έννοια ή στοιχείο που σχετίζεται με τη μελέτη απεικόνισης. Η τιμή "113691" είναι ένας συγκεκριμένος κωδικός που χρησιμοποιείται για σκοπούς αναγνώρισης ή ταξινόμησης.

#### **4.1.9 Coding Scheme Designator**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: DCM

Αυτή η ετικέτα υποδεικνύει το σχήμα κωδικοποίησης που χρησιμοποιείται για την τιμή του κώδικα. Σε αυτήν την περίπτωση, το "DCM" αντιπροσωπεύει το σχήμα κωδικοποίησης "DICOM", το οποίο είναι το πρότυπο που χρησιμοποιείται για ιατρική απεικόνιση και σχετική ανταλλαγή πληροφοριών.



#### **4.1.10 Code Meaning**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: IEC Body Dosimetry Phantom

Αυτή η ετικέτα παρέχει το νόημα ή την περιγραφή της τιμής του κώδικα. Η τιμή "IEC Body Dosimetry Phantom" υποδηλώνει ότι η μελέτη απεικόνισης περιλαμβάνει τη χρήση ενός συγκεκριμένου ομοιώματος (phantom), το οποίο είναι μια συσκευή που χρησιμοποιείται για την προσομοίωση της ανθρώπινης ανατομίας και τη μέτρηση της δόσης ακτινοβολίας.

#### **4.1.11 Irradiation Event UID**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: 1.3.12.2.1107.5.8.15.133449.30000023033113412457200003127

Αυτή η ετικέτα είναι ένα μοναδικό αναγνωριστικό για το συγκεκριμένο συμβάν ακτινοβολίας που σχετίζεται με τα αποκτηθέντα δεδομένα. Η τιμή "1.3.12.2.1107.5.8.15.133449.30000023033113412457200003127" χρησιμεύει ως παγκόσμιο μοναδικό αναγνωριστικό για το συγκεκριμένο συμβάν.

#### **4.1.12 Single Collimation Width**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: 1.2

Αυτή η ετικέτα υποδεικνύει το πλάτος μιας μεμονωμένης παραμόρφωσης που χρησιμοποιείται κατά τη σάρωση. Η τιμή "1.2" αντιπροσωπεύει το πλάτος σε χιλιοστά και αναφέρεται στο πλάτος των μεμονωμένων στοιχείων ανιχνευτή στον σαρωτή.

#### **4.1.13 Total Collimation Width**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: 38.4

Αυτή η ετικέτα αντιπροσωπεύει το συνολικό πλάτος ευθυγράμμισης που χρησιμοποιείται κατά τη σάρωση. Συνήθως αναφέρεται στο συνδυασμένο πλάτος πολλαπλών στοιχείων ανιχνευτή. Η τιμή "38.4" υποδηλώνει το συνολικό πλάτος ευθυγράμμισης σε χιλιοστά.

#### **4.1.14 Table Speed**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: 61.4

Αυτή η ετικέτα καθορίζει την ταχύτητα με την οποία κινείται το τραπέζι ασθενούς κατά τη διάρκεια της σάρωσης. Η τιμή "61.4" αντιπροσωπεύει την ταχύτητα του τραπεζιού ασθενούς σε χιλιοστά ανά δευτερόλεπτο.

#### **4.1.15 Table Feed per Rotation**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: 30.7

Αυτή η ετικέτα υποδεικνύει την απόσταση που κινείται το τραπέζι ασθενούς ανά περιστροφή του ικριώματος κατά τη διάρκεια μιας ελικοειδούς σάρωσης.

#### **4.1.16 Spiral Pitch Factor**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: 0.8

Αυτή η ετικέτα αντιπροσωπεύει τον παράγοντα βήματος που χρησιμοποιείται κατά τη διάρκεια μιας σπειροειδούς ή ελικοειδούς σάρωσης. Ο συντελεστής βήματος είναι ο λόγος της κίνησης του τραπεζιού ανά περιστροφή προς το πλάτος ευθυγράμμισης. Η τιμή "0.8" υποδεικνύει τον συντελεστή βήματος.

#### **4.1.17 Exposure Modulation Type**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: XYZ\_EC

Αυτή η ετικέτα καθορίζει τον τύπο της διαμόρφωσης έκθεσης που χρησιμοποιείται κατά τη σάρωση. Η τιμή "XYZ\_EC" αντιπροσωπεύει έναν συγκεκριμένο τύπο τεχνικής διαμόρφωσης έκθεσης, ο οποίος μπορεί να ποικίλλει ανάλογα με το πρωτόκολλο σαρωτή και απεικόνισης.

#### **4.1.18 CTDIvol**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: 4,817774571986972

Αυτή η ετικέτα αντιπροσωπεύει τον όγκο του δείκτη δόσης υπολογιστικής τομογραφίας (CTDI), ο οποίος είναι ένα μέτρο της δόσης ακτινοβολίας. Η τιμή "4,817774571986972" υποδηλώνει τον όγκο CTDI σε milligray (mGy), υποδεικνύοντας τη δόση ακτινοβολίας που παρέχεται κατά τη σάρωση.

#### **4.1.19 Rescale Type**

Δεν δίνεται για το Biograph 6

Biograph Vision: HU

Αυτή η ετικέτα υποδεικνύει τον τύπο μετασχηματισμού που εφαρμόζεται στις τιμές των pixel για να ληφθούν οι τελικές τιμές εικόνας. Η τιμή "HU" αντιπροσωπεύει τις μονάδες Hounsfield, μια κλίμακα που χρησιμοποιείται συνήθως για εικόνες CT που συσχετίζει τις τιμές των εικονοστοιχείων με τις ιδιότητες εξασθένισης ιστού.

#### **4.1.20 Scatter Fraction Factor**

Δεν δίνεται για Biograph 6

Biograph Vision: 0.41287

Ο συντελεστής κλάσματος σκέδασης αντιπροσωπεύει την ποσότητα της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας στην εικόνα. Παρέχει ένδειξη της ποιότητας της εικόνας και τον βαθμό διόρθωσης σκέδασης που εφαρμόζεται. Παρατηρούμε ότι ο συντελεστής κλάσματος διασποράς παρέχεται μόνο από τον σαρωτή Biograph Vision. Ο συντελεστής αυτός υποδεικνύει το μέτρο της αποτελεσματικότητας διόρθωσης διασποράς. Η ακριβής διόρθωση διασποράς συμβάλλει στη μείωση των τεχνουργημάτων (artifacts) εικόνας και βελτιώνει τη συνολική ποιότητα της εικόνας.

#### **4.1.21 Coding Scheme Designator**

Biograph 6: SNM3

Biograph Vision: SRT

Αυτό το Tag υποδεικνύει το σχήμα κωδικοποίησης που χρησιμοποιείται για την αναγνώριση των εννοιών στο σύνολο δεδομένων. Σε αυτή την περίπτωση, το SNM3 αναφέρεται στο σχήμα κωδικοποίησης της Εταιρείας Πυρηνικής Ιατρικής και Μοριακής Απεικόνισης (Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging).

Ο προσδιοριστής του σχήματος κωδικοποίησης υποδεικνύει το σύστημα κωδικοποίησης ή την ορολογία που χρησιμοποιείται για τις καθορισμένες τιμές κωδικών. Σε αυτήν την περίπτωση, το "SRT" αναφέρεται στο SNOMED CT, το οποίο είναι μια ευρέως χρησιμοποιούμενη κλινική ορολογία για την κωδικοποίηση ιατρικών εννοιών.

#### **4.1.22 Radiopharmaceutical Administration Event UID**

Δεν δίνεται για Biograph 6

Biograph Vision: 1.3.12.2.1107.5.8.15.133449.30000023033113412457200002427

Αυτό το μοναδικό αναγνωριστικό αντιπροσωπεύει το συμβάν χορήγησης ραδιοφαρμάκου. Τα ραδιοφάρμακα είναι ραδιενεργές ουσίες που χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση PET/CT για διαγνωστικούς ή θεραπευτικούς σκοπούς. Το UID παρέχει μια συγκεκριμένη αναφορά σε αυτό το συμβάν διαχείρισης.

#### **4.1.23 Radiopharmaceutical Start DateTime**

Δεν δίνεται για Biograph 6

Biograph Vision: 20230213122500.000000

Αυτό το Tag υποδεικνύει την ημερομηνία και την ώρα που ξεκίνησε η χορήγηση ραδιοφαρμάκου κατά τη διάρκεια της διαδικασίας απεικόνισης. Βοηθά στον καθορισμό του χρονοδιαγράμματος και του συγχρονισμού της διαδικασίας απεικόνισης.

#### **4.1.24 Radiopharmaceutical Stop DateTime**

Δεν δίνεται για Biograph 6

Biograph Vision: 20230213122500.000000

Ομοίως, αυτή η ετικέτα αντιπροσωπεύει την ημερομηνία και την ώρα που έληξε η χορήγηση ραδιοφαρμάκου. Παρέχει πληροφορίες σχετικά με τη διάρκεια της χορήγησης και βοηθά στη συσχέτισή της με τα δεδομένα απεικόνισης.

#### **4.1.25 Series Instance UID**

Δεν δίνεται για Biograph 6.

Biograph Vision: 1.3.12.2.1107.5.8.15.133449.30000023033113412457200002774

Το UID είναι ένα μοναδικό αναγνωριστικό που εκχωρείται σε μια συγκεκριμένη σειρά εικόνων μέσα σε μια μελέτη. Επιτρέπει τη σαφή αναγνώριση και ανάκτηση των δεδομένων της σειράς. Το παρεχόμενο UID αντιπροσωπεύει μια συγκεκριμένη παρουσία σειράς στη μελέτη απεικόνισης, επιτρέποντας την αποτελεσματική οργάνωση και διαχείριση των δεδομένων.

#### **4.1.26 SIEMENS CSA HEADER**

Δεν δίνεται για Biograph 6

Biograph Vision

Αυτό το Tag αναφέρεται στην κεφαλίδα της Siemens-specific Context-Specific Attribute (CSA), η οποία περιέχει πληροφορίες και παραμέτρους για τον συγκεκριμένο προμηθευτή που σχετίζονται με την απόκτηση εικόνας.

#### **4.1.27 PET\_REPLAY\_PARAM**

Δεν δίνεται για Biograph 6

Biograph Vision

Αυτό το Tag αντιπροσωπεύει την παράμετρο επανάληψης PET, η οποία περιλαμβάνει συγκεκριμένες παραμέτρους ή ρυθμίσεις που σχετίζονται με την ανακατασκευή ή τη μετεπεξεργασία εικόνας PET.

#### **4.1.28 SIEMENS MED PT**

Δεν δίνεται για Biograph 6  
Biograph Vision

Αυτό το Tag αναφέρεται στην ιατρική ιδιωτική ετικέτα της Siemens, η οποία περιέχει ιδιόκτητες πληροφορίες ή προσωπικά δεδομένα ειδικά για συστήματα απεικόνισης Siemens.

## 5. Σύγκριση Απεικονιστικών Χαρακτηριστικών

### 5.1 Παράμετροι σύγκρισης: εξήγηση ορολογίας

#### 5.1.1 ROI Measurements

**Mean:** Ο μέσος όρος είναι η μέση τιμή έντασης pixel της εικόνας. Μια υψηλή μέση τιμή υποδηλώνει ότι η εικόνα είναι γενικά πιο φωτεινή, ενώ μια χαμηλή μέση τιμή δείχνει ότι η εικόνα είναι γενικά πιο σκοτεινή.

**Standard deviation:** Η τυπική απόκλιση μετρά την εξάπλωση (spread) των τιμών της έντασης των εικονοστοιχείων στην εικόνα. Μια υψηλή τιμή τυπικής απόκλισης υποδηλώνει ότι οι τιμές της έντασης των εικονοστοιχείων είναι ευρέως διαδεδομένες, ενώ μια χαμηλή τιμή τυπικής απόκλισης υποδηλώνει ότι οι τιμές της έντασης των εικονοστοιχείων συγκεντρώνονται πιο στενά γύρω από τη μέση τιμή. Μια υψηλή τυπική απόκλιση μπορεί να κάνει την εικόνα να φαίνεται πιο θορυβώδης (noise), ενώ μια χαμηλή τυπική απόκλιση μπορεί να κάνει την εικόνα να φαίνεται πιο ομαλή.

**Mode:** Το mode είναι η πιο κοινή τιμή έντασης pixel στην εικόνα. Υποδεικνύει το κυρίαρχο επίπεδο χρώματος ή φωτεινότητας στην εικόνα. Μια υψηλή τιμή mode σημαίνει ότι η εικόνα αποτελείται κυρίως από pixel με αυτήν την τιμή έντασης.

**Minimum and Maximum:** Οι ελάχιστες και οι μέγιστες τιμές υποδεικνύουν το εύρος των τιμών της έντασης των εικονοστοιχείων που υπάρχουν στην εικόνα. Ένα μεγάλο εύρος τιμών μπορεί να υποδεικνύει μεγάλο δυναμικό εύρος στην εικόνα, ενώ ένα στενό εύρος μπορεί να υποδεικνύει μικρότερο δυναμικό εύρος. Σε ορισμένες περιπτώσεις, οι ελάχιστες και μέγιστες τιμές μπορεί να επηρεαστούν από Artifacts ή θόρυβο εικόνας.

**Median:** Η διάμεσος είναι η μεσαία τιμή της έντασης του εικονοστοιχείου στην εικόνα. Μπορεί να είναι πιο ισχυρή μέτρηση της κεντρικής τάσης από τη μέση τιμή, εάν η εικόνα περιέχει ακραίες τιμές. Μια υψηλή διάμεση τιμή υποδηλώνει ότι η εικόνα έχει πολλά φωτεινά pixel, ενώ μια χαμηλή διάμεση τιμή υποδηλώνει ότι η εικόνα έχει πολλά σκοτεινά pixel.



**Skewness:** Το Skewness μετρά τη συμμετρία της κατανομής της έντασης των pixel στην εικόνα. Μια θετική τιμή λοξότητας υποδηλώνει ότι η κατανομή είναι λοξή προς τα δεξιά, ενώ μια αρνητική τιμή λοξότητας δείχνει ότι η κατανομή είναι λοξή προς τα αριστερά. Ένα συμμετρικό ιστόγραμμα έχει λοξότητα μηδέν. Μια υψηλή τιμή λοξότητας μπορεί να υποδεικνύει ότι η εικόνα περιέχει περισσότερα φωτεινά pixel από τα σκοτεινά pixel ή το αντίστροφο, γεγονός που μπορεί να επηρεάσει τη συνολική εμφάνιση της εικόνας.

**Kurtosis:** Το Kurtosis μετρά τη "μορφολογία της κορυφής" της κατανομής της έντασης των εικονοστοιχείων στην εικόνα. Μια υψηλή τιμή κύρτωσης υποδηλώνει ότι η κατανομή έχει μια απότομη κορυφή και βαριές ουρές, ενώ μια χαμηλή τιμή κύρτωσης δείχνει μια πιο επίπεδη κορυφή και ελαφρύτερες ουρές. Μια υψηλή τιμή κύρτωσης μπορεί να κάνει την εικόνα να φαίνεται με περισσότερη αντίθεση, ενώ μια χαμηλή τιμή κύρτωσης μπορεί να κάνει την εικόνα να φαίνεται πιο επίπεδη. Μια κανονική κατανομή έχει κύρτωση μηδέν.

Συμπερασματικά, αυτές οι παράμετροι παρέχουν σημαντικές πληροφορίες σχετικά με την κατανομή της έντασης των εικονοστοιχείων στην εικόνα και μπορούν να επηρεάσουν τη συνολική εμφάνιση της εικόνας.

### 5.1.2 Histogram Measurements

**N:** Είναι ο συνολικός αριθμός pixel στην εικόνα, ο οποίος επηρεάζει το ιστόγραμμα προσδιορίζοντας τον συνολικό αριθμό των σημείων δεδομένων που θα αποτυπωθούν στο ιστόγραμμα. Μια μεγαλύτερη εικόνα με περισσότερα pixel θα έχει ως αποτέλεσμα ένα μεγαλύτερο σύνολο δεδομένων και αντίστοιχα ένα ιστόγραμμα με μεγαλύτερο μέγεθος δείγματος. Αντίθετα, μια μικρότερη εικόνα με λιγότερα pixel θα έχει ως αποτέλεσμα ένα μικρότερο σύνολο δεδομένων και αντίστοιχα ένα ιστόγραμμα με μικρότερο μέγεθος δείγματος. Γενικά, μια μεγαλύτερη τιμή N θα έχει ως αποτέλεσμα ένα ιστόγραμμα με περισσότερες λεπτομέρειες και καλύτερη ανάλυση, καθώς είναι διαθέσιμα περισσότερα σημεία δεδομένων για την καταγραφή λεπτών παραλλαγών στις τιμές φωτεινότητας.

**Κλάσεις (Bins):** Ο αριθμός των κλάσεων στο ιστόγραμμα καθορίζει τον τρόπο με τον οποίο ομαδοποιούνται και εμφανίζονται οι τιμές φωτεινότητας. Ένας μεγαλύτερος αριθμός κλάσεων θα έχει ως αποτέλεσμα ένα πιο λεπτομερές ιστόγραμμα που καταγράφει πιο λεπτές παραλλαγές στις τιμές φωτεινότητας. Ωστόσο, πάρα πολλές κλάσεις μπορούν επίσης να οδηγήσουν σε ένα θορυβώδες ή ακατάστατο ιστόγραμμα που είναι δύσκολο να ερμηνευτεί. Από την άλλη πλευρά, ένας μικρότερος αριθμός κλάσεων θα έχει ως αποτέλεσμα ένα πιο ομαλό, πιο απλοποιημένο ιστόγραμμα που ενδέχεται να μην καταγράφει όλες τις λεπτομέρειες των τιμών φωτεινότητας.

**Bin Width (Εύρος Κλάσης):** Το εύρος κλάσης καθορίζει το εύρος των τιμών φωτεινότητας που ομαδοποιούνται σε κάθε κλάση. Ένα μικρότερο εύρος κλάσης θα έχει ως αποτέλεσμα την ακριβέστερη ομαδοποίηση των τιμών φωτεινότητας και ένα πιο λεπτομερές ιστόγραμμα, καθώς μπορούν να καταγραφούν πιο λεπτές παραλλαγές στις τιμές φωτεινότητας. Ένα μεγαλύτερο εύρος κλάσης θα έχει ως αποτέλεσμα ευρύτερη ομαδοποίηση τιμών φωτεινότητας και απλούστερο ιστόγραμμα που ενδέχεται να μην καταγράφει όλες τις λεπτομέρειες των τιμών φωτεινότητας.

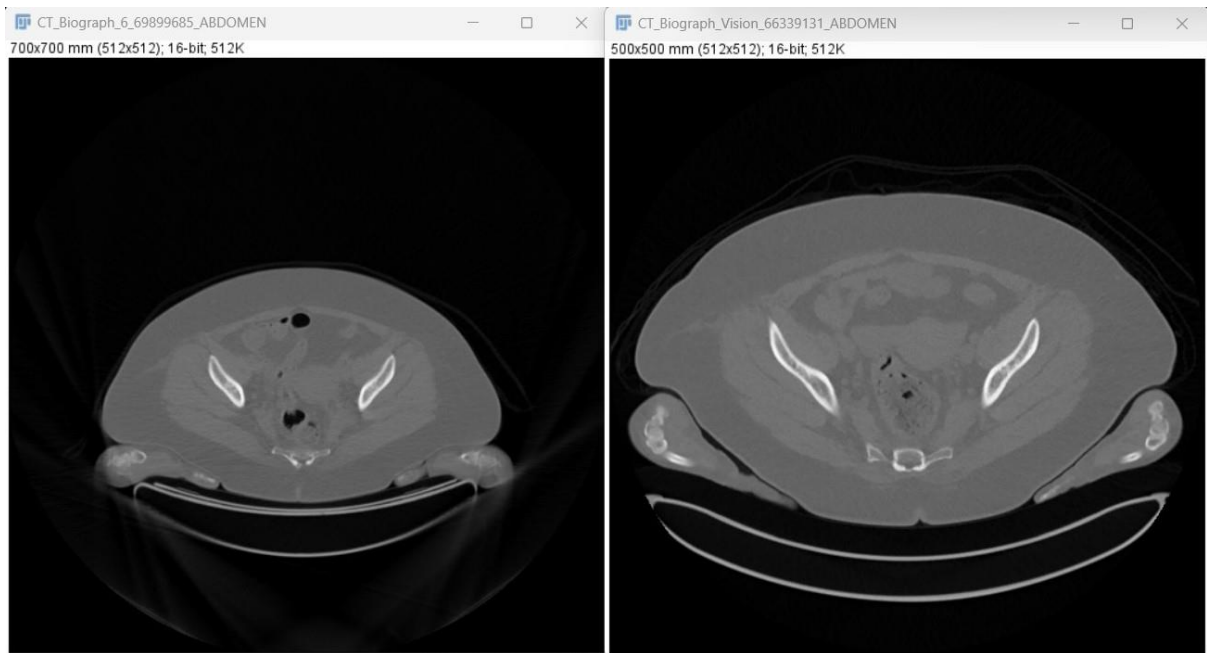
## 5.2 CT-Abdomen

Ενδεικτικές εικόνες CT παρουσιάζονται στην Εικόνα 3 και για τα δύο συστήματα. Η δεξιά εικόνα λήφθηκε με το σύστημα Biograph Vision και αξιολογήθηκε συνολικά ανώτερης ποιότητας από την αριστερή εικόνα η οποία λήφθηκε με το απεικονιστικό σύστημα Biograph 6. Συγκεκριμένα, η δεξιά εικόνα έχει υψηλότερη ανάλυση αντίθεσης, δεν έχει σκοτεινές περιοχές μεταξύ γειτονικών δομών και ο συντελεστής γραμμικής εξασθένησης των γειτονικών δομών είναι υψηλότερος. Επίσης, η δεξιά εικόνα εμφανίζει λιγότερο θόρυβο σε σύγκριση με την αριστερή.<sup>24</sup>

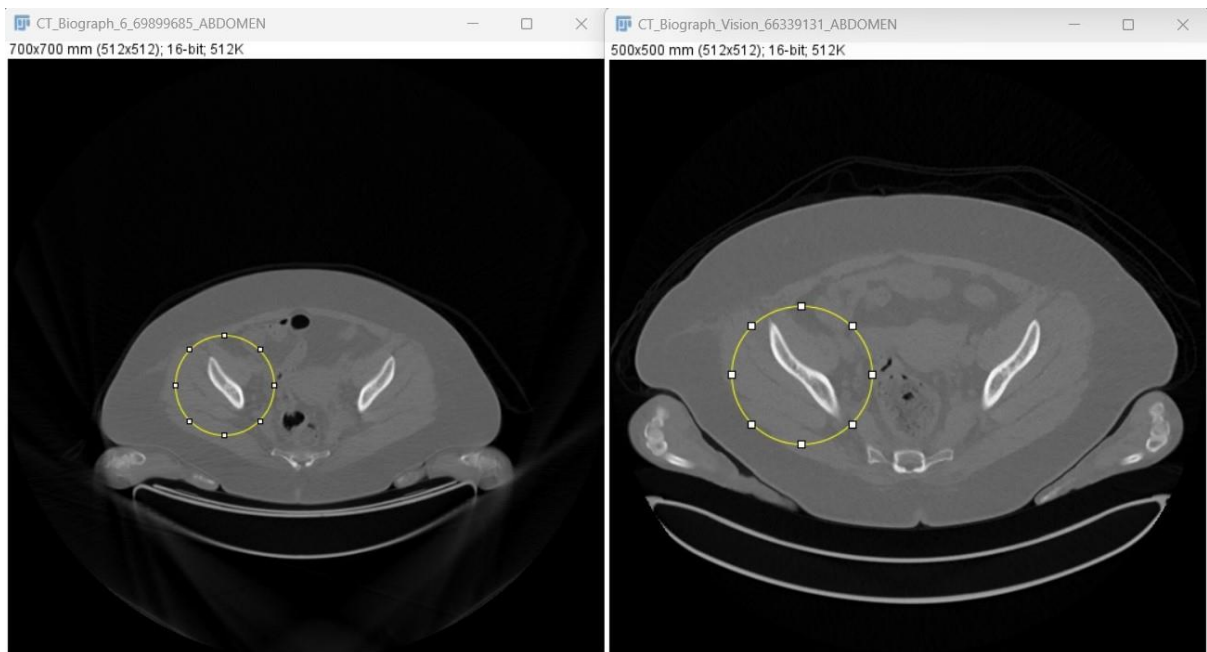
Περιοχές ενδιαφέροντος (regions of interest – ROIs) επελέγησαν όπως φαίνεται στην Εικόνα 4 και αναλύθηκαν περαιτέρω. Η ανάλυση έγινε με το ImageJ και το αποτέλεσμα για τις ROIs της Εικόνας 4 φαίνονται στον Πίνακα 3.

---

<sup>24</sup> Η σύγκριση έγινε από τον Δρα Α. Παπαλεοντίου, Διευθυντή του Ακτινολογικού Κέντρου στο Απολλώνειο Ιδιωτικό Νοσοκομείο Λευκωσίας.

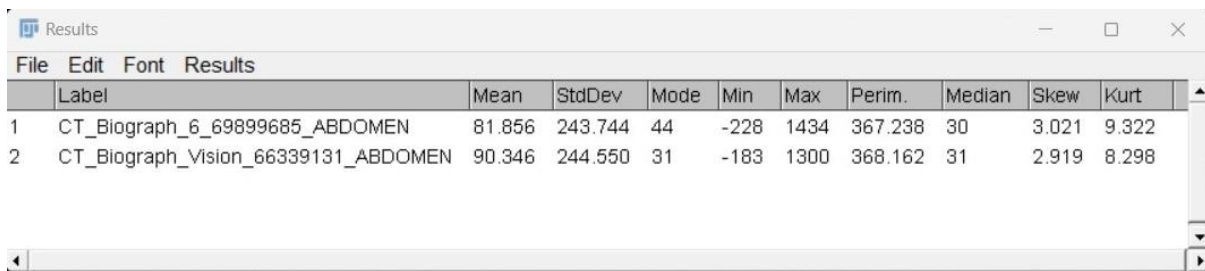


**Εικόνα 3:** Ενδεικτικές τομές CT από τα δύο συστήματα από την κάτω κοιλιακή χώρα. Η αριστερή εικόνα αντιστοιχεί στο Biograph 6 και η δεξιά στο Biograph Vision.



**Εικόνα 4:** Ενδεικτικές τομές CT από τα δύο συστήματα από την κάτω κοιλιακή χώρα με επιλεγμένες κυκλικές ROIs. Η αριστερή εικόνα αντιστοιχεί στο Biograph 6 και η δεξιά στο Biograph Vision.

**Πίνακας 3.** Χαρακτηριστικά των ROIs της Εικόνας 4.



	Label	Mean	StdDev	Mode	Min	Max	Perim.	Median	Skew	Kurt
1	CT_Biograph_6_69899685_ABDOMEN	81.856	243.744	44	-228	1434	367.238	30	3.021	9.322
2	CT_Biograph_Vision_66339131_ABDOMEN	90.346	244.550	31	-183	1300	368.162	31	2.919	8.298

**Mean:** Οι μέσες τιμές του Biograph 6 και του Biograph Vision είναι περίπου 81.856 και 90.346 αντίστοιχα. Οι υψηλότερες τιμές του Biograph Vision δείχνουν φωτεινότερες εικόνες και μεγαλύτερη πιθανόν αντίθεση.

**Standard Deviation:** Οι τιμές τυπικής απόκλισης και για τις δύο εικόνες είναι παρόμοιες, στα 243.744 και 244.550. Αυτό υποδηλώνει ότι οι τιμές της έντασης των εικονοστοιχείων είναι αρκετά διασκορπισμένες ή μεταβλητές σε εικόνες με μεγάλο εύρος τιμών.

**Mode:** Το mode για τον Biograph 6 και Biograph Vision είναι 44 και 31 αντίστοιχα. Το mode είναι η τιμή που εμφανίζεται πιο συχνά στο σύνολο δεδομένων. Αυτή η τιμή μπορεί να παρέχει κάποιες πληροφορίες για την πιο κοινή ή κυρίαρχη τιμή έντασης pixel στις εικόνες.

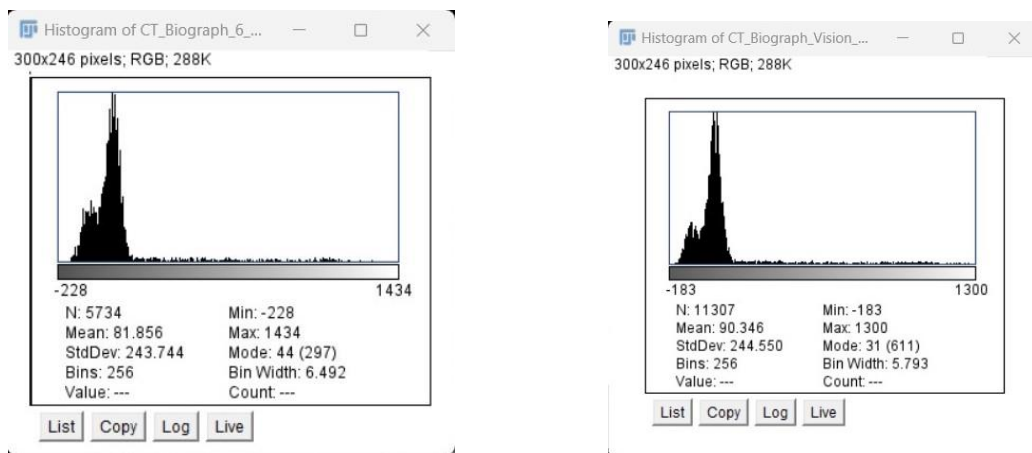
**Min/Max:** Οι ελάχιστες και μέγιστες τιμές για το Biograph 6 είναι -228 και 1434, αντίστοιχα, ενώ για την εικόνα από το Biograph Vision, είναι -183 και 1300 αντίστοιχα. Αυτές οι τιμές υποδεικνύουν το εύρος των τιμών έντασης των εικονοστοιχείων που υπάρχουν στις εικόνες.

**Median:** Οι διάμεσες τιμές και για τις δύο εικόνες είναι σχετικά χαμηλές, 30 και 31, αντίστοιχα. Η διάμεσος είναι η τιμή που χωρίζει το σύνολο δεδομένων σε δύο μισά, με το 50% των σημείων δεδομένων να είναι κάτω από τη διάμεσο και το 50% πάνω από αυτό.

**Skewness:** Οι τιμές λοξότητας και για τις δύο εικόνες είναι θετικές, υποδεικνύοντας ότι οι κατανομές των τιμών της έντασης των εικονοστοιχείων είναι λοξές προς τα δεξιά ή έχουν μεγαλύτερη ουρά στη δεξιά πλευρά (όπως φαίνεται και στα παρακάτω Ιστογράμματα).

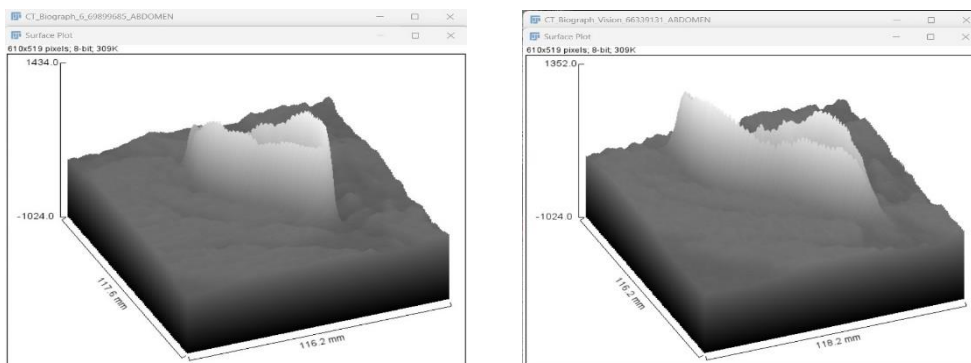
**Kurtosis:** Οι τιμές κύρτωσης είναι επίσης θετικές, υποδεικνύοντας ότι οι κατανομές είναι πιο κορυφαίες ή έχουν βαρύτερες ουρές σε σύγκριση με μια κανονική κατανομή.

Το ιστόγραμμα του Biograph Vision (Εικόνα 5-δεξιά) έχει μεγαλύτερη τιμή N, που σημαίνει ότι βασίζεται σε μεγαλύτερη εικόνα με περισσότερα εικονοστοιχεία από το ιστόγραμμα του Biograph 6 (Εικόνα 5-αριστερά). Επιπλέον, το ιστόγραμμα του Biograph Vision έχει μικρότερο bin width, πράγμα που σημαίνει ότι καταγράφει μικρότερες διαφορές στις τιμές φωτεινότητας από το ιστόγραμμα του Biograph 6. Αυτές οι διαφορές μπορεί να υποδεικνύουν ότι το Biograph Vision παράγει εικόνες CT με καλύτερη ανάλυση και περισσότερες λεπτομέρειες



**Εικόνα 5.** Ιστογράμματα τομών του Biograph 6 (αριστερά) Biograph Vision (δεξιά) και σχετικές παράμετροι.

Η Εικόνα 6 παρουσιάζει την τρισδιάστατη κατανομή των εικονοστοιχείων των δύο ROIs της Εικόνας 4. Δεν παρατηρούνται σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο συστημάτων.

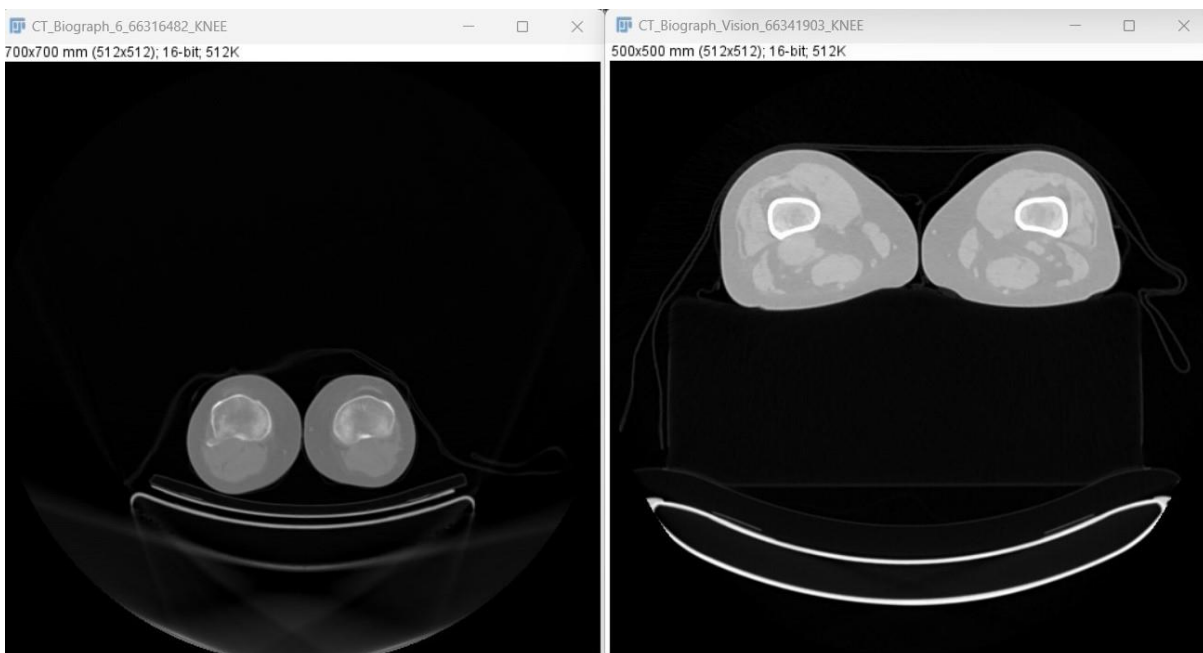


**Εικόνα 6.** Τρισδιάστατη κατανομή εντάσεων στις ROIs της Εικόνας 4.

### 5.3 CT-Knee

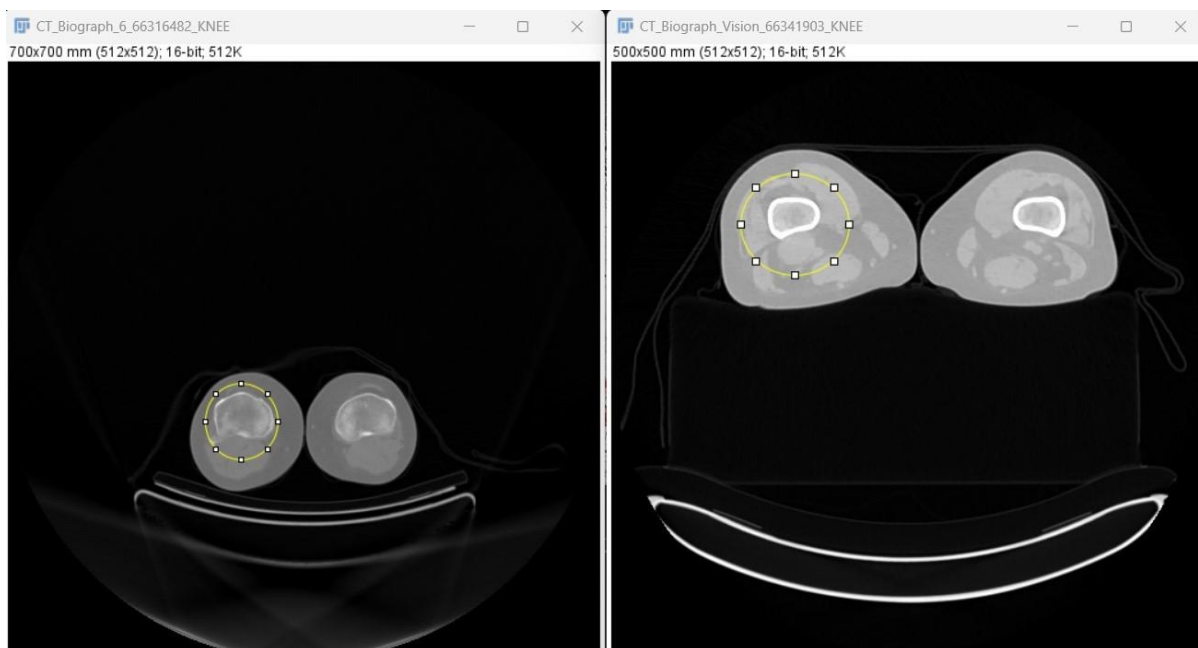
Ενδεικτικές εικόνες CT παρουσιάζονται στην Εικόνα 7 και για τα δύο συστήματα. Η δεξιά εικόνα λήφθηκε με το σύστημα Biograph Vision και αξιολογήθηκε συνολικά ανώτερης ποιότητας από την αριστερή εικόνα η οποία λήφθηκε με το απεικονιστικό σύστημα Biograph 6. Συγκεκριμένα, η δεξιά εικόνα έχει υψηλότερη ανάλυση αντίθεσης, δεν έχει σκοτεινές περιοχές μεταξύ γειτονικών δομών και ο συντελεστής γραμμικής εξασθένησης των γειτονικών δομών είναι υψηλότερος. Επίσης, η δεξιά εικόνα εμφανίζει λιγότερο θόρυβο σε σύγκριση με την αριστερή.<sup>25</sup>

Περιοχές ενδιαφέροντος (regions of interest – ROIs) επελέγησαν όπως φαίνεται στην Εικόνα 8 και αναλύθηκαν περαιτέρω. Η ανάλυση έγινε με το ImageJ και το αποτέλεσμα για τις ROIs της Εικόνας 8 φαίνονται στον Πίνακα 4.



**Εικόνα 7:** Ενδεικτικές τομές CT από τα δύο συστήματα από την κάτω κοιλιακή χώρα. Η αριστερή εικόνα αντιστοιχεί στο Biograph 6 και η δεξιά στο Biograph Vision.

<sup>25</sup> Η σύγκριση έγινε από τον Δρα Α. Παπαλεοντίου, Διευθυντή του Ακτινολογικού Κέντρου στο Απολλώνειο Ιδιωτικό Νοσοκομείο Λευκωσίας.



**Εικόνα 8:** Ενδεικτικές τομές CT από τα δύο συστήματα από το γόνατο με επιλεγμένες κυκλικές ROIs. Η αριστερή εικόνα αντιστοιχεί στο Biograph 6 και η δεξιά στο Biograph Vision.

**Πίνακας 4.** Χαρακτηριστικά των ROIs της Εικόνας 8.

Label	Mean	StdDev	Mode	Min	Max	Perim.	Median	Skew	Kurt
1 CT_Biograph_6_66316482_KNEE	110.488	156.841	44	-170	1140	277.074	70	1.191	2.554
2 CT_Biograph_Vision_66341903_KNEE	79.255	268.332	42	-217	1617	279.260	30	3.529	12.786

**Mean:** Η εικόνα 8 που λήφθηκε με το απεικονιστικό σύστημα Biograph 6 έχει υψηλότερο μέσο όρο (110.488) από την εικόνα του Biograph Vision (79.255), υποδεικνύοντας ότι η εικόνα του Biograph 6 είναι συνολικά πιο φωτεινή από την εικόνα του Biograph Vision.

**Standard Deviation:** Στην εικόνα 8 του Biograph 6 έχει χαμηλότερη τυπική απόκλιση (156.841) από την εικόνα του Biograph Vision (268.332), υποδεικνύοντας ότι οι τιμές των εικονοστοιχείων στην εικόνα του Biograph 6 είναι λιγότερο διασκορπισμένες και

υπάρχει μικρότερη διακύμανση στη φωτεινότητα σε σύγκριση με την εικόνα του Biograph Vision.

**Mode:** Η λειτουργία και για τις δύο εικόνες είναι παρόμοια (44 για την εικόνα του Biograph 6 και 42 για την εικόνα του Biograph Vision), υποδεικνύοντας ότι υπάρχει παρόμοιο κυρίαρχο επίπεδο φωτεινότητας και στις δύο εικόνες.

**Min-Max.:** Η εικόνα του Biograph 6 έχει υψηλότερη ελάχιστη τιμή pixel (-170) από την εικόνα του Biograph Vision (-217), υποδεικνύοντας ότι η εικόνα του πρώτου έχει πιο σκούρες περιοχές από την εικόνα του δεύτερου. Αντίθετα, η εικόνα του Biograph Vision έχει υψηλότερη μέγιστη τιμή pixel (1617) από την εικόνα του Biograph 6 (1140), υποδεικνύοντας ότι η του εικόνα Biograph Vision έχει φωτεινότερες περιοχές από την εικόνα του Biograph 6.

**Median:** Η εικόνα του Biograph Vision έχει υψηλότερη διάμεση τιμή εικονοστοιχείων (279,260) από την εικόνα του Biograph 6 (70), υποδεικνύοντας ότι η τιμή μεσαίου εικονοστοιχείου του πρώτου είναι φωτεινότερη από την τιμή μεσαίου εικονοστοιχείου του δεύτερου.

**Skewness:** Η εικόνα του Biograph Vision έχει υψηλότερη τιμή λοξότητας (3,529) από την εικόνα του Biograph 6 (1,191), υποδεικνύοντας ότι οι τιμές των εικονοστοιχείων στην εικόνα του πρώτου είναι πιο λοξές προς υψηλότερα επίπεδα φωτεινότητας από ό, τι στην εικόνα του δεύτερου.

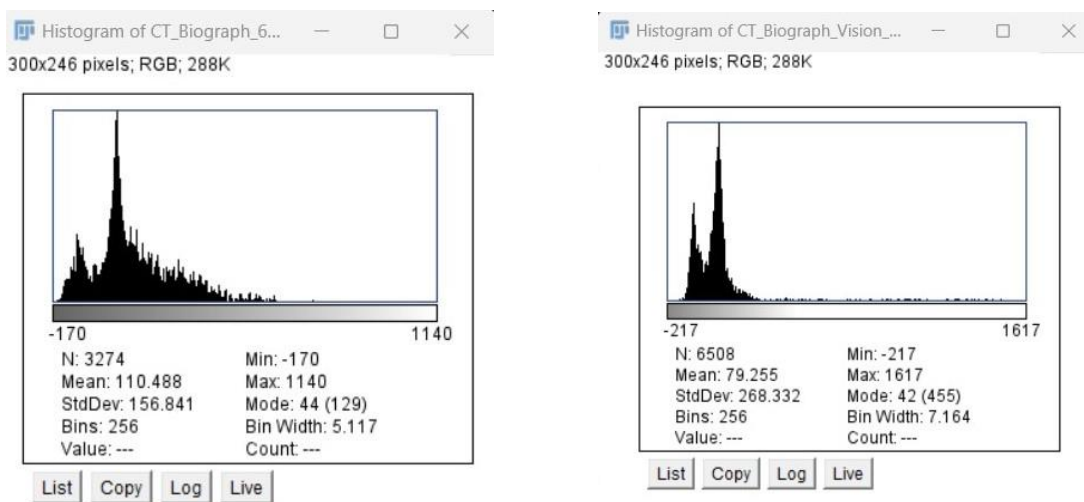
**Kurtosis:** Η εικόνα του Biograph Vision έχει πολύ υψηλότερη τιμή κύρτωσης (12,786) από την εικόνα του Biograph 6 (2,554), υποδεικνύοντας ότι οι τιμές των εικονοστοιχείων στην εικόνα του πρώτου έχουν πιο κορυφαία κατανομή και πιο ακραίες τιμές σε σύγκριση με την εικόνα του δεύτερου.

Συμπερασματικά, η εικόνα του Biograph 6 έχει υψηλότερο μέσο όρο και χαμηλότερη τυπική απόκλιση, υποδεικνύοντας ότι είναι συνολικά πιο φωτεινή αλλά έχει μικρότερη διακύμανση στη φωτεινότητα σε σύγκριση με την εικόνα του Biograph Vision. Η εικόνα του Biograph 6 έχει, επίσης, χαμηλότερη μέγιστη τιμή pixel, υποδεικνύοντας ότι έχει λιγότερες φωτεινές περιοχές από την εικόνα του Biograph Vision. Ωστόσο, η εικόνα του Biograph 6 έχει υψηλότερη ελάχιστη τιμή pixel, υποδεικνύοντας ότι έχει πιο σκούρες περιοχές από την εικόνα του Biograph Vision. Η εικόνα του Biograph Vision έχει υψηλότερη διάμεση τιμή pixel, υποδεικνύοντας ότι το μεσαίο επίπεδο



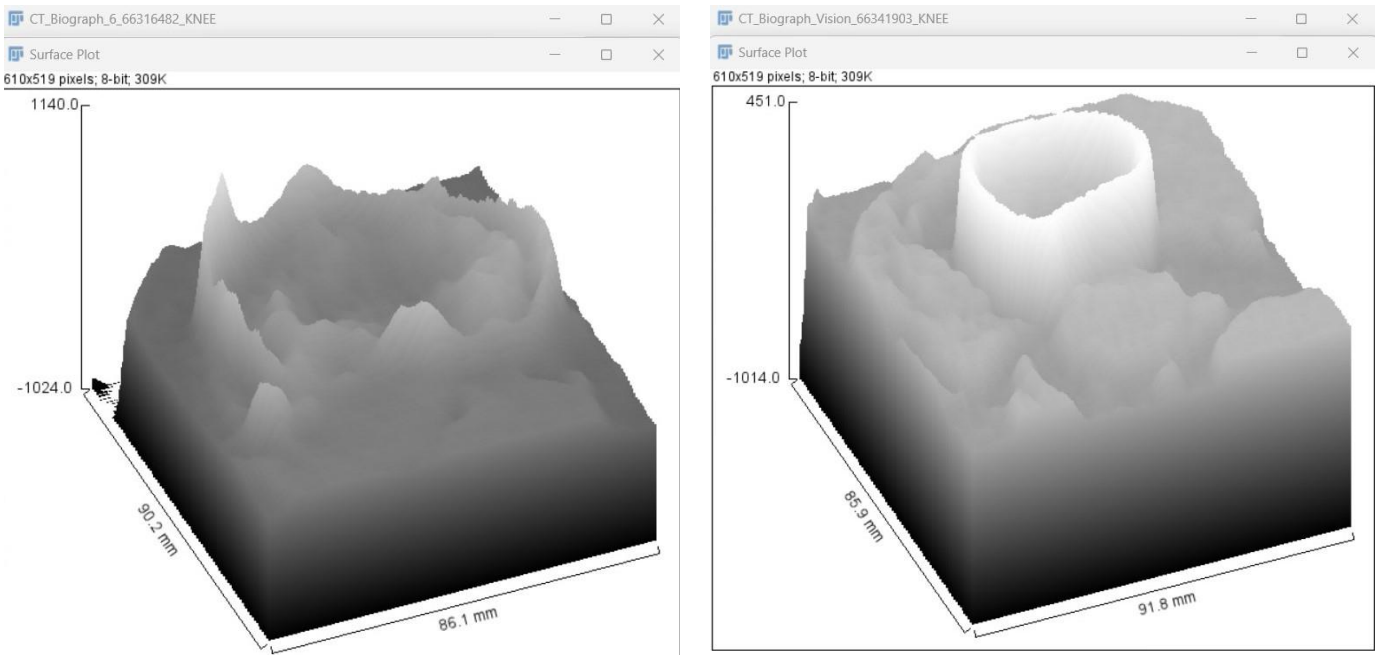
φωτεινότητάς της είναι φωτεινότερο από την εικόνα Biograph 6. Η εικόνα του Biograph Vision έχει επίσης υψηλότερη λοξότητα και τιμές κύρτωσης, υποδεικνύοντας ότι έχει μια πιο λοξή και κορυφαία κατανομή τιμών ρixel με πιο ακραίες τιμές σε σύγκριση με την εικόνα Biograph 6.

Μπορούμε να δούμε ότι το ιστόγραμμα στα δεξιά (Biograph Vision, εικόνα 9) έχει μεγαλύτερη τιμή N, που σημαίνει ότι βασίζεται σε μεγαλύτερη εικόνα με περισσότερα ρixel από το ιστόγραμμα στα αριστερά (Biograph 6, εικόνα 9). Ωστόσο, σε αυτήν την περίπτωση, το ιστόγραμμα του Biograph 6 έχει μικρότερο πλάτος κάδου, που σημαίνει ότι καταγράφει ελαφρώς μικρότερες διαφορές στις τιμές φωτεινότητας από το ιστόγραμμα του Biograph Vision. Αυτές οι διαφορές υποδεικνύουν ότι το Biograph 6 στην συγκεκριμένη περίπτωση έχει παράξει εικόνες CT με καλύτερη ανάλυση και πιο λεπτομερείς πληροφορίες για την απεικόνιση του γόνατος.



**Εικόνα 9:** Ιστογράμματα τομών του Biograph 6 (αριστερά) Biograph Vision (δεξιά) και σχετικές παράμετροι.

Στα δύο Surface Plots παρατηρούνται πολύ μεγάλες διαφορές. Αρχικά, παρατηρούμε ότι στο Surface Plot του Biograph Vision έχουμε μια πολύ πιο ομοιόμορφη εικόνα με το κόκαλο να παρουσιάζεται κανονικά, χωρίς αλλοιώσεις σε αντίθεση με το Surface Plot του Biograph 6, στο οποίο παρατηρούνται αλλοιώσεις και ανομοιογένεια στο εσωτερικό του οστού, το οποίο δεν απεικονίζεται τόσο ομοιόμορφα όσο το άλλο.

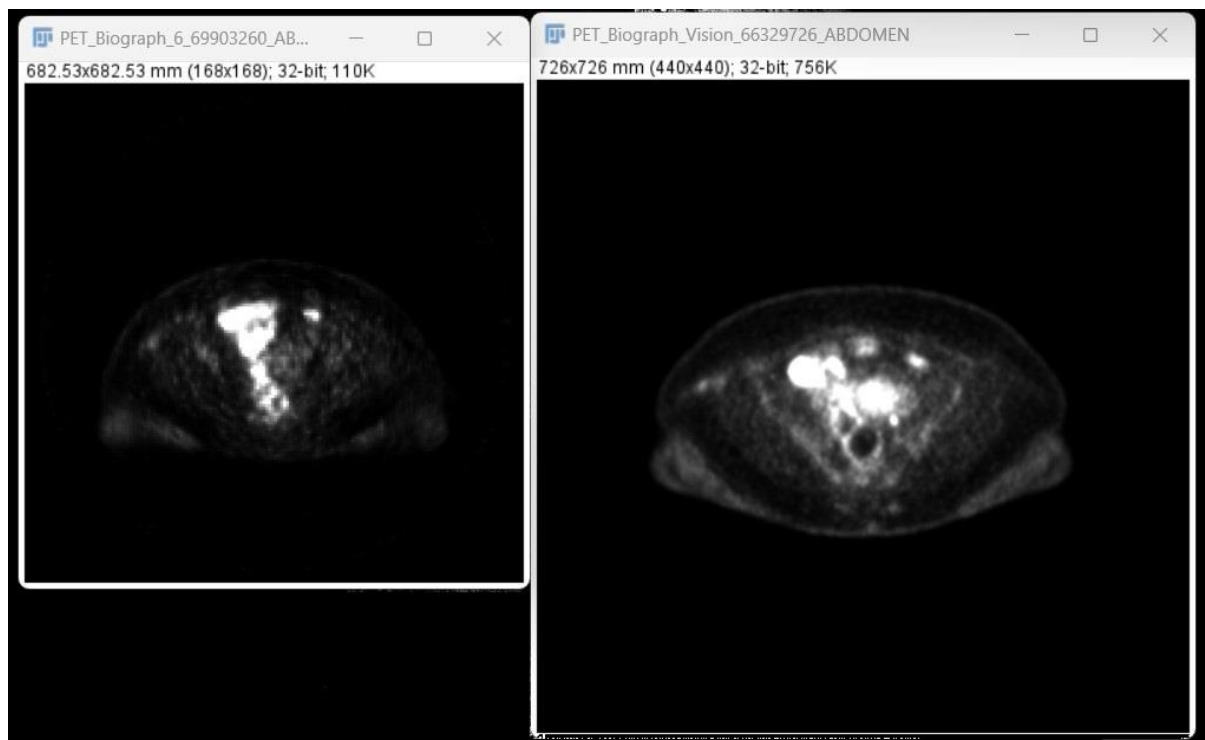


**Εικόνα 10:** Τρισδιάστατη κατανομή εντάσεων στις ROIs της Εικόνας 8.

## 5.4 PET-Abdomen

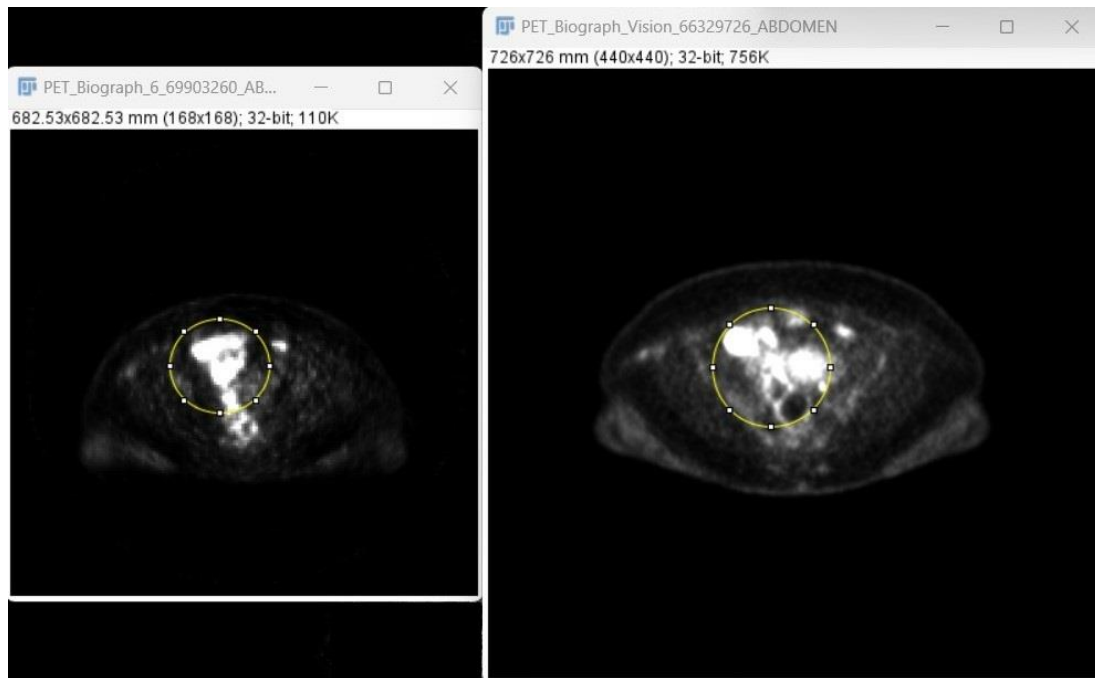
Ενδεικτικές εικόνες PET παρουσιάζονται στην Εικόνα 11 και για τα δύο συστήματα. Η δεξιά εικόνα λήφθηκε με το σύστημα Biograph Vision και αξιολογήθηκε συνολικά ανώτερης ποιότητας από την αριστερή εικόνα η οποία λήφθηκε με το απεικονιστικό σύστημα Biograph 6. Ένας έμπειρος αναγνώστης<sup>26</sup>, μη γνώστης των πρωτοκόλλων απεικόνισης, σημείωσε τη συνολική ποιότητα όλων των εικόνων (αντίθεση, ομοιογένεια και στατιστικά στοιχεία εικόνας/θόρυβος). Σε όλα τα ζεύγη απεικόνισης, το σύστημα Biograph Vision πέτυχε βαθμολογία ανώτερη του Biograph 6. Συνολικά, απεικονιστικά το Biograph Vision υπερέχει κατά πολύ από το Biograph 6.

Περιοχές ενδιαφέροντος (regions of interest – ROIs) επελέγησαν όπως φαίνεται στην Εικόνα 12 και αναλύθηκαν περαιτέρω. Η ανάλυση έγινε με το ImageJ και το αποτέλεσμα για τις ROIs της Εικόνας 12 φαίνονται στον Πίνακα 5.



**Εικόνα 11:** Ενδεικτικές τομές PET από τα δύο συστήματα από την κάτω κοιλιακή χώρα. Η αριστερή εικόνα αντιστοιχεί στο Biograph 6 και η δεξιά στο Biograph Vision.

<sup>26</sup> Πρόκειται για τον ιατρό Δρ Α. Βραχίμη, Πυρηνικό Ιατρό και Διευθυντή του Τμήματος Πυρηνικής Ιατρικής στο Γερμανικό Ογκολογικό Κέντρο Λεμεσού.



**Εικόνα 12:** Ενδεικτικές τομές PET από τα δύο συστήματα από την κάτω κοιλιακή χώρα με επιλεγμένες κυκλικές ROIs. Η αριστερή εικόνα αντιστοιχεί στο Biograph 6 και η δεξιά στο Biograph Vision.

**Πίνακας 5.** Χαρακτηριστικά των ROIs της Εικόνας 12.

Label	Mean	StdDev	Mode	Min	Max	Perim.	Median	Skew	Kurt
1 PET_Biograph_6_69903260_ABDOMEN	8682.558	9385.730	1794.774	524.186	43893.586	446.809	4233.676	1.491	1.378
2 PET_Biograph_Vision_66329726_ABDOMEN	7604.035	6313.865	2597.058	997.376	44104.598	443.204	5320.346	2.136	5.512

**Mean:** Η μέση τιμή στην εικόνα 12 του απεικονιστικού συστήματος Biograph 6 (8682.558) είναι υψηλότερη από αυτήν της εικόνας στο Biograph Vision (7604.035), υποδηλώνοντας ότι η εικόνα του πρώτου έχει μεγαλύτερη συνολική πρόσληψη ραδιενέργειας (ιχνηθέτη).

**Standard Deviation:** Η εικόνα του Biograph 6 έχει επίσης υψηλότερη τυπική απόκλιση (9385.730) από την εικόνα Biograph Vision (6313.865), υποδεικνύοντας μεγαλύτερη εξάπλωση των τιμών των ρixel και πιθανώς μεγαλύτερη μεταβλητότητα στην πρόσληψη ραδιενέργειας στην εικόνα.

**Mode:** Η τιμή Mode στην εικόνα του Biograph 6 (1794.774) είναι χαμηλότερη από αυτήν της εικόνας Biograph Vision (2597.058), υποδεικνύοντας ότι περισσότερα pixels στην εικόνα του Biograph Vision έχουν παρόμοια τιμή πρόσληψης ραδιενέργειας.

**Min/Max:** Η εικόνα του Biograph 6 έχει μεγαλύτερο εύρος τιμών pixels, με ελάχιστη τιμή 524.186 και μέγιστη τιμή 438993.586, σε σύγκριση με την ελάχιστη 997.376 και τη μέγιστη τιμή 44104.598 της εικόνας Biograph Vision.

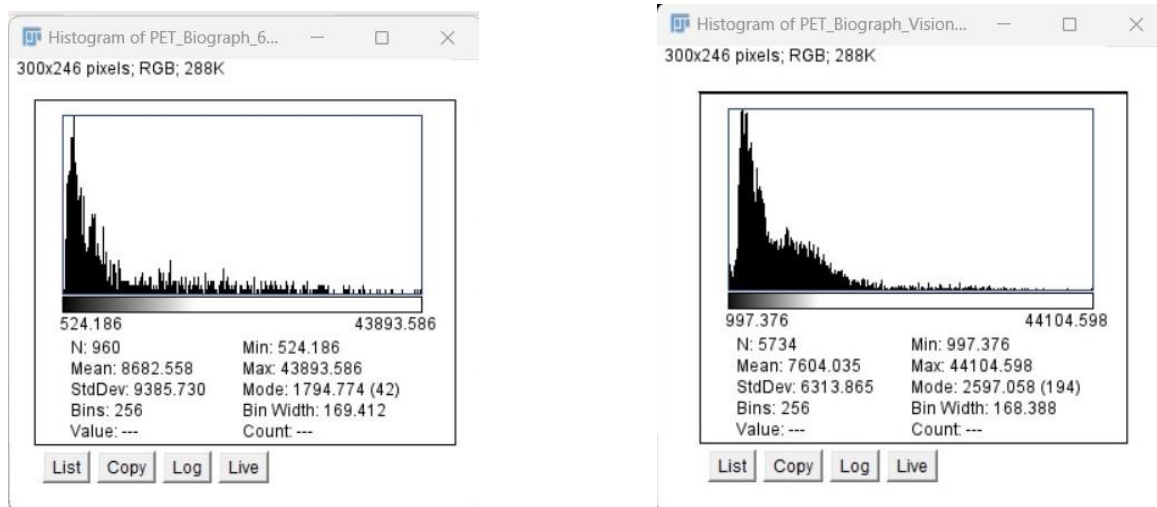
**Median:** Η διάμεση τιμή στην του εικόνα Biograph6 (4233.676) είναι χαμηλότερη από την τιμή της εικόνα Biograph Vision (5320.346), υποδηλώνοντας ότι η εικόνα του πρώτου (Biograph 6) έχει χαμηλότερη συνολική πρόσληψη ραδιενέργειας από την εικόνα του δεύτερου (Biograph Vision).

**Skewness:** Η εικόνα του Biograph Vision έχει υψηλότερη τιμή λοξότητας (2,136) από την εικόνα του Biograph 6 (1,491), υποδεικνύοντας ότι η εικόνα του Biograph Vision έχει πιο έντονη και μεγαλύτερη ουρά προς υψηλότερες τιμές pixels.

**Kurtosis:** Η εικόνα του Biograph Vision έχει, επίσης, υψηλότερη τιμή κύρτωσης (5,512) από την εικόνα του Biograph 6 (1,378), υποδεικνύοντας ότι η εικόνα του πρώτου (Biograph Vision) έχει μια πιο κορυφαία κατανομή τιμών pixels.

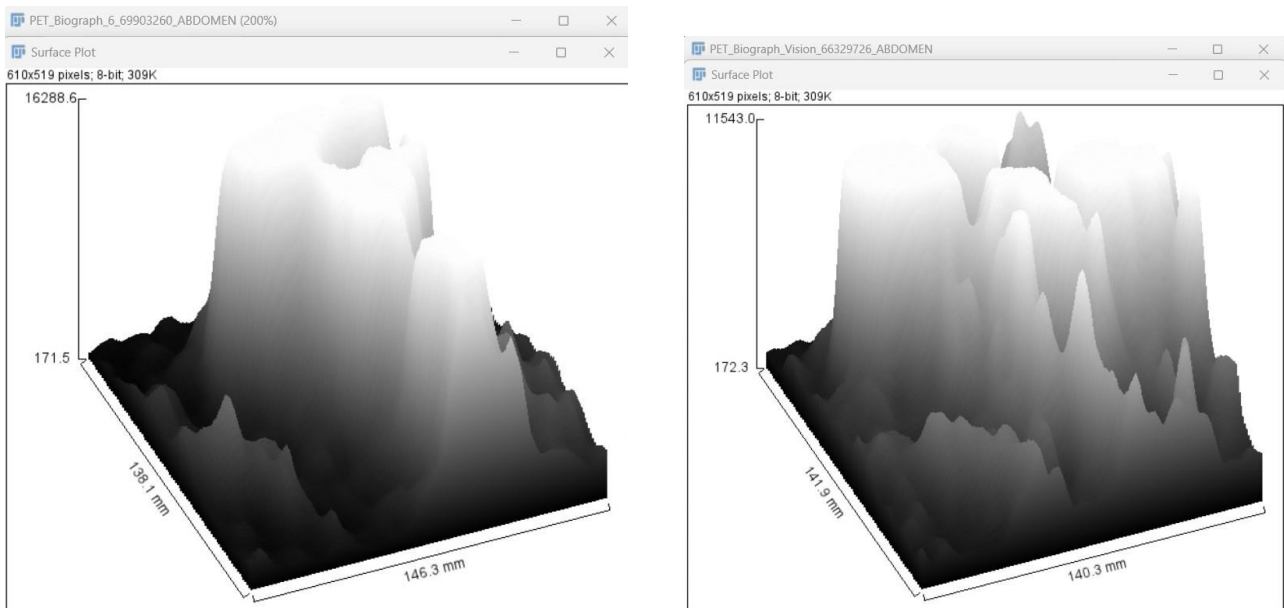
Συμπερασματικά, αυτές οι μετρήσεις υποδηλώνουν ότι η εικόνα του Biograph 6 έχει υψηλότερη συνολική πρόσληψη ραδιενέργειας, αλλά και μεγαλύτερη μεταβλητότητα στην πρόσληψη ραδιενέργειας σε όλη την εικόνα. Η εικόνα του Biograph Vision, από την άλλη πλευρά, έχει μια πιο ομοιόμορφη κατανομή των τιμών πρόσληψης ραδιενέργειας, με πιο έντονη κορυφή και μεγαλύτερη ουρά προς υψηλότερες τιμές.

Μπορούμε να δούμε ότι το ιστόγραμμα του Biograph Vision (Εικόνα 13) έχει μεγαλύτερη τιμή N, που σημαίνει ότι βασίζεται σε μια μεγαλύτερη εικόνα με περισσότερα pixels από το ιστόγραμμα του Biograph 6 (Εικόνα 13). Επιπλέον, το ιστόγραμμα του Biograph Vision έχει ελαφρώς μικρότερο πλάτος κάδου, πράγμα που σημαίνει ότι καταγράφει ελαφρώς μικρότερες διαφορές στις τιμές φωτεινότητας από το ιστόγραμμα του Biograph 6. Αυτές οι διαφορές μπορεί να υποδεικνύουν ότι το Biograph Vision παράγει εικόνες PET με καλύτερη ανάλυση και πιο λεπτομερείς πληροφορίες για την απεικόνιση της κοιλιάς.



**Εικόνα 13:** Ιστογράμματα τομών του Biograph 6 (αριστερά) Biograph Vision (δεξιά) και σχετικές παράμετροι.

Η Εικόνα 14 παρουσιάζει την τρισδιάστατη κατανομή των εικονοστοιχείων των δύο ROIs της Εικόνας 12. Στα δύο Surface Plots παρατηρούνται διαφορές. Παρατηρούμε ότι στο Surface Plot του Biograph 6 έχουμε μια πολύ πιο ομοιόμορφη, ομαλή εικόνα. Σε αντίθεση, στο Surface Plot του Biograph Vision παρατηρείται ανομοιογένεια, επειδή απεικονίζονται περισσότερες λεπτομέρειες. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, το Biograph Vision παράγει εικόνες PET με καλύτερη ανάλυση για την απεικόνιση της κοιλιάς.

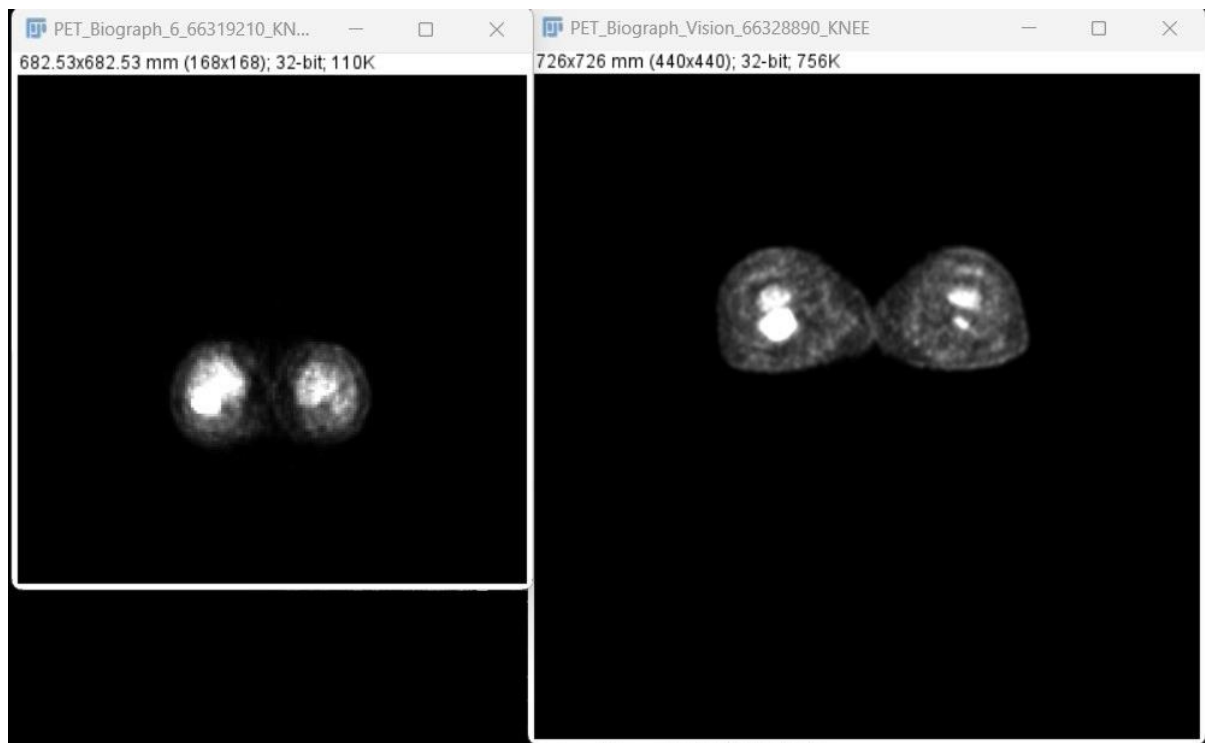


**Εικόνα 14:** Τρισδιάστατη κατανομή εντάσεων στις ROIs της Εικόνας 12.

## 5.5 PET-Knee

Ενδεικτικές εικόνες PET παρουσιάζονται στην Εικόνα 15 και για τα δύο συστήματα. Η δεξιά εικόνα λήφθηκε με το σύστημα Biograph Vision και αξιολογήθηκε συνολικά ανώτερης ποιότητας από την αριστερή εικόνα η οποία λήφθηκε με το απεικονιστικό σύστημα Biograph 6. Συγκεκριμένα, ένας έμπειρος αναγνώστης<sup>27</sup>, μη γνώστης των πρωτοκόλλων απεικόνισης, σημείωσε τη συνολική ποιότητα όλων των εικόνων (αντίθεση, ομοιογένεια και στατιστικά στοιχεία εικόνας/θόρυβος). Σε όλα τα ζεύγη απεικόνισης, το σύστημα Biograph Vision πέτυχε βαθμολογία ανώτερη του Biograph 6. Συνολικά, απεικονιστικά το Biograph Vision υπερέρχει κατά πολύ από το Biograph 6.

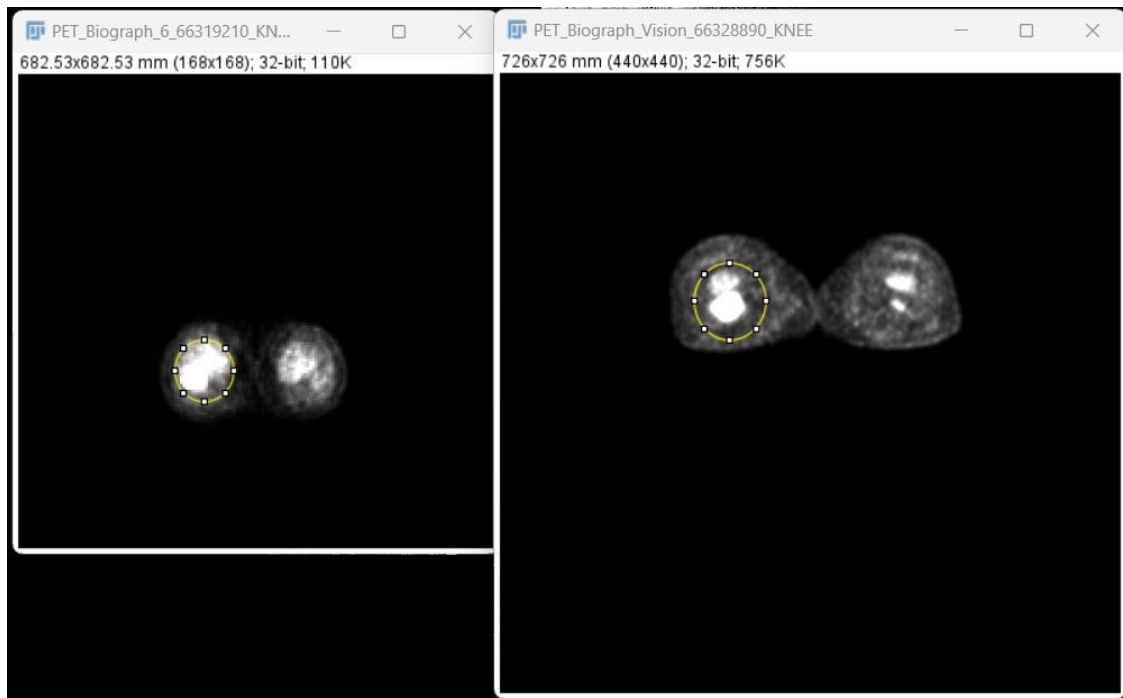
Περιοχές ενδιαφέροντος (regions of interest – ROIs) επελέγησαν όπως φαίνεται στην Εικόνα 16 και αναλύθηκαν περαιτέρω. Η ανάλυση έγινε με το ImageJ και το αποτέλεσμα για τις ROIs της Εικόνας 16 φαίνονται στον Πίνακα 6.



**Εικόνα 15:** Ενδεικτικές τομές PET από τα δύο συστήματα από το γόνατο. Η αριστερή εικόνα αντιστοιχεί στο Biograph 6 και η δεξιά στο Biograph Vision.

<sup>27</sup> Πρόκειται για τον ιατρό Δρ Α. Βραχίμη, Πυρηνικό Ιατρό και Διευθυντή του Τμήματος Πυρηνικής Ιατρικής στο Γερμανικό Ογκολογικό Κέντρο Λεμεσού





**Εικόνα 16:** Ενδεικτικές τομές PET από τα δύο συστήματα από το γόνατο με επιλεγμένες κυκλικές ROIs. Η αριστερή εικόνα αντιστοιχεί στο Biograph 6 και η δεξιά στο Biograph Vision.

**Πίνακας 6.** Χαρακτηριστικά των ROIs της Εικόνας 16.

Label	Mean	StdDev	Mode	Min	Max	Perim.	Median	Skew	Kurt
1 PET_Biograph_6_66319210_KNEE	4131.017	3058.296	1630.523	774.977	16998.674	274.449	3311.843	2.033	4.120
2 PET_Biograph_Vision_66328890_KNEE	3755.414	5341.339	1112.194	673.009	25657.740	274.830	1557.826	2.650	6.129

**Mean:** Η εικόνα του Biograph 6 έχει ελαφρώς υψηλότερη μέση τιμή (4131.017) σε σύγκριση με την εικόνα του Biograph Vision (3755.414), υποδεικνύοντας ότι στην εικόνα του Biograph 6 υπάρχει μεγαλύτερη συνολική πρόσληψη ραδιενέργειας (ιχνηθέτη).

**Standard deviation:** Η εικόνα του Biograph 6 έχει χαμηλότερη τυπική απόκλιση (3058.296) σε σύγκριση με την εικόνα του Biograph Vision (5341.339), υποδεικνύοντας ότι η κατανομή των τιμών των εικονοστοιχείων είναι πιο σφιχτή γύρω από τη μέση τιμή της εικόνας του Biograph 6.

**Mode:** Η εικόνα του Biograph 6 έχει υψηλότερη τιμή λειτουργίας (1630.523) σε σύγκριση με την εικόνα του Biograph Vision (1112.194), υποδεικνύοντας ότι η τιμή pixel που εμφανίζεται πιο συχνά στην εικόνα του Biograph 6 είναι υψηλότερη.

**Min/Max:** Η εικόνα του Biograph 6 έχει ελαφρώς υψηλότερη ελάχιστη τιμή εικονοστοιχείων (774,977) σε σύγκριση με την εικόνα του Biograph Vision (673,009), υποδεικνύοντας ότι το χαμηλότερο καταγεγραμμένο επίπεδο δραστηριότητας στην εικόνα του Biograph 6 είναι ελαφρώς υψηλότερο. Η εικόνα του Biograph Vision έχει πολύ υψηλότερη μέγιστη τιμή pixel (25657.740) σε σύγκριση με την εικόνα του Biograph 6 (16998.674), υποδεικνύοντας ότι υπάρχουν ορισμένες περιοχές στην εικόνα του Biograph Vision με πολύ υψηλά επίπεδα δραστηριότητας.

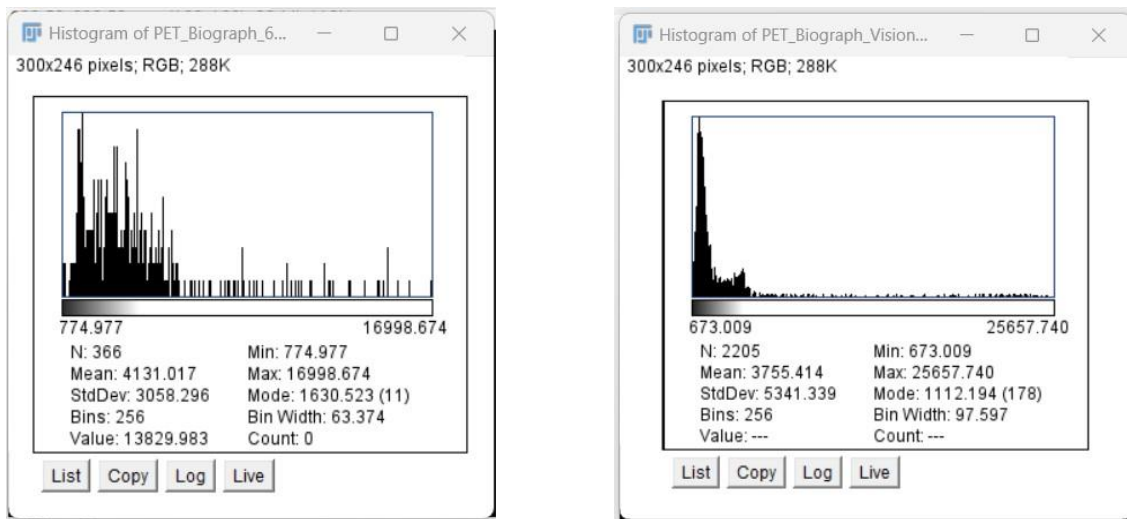
**Median:** Η εικόνα του Biograph 6 έχει ελαφρώς υψηλότερη διάμεση τιμή (3311.843) σε σύγκριση με την εικόνα του Biograph Vision (1557.826), υποδεικνύοντας ότι η μεσαία τιμή της κατανομής των τιμών των εικονοστοιχείων είναι υψηλότερη στην εικόνα του Biograph 6.

**Skewness:** Και οι δύο εικόνες (εικόνα 14) έχουν θετικές τιμές λοξότητας, αλλά η εικόνα του Biograph Vision (2.650) έχει υψηλότερη τιμή λοξότητας σε σύγκριση με την εικόνα του Biograph 6 (2.033), υποδεικνύοντας ότι η κατανομή των τιμών των εικονοστοιχείων στην εικόνα του Biograph Vision είναι πιο λοξή προς τα υψηλά επίπεδα δραστηριότητας.

**Kurtosis:** Και οι δύο εικόνες έχουν θετικές τιμές κύρτωσης, αλλά η εικόνα του Biograph Vision (6.129) έχει υψηλότερη τιμή κύρτωσης σε σύγκριση με την εικόνα του Biograph 6 (4.120), υποδεικνύοντας ότι η κατανομή των τιμών pixel στην εικόνα του Biograph Vision είναι πιο κορυφαία γύρω από τη μέση τιμή και έχει βαρύτερες ουρές.

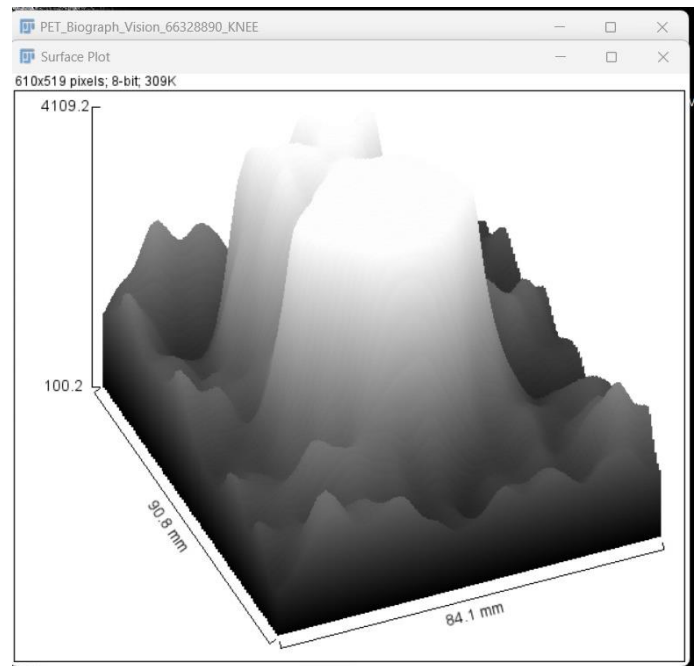
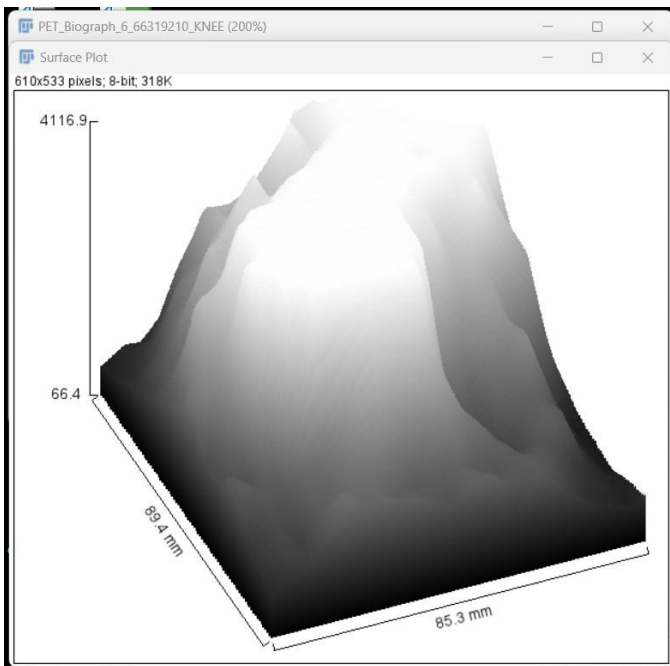
Συμπερασματικά, φαίνεται ότι στην εικόνα 15 η εικόνα του Biograph 6 έχει μια πιο ομοιόμορφη κατανομή των εντάσεων σήματος με λιγότερες διακυμάνσεις και στενότερο εύρος τιμών, ενώ η εικόνα του Biograph Vision έχει μεγαλύτερο εύρος τιμών με μεγαλύτερη μεταβλητότητα στην ένταση του σήματος. Ωστόσο, και οι δύο εικόνες έχουν θετική λοξότητα και έχουν σχετικά μυτερό σχήμα.

Μπορούμε να δούμε ότι το ιστογράμμα του Biograph Vision (εικόνα 17) έχει μεγαλύτερη τιμή N, που σημαίνει ότι βασίζεται σε μεγαλύτερη εικόνα με περισσότερα ριxel από το ιστογράμμα του Biograph 6 (εικόνα 17). Ωστόσο, σε αυτήν την περίπτωση, το ιστογράμμα του Biograph 6 έχει μικρότερο πλάτος κάδου, που σημαίνει ότι καταγράφει ελαφρώς μικρότερες διαφορές στις τιμές φωτεινότητας από το ιστογράμμα του Biograph Vision. Αυτές οι διαφορές υποδεικνύουν ότι το Biograph 6 στην συγκεκριμένη περίπτωση έχει παράξει εικόνες PET με καλύτερη ανάλυση και πιο λεπτομερείς πληροφορίες για την απεικόνιση του γόνατος.



**Εικόνα 17:** Ιστογράμματα τομών του Biograph 6 (αριστερά) Biograph Vision (δεξιά) και σχετικές παράμετροι.

Η Εικόνα 18 παρουσιάζει την τρισδιάστατη κατανομή των εικονοστοιχείων των δύο ROIs της Εικόνας 16. Στα δύο Surface Plots παρατηρούνται διαφορές. Αρχικά, παρατηρούμε ότι στο Surface Plot του Biograph Vision έχουμε μια πολύ πιο ομοιόμορφη εικόνα με το τα δύο οστά να απεικονίζονται κανονικά χωρίς αλλοιώσεις και μπορούμε να τα ξεχωρίσουμε ως δύο διαφορετικά. Αντιθέτως, στο Surface Plot του Biograph 6, στο οποίο παρατηρείται ανομοιογένεια, μπορούμε να δούμε ότι τα δύο οστά δεν απεικονίζονται καθαρά ως δύο.



**Εικόνα 18:** Τρισδιάστατη κατανομή εντάσεων στις ROIs της Εικόνας 16.

## 5.6 Γενικές παρατηρήσεις από τη σύγκριση των ιστογραμμάτων των Biograph 6 και Biograph Vision

Με βάση τα ιστογράμματα, μπορούμε να δούμε ότι για τις σαρώσεις CT και PET, ο αριθμός των μετρήσεων (N) και ο αριθμός των κάδων είναι υψηλότεροι στο Biograph Vision σε σύγκριση με το Biograph 6. Επιπλέον, το πλάτος του κάδου είναι γενικά μικρότερο στο Biograph Vision. Αυτό υποδηλώνει ότι η ανάλυση της εικόνας είναι καλύτερη στο Biograph Vision, γεγονός που οδηγεί σε υψηλότερη ποιότητα εικόνας και πιο ακριβείς μετρήσεις.

Εξετάζοντας τις μετρήσεις ROI, μπορούμε να δούμε ότι για το CT Abdomen και το PET Abdomen, οι μέσες τιμές είναι υψηλότερες στο Biograph 6, αλλά η τυπική απόκλιση, το mode και η λοξότητα είναι υψηλότερες στο Biograph Vision. Για CT Knee και PET Knee, οι μέσες τιμές είναι χαμηλότερες στο Biograph Vision και η τυπική απόκλιση, ο τρόπος λειτουργίας και η λοξότητα είναι υψηλότερες στο Biograph Vision.

Αν λάβουμε υπόψη αποκλειστικά και μόνο τα αποτελέσματα των μετρήσεων των ιστογραμμάτων των δύο απεικονιστικών συστημάτων για τις εικόνες 7 και 15 (CT Knee, PET Knee), συμπεραίνουμε ότι το Biograph 6 έχουν μικρό προβάδισμα έναντι του Biograph Vision. Παρόλα αυτά, σύμφωνα με τους ειδικούς που ερωτήθηκαν, ως προς τα κλινικά χαρακτηριστικά (τελική εικόνα ιατρού) υπερέχει κατά πολύ το Biograph Vision. Ενδεχομένως, αυτό να οφείλεται στην post processing επεξεργασία.

## 6. Συμπεράσματα

Ο σκοπός αυτής της εργασίας ήταν η σύγκριση δύο συστημάτων PET/CT 1<sup>ης</sup> και 4<sup>ης</sup> γενιάς της ίδια εταιρείας ως προς τα τεχνικά, απεικονιστικά, και κλινικά χαρακτηριστικά τους. Τα δύο συστήματα ήταν το Biograph 6 και το σύγχρονο Biograph Vision της Siemens.

Το απεικονιστικό σύστημα Biograph Vision με τους ανιχνευτές SiPM γίνεται όλο και πιο δημοφιλές λόγω του μικρότερου μεγέθους, της υψηλότερης διακριτικής ικανότητας και της καλύτερης χρονικής διακριτικής ικανότητας.

Οι **κρύσταλλοι** του Biograph Vision με μέγεθος 3.2 x 3.2 x 20 παρέχουν καλύτερη διακριτική ικανότητα σε σύγκριση με το Biograph 6 που έχει μέγεθος κρυστάλλων 4 x 4 x 20. Με **διάμετρο ικριώματος** 78cm, το Biograph Vision μπορεί να απεικονίσει μεγαλύτερες περιοχές (Axial FOV του Biograph Vision 26.1cm, ενώ το Biograph 6 έχει 16.2cm) και να χρησιμοποιηθεί για μεγαλύτερη γκάμα ασθενών. Η **ευαισθησία** του Biograph Vision (16.4), είναι ένα από τα χαρακτηριστικά που υπερτερούν σε σχέση με το Biograph 6 (ευαισθησία 4.8). Επίσης, το Biograph Vision προσφέρει μεγαλύτερη γκάμα επιλογών **τάσης σωλήνα** (70, 80, 100, 120, 140) σε σχέση με το Biograph 6 (80, 110, 130), με αποτέλεσμα το σύστημα Biograph Vision -συγκρινόμενο με το σύστημα Biograph 6- να εκτελεί σάρωσεις με μικρότερες αλλά και μεγαλύτερες τάσεις, αναλόγως της περίπτωσης.

Το σύστημα Biograph Vision έχει **μήκος σήραγγας** 136cm, ενώ το αντίστοιχο στο Biograph 6 είναι 178cm και, συνεπώς, το απεικονιστικό σύστημα Biograph 6 υπερτερεί σε αυτόν τον τομέα μιας και έχει μεγαλύτερο FOV. Το μέγιστο **βάρος ασθενούς** του Biograph Vision είναι 227kg κάνοντας έτσι το Biograph Vision πιο προσβάσιμο σε ασθενείς με μεγαλύτερο βάρος, σε αντίθεση με το Biograph 6 που καλύπτει ασθενείς μέχρι 204kg.

Επιπρόσθετα, το Biograph Vision έχει **διπλάσιο αριθμό δακτυλίων κρυστάλλων** (80) σε σχέση με το Biograph 6 (39), προσφέροντας καλύτερη διακριτική ικανότητα και ευαισθησία. Επίσης, χάρη στην **τεχνολογία TOF** του απεικονιστικού συστήματος του Biograph Vision έχουμε μικρότερο χρόνο σάρωσης. Άλλα πλεονεκτήματα του TOF είναι η χρήση μικρότερης δόσης ραδιοϊχνηθέτη και

συνεπώς η ελαχιστοποίηση της έκθεσης τους ασθενούς σε ακτινοβολία, η βελτιστοποίηση της ποιότητας της εικόνας και η μείωση του κόστους.

Τέλος, σε σύγκριση με το Biograph 6, το Biograph Vision έχει μικρότερο **μέγεθος εικονοστοιχείου** και υψηλότερη **ανάλυση**, επιτρέποντας πιο λεπτομερείς και ευκρινέστερες εικόνες. Επίσης, έχει λεπτότερες **τομές εικόνας**, παρέχοντας έτσι υψηλότερη διακριτική ικανότητα και πιο λεπτομερή απεικόνιση. Ωστόσο, όσον αφορά το **βάθος εικονοστοιχείων**, και τα δύο συστήματα έχουν τις ίδιες παραμέτρους για την εξέταση CT, ενώ για την εξέταση PET, και τα δύο μπορούν να καταγράψουν ευρύ φάσμα εντάσεων με εξίσου υψηλή ακρίβεια.

Τα αποτελέσματα της σύγκρισης των DICOM Headers αποκάλυψαν σημαντικές διαφορές μεταξύ τους. Στο πιο προηγμένο σύστημα Biograph Vision, κάποια πεδία έχουν καταργηθεί, ενώ νέα έχουν προστεθεί. Ειδικότερα, παρατηρήθηκε ότι για το Biograph Vision υπάρχουν συνολικά 549 DICOM Headers για εξετάσεις PET και CT, Abdomen και Knee, ενώ για τις αντίστοιχες εξετάσεις του Biograph 6 υπάρχουν 505 DICOM Headers.

Οι ειδικοί στην ανάγνωση απεικονιστικών χαρακτηριστικών προκρίνουν το σύστημα Biograph Vision. Αναγνωρίζουν την ανωτερότητά του στη συνολική ποιότητα των εικόνων τόσο για το PET (αντίθεση, ομοιογένεια και στατιστικά στοιχεία εικόνας/θόρυβος) όσο και για το CT (ανάλυση αντίθεσης, σκοτεινότητα, συντελεστής γραμμικής εξασθένησης, θόρυβος).

## BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ:

- About dicom- overview DICOM. Available at: <https://www.dicomstandard.org/about-home>
- Akamatsu, G. et al. (2014) "Impact of time-of-flight PET/CT with a large axial field of view for reducing whole-body acquisition time," *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 42(2). Available at: <https://doi.org/10.2967/jnmt.114.140665>.
- Alberts, I. et al. (2021) "Clinical performance of long axial field of view PET/CT: A head-to-head intra-individual comparison of the biograph vision quadra with the biograph vision pet/CT," *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 48(8). Available at: <https://doi.org/10.1007/s00259-021-05282-7>.
- Allen, C.E., Merad, M. and McClain, K.L. (2018) "Langerhans-cell histiocytosis," *New England Journal of Medicine*, 379(9). Available at: <https://doi.org/10.1056/nejmra1607548>.
- Bao, Q. and Chatziioannou, A.F. (2010) "Estimation of the minimum detectable activity of preclinical pet imaging systems with an analytical method," *Medical Physics*, 37(11). Available at: <https://doi.org/10.1118/1.3495817>.
- Bebbington, N.A. et al. (2021) "Validation of care KV automated tube voltage selection for PET-CT: Pet quantification and CT radiation dose reduction in phantoms," *EJNMMI Physics*, 8(1). Available at: <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00373-8>.
- Beyer, T. et al. (2000) A combined PET/CT scanner for clinical oncology, *Journal of Nuclear Medicine*. Society of Nuclear Medicine. Available at: <https://jnm.snmjournals.org/content/41/8/1369> (Accessed: January 12, 2023).
- Bisker, J. (2003). *Principles and Practice of Positron Emission Tomography*. *American Journal of Roentgenology*, 180(5), 1238–1238. doi:10.2214/ajr.180.5.1801238.
- Brady, Z. et al. (2008) "The clinical application of PET/CT: A contemporary review," *Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine*, 31(2). Available at: <https://doi.org/10.1007/bf03178584>.



- Cantatore, A & Müller, (2011), "Introduction to computed tomography". DTU Mechanical Engineering, Kgs.Lyngby
- Chang, T. et al. (2011) "Effects of injected dose, BMI and scanner type on NECR and image noise in pet imaging," *Physics in Medicine and Biology*, 56(16). Available at: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/16/013>.
- Chang, T. et al. (2012) "Reliability of predicting image signal-to-noise ratio using noise equivalent count rate in PET imaging," *Medical Physics*, 39(10). Available at: <https://doi.org/10.1118/1.4750053>.
- Cherry, S.R. and Dahlbom, M. (2006) "Pet: Physics, instrumentation, and scanners," *PET*, pp. 1–117. Available at: [https://doi.org/10.1007/0-387-34946-4\\_1](https://doi.org/10.1007/0-387-34946-4_1).
- Domínguez-Jiménez, D.Y. and Alva-Sánchez, H. (2021) "Energy Spectra due to the intrinsic radiation of LYSO/LSO scintillators for a wide range of crystal sizes," *Medical Physics*, 48(4). Available at: <https://doi.org/10.1002/mp.14729>.
- Done, L. and Ioan, M.-R. (2016) "Minimum detectable activity in gamma spectrometry and its use in low level activity measurements," *Applied Radiation and Isotopes*, 114. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2016.05.004>.
- Egeler, R.M. and D'Angio, G.J. (1995) "Langerhans cell histiocytosis," *The Journal of Pediatrics*, 127(1). Available at: [https://doi.org/10.1016/s0022-3476\(95\)70248-2](https://doi.org/10.1016/s0022-3476(95)70248-2).
- Emile, J.-F. et al. (2021) "Histiocytosis," *The Lancet*, 398(10295). Available at: [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(21\)00311-1](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(21)00311-1).
- Fleischmann, D. and Boas, F.E. (2011) "Computed tomography—old ideas and new technology," *European Radiology*, 21(3). Available at: <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2056-z>.
- Fursevich, D.M. et al. (2016) "Bariatric CT Imaging: Challenges and solutions," *RadioGraphics*, 36(4). Available at: <https://doi.org/10.1148/rg.2016150198>.
- Ghazanfari, N. et al. (2011) "Quantitative assessment of the influence of crystal material and size on the inter crystal scattering and penetration effect in pixilated dual head small animal pet scanner," *IFMBE Proceedings*, pp. 712–715. Available at: [https://doi.org/10.1007/978-3-642-21729-6\\_173](https://doi.org/10.1007/978-3-642-21729-6_173).

- Grogg, K.S. et al. (2015) “National Electrical Manufacturers Association and Clinical Evaluation of A Novel Brain Pet/CT Scanner,” *Journal of Nuclear Medicine*, 57(4). Available at: <https://doi.org/10.2967/jnumed.115.159723>.
- Gupta, M. et al. (2018) “Evaluation of recist, Percist, EORTC, and MDA criteria for assessing treatment response with GA68-PSMA Pet-CT in metastatic prostate cancer patient with biochemical progression: A comparative study,” *Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 52(6). Available at: <https://doi.org/10.1007/s13139-018-0548-3>.
- Habte, F. et al. (2007) “Effects of system geometry and other physical factors on photon sensitivity of high-resolution positron emission tomography,” *Physics in Medicine and Biology*, 52(13). Available at: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/13/007>.
- Hsu, D.F.C. et al. (2017) “Studies of a next-generation silicon-photomultiplier–based time-of-flight PET/CT system,” *Journal of Nuclear Medicine*, 58(9). Available at: <https://doi.org/10.2967/jnumed.117.189514>.
- Hsu, D.F.C. et al. (2017) “Studies of a next-generation silicon-photomultiplier–based time-of-flight PET/CT system,” *Journal of Nuclear Medicine*, 58(9). Available at: <https://doi.org/10.2967/jnumed.117.189514>.
- Innolitics, L. Dicom Standard browser, All CIODs – DICOM Standard Browser. Available at: <https://dicom.innolitics.com/ciods>.
- Iskra, I. et al. (2021) “Advances in PET/CT imaging.” Available at: <https://doi.org/10.52717/pwze5872>.
- Jakoby, B.W. et al. (2009) “Performance characteristics of a new LSO PET/CT scanner with extended axial field-of-view and PSF reconstruction,” *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 56(3). Available at: <https://doi.org/10.1109/tns.2009.2015764>.
- Jakoby, B.W. et al. (2011) “Physical and clinical performance of the MCT time-of-flight PET/CT scanner,” *Physics in Medicine and Biology*, 56(8). Available at: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/8/004>.
- Jones, T. and Townsend, D. (2017) “History and future technical innovation in Positron Emission Tomography,” *Journal of Medical Imaging*, 4(1). Available at: <https://doi.org/10.1117/1.jmi.4.1.011013>.

- Kadrmas, D.J. et al. (2009) "Impact of time-of-flight on pet tumor detection," Journal of Nuclear Medicine, 50(8). Available at: <https://doi.org/10.2967/jnumed.109.063016>.
- Karakatsanis, N.A., Zein, S.A. and Nehmeh, S.A. (2018) "Evaluation of image quality and quantitation in a clinical pet scanner with a uniformly sparse detector rings configuration," 2018 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Proceedings (NSS/MIC) [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1109/nssmic.2018.8824514>.
- Kersting, D. et al. (2021) "Silicon-photomultiplier-based PET/CT reduces the minimum detectable activity of iodine-124," Scientific Reports, 11(1). Available at: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-95719-8>.
- Kramme, R., Hoffmann, K.P. and Pozos, R.S. (eds) (2011) "Springer Handbook of Medical Technology." Available at: <https://doi.org/10.1007/978-3-540-74658-4>.
- Leithner, D. et al. (2018) "90-KVP low-tube-voltage CT pulmonary angiography in combination with advanced modeled iterative Reconstruction Algorithm: Effects on radiation dose, image quality and diagnostic accuracy for the detection of pulmonary embolism," The British Journal of Radiology [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1259/bjr.20180269>.
- Lewellen, T.K. (2010) "The challenge of detector designs for pet," American Journal of Roentgenology, 195(2). Available at: <https://doi.org/10.2214/ajr.10.4741>.
- Lois, C. et al. (2010) "An assessment of the impact of incorporating time-of-flight information into clinical PET/CT imaging," Journal of Nuclear Medicine, 51(2). Available at: <https://doi.org/10.2967/jnumed.109.068098>.
- Mildemberger, P., Eichelberg, M. and Martin, E. (2001) "Introduction to the DICOM standard," European Radiology, 12(4). Available at: <https://doi.org/10.1007/s003300101100>.
- Modica, M.J., Kanal, K.M. and Gunn, M.L. (2011) "The obese emergency patient: Imaging Challenges and Solutions," RadioGraphics, 31(3). Available at: <https://doi.org/10.1148/rg.313105138>.
- PS3.6 - dicom. Available at: <https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/html/part06.html>.

- Raylman, R.R. et al. (2018) "A dedicated breast-PET/CT scanner: Evaluation of basic performance characteristics," *Medical Physics*, 45(4). Available at: <https://doi.org/10.1002/mp.12780>.
- Reddin, J.S. et al. (2018) "Performance evaluation of the SiPM-based Siemens Biograph Vision Pet/CT System," 2018 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Proceedings (NSS/MIC) [Preprint]. Available at: <https://doi.org/10.1109/nssmic.2018.8824710>.
- Renker, D. (2006) "Geiger-mode avalanche photodiodes, history, properties and problems," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 567(1). Available at: <https://doi.org/10.1016/j.nima.2006.05.060>.
- Sanaat, A. et al. (2022) "Active-PET: A multifunctional pet scanner with dynamic gantry size featuring high-resolution and high-sensitivity imaging: A Monte Carlo Simulation Study," *Physics in Medicine & Biology*, 67(15). Available at: <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac7fd8>.
- Shielding of positrons: Types & uses (2021) *Nuclear Power*. Available at: <https://www.nuclear-power.com/nuclear-power/reactor-physics/atomic-nuclear-physics/radiation/shielding-of-ionizing-radiation/shielding-of-positrons/> (Accessed: March 19, 2023)
- Shukla, A.K. and Kumar, U. (2006) "Positron emission tomography: An overview," *Journal of Medical Physics*, 31(1). Available at: <https://doi.org/10.4103/0971-6203.25665>.
- Softneta Dicom Library - Anonymize, share, view dicom files online, DICOMLibrary. Available at: <https://www.dicomlibrary.com/dicom/dicom-tags/>
- Surti, S. and Karp, J.S. (2020) "Update on latest advances in time-of-flight pet," *Physica Medica*, 80. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.10.031>.
- Townsend, D. et al. (2004) PET/CT today and tomorrow - the journal of nuclear medicine, *The Journal of Nuclear Medicine*. Available at: [https://jnm.snmjournals.org/content/jnumed/45/1\\_suppl/4S.full.pdf](https://jnm.snmjournals.org/content/jnumed/45/1_suppl/4S.full.pdf)
- Townsend, D.W., Beyer, T. and Blodgett, T.M. (2003) "PET/CT scanners: A hardware approach to image fusion," *Seminars in Nuclear Medicine*, 33(3). Available at: <https://doi.org/10.1053/snuc.2003.127314>.

- Townsend, David W. (2008). "Positron Emission Tomography/Computed Tomography." *Seminars in Nuclear Medicine* 38(3): 152–66. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001299808000226>.
- Vandenberghe, S., Moskal, P. and Karp, J.S. (2020) "State of the art in total body pet," *EJNMMI Physics*, 7(1). Available at: <https://doi.org/10.1186/s40658-020-00290-2>.
- Wagatsuma, K. et al. (2017) "Comparison between new-generation SIPM-based and conventional PMT-based TOF-PET/CT," *Physica Medica*, 42. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.09.124>.
- Wu, Y. et al. (2009) "Pet characteristics of a dedicated breast PET/CT scanner prototype," *Physics in Medicine and Biology*, 54(13). Available at: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/13/020>.
- Xia, T. et al. (2011) "Ultra-low dose CT attenuation correction for PET/CT," *Physics in Medicine and Biology*, 57(2). Available at: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/2/309>.
- Yu, X. et al. (2022) "Requirements of Scintillation Crystals with the development of pet scanners," *Crystals*, 12(9). Available at: <https://doi.org/10.3390/cryst12091302>.
- Zhang, J. and Knopp, M.V. (eds) (2020) "Advances in pet: The Latest in Instrumentation, Technology, and Clinical Practice." Available at: <https://doi.org/10.1007/978-3-030-43040-5>.
- Zhang, J., Maniawski, P. and Knopp, M.V. (2018) "Performance evaluation of the next generation solid-state digital photon counting PET/CT System," *EJNMMI Research*, 8(1). Available at: <https://doi.org/10.1186/s13550-018-0448-7>.
- Κανδαράκης Ι., Κάβουρας Δ. (2006), Αρ. 7: Τεχνολογικά Χρονικά "Τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων". Available at: <http://ejournals.uniwa.gr/index.php/TECHXRON/article/view/526/521>