

εллникн днмократіа Εдνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αдηνών





Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία

«ΣΥΝΕΙΣΦΟΡΑ ΤΗΣ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ (CBCT) ΣΤΗ ΣΥΝΟΛΙΚΗ ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΣΕ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ»

ΤΣΟΥΡΟΥΚΙΔΗΣ ΑΝΔΡΕΑΣ

Επιβλέπων Καθηγητής:

Παπαναστασίου Εμμανουήλ, Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Τμήμα Ιατρικής Α.Π.Θ.

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή:

- 1. Παπαναστασίου Εμμανουήλ
- 2. Σιούντας Αναστάσιος
- 3. Φοινίτσης Στέφανος

ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗ 2022

Η παρούσα εργασία δεν αποτελεί ατομική ενέργεια, αλλά το αποτέλεσμα αλληλεπιδράσεων με διάφορα άτομα, τα οποία μου παρείχαν πολύτιμη βοήθεια καθ' όλη την διάρκεια της εκπόνησης της. Επομένως, νιώθω την υποχρέωση να ευχαριστήσω αυτούς τους ανθρώπους ξεχωριστά.

Ξεκινώντας, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους καθηγητές του μεταπτυχιακού προγράμματος, κύριο Αναστάσιο Σιούντα και ιδιαίτερα τον κύριο Εμμανουήλ Παπαναστασίου για την καθοδήγηση και την άμεση ανταπόκριση για την επίλυση των επιπλοκών που προκύπταν κατά την διάρκεια της εργασίας.

Επιπλέον, νιώθω την ανάγκη να ευχαριστήσω τους κυρίους Στέφανο Φοινίτση και Αδάμ Χατζηδάκη καθώς και τους υπόλοιπους γιατρούς και τους τεχνολόγους του τμήματος που παρά το βεβαρημένο πρόγραμμα τους ήταν πάντα πρόθυμοι να μου λύσουν οποιαδήποτε απορία.

Τέλος, ευχαριστώ τον υποψήφιο διδάκτορα ιατρικής και ακτινοφυσικό Μάριο Βελώνη για την βοήθεια που μου παρείχε στην κατανόηση του προγράμματος PCXMC. Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι η διερεύνηση της συνεισφοράς της τρισδιάστατης απεικόνισης (CBCT) στη συνολική δόση που δέχεται ο ασθενής σε διαδικασίες επεμβατικής ακτινολογίας που αφορούν την περιοχή της κεφαλής.

Για τον παραπάνω σκοπό, καταγράφηκαν 44 περιπτώσεις παναγγειογραφίας και 12 εμβολισμού εγκεφάλου με coil που πραγματοποιήθηκαν στον αγγειογράφο του Γενικού Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου ΑΧΕΠΑ κατά τη χρονική περίοδο Σεπτέμβριος 2021 – Μάιος 2022. Στο κάθε περιστατικό σημειώθηκαν χαρακτηριστικά που αφορούν τον ασθενή (ύψος, βάρος, ηλικία & φύλλο), ποιος από τους τρεις διαθέσιμους επεμβατιστές ανέλαβε το περιστατικό, βασικά μεγέθη που υπολογίζονται από όλα τα αγγειογραφικά συστήματα και χρησιμοποιούνται για την θέσπιση Δ.Ε.Α. (DAP, Kar, χρόνος ακτινοσκόπησης και αριθμός των frames) και, όσον αφορά τις CBCT λήψεις σημειώθηκε ο αριθμός τους σε μία διαδικασία, το είδος τους, το DAP και το K_{a,r} που οφείλεται σε αυτές. Ακόμα, χρησιμοποιώντας το Dose Tracking System που διαθέτει ο συγκεκριμένος αγγειογράφος, καταγράφηκε η μέγιστη δόση δέρματος (PSD) για 33 από τις 45 περιπτώσεις παναγγειογραφίας και 9 από τις 12 περιπτώσεις εμβολισμού εγκεφάλου. Τέλος, για 15 από τα 45 περιστατικά παναγγειογραφίας καταγράφηκαν επιπλέον τα μεγέθη Field Of View, Focus to Intensifier Distance ή Focus to Rotation point Distance, η περιοχή της κεφαλής / λαιμού που ακτινοβολήθηκε, τα kV, τα φίλτρα που χρησιμοποιήθηκαν (υλικά & πάχη) και για την κάθε ψηφιακή λήψη που πραγματοποιήθηκε σε ένα περιστατικό, προκειμένου αυτά τα δεδομένα να εισαχθούν στο πρόγραμμα PCXMC 2.0.

Από την στατιστική επεξεργασία των παραπάνω μεγεθών υπολογίστηκαν τα ποσοστά του DAP και του K_{a,r} που προέρχονται από τη κάθε λειτουργία απεικόνισης (ακτινοσκόπηση και DSA-BIPLANE, CBCT που ανήκουν στη ψηφιακή λήψη) για τα δύο είδη διαδικασιών. Αναθεωρήθηκαν τα υπάρχοντα τοπικά Δ.Ε.Α. της παναγγειογραφίας για το νοσοκομείο ΑΧΕΠΑ, υπολογίστηκαν δόσεις οργάνων από τη ψηφιακή λήψη, με τη χρήση του PCXMC, και βρέθηκαν εξισώσεις για την άμεση εκτίμηση του PSD και του Effective Dose από το K_{a,r} και το DAP αντίστοιχα. Διερευνήθηκαν ποιοι παράγοντες επηρεάζουν την δόση (εμπειρία γιατρού, BMI), τόσο τη συνολική, όσο και αυτή που προέρχεται από τη κάθε CBCT λήψη, η οποία αναλύθηκε στατιστικά και ,τέλος, υπολογίστηκε η δόση που προέρχεται από το κάθε είδος CBCT λήψης.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

1. Θεωρητικό μέρος	4
1.1 Αγγειογράφος	4
1.1.1 Διάταξη	4
1.1.2 Λειτουργίες Απεικόνισης	6
1.2. Διαδικασίες επεμβατικής ακτινολογίας στον εγκέφαλο	10
1.2.1 Αρτηριακό σύστημα εγκεφάλου	10
1.2.2 Παναγγειογραφία (Cerebral Angiography)	12
1.2.3 Εμβολισμός εγκεφάλου (Brain Embolism)	13
1.3. Δοσιμετρικά Μεγέθη	14
1.3.1 Χρόνος ακτινοσκόπησης (Fluroscopic time) & Χρόνος ψηφιακής / (Acquisition time)	\ηψης 14
1.3.2 Air Kerma – Area Product (P _{KA})	14
1.3.3 Reference point air kerma, K _{a,r}	15
1.3.4 Μέγιστη δόση δέρματος PSD	15
1.4. Ακτινοπροστασία	
1.4.1 Βιολογικές επιδράσεις ιοντίζουσας ακτινοβολίας	
1.4.2 Βασικές αρχές ακτινοπροστασίας	17
1.4.3 Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς (Δ.Ε.Α)	18
2. Πειραματικό μέρος	21
2.1 Υλικά και μέθοδοι	21
2.2 Στατιστική Ανάλυση	
2.2.1 Παναγγειογραφία	
2.2.2 Εμβολισμός Εγκεφάλου	61
2.2.3 Σύγκριση των διαδικασιών επεμβατικής ακτινολογίας	
2.2.4 Αναζήτηση εξίσωσης υπολογισμού του PSD για την περιοχή Hea	ad & Neck 81
2.2.5 CBCT Λήψεις	83
2.3 Συζήτηση	
2.4 Συμπεράσματα	
3. Βιβλιογραφία	

1. Θεωρητικό μέρος

1.1 Αγγειογράφος

1.1.1 Διάταξη

Παρά την πολυπλοκότητα που εμφανίζει ένας αγγειογράφος, ως προς την συλλογή δεδομένων και την εμφάνιση της ανατομίας και των εσωτερικών δομών του εξεταζόμενου στην οθόνη (Monitor), δεν διαφέρει σημαντικά ως προς την διάταξη συγκριτικά με ένα απλό ακτινολογικό μηχάνημα. Συγκριμένα, ένα σύγχρονο αγγειογραφικό μηχάνημα αποτελείται από τα ακόλουθα μέρη (Εικόνα 1).



Εικόνα 1: Βασικά μέρη αγγειογράφου.

Αναλύοντας την δομή του C-Arm, απαρτίζεται από τα ακόλουθα μέρη:

 <u>Λυχνία ακτίνων Χ</u>: πρόκειται για έναν αερόκενο σωλήνα με δύο ηλεκτρόδια, την άνοδο και την κάθοδο. Από την κάθοδο, συνήθως νήμα βολφραμίου (W), εκπέμπονται, με θερμιονική εκπομπή, ηλεκτρόνια τα οποία επιταχύνονται σε υψηλή τάση (kV) και προσκρούουν στα ηλεκτρόνια των ατόμων του υλικού της ανόδου παράγοντας την χαρακτηριστική ακτινοβολία. Βέβαια, τα ηλεκτρόνια κυρίως επιβραδύνουν υπό την επίδραση του ηλεκτρικού πεδίου των ατόμων του πυρήνα, πέδηση bremstahlung, εκπέμποντας την συνεχή ακτινοβολία πέδησης. Η επιφάνεια πρόσκρουσης των ηλεκτρονίων με την άνοδο δεν είναι κάθετη αλλά βρίσκεται υπό κλήση, έτσι ώστε η ακτινοβολία Χ να εξέρχεται της λυχνίας. Παράλληλα, επειδή η ενέργεια της δέσμης των ηλεκτρονίων απορροφάτε πλήρως από το υλικό της ανόδου το μεγαλύτερο ποσοστό της να μετατρέπεται σε θερμότητα. Για να αποφευχθεί η υπερθέρμανση, η άνοδος περιστρέφεται ενώ υπάρχει σύστημα ψύξης, το οποίο λειτουργεί με έλαιο.

- Φίλτρα (Filters): για την απομάκρυνση των ακτινών Χ χαμηλής ενέργειας, τα οποία απορροφώνται από τον εξεταζόμενο και δεν μπορούν να εξέρθουν, μη παρέχοντας κάποια πληροφορία και αυξάνοντας την δόση, τοποθετείται κάποιο φίλτρο από χαμηλού ατομικού αριθμού υλικό (Al,Cu) που απορροφά ένα μέρος της περιττής ακτινοβολίας.
- <u>Διαφράγματα (Collimator)</u>: μετά τα φίλτρα η δέσμη περνά μέσα από μέσα από μη ακτινοπερατά διαφράγματα διαμορφώνοντας τις διαστάσεις του πεδίου.
 Στα σύγχρονα ακτινοσκοπικά συστήματα τα διαφράγματα κινούνται αυτόματα ανάλογα με το επιλεγόμενο FOV (Field Of View), δηλαδή τη μεγέθυνση της εικόνας, και την απόσταση πηγής ενισχυτή SID (Source to Intensifier Distance).
- <u>Μετρητής ΚΑΡ</u>: για την άμεση καταγραφή του γινομένου δόσης επιφανείας, Kerma Area Product (KAP) ή Dose Area Product (DAP) είναι τοποθετημένη, στην έξοδο της δέσμης, ένας επίπεδος θάλαμος ιονισμού, ο λεγόμενος ΚΑΡ ή DAP detector.
- <u>Αντιδιαχυτικό διάφραγμα</u>: για τον περιορισμό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας, που εξέρχεται από τον ασθενή και δεν προσφέρει κάποια πληροφορία στην εικόνα αλλά αντίθετα προκαλεί ομίχλωση, τοποθετείται πριν από τον ανιχνευτή ένα αντιδιαχυτικό διάφραγμα. Συγκεκριμένα πρόκειται για λεπτές μη ακτινοπερατές λωρίδες μόλυβδου εναλλασσόμενες με ακτινοπερατές (από αλουμίνιο ή πλαστικό για παράδειγμα)
- <u>Ανιχνευτής FP (Flat Panel Detector)</u>: στα σύγχρονα ακτινοσκοπικά συστήματα ο ενισχυτής εικόνας (που απαιτούσε την ύπαρξη video κάμερας για την καταγραφή της εικόνας) έχει αντικατασταθεί από τον επίπεδο ψηφιακό ανιχνευτή Flat Panel Detector (FPD), που παρέχει μεγαλύτερο δυναμικό εύρος, καλύτερης ποιότητας εικόνες χωρίς παραμορφώσεις, και είναι σημαντικά λιγότερο ογκώδης και ελαφρύτερος. Έτσι, το C-Arm καθίσταται ικανό να περιστραφεί, αποτρέποντας την περιστροφική αγγειογραφία. Ένας τυπικός ανιχνευτής FP έχει διάσταση επιφάνειας 25x25 με 40x40 cm και αποτελείται από μια συστοιχία στοιχειωδών ανιχνευτών CslTI, Detector

Elements (DELs), διαστάσεων 140 με 200 μm, οι οποίοι μετατρέπουν τις ακτίνες X σε ορατό φως και στην συνέχεια σε ηλεκτρικό σήμα (έμμεσοι ψηφιακοί ανιχνευτές).

Οι περισσότεροι σύγχρονοι αγγειογράφοι/στεφανιογράφοι διαθέτουν 2 C-arm, επιτρέποντας την ταυτόχρονη απεικόνιση μιας δομής από δύο διαφορετικές προβολές (Biplane), συνήθως πρόσθια (Frontal) και Πλάγια (Lateral).

Η εξεταστική τράπεζα (Examination Table) είναι μια σταθερή μεταλλική πλάκα στην οποία τοποθετείται ο εξεταζόμενος. Είναι κατασκευασμένη από υλικά που προσφέρουν χαμηλή εξασθένηση της ακτινοβολίας και υψηλή αντοχή. Είναι στερεωμένη με το έδαφος από την πλευρά όπου βρίσκονται συνήθως τα πόδια του ασθενούς επιτρέποντας στο C-Arm να περιστρέφεται ελεύθερα γύρω από τον ασθενή (επιτρέποντας την περιστρεφόμενη αγγειογραφία, rotational angiography) ενώ υπάρχει η δυνατότητα κίνησης στους τρεις άξονες και η απόκτηση κλίσης, από την κονσόλα χειρισμού (Control Panel), εφόσον το επιθυμεί ο γιατρός.

1.1.2 Λειτουργίες Απεικόνισης

1.1.2.1 Ακτινοσκόπηση (Fluoroscopy)

Μία σύγχρονη ακτινοσκοπική διάταξη παρέχει τη δυνατότητα συνεχούς ή παλμικής ακτινοσκόπησης. Στην συνεχή, η λυχνία είναι σταθερά ενεργή και παρέχει ακτινοσκοπική εικόνα που ανανεώνεται με ρυθμό (refresh rate) 25 ή 30 λήψεις ανά δευτερόλεπτο fps (frames per second) ή, με άλλα λόγια, μία εικόνα διαρκεί 40 ή 33 ms, αντίστοιχα. Οποιαδήποτε κίνηση εντός αυτού του χρονικού διαστήματος εμφανίζεται ως θόλωμα στην εικόνα. Η πλειονότητα των σύγχρονων ακτινοσκοπικών διατάξεων λειτουργεί κατά κόρον παλμικά, επιτρέποντας την μείωση της δόσης που δέχεται ο ασθενής, εφόσον χρησιμοποιούνται ρυθμοί παλμών κάτω από 30 παλμοί / δευτερόλεπτο, και βελτιώνοντας την ποιότητα της εικόνας, λόγω της μείωσης του χρόνου ανανέωσης της εικόνας (integration time).

1.1.2.2 Ψηφιακή Λήψη (Digital Acquisition)

Κατά την ψηφιακή λήψη DA (Digital Acquisiton) καταγράφεται μια σειρά από υψηλής ποιότητας εικόνες, οι οποίες αποθηκεύονται για περαιτέρω διερεύνηση από τον ακτινολόγο (Εικόνα 2(α)). Σε σχέση με την απλή ακτινοσκόπηση το IAKR (Incident Air Kerma Rate), και κατ' επέκταση οι ρυθμοί δόσης στον ασθενή, στην DA είναι τουλάχιστον μια τάξη μεγέθους μεγαλύτερη. Οι εικόνες μπορούν να αποκτηθούν με ρυθμό από 1 μέχρι 30 λήψεις ανά δευτερόλεπτο (frames/sec) ή σαν μεμονωμένες εικόνες που ονομάζονται spot ή single shot images.

1.1.2.3 Ψηφιακή Αφαιρετική Αγγειογραφία (Digital Subtraction Angiography)

Στην ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία DSA (Digital Subtraction Angiography), λαμβάνεται μια σειρά από διαδοχικές εικόνες, όπου έχει δοθεί στον εξεταζόμενο σκιαγραφική ουσία για την εμφάνιση των αιμοφόρων αγγείων, (fill images) και μία εικόνα (mask) που περιλαμβάνει μόνο το ανατομικό υπόβαθρο. Στις εικόνες, αφού υποστούν λογαριθμικό μετασχηματισμό, γίνεται αφαίρεση της μάσκας από τις fill images με αποτέλεσμα την μείωση του ανατομικού θορύβου και την αύξηση της αντίθεσης των αιμοφόρων αγγείων στις αναιρεθείσες εικόνες. Έτσι, προκύπτουν εικόνες όπου το σήμα από τα αγγεία εξαρτάται μόνο από την ποσότητα του σκιαγραφικού που ρέει σε αυτά και όχι από το υπόβαθρο (Εικόνα 2(β)). Ωστόσο, λόγω της αφαίρεσης, εμφανίζουν περισσότερο θόρυβο, κατά 1.4 φορές, σε σχέση με τις αρχικές. Επομένως, απαιτείται υψηλότερη δόση συγκριτικά με μια ψηφιακή λήψη για να έχουν παρόμοια επίπεδα θορύβου, αν και ο μειωμένος θόρυβος λόγω ανατομικών ασαφειών ισοσταθμίζει κάπως τον συνολικό θόρυβο της εικόνας. Σημειώνεται ότι υπάρχουν και σύγχρονες τεχνικές όπως το mask averaging, που μειώνουν την απαίτηση υψηλής δόσης για λήψη DSA.



Εικόνα 2: (α) DA εικόνα (β) DSA εικόνα που προέκυψε από την αφαίρεση της μάσκας από την αριστερή εικόνα.

1.1.2.4 Τρισδιάστατη Απεικόνιση (Cone Beam Computed Tomography)

Επαναστατική ήταν η εφαρμογή της αξονικής τομογραφίας κωνικής δέσμης CBCT (Cone Beam Computed Tomography) στην επεμβατική ακτινολογία επιτρέποντας την τρισδιάστατη (3D) και λεπτομερειακή απεικόνιση των εσωτερικών δομών του ασθενούς. Ο επεμβατικός ακτινολόγος δεν περιορίζεται πια στην πρόσθια προβολή που παρέχει το κλασσικό ακτινοσκοπικό μηχάνημα και ελλοχεύει τον κίνδυνο αλληλοεπικάλυψης δομών και την εμφάνιση μιας παραπλανητικής εικόνας αλλά του παρέχεται η δυνατότητα τρισδιάστατης απεικόνισης της περιοχής ενδιαφέροντος.

Η CBCT πραγματοποιείται μόνο από τις σύγχρονες ακτινοσκοπικές διατάξεις που διαθέτουν τουλάχιστον ένα C-Arm. Συγκεκριμένα, το C-Arm περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή με ταχύτητα εκτελώντας ένα τόξο 202 μοιρών και λαμβάνοντας μία ψηφιακή λήψη για 108 προβολές του ασθενή. Οι εικόνες αυτές (108 frames) προβάλλονται στο monitor με τη μορφή βίντεο σε βρόχο. Έτσι, προκύπτει μια τρισδιάστατη ψηφιακή λήψη (3D-DA), η οποία καταγράφει με ακρίβεια την ανατομία της υπό διερεύνηση περιοχής από όλες τις προβολές. Επιπρόσθετα, πέρα από την 3D-DA λήψη ο αγγειογράφος παρέχει τη δυνατότητα διεξαγωγής περισσότερων ειδών CBCT λήψης. Στην εργασία καταγράφηκαν δύο ακόμα είδη, η τρισδιάστατη ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία (3D-DSA) και η (Low Contrast Image High HS,LCI-HighHS).

Στη 3D-DSA λήψη το C-arm αφού ολοκληρώσει την περιστροφή των 202 μοιρών χωρίς την έκχυση σκιαγραφικού για την αναπαράσταση του ανατομικού υποβάθρου, επιστρέφοντας στην αρχική του θέση, εκχύνεται σκιαγραφικό και επαναλαμβάνονται οι λήψεις στην ίδιες προβολές και ύστερα από αφαίρεση των πρώτων εικόνων από τις αντίστοιχες δεύτερες, προκύπτουν οι DSA εικόνες (214 frames). Από μια 3D-DSA λήψη το λογισμικό του αγγειογράφου παρέχει τη δυνατότητα κατασκευής μιας λεπτομερούς τρισδιάστατης αναπαράστασης της δομής ενδιαφέροντος (Εικόνα 3). Από αυτή την αναπαράσταση δίνεται η δυνατότητα εντοπισμού του ανευρύσματος ή της στένωσης, εφόσον αναφερόμαστε στα αγγεία του εγκεφάλου, με μεγάλη ακρίβεια, η οποία είναι θεμελιώδους σημασίας στην επεμβατική ακτινολογία.



Εικόνα 3: τρισδιάστατη αναπαράσταση του αγγειακού συστήματος του εγκεφάλου ασθενούς ύστερα από λήψη 3D-DSA. Στο κόκκινο κύκλο φαίνεται το ανεύρυσμα που υπέστη ο ασθενής.

Από τις LCI-HighHS (Low Contrast Image – High High Speed) λήψεις ανακατασκευάζονται τρισδιάστατες εικόνες χαμηλής αντίθεσης (LCI) υψηλής ευκρίνειας (High) αξονικής τομογραφίας, με μεγάλη ταχύτητα (HS). Λαμβάνονται 571

frames τύπου DA, με μέγεθος μήτρας (Matrix Size) 512x512, σε αντίθεση με τις 3D-DA, 3D-DSA, όπου Matrix Size=1024x1024. Χρησιμοποιούνται, για την αναπαράσταση μαλακών ιστών και, συγκεκριμένα, της θέσης του αγγείου στο σώμα του ασθενούς.

1.2. Διαδικασίες επεμβατικής ακτινολογίας στον εγκέφαλο

Η επεμβατική ακτινολογία IR (Interventional Radiology) αποτελεί τον κλάδο της ιατρικής στον οποίο ο γιατρός (επεμβατικός ακτινολόγος) λαμβάνει εικόνα υψηλής ακρίβειας της εσωτερικής δομής του εξεταζόμενου σε πραγματικό χρόνο ακτινοσκοπικά, χωρίς να χειρουργηθεί. Περιλαμβάνει διαγνωστικές αλλά και θεραπευτικές πράξεις που αφορούν το αγγειακό σύστημα (στεφανιογραφία, αγγειογραφία εγκεφάλου ή περιφερική, εμβολισμός ανευρύσματος κ.α.), το πεπτικό σύστημα (καθετηριασμός ηπατικών όγκων, εμβολισμός ή έγχυση αιθανόλης σε υπατικούς όγκους κ.α.) και το ουροποιητικό σύστημα (όπως τοποθέτηση ουροποιητικού stent ή εμβολισμό όγκων στους νεφρούς). Βέβαια, η εργασία ερευνά τις διαδικασίες που λαμβάνουν χώρα στα αγγεία του εγκεφάλου και συγκεκριμένα την παραγγειογραφία εγκεφάλου (διαγνωστική πράξη) και τον εμβολισμό εγκεφάλου (επεμβατική πράξη). Επομένως, για την καλύτερη κατανόηση των δύο διαδικασιών που μελετήθηκαν και επεξηγούνται ακολούθως, κρίθηκε σημαντική η περιγραφή, πρώτα, του αρτηριακού συστήματος στον εγκέφαλο.

1.2.1 Αρτηριακό σύστημα εγκεφάλου

Ο εγκέφαλος τροφοδοτείται με αίμα μέσω τεσσάρων βασικών αρτηριών, η δεξιά και η αριστερή έσω καρωτίδα ICA (Internal Carotid Artery), οι οποίες περνούν από το πρόσθιο μέρος του λαιμού, και την δεξιά και αριστερή σπονδυλική αρτηρία (vertebral artery), οι οποίες ονομάζονται έτσι καθώς πλαισιώνουν την σπονδυλική στήλη από τις δύο πλευρές και περνούν μέσα από τους σπονδύλους όπως φαίνεται στην εικόνα 4. Οι σπονδυλικές αρτηρίες συνδέονται μεταξύ τους σχηματίζοντας μια αρτηρία, την βασική αρτηρία (basilar artery).

Όσον αφορά τον τελεγκέφαλο ή πρόσθιο εγκέφαλο (cerebrum), που αποτελεί τον κύριο όγκο του εγκεφάλου, η εσωτερική καρωτιδική αρτηρία, της κάθε πλευράς,

καταλήγει στην μέση εγκεφαλική αρτηρία (middle cerebral artery), η οποία εισχωρεί βαθύτερα μέσα στον λοβό, την πρόσθια εγκεφαλική αρτηρία (anterior cerebral artery), που παρέχει αίμα στα εσωτερικά μέρη του πρόσθιου λοβού, και την οπίσθια εγκεφαλική αρτηρία (posterior cerebral artery), που εισχωρεί μέσα στον τελεγκέφαλο και βρίσκεται πάνω από την παρεγκεφαλίδα. Οι πρόσθιες εγκεφαλικές αρτηρίες συνδέονται μεταξύ τους μέσω της πρόσθιας αναστομωτικής αρτηρίας (anterior communicating artery). Ακόμα, κάθε πλευρά η μέση και η οπίσθια εγκεφαλική αρτηρία ενώνονται με την οπίσθια αναστομωτική αρτηρία (posterior communicating artery). Κατά συνέπεια, σχηματίζεται ένας αρτηριακός κύκλος, cerebral arterial circle, ή κύκλος του Willis, ο οποίος είναι μεγάλης σημασίας καθώς ακόμα και αν η μία εσωτερική καρωτιδική αρτηρία φραχθεί η πλευρά του εγκεφάλου θα συνεχίσει να αρματώνεται, λόγω της κυκλοφορίας εντός του κύκλου, αποφεύγοντας την πρόκληση κάποιας βλάβης. Οι εξωτερικές εγκεφαλικές αρτηρίες εξυπηρετούν τα εσωτερικά κομμάτια των λοβών και ένα μικρό κομμάτι της εξωτερικής πρόσθιας επιφάνειας του εγκεφάλου. Οι μέσες εγκεφαλικές αρτηρίες τροφοδοτούν πλευρικά τον εγκέφαλο και ,συγκεκριμένα, το μεγαλύτερο μέρος της εξωτερικής επιφάνειας των πρόσθιων λοβών, ένα μεγάλο μέρος της επιφάνειας των βρεγματικών, ένα μικρό μέρος των ινιακών και σχεδόν όλη την επιφάνεια των κροταφικών. Τέλος, η οπίσθια εγκεφαλική αρτηρία καλύπτει την υπόλοιπη επιφάνεια του τελεγκεφάλου, δηλαδή, ένα μέρος του βρεγματικού, το μεγαλύτερο μέρος του ινιακού και ένα σημαντικό κομμάτι του κροταφικού λοβού.

Οι κύριες αρτηρίες της παρεγκεφαλίδας είναι οι ανώτερες παρεγκεφαλιδικές αρτηρίες (superior cerebellar artery), που εξέρχεται από την βασική αρτηρία, στρέφονται προς το πίσω μέρος του εγκεφάλου για να καταλήξουν στην παρεγκεφαλίδα, τις εσωτερικές παρεγκεφαλιδικές αρτηρίες (interior cerebellar artery), οι οποίες εξέρχονται επίσης της βασικής, και τις οπίσθιες παρεγκεφαλιδικές αρτηρίες, που εξέρχονται των σπονδυλικών αρτηριών και εξυπηρετούν το κάτω κομμάτι της παρεγκεφαλίδας.

Τέλος, αναφορικά με το εγκεφαλικό στέλεχος, υπάρχουν ορισμένες διακλαδώσεις (branches) που εξέρχονται και αυτές της βασικής και ονομάζονται pontine branches, καθώς εξυπηρετούν κυρίως την περιοχή του στελέχους που ονομάζεται pons. Επιπλέον, υπάρχει η πρόσθια σπονδυλική αρτηρία η οποία ενώνει την δεξιά με την αριστερή σπονδυλική αρτηρία η οποία εντοπίζεται μπροστά από την σπονδυλική στήλη, όπως υποδηλώνει το όνομα της, και παρότι χαρακτηρίζεται ως σπονδυλική, τροφοδοτεί ένα μέρος του στελέχους.



Εικόνα 4: Γραφική αναπαράσταση της κάτοψης (αριστερά) και της πλάγιας όψης (δεξιά) του αρτηριακού συστήματος του εγκεφάλου.

1.2.2 Παναγγειογραφία (Cerebral Angiography)

Παναγγειογραφία εγκεφάλου ή Cerebral Angiography (CA) ονομάζεται η επεμβατική εξέταση κατά την οποία απεικονίζονται, με την χρήση σκιαγραφικού, οι αρτηρίες του εγκεφάλου με σκοπό την μελέτη της ανατομικής αρχιτεκτονικής τους και τον εντοπισμό πιθανών επιπλοκών στην εύρυθμη λειτουργία τους. Ειδικότερα, η αγγειογραφία εγκεφάλου πραγματοποιείται στις ακόλουθες περιπτώσεις:

- στην περίπτωση εγκεφαλικής αιμορραγίας (όπως υπαραχνοειδή αιμορραγία),
 με σκοπό την εύρεση της αιτίας
- εφόσον έχει εντοπιστεί όγκος στην περιοχή του εγκεφάλου προκειμένου να διαπιστωθεί η θέση του και να εντοπιστούν οι αρτηρίες που τον τροφοδοτούν
- για την αναγνώριση κάποιας αρτηριακής δυσπλασίας (όπως στένωση καρωτίδων) ή ανευρύσματος στον εγκέφαλο

Η εξέταση ξεκινά με την εφαρμογή τοπικής αναισθησίας στην δεξιά πλευρά, συνήθως, της βουβωνικής χώρας και την εισαγωγή, στην αντίστοιχη μηριαία αρτηρία, ενός καθετήρα ο οποίος προωθείται στην περιοχή ενδιαφέροντος, δηλαδή τις αρτηρίες του εγκεφάλου. Η προώθηση αυτή πραγματοποιείται υπό ακτινοσκοπική

καθοδήγηση. Ο καθετήρας φτάνει στην περιοχή της κεφαλής και εγχέεται στο αίμα σκιαγραφικό στην σωστή ποσότητα και ρυθμό με σκοπό να αποφευχθούν επιπρόσθετες επιπτώσεις στην υγεία του εξεταζόμενου. Έτσι, οι αρτηρίες καθίστανται ορατές και λαμβάνονται ορισμένες λήψεις (DA, DSA, CBCT) από διάφορες προβολές που εξυπηρετούν την καλύτερη απεικόνιση του προβλήματος. Αυτές οι λείψεις αποθηκεύονται και στη συνέχεια μελετώνται από τον ιατρό, προκειμένου να συμπληρωθεί η γνωμάτευση. Κατά την διάρκεια της εξέτασης ο ασθενής πρέπει να παραμένει ήρεμος και ακίνητος ενώ στην περίπτωση που νιώσει δυσφορία ενημερώνει τον γιατρό που πραγματοποιεί την εξέταση. Στο τέλος της εξέτασης, αφαιρείται ο καθετήρας και στο σημείο της παρακέντησης ασκείται πίεση για 10 με 20 λεπτά πριν γίνει πιεστική περίδεση του σημείου, για να αποφευχθεί αιμορραγία στην μηριαία αρτηρία.

1.2.3 Εμβολισμός εγκεφάλου (Brain Embolism)

Στην περίπτωση σχηματισμού ανευρύσματος στον εγκέφαλο του ασθενούς (Εικόνα 5 (αριστερά)), ο τελευταίος υποβάλλεται στην επέμβαση που ονομάζεται εμβολισμός εγκεφάλου. Κατά τον εμβολισμό, ο ιατρός γεμίζει τον σάκκο του ανευρύσματος με μεταλλικά σπειράματα από πλατίνα (coils) με σκοπό την αποτροπή της κυκλοφορίας αίματος εντός του σάκου (Εικόνα 5 (β)).

Οσον αφορά την διαδικασία της επέμβασης, όπως και στην παναγγειογραφία εγκεφάλου, με τοπική αναισθησία εισάγεται από την μηριαία αρτηρία ένας καθετήρας ο οποίος ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενος προωθείται μέχρι την αρτηρία που βρίσκεται το ανεύρυσμα. Σε αυτό το σημείο, συνήθως πραγματοποιείται μια 3D-DSA λήψη προκειμένου να βρεθεί η ιδανική προβολή όπου το ανεύρυσμα είναι όσο το δυνατό περισσότερο ευδιάκριτο. Στην συνέχεια, προωθείται εντός του ανευρύσματος ένα coil και ελέγχεται η τοποθέτηση του από μια λήψη DSA. Στην περίπτωση που το coil δεν έχει τοποθετηθεί σωστά απομακρύνεται από το ανεύρυσμα και τοποθετείται εκ νέου καινούργιο coil. Ειδικά, η τοποθέτηση του πρώτου coil είναι κομβικής σημασίας καθώς έχει ως στόχο να σχηματίσει ένα υποστηρικτικό πλέγμα που θα εμποδίζει την έξοδο των επόμενων coils από τον ανευρυσματικό σάκο. Η διαδικασία τοποθέτησης coil και ελέγχεται αίμα εντός του ανευρύσματος και η DSA λήψη να δείχνει όπως η εικόνα 5 (δεξιά). Εφόσον ολοκληρωθεί ο εμβολισμός, εξέρχεται ο καθετήρας και στο

σημείο της παρακέντησης ασκείται πίεση για τουλάχιστον 10 λεπτά και έπειτα γίνεται πιεστική περίδεση του σημείου.



Εικόνα 5: DSA Frontal εικόνες πριν (α) και μετά (β) τον εμβολισμό του ανευρίσματος.

1.3. Δοσιμετρικά Μεγέθη

1.3.1 Χρόνος ακτινοσκόπησης (Fluroscopic time) & Χρόνος ψηφιακής Ληψης (Acquisition time)

Ο χρόνος ακτινοσκόπησης και ψηφιακής λήψης καταγράφονται αυτόματα από τη διάταξη του αγγειογράφου και αποτελούν άμεσα διαθέσιμες μεταβλητές οι οποίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για εκτίμηση της δόσης του ασθενή. Μονάδα μέτρησης των παραπάνω αποτελεί το 1s (second).

1.3.2 Air Kerma – Area Product (P_{KA})

Το P_{KA} ή αλλιώς KAP (Kerma – Area Product) ή DAP (Dose Area Product) αποτελεί το ολοκλήρωμα του Kerma στον αέρα (χωρίς οπισθοσκέδαση) επί την επιφάνεια της δέσμης των ακτινών X σε επίπεδο κάθετο στον άξονα της δέσμης και ως μονάδα μέτρησης έχει το mGy·cm². Υπάρχει η δυνατότητα άμεσης μέτρησης του από ειδικούς θαλάμους, τους λεγόμενους KAP meters, ή υπολογισμού του από άλλες παραμέτρους. Αποτελεί ιδανική ποσότητα για την εκτίμηση του στοχαστικού κινδύνου αλλά δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση της δόσης δέρματος.

1.3.3 Reference point air kerma, Ka,r

Το refence point air kerma ή αλλιώς αθροιστική δόση CD (Cumulative Dose) αναφέρεται στο συνολικό Kerma στον αέρα, σε ένα σημείο στο χώρο το οποίο βρίσκεται σε συγκεκριμένη σταθερή απόσταση από την εστία, καθ΄ όλη την διάρκεια της εξέτασης/ επέμβασης. Το παραπάνω σημείο ονομάζεται IRP (Interventional Reference Point) και βρίσκεται σε απόσταση 15cm από το ισόκεντρο προς την κατεύθυνση της εστίας (εικόνα 6). Μονάδα μέτρησης του είναι το Gy.



Εικόνα 6: Γραφική αναπαράσταση του ισοκέντρου και του IRP.

1.3.4 Μέγιστη δόση δέρματος PSD

Η μέγιστη δόση δέρματος PSD (Peak Skin Dose) αποτελεί την υψηλότερη δόση που δέχθηκε ο ασθενής σε ένα σημείο του δέρματος του. Σημειώνεται ότι, παρότι το K_{a,r} και το PSD είναι μεγέθη δόσης δεν είναι ίσα καθώς στις περισσότερες λήψεις (υπό διαφορετικές γωνίες) η είσοδος στο δέρμα δεν ταυτίζεται με το IRP (Εικόνα 6, δεξιά) και ακόμα και στις περιπτώσεις που ταυτίζεται, η PSD θα είναι περισσότερη της K_{a,r}, λόγω της συνεισφοράς της οπισθοσκεδαζόμενης ακτινοβολίας στην δόση. Ο υπολογισμός της PSD καθίσταται ιδιαίτερα απαιτητικός γίνεται με την χρήση δοσιμέτρων TLD ή ραδιοχρωμικών φιλμ, που τοποθετούνται πάνω στον ασθενή, ή με την χρήση λογισμικού εκτίμησης της δόσης DTS (Dose Tracking System), όπως υπολογίστηκαν και στην παρούσα εργασία. Μονάδα μέτρησης έχει, επίσης, το 1 Gy.

1.4. Ακτινοπροστασία

1.4.1 Βιολογικές επιδράσεις ιοντίζουσας ακτινοβολίας

Οι επιπτώσεις της ακτινοβολίας Χ στον άνθρωπο ποικίλουν και εξαρτώνται από διάφορους παράγοντες, όπως ο χρόνος ακτινοβόλησης, η απορριφθείσα δόση ή η περιοχή του σώματος που ακτινοβολήθηκε, ενώ ενδέχεται να εμφανιστούν είτε στον ακτινοβολούμενο (σωματικά φαινόμενα) ή στους απογόνους του (γενετικές επιδράσεις που κληροδοτούνται). Τα σωματικά φαινόμενα διακρίνονται σε δυο βασικές κατηγορίες τα ντετερμινιστικά, και τα στοχαστικά αποτελέσματα, ανάλογα με την ύπαρξη κατωφλίου δόσης.

Στα <u>καθοριζόμενα φαινόμενα</u> (detereminisic effects) υπάρχει για το καθένα ένα κατώφλι δόσης που όταν υπερβαίνεται εμφανίζεται το φαινόμενο και η σοβαρότητα της επίπτωσης είναι ανάλογη της δόσης. Συγκεκριμένα, η ακτινοβολία προκαλεί απώλεια ή βλάβη κυττάρων και όταν πρόκειται για σημαντικό αριθμό κυττάρων προκαλείται απώλεια ιστού και κατ΄ επέκταση εμφάνιση προβλημάτων στην λειτουργία των οργάνων. Ντετερμινιστικά αποτελέσματα μπορεί να εμφανιστούν σε λίγες ώρες ή ημέρες μετά την έκθεση (όπως πρώιμη δερματική αντίδραση) ή μπορεί να χρειαστούν μήνες ή χρόνια πριν την έκφραση (όπως εμφάνιση καταρράκτη).

Πίνακας 1: Επιπτώσεις της ακτινοβολίας στον άνθρωπο, κατώφλια δόσης και λανθάνουσα περίοδος.

Επίδραση	Κατώφλι	Λεπτά	Λεπτά	Λανθάνουσα
	δόσης	ακτινοσκόπησης	ακτινοσκόπησης	περίοδος
	(Gy)	με ρυθμό 0.02	με ρυθμό 0.2	
		Gy/min	Gy/min	

Παροδικό ερύθημα	2	100	10	ώρες
Παροδική αλωπεκία	3	150	15	~3 εβδ.
Μόνιμη αλωπεκία	7	350	35	~3 εβδ.
Απολέπιση	14	700	70	~4 εβδ.
Νεκρωση δέρματος	18	900	90	>10 εβδ.
Τηλαγγειεκτασία	10	500	50	>52 εβδ.
Καταράκτης	5 (στον	250 (στον	25 (στον	~1 χρόνο
	οφθαλμό)	οφθαλμό)	οφθαλμό)	

Τα <u>στοχαστικά φαινόμενα (stochastic effects)</u>, δεν εμφανίζουν κάποιο κατώφλι δόσης το οποίο όταν δεν υπερβαίνεται δεν εμφανίζεται το φαινόμενο. Θεωρητικά, υπάρχει η πιθανότητα εμφάνισης του φαινομένου όσο μικρή και αν είναι η δόση, η οποία, τώρα, δεν είναι ανάλογη της σοβαρότητας του φαινομένου αλλά της πιθανότητας εκδήλωσης του. Τα κυριότερα στοχαστικά φαινόμενα που εμφανίζονται στα τυπικά επίπεδα διαγνωστικής και επεμβατικής ακτινολογίας είναι οι καρκινογενέσεις και γενετικές επιδράσεις. Επιπλέον, πρόκειται για όψιμες αντιδράσεις οι οποίες εμφανίζονται χρόνια μετά την έκθεση στην ακτινοβολία.

1.4.2 Βασικές αρχές ακτινοπροστασίας

Παρά τα αδιαμφισβήτητη πρόοδο της ιατρικής στην διάγνωση και την θεραπεία χάρη στην ακτινοβολία, οι ιατρικές εκθέσεις αποτελούν σημαντική πηγή έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία του πληθυσμού και η λήψη μέτρων ακτινοπροστασίας, εν γένει, καθίσταται επιβεβλημένη. Έτσι, για τον παραπάνω σκοπό διεθνής αρχή ακτινοπροστασίας ICRP (International Commission of Radiological Protection) θέσπισε τα βασικά εργαλεία / αρχές για αποτελεσματική ακτινοπροστασία:

<u>Αιτιολόγηση των πρακτικών</u>: καμία πρακτική δεν πρέπει να πραγματοποιείται εκτός αν από αυτήν προκύπτει κάποιο καθαρό όφελος, το οποίο καθορίζεται από την κάθε κοινωνία.

<u>Βελτιστοποίηση (ALARA)</u>: ως βελτιστοποίηση εννοείται η διατήρηση της δόσης τόσο χαμηλά, όσο είναι λογικά εφικτό (As Low As Reasonably Achievable, ALARA), λαμβάνοντας υπόψη οικονομικούς και κοινωνικούς παράγοντες. Λόγο της υποκειμενικότητας των τελευταίων κάθε χώρα θεσπίζει τα δικά της όρια δόσης.

<u>Όρια δόσης</u>: αναφέρεται στον ορισμό ορίων δόσεων ακτινοβολίας τόσο και για τον γενικό πληθυσμό (1 mSv/year), όσο και για τους επαγγελματικά εκτιθέμενους (20 mSv/year). Η ισοδύναμη δόση δε θα πρέπει να υπερβαίνει τα υποδεικνυόμενα όρια από την εκάστοτε επιτροπή της κάθε χώρας.

1.4.3 Διαγνωστικά Επίπεδα Αναφοράς (Δ.Ε.Α)

Παρότι τα όρια δόσεων δεν ισχύουν για τις ιατρικές εξετάσεις, εκτός του φυσικού υπόβαθρου, οι ιατρικές εξετάσεις είναι η μεγαλύτερη πηγή ιοντίζουσας ακτινοβολίας για τον πληθυσμό και, για αυτό, καθίσταται απαραίτητη η ύπαρξη μέτρων ραδιοπροστασίας για την αποφυγή αχρείαστα υψηλών δόσεων στους εξεταζόμενους / ασθενείς.

Για την ακτινοπροστασία, λοιπόν, των πολιτών που υποβάλλονται σε ιατρικές εξετάσεις εισάχθηκε στις προϋπάρχουσες οδηγίες BSSD (Basic Safety Standards directive) η έννοια των διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς Δ.Ε.Α., στα πλαίσια της αρχής της βελτιστοποίησης (ALARA). Σύμφωνα με την BSSD τα Δ.Ε.Α. ορίζονται ως εξής:

"Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς: επίπεδα δόσης από ιατρικές ακτινοδιαγνωστικές πρακτικές ή στην περίπτωση των ραδιοφαρμάκων, επίπεδα ενεργότητας, για τις τυπικές εξετάσεις που πραγματοποιεί ένα σύνολο ασθενών μέσου μεγέθους ή πρότυπα ομοιώματα από ένα ευρύ φάσμα εξοπλισμών. Αυτά τα επίπεδα δεν πρέπει να υπερβαίνονται για συγκεκριμένες διαδικασίες όταν εφαρμόζεται ορθή πρακτική σε σχέση με τις διαγνωστικές και τεχνικές επιδόσεις"

Όπως αναφέρεται παραπάνω, τα Δ.Ε.Α. απευθύνονται σε ασθενείς μέσου μεγέθους δηλαδή όχι σε μεμονωμένους ασθενείς. Η βέλτιστη δόση για τον ασθενή εξαρτάται από το μέγεθος του αλλά και από την διαδικασία ιατρικής απεικόνισης που υποβάλλεται. Εφόσον θεσπιστούν και βελτιστοποιηθούν τα πρωτόκολλα για την ομάδα τυπικών ανθρώπων τα αυτόματα συστήματα ελέγχου θα πρέπει να είναι σε θέση να προσαρμόζουν την δοθείσα δόση έτσι ώστε να επιτυγχάνεται βέλτιστη δόση για τους λιπόσαρκους και τους εύσωμους ασθενείς.

Τα Δ.Ε.Α. δεν θα πρέπει σε καμία περίπτωση να συγχέονται με τα όρια δόσεων. Όπως προαναφέρθηκε, η αρχή των ορίων δόσεων αποκλείει ρητά την ιατρική έκθεση, ενώ τα Δ.Ε.Α. αποτελούν κατευθυντήριες γραμμές με σκοπό την βελτιστοποίηση των δόσεων. Για παράδειγμα, η υπέρβαση των Δ.Ε.Α. σε μια εξέταση δεν συνεπάγεται κακής πρακτικής, ενώ μπορεί να είναι αναγκαία στην περίπτωση που ο ασθενής είναι παραπάνω εύσωμος από το φυσιολογικό ή το υπάρχον μηχάνημα δεν επιτρέπει τόσο χαμηλές δόσεις για μια εικόνα ορισμένης ποιότητας.

Είναι σαφές πως τα Δ.Ε.Α. οφείλουν να αλλάζουν και να συμβαδίζουν με την διαθέσιμη τεχνολογία / εξοπλισμό. Με την πρόοδο της τεχνολογίας επιτρέπεται η λήψη εικόνων με την απαιτούμενη ποιότητα με χαμηλότερες δόσεις και οι τιμές των Δ.Ε.Α. επιβάλλεται να ανανεώνονται λαμβάνοντάς υπόψιν τη πρόοδο αυτή στα πλαίσια της βελτιστοποίησης.

Ακόμα, είναι σημαντικό τα Δ.Ε.Α. να βασίζονται στην κλινική πρακτική. Η ICRP προτείνει οι τιμές των Δ.Ε.Α. να ορίζονται ύστερα από έρευνες σε εξετάσεις που πραγματοποιήθηκαν σε ανθρώπους και αντιπροτείνουν την χρήση phantom, που χρησιμοποιούνταν ευρέως στο παρελθόν, καθώς έτσι δεν καταγράφονται σημαντικές πληροφορίες όπως η αντίδραση του οργανισμού στην ακτινοβολία και αν η εικόνα που θα πρόκυπτε θα μπορούσε να γνωματευθεί.

Στην επεμβατική ακτινολογία, ορισμός Δ.Ε.Α. καθίσταται ιδιαίτερα απαιτητικός καθώς οι επεμβάσεις δεν είναι τυποποιημένες, με αποτέλεσμα να παρατηρείται μεγάλο εύρος στις δοθείσες δόσεις. Σε κάθε εξέταση / επέμβαση η δυσκολία κυμαίνεται με λογική συνέπεια να κυμαίνεται και ο χρόνος ακτινοσκόπησης άρα και η δόση που δέχεται ο εκάστοτε ασθενής.

Ανάλογα με το μέγεθος, την προέλευση του δείγματος (μία ή περισσότερες μονάδες υγειονομικής περίθαλψης) και κατ' επέκταση την περιοχή ισχύς τους τα Δ.Ε.Α. διακρίνονται στα τοπικά (Local DRL), τα εθνικά (National DRL) και τα περιφερειακά (Regional DRL). Τα πρώτα θεσπίζονται με βάση τα δεδομένα από μία ή περισσότερες υγειονομικές εγκαταστάσεις μιας περιοχής και θεσπίζονται για την συγκεκριμένη περιοχή στην περίπτωση όπου δεν έχουν οριστεί εθνικά Δ.Ε.Α. ή ο υπάρχων εξοπλισμός επιτρέπει τον ορισμό μικρότερων τιμών Δ.Ε.Α. από τα εθνικά. Τα εθνικά βασίζονται σε δεδομένα από ένα αντιπροσωπευτικό δείγμα εγκαταστάσεων της εκάστοτε χώρας και αφορά όλη την χώρα και τα περιφερειακά αναφέρονται σε μια ομάδα χωρών και προκύπτουν βάσει των εθνικών τιμών Δ.Ε.Α.

Τα Δ.Ε.Α. υπολογίζονται βάση του 3ου τεταρτημόριου (3rd Quartile) της εκάστοτε κατανομής.

2. Πειραματικό μέρος

2.1 Υλικά και μέθοδοι

Οι διαδικασίες επεμβατικής ακτινολογίας που καταγράφηκαν και μελετήθηκαν, πραγματοποιήθηκαν στο Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο Θεσσαλονίκης ΑΧΕΠΑ και η συλλογή δεδομένων διήρκεσε 8 μήνες (Σεπτέμβριος 2021 – Μάιος 2022). Οι παραπάνω διαδικασίες πραγματοποιήθηκαν από 3 επεμβατικούς ακτινολόγους, οι οποίοι πλαισιώνονταν από μια ομάδα ασκούμενων ιατρών, τεχνολόγων και νοσηλευτών.

Το νοσοκομείο διαθέτει τον ψηφιακό αγγειογράφο/στεφανιογράφο δύο επιπέδων INFX-8000V/GC (infinix-i biplane) της εταιρείας CANON Medical Systems . Ακόμα, διαθέτει προηγμένο λογισμικό ανίχνευσης δόσης Dose Tracking System (DTS), το οποίο λειτουργεί ανεξάρτητα με το λογισμικό του αγγειογράφου, το οποίο εκτιμά, καταγράφει και εμφανίζει σε πραγματικό χρόνο τη δόση δέρματος που δέχεται ο ασθενής. Συγκεκριμένα, στην οθόνη του DTS, που βρίσκεται τόσο στο χειριστήριο, όσο και μέσα στην αίθουσα του αγγειογράφου, εμφανίζεται ένα ρεαλιστικό μοντέλο του ασθενή (ή της προτομής του σε διαδικασίες που αφορούν την περιοχή Head & Neck), ανάλογα με το ύψος και το βάρος του, και η επιφάνεια του χρωματίζεται ανάλογα με την ποσότητα ακτινοβολίας που δέχεται, ενώ το σύστημα προειδοποιεί στην περίπτωση υπέρβασης ορίων δόσης (Εικόνα 7). Η επιλογή ανάμεσα σε ολόκληρο το ομοίωμα και την προτομή γίνεται από τον τεχνολόγο ανάλογα με την επεμβαση. Στις παναγγειογραφίες και τους εμβολισμούς εγκεφάλου επιλέγεται η προτομή.



Εικόνα 7: Το περιβάλλον του DTS μετά την ολοκλήρωση της επέμβασης.

Για τη μελέτη των αγγειογραφικών διαδικασιών στην περιοχή της κεφαλής καταγράφηκαν 44 περιπτώσεις παν αγγειογραφίας και 12 εμβολισμού Εγκεφάλου με coil. Στο κάθε περιστατικό σημειώθηκαν τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά του ασθενούς (ύψος, βάρος, ηλικία και φύλο), ποιος επεμβατιστής ανέλαβε το περιστατικό, τα μεγέθη DAP, K_{a,r}, συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης (Fluoroscopy time) και αριθμός των frames (Number of Frames), που είναι απαραίτητα για την θέσπιση Δ.Ε.Α., και, όσον αφορά τις CBCT λήψεις, τον αριθμό σε μία επέμβαση, το είδος τους, το DAP και το K_{a,r} που προέρχονται από κάθε λήψη. Αναφορικά με την καταγραφή του PSD, σε κάποιες από της παραπάνω περιπτώσεις δεν χρησιμοποιήθηκε το DTS, με συνέπεια να καταγραφεί το PSD για 33 περιπτώσεις παναγγειογραφίας και 9 περιπτώσεις εμβολισμού εγκεφάλου.

Επιπρόσθετα, για την εξαγωγή συμπερασμάτων αναφορικά με την δόση που προσλαμβάνουν συγκεκριμένα όργανα στην περιοχή Head & Neck, αλλά και για τον υπολογισμό της ενεργός δόσης (Effective Dose) χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό PCXMC 2.0. Πρόκειται για πρόγραμμα υπολογισμού δόσης οργάνων και ενεργούς δόσης για ιατρικές εξετάσεις όπου χρησιμοποιούν ακτίνες Χ. Βασίζεται στην μέθοδο Monte Carlo και εισάγοντας τις απαραίτητες πληροφορίες για την ενέργεια, την δόση ,την προβολή της δέσμης στο σώμα του ασθενούς, προσομοιάζει την ακτινοβόληση στο μαθηματικό ερμαφρόδιτο phantom των Cristy and Eckerman (1987), το οποίο προσαρμόζεται ανάλογα με το ύψος και το βάρος του ασθενή, για τον υπολογισμό των δόσεων (Εικόνα 8). Έτσι, για 15 από τα 45 περιστατικά ασθενών που υποβλήθηκαν σε παναγγειογραφία εγκεφάλου έγινε εκτενής καταγραφή του συνόλου των ψηφιακών λήψεων, δηλαδή όλες τις DSA – BIPLANE και τις CBCT λήψεις που

πραγματοποιήθηκαν. Η εκτενής καταγραφή περιλαμβάνει την σημείωση των FOV (Field Of View), FID (Focus to Intensifier Distance) ή FRD (Focus to Rotation point Distance), τη περιοχή της κεφαλής / λαιμού που ακτινοβολήθηκε (κατά προσέγγιση), τα kV, τα υλικά και τα πάχη του φίλτρου της λυχνίας και του επιπρόσθετου φίλτρου που χρησιμοποιήθηκε για την εκάστοτε λήψη και το DAP. Σημειώνεται πως στον αγγειογράφο δεν καταγράφονται αυτόματα οι εικόνες ακτινοσκόπησης και τα αντίστοιχα δοθέντα στοιχεία με αποτέλεσμα η ακτινοσκόπηση να μην μπορεί να αναπαρασταθεί στο PCXMC, και συνεπώς οι υπολογισθείσες δόσεις προέρχονται αποκλειστικά από την ψηφιακή λήψη.

DefForm [C:\Program Files (x86)\PCXMC\MCRUN	\1_DSA_LAT1.DF2]modified	<u>_ ×</u>
Ile <u>I</u> Main menu D: <u>N</u> ew Form Dp	en Form 🛛 Save Form 💂 Save Form As 📮 Print As Te	st
Monte Carlo data for this definition file have alread	been generated	
Header text		
Phantom data Age: O O C 1 C 5 C 10 C 15 Adult Geometry data for the x-ray beam FSD Beam width 75.11 19.77 19.77 0 Projection angle Cram	Phantom height Phantom mass 175.00 100.00 ✓ Arms in phantom Standard: 178.6 Standard: 73.2 ✓ Draw x-ray field 0000 Yref Zref 0000 87.8296 Draw 0.000 B7.8296 Update Field	
LATR=180 AP=270 (pos) LATL=0 PA=90 (neg)	Carrial X-ray tube Stop	nent + 30 . View angle 270
Max energy (keV) Number of photons		
Field size calculator FID Image width Into 30 30 Phantom exit- image distance: 20 FSD Beam width Beam height	Calculate V Brain V Pancreas V Brain V Uterus V Heat V Liver V Testes V Upper large intestine V Splen V Lower large intestine V Dvaries V Thyroid V Thyroid V Visinesy Uticate V Thyroid V Stomach V Stomach V Operativesy V Stomach V Prostate V Salivary glands V Prostate	

Εικόνα 8: Το περιβάλλον του PCXMC 2.0, όπου επάνω δεξιά φαίνεται το μαθηματικό phantom για έναν εύσωμο ασθενή.

2.2 Στατιστική Ανάλυση

2.2.1 Παναγγειογραφία

2.2.1.1 Στατιστική ανάλυση δοσιμετρικών μεγεθών για την αναθεώρηση των τοπικών Δ.Ε.Α.

Ξεκινώντας, για τους 45 ασθενείς που υποβλήθηκαν σε παναγγειογραφία εγκεφάλου, υπολογίστηκαν οι μέσοι όροι (Mean), οι τυπικές αποκλίσεις (Standard Deviation, SD), τις μέγιστες (Max) και τις ελάχιστες τιμές (Min) τα 3^α τεταρτημόρια (3rd Quartile) και τα διατεταρτημόρια (Interquartile, IQR), για τα βασικά μεγέθη (DAP, K_{a,r}, Number of Frames, Fluoroscopy time), που καταγράφονται από όλες τις αγγειογραφικές διατάξεις, και οι τιμές τους παρατίθενται στον ακόλουθο πίνακα (Πίνακας 2). Επιπλέον, κατασκευάστηκαν ιστογράμματα (Εικόνες 9-12) και θηκογράμματα (Εικόνες 13-16) για καθένα αυτά τα μεγέθη.

Πίνακας 2: Περιγραφική στατιστική βασικών δοσιμετρικών μεγεθών για τη παναγγειογραφία.

Παναγγειογραφία	DAP	K _a ,r (mGy)	Number of	Fluoroscopy
N=45	(Gy·cm²)		Frames	time (min)
Average	78,78	734,43	771,93	16,38
Stdev	38,10	626,57	329,12	21,72
Median	81,20	562,97	702,00	9,63
3rd Quartile	103,41	781,23	970,00	17,28
IQR	59,27	459,95	398,00	12,80
Max	166,16	2693,28	1730,00	116,80
Min	15,48	123,11	276,00	1,30



Εικόνα 9: Ιστόγραμμα του DAP (Gycm²) για τη παναγγειογραφία.



Εικόνα 10: Ιστόγραμμα του K_{a,r} (mGy) για τη παναγγειογραφία.



Εικόνα 11: Ιστόγραμμα του Number of Frames για τη παναγγειογραφία.



Εικόνα 12: Ιστόγραμμα του Fluoroscopy time (min) για τη παναγγειογραφία.

Εφαρμόζοντας την μέθοδο Kolmogorov – Smirnov (K-S), παρατηρήθηκε πως τα μεγέθη DAP, Number of Frames ακολουθούν κανονική κατανομή (p-value=0,2 & 0,164 αντίστοιχα), ενώ τα $K_{a,r}$, Fluoroscopy time δεν ακολουθούν την κανονική κατανομή (p-value=0,00<0,05 και για τα δύο μεγέθη).





Εικόνα 13: Θηκόγραμμα του DAP (Gy·cm²) για την παναγγειογραφία.





Εικόνα 15: Θηκόγραμμα του Number of Frames για την παναγγειογραφία.



Εικόνα 16: Θηκόγραμμα του Fluoroscopy time (min) για την παναγγειογραφία.

Επιπλέον, πραγματοποιήθηκε η στατιστική ανάλυση και του PSD για τα 33 περιστατικά παναγγειογραφίας όπου καταγράφηκε το PSD από το DTS (Πίνακας 3 & Εικόνες 17, 18).

Πίνακας 3: Περιγραφική στατιστική του PSD για τα άτομα που υποβλήθηκαν σε παναγγειογραφία.

Παναγγειογραφία N=33	PSD (mGy)
Average	430,12

Stdev	451,77
Median	249,00
3rd Quartile	438,00
IQR	262,00
Max	2077,00
Min	10,00



Εικόνα 17: Ιστόγραμμα του PSD για την παναγγειογραφία.

Από τον έλεγχο K-S προκύπτει ότι το PSD δεν εμφανίζει κανονική κατανομή (p-value=0,00<0,05).



Εικόνα 18: Θηκόγραμμα του PSD για την παναγγειογραφία.

2.2.1.2 Αναζήτηση εξίσωσης υπολογισμού του PSD για τις παναγγειογραφίες

Σε αυτό το σημείο της εργασίας ελέγχθηκε ποιο από τα 4 βασικά δοσιμετρικά μεγέθη εμφανίζει την μεγαλύτερη συσχέτιση με τη μέγιστη δόση δέρματος, PSD, εφαρμόζοντας τον μη παραμετρικό έλεγχο Spearman (Πίνακας 4).

Πίνακας 4: Συντελεστές συσχέτισης Spearman του PSD με τα βασικά διαμετρικά μεγέθη για την παναγγειογραφία.

Spearman's correlation coefficients (p-value)			
DAP	K _{a,r}	Number of Frames	Fluoroscopy time
0,878 (0,000)	0,888 (0,000)	0,248 (0,164)	0,737 (0,000)

Εφόσον αποδείχθηκε το PSD εμφανίζει την ισχυρότερη συσχέτιση με το DAP και το $K_{a,r}$, υπολογίστηκε η μεταξύ τους σχέση μέσω της απλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή Y το PSD και ανεξάρτητη X το DAP και το $K_{a,r}$, αντίστοιχα.



Εικόνα 19: Ευθεία ελαχίστων τετραγώνων για τα μεγέθη PSD, DAP για την παναγγειογραφία.

Πίνακας 5: Αποτελέσματα της απλής γραμμικής παλινδρόμησης για τα μεγέθη PSD και DAP στην παναγγειογραφία.

Regression line	R	R ²	p-value	Durbin-Watson
Y=10,15 X-375,02	0,775	0,601	0,000	1,931



Εικόνα 20: Ευθεία ελαχίστων τετραγώνων για τα μεγέθη PSD, K_{a,r} για την παναγγειογραφία.

Πίνακας 6: Αποτελέσματα της απλής γραμμικής παλινδρόμησης για τα μεγέθη PSD και K_{a,r} στην παναγγειογραφία.

Regression line	R	R ²	p-value	Durbin-Watson
Y=0,72X-113,68	0,966	0,933	0,000	1,750

2.2.1.3 Συνεισφορά των λειτουργιών απεικόνισης στην συνολική δόση

Σημειώνοντας τα συνολικά DAP, K_{a,r} καθώς και αυτά που προέρχονται από την ακτινοσκόπηση και από το σύνολο των CBCT λήψεων έγινε δυνατός ο υπολογισμός του ποσοστού της δόσης και του DAP που προέρχεται από το κάθε είδος απεικόνισης κατά μέσο όρο (Εικόνες 21-24).



Εικόνα 21: Μέση συνεισφορά της ακτινοσκόπησης, των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στο συνολικό DAP για την παναγγειογραφία.



Εικόνα 22: Μέση συνεισφορά των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στο DAP που προέρχεται από ψηφιακή λήψη (Acquisition DAP) για την παναγγειογραφία.



Εικόνα 23: Μέση συνεισφορά της ακτινοσκόπησης, των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στο συνολικό Κ_{a,r} για την παναγγειογραφία.



Εικόνα 24: Μέση συνεισφορά των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στο K_{a,r} που προέρχεται από ψηφιακή λήψη (Acquisition K_{a,r}) για την παναγγειογραφία.

2.2.1.4 Στατιστική ανάλυση του DAP, Κ_{a,r} από τις CBCT λήψεις

Επισημαίνεται ότι οι μεταβλητές CBCT DAP & CBCT K_{a,r} εκφράζουν το DAP και το K_{a,r} που προέρχεται από το σύνολο των CBCT λήψεων που πραγματοποιήθηκαν σε μια διαδικασία επεμβατικής ακτινολογίας (στην προκειμένη περίπτωση παναγγειογραφία).

Πίνακας 7: Περιγραφική στατιστική του DAP (Gy⋅cm2) και του Ka,r (mGy) από το σύνολο των CBCT που λήφθηκαν σε μία παναγγειογραφία.

Παναγγειογραφία N=45	CBCT DAP (Gy·cm ²)	CBCT K _a ,r (mGy)
Average	18,43	172,22
Stdev	10,68	98,82
Median	18,25	170,67
3rd Quartile	24,73	231,44
IQR	15,11	138,44
Max	48,55	453,55
Min	2,41	24,70



Εικόνα 25: Ιστόγραμμα του CBCT DAP (Gy·cm²) για τη παναγγειογραφία.



Εικόνα 26: Ιστόγραμμα του CBCT K_{a,r} (mGy) για τη παναγγειογραφία,

Υποβάλλοντας τις παραπάνω μεταβλητές στην δοκιμασία K-S προκύπτει πως και οι δύο δεν εμφανίζουν κανονική κατανομή (p-value=0,007<0,05 και για τις δύο).


Εικόνα 27: Θηκόγραμμα του CBCT DAP (Gy·cm²) για τη παναγγειογραφία.



Εικόνα 28: Ιστόγραμμα του CBCT K_{a,r} (mGy) για τη παναγγειογραφία.

Για την επιβεβαίωση της συσχέτισης των CBCT DAP, CBCT K_{a,r} με τον αριθμό των CBCT λήψεων που πραγματοποιήθηκαν σε μια παναγγειογραφία εφαρμόστηκε η μη παραμετρική διαδικασία Spearman, αφού και ο αριθμός CBCT λήψεων δεν ακολουθεί κανονική κατανομή (p-value =0,00<0,05 στον έλεγχο K-S) (Εικόνα 29). Οι συντελεστές συσχέτισης των παραπάνω μεταβλητών ισούνται με 0,860 (p-value=0,000) και 0,858 (p-value=0,000) αντίστοιχα, δηλώνοντας ισχυρή θετική συσχέτιση και στις δύο περιπτώσεις.



2.2.1.5 Διερεύνηση εξάρτησης της δόσης από το BMI του ασθενούς

Σε πρώτη φάση, από το ύψος και το βάρος του κάθε ασθενή υπολογίστηκε ο δείκτης μάζας σώματος του καθενός (Body Mass Index, BMI) και, στην συνέχεια, κατασκευάστηκε αντίστοιχο ιστόγραμμα (Εικόνα 30) και βρέθηκε από τον έλεγχο K-S ότι δεν ακολουθείτε η κανονική κατανομή (p-value=0,00<0,05). Επομένως, για τον έλεγχο της συσχέτισης του BMI με το DAP και με το K_{a,r}, εφαρμόστηκε ο μη παραμετρικός έλεγχος συσχέτισης του Spearman, με τους συντελεστές να βγαίνουν -0,07 (p-value=0,649) και -0,131 (p-value=0,389), σημαίνοντας την μη εξάρτηση των μεγεθών δόσης με το BMI.



παναγγειογραφία.

2.2.1.6 Διερεύνηση εξάρτησης της δόσης από την εμπειρία του γιατρού

Οι 45 παναγγειογραφίες εγκεφάλου που αναλύθηκαν προηγουμένως πραγματοποιήθηκαν από 3 επεμβατικούς ακτινολόγους με διαφορετική εμπειρία ο καθένας (MD1, MD2, MD3). Συγκεκριμένα, ο επεμβατιστής MD1 ασχολείται τα περισσότερα χρόνια με το αντικείμενο και ο MD2 τα λιγότερα. Έτσι, η παραπάνω στατιστική ανάλυση των 4 βασικών δοσιμετρικών μεγεθών επαναλήφθηκε για τον κάθε επεμβατικό ακτινολόγο ξεχωριστά.

Πίνακας 8: Περιγραφική στατιστική βασικών δοσιμετρικών μεγεθών για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον επεμβατιστή MD1.

MD1	DAP	K _a ,r (mGy)	Number of	Fluoroscopy
N=27	(Gy·cm²)		Frames	time (min)
Average	71,51	807,77	716,70	19,25
Stdev	40,97	783,69	314,30	27,48
Median	67,68	483,37	702,00	5,87
3rd Quartile	100,81	1010,91	895,00	23,73
IQR	63,13	721,47	367,00	20,56
Max	166,16	2693,28	1404,00	116,80
Min	15,48	123,11	276,00	1,30



Εικόνα 31: Ιστόγραμμα του DAP (Gy⋅cm2) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD1.



Εικόνα 32: Ιστόγραμμα του K_{a,r} (mGy) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD1.



MD1_Number_of_Frames

Εικόνα 33: Ιστόγραμμα του Number of Frames για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD1.



Εικόνα 34: Ιστόγραμμα του Fluoroscopy times (min) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD1.

Στον έλεγχο K-S, p-value=0,20>0,05 για τα μεγέθη DAP, Number of Frames, οπότε ακολουθούν κανονική κατανομή και p-value=0,00<0,05 για τα $K_{a,r}$, Fluoroscopy time, οπότε δεν ακολουθούν κανονική κατανομή.

Πίνακας 9: Περιγραφική στατιστική βασικών δοσιμετρικών μεγεθών για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον επεμβατιστή MD2.

MD2	DAP	K _a ,r (mGy)	Number of	Fluoroscopy
N=13	(Gy·cm²)		Frames	time (min)
Average	99,17	699,89	966,46	11,64
Stdev	25,30	186,63	324,58	5,49
Median	93,29	642,89	898,00	10,08
3rd Quartile	112,37	781,23	1150,00	12,78
IQR	31,17	200,65	452,00	3,68
Max	156,13	1089,83	1730,00	26,50
Min	64,47	416,94	628,00	4,77



Εικόνα 35: Ιστόγραμμα του DAP (Gy·cm2) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD2.



Εικόνα 36: Ιστόγραμμα του K_{a,r} (mGy) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD2.



Εικόνα 37: Ιστόγραμμα του Number of Frames για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD2.



Εικόνα 38: Ιστόγραμμα του Fluoroscopy times (min) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD2.

Για τον έλεγχο της κανονικής προσαρμογής των μεταβλητών σε κανονική κατανομή χρησιμοποιήθηκε ο έλεγχος Shapiro-Wilk (S-K) λόγω του μικρού δείγματος (N=13).Τα μεγέθη DAP, K_{a,r}, Number of Frames ακολουθούν κανονική κατανομή μιας και τα p-values τους υπερβαίνουν το 0,05 (0,562, 0,451 και 0,077 αντίστοιχα). Αντίθετα, ο χρόνος ακτινοσκόπησης δεν ακολουθεί κανονική κατανομή καθώς p-value=0,038<0,05.

MD3	DAP	K _{a,r} (mGy)	Number of	Fluoroscopy
N=5	(Gy·cm²)		Frames	time (min)
Average	65,03	428,21	564,40	13,19
Stdev	34,56	253,87	189,65	6,84
Median	44,14	318,92	498,00	12,72
3rd Quartile	83,25	393,34	684,00	17,28
IQR	40,62	81,65	190,00	7,92
Max	117,52	872,46	818,00	22,12
Min	37,62	244,64	328,00	4,48

Πίνακας 10: Περιγραφική στατιστική βασικών δοσιμετρικών μεγεθών για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον επεμβατιστή MD3.



Εικόνα 39: Ιστόγραμμα του DAP (Gy·cm2) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD3.



Εικόνα 40: Ιστόγραμμα του K_{a,r} (mGy) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD3.



Εικόνα 41: Ιστόγραμμα του Number of Frames για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD3.



Εικόνα 42: Ιστόγραμμα του Fluoroscopy times (min) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν από τον γιατρό MD3.

Σύμφωνα με τον έλεγχο S-W p-value=0,136, 0,804 & 0,989 για τις μεταβλητές DAP, Number of Frames και Fluoroscopy time αντίστοιχα, οπότε ακολουθούν την κανονική κατανομή. Αντίθετα, το $K_{a,r}$ δεν ακολουθεί την κανονική κατανομή κατανομή αφού p-value=0,024<0,05.



Εικόνα 43: Θηκογράμματα του DAP (Gycm²) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποίησε ο κάθε γιατρός.



Εικόνα 44: Θηκογράμματα του K_{a,r} (mGy) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποίησε ο κάθε γιατρός.



Εικόνα 45: Θηκογράμματα του Number of Frames για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποίησε ο κάθε γιατρός.



Εικόνα 46: Θηκογράμματα του Fluoroscopy time (min) για τις παναγγειογραφίες που πραγματοποίησε ο κάθε γιατρός.

Από την σύγκριση των πληθυσμιακών μέσων τιμών των παραπάνω μεταβλητών εξαιρέθηκε ο τρίτος επεμβατικός ακτινολόγος (MD3) λόγω του μικρού αριθμού παναγγειογραφιών που πραγματοποίησε μέσα στο χρονικό διάστημα συλλογής των δεδομένων.

Αναφορικά με την μεταβλητή DAP, βρέθηκε ότι ακολουθεί την κανονική κατανομή και στους δυο γιατρούς (MD1, MD2) και για αυτό εφαρμόστηκε ο παραμετρικός έλεγχος t-test. Σύμφωνα με το τεστ του Leven (Levene's Test) p-value=0,06>0,05, οπότε δεν απορρίπτεται η ισότητα των διακυμάνσεων τους. Στην

περίπτωση ίσων διακυμάνσεων το p-value του t test είναι ίσο με 0,032<0,05. Επομένως απορρίπτεται η υπόθεση ότι η πληθυσμιακή μέση τιμή για την μεταβλητή DAP είναι ίση στις δύο ομάδες.

Η δόση K_{a,r} στις επεμβάσεις που πραγματοποίησε ο πρώτος γιατρός (MD1) φαίνεται να μην ακολουθεί την κανονική κατανομή. Για αυτό το λόγω προτιμήθηκε η μη παραμετρική δοκιμασία Mann-Whitney U. Σύμφωνα με αυτή p-value=0,17>0,05 συνεπώς δεν υπάρχει σημαντική διαφορά στις K_{a,r} που δόθηκαν στους ασθενείς από τους δύο γιατρούς (MD1 &MD2).

Για τον αριθμό των εικόνων (Number of Frames), αφού και οι δύο ομάδες παρουσιάζουν κανονική κατανομή έγινε ο έλεγχος t-test. Από το Levene's Test προκύπτει ότι p-value=0,811>0,05, δηλαδή δεν υπάρχει διαφορά στις διασπορές των δύο ομάδων. Ακόμα, p-value=0,025<0,05 για ίσες διασπορές, οπότε υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά στις μέσες τιμές των frames.

Τέλος, η μεταβλητή Fluoroscopy time δεν ακολουθεί κανονική κατανομή και στις δύο ομάδες, οπότε εφαρμόστηκε ο έλεγχος Mann-Whitney U. Συγκεκριμένα, προκύπτει ότι p-value=0,444>0,05 και δεν υπάρχει σημαντική διαφορά στον χρόνο που χρησιμοποιούν ακτινοσκόπηση η δύο γιατροί.

2.2.1.7 Δόσεις οργάνων και ενεργός ισοδύναμη δόση από τη ψηφιακή λήψη (Acquisition)

Για την εύρεση της δόσης σε όργανα της κεφαλής και του τραχήλου, που δέχθηκαν σημαντική δόση (>1mGy), καθώς και τον υπολογισμό της ενεργούς δόσης, σύμφωνα με τις συστάσεις της ICRP 103, χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα PCXMC 2.0 για 15 περιστατικά παναγγειογραφίας. Όπως αναφέρθηκε στην παράγραφο 2.1 Υλικά και μέθοδοι (σελ. 20) χρειάζεται η συμπλήρωση ορισμένων μεγεθών για την κάθε προβολή όπου γίνεται η αναπαράσταση από το πρόγραμμα. Ωστόσο, σε κάθε CBCT καταγράφονται 108 προβολές, για τις 3D-DA και 3D-DSA λήψεις, καθιστώντας αδύνατη την αναπαράσταση των CBCT λήψεων στα χρονικά πλαίσια μιας εργασίας. Η λύση που βρέθηκε ήταν η αναπαράσταση της CBCT λήψης, κατά προσέγγιση, μειώνοντας τον αριθμό των προβολών και διατηρώντας σταθερή την συνολική τιμή του DAP (Wood et al). Συγκεκριμένα, για μία 3D-DSA λήψη, αναπαραστάθηκαν σε πρώτη φάση 41 προβολές για ένα τόξο 200°, δηλαδή 1 προβολή ανά 5°, αντί της 1 προβολής ανά 1 με 2 μοίρες που συμβαίνει στην πραγματικότητα. Υπολογίστηκαν τα μεγέθη Kar, Effective Dose και οι δόσεις στον εγκέφαλο, τους λεμφαδένες, το στοματικό βλεννογόνο, τους σιελογόνους αδένες, το κρανίο και την άνω σπονδυλική στήλη και οι παραπάνω τιμές θεωρήθηκε πως είναι κατά προσέγγιση ίσες με τις αντίστοιχες άμα η αναπαράσταση γίνονταν με 108 προβολές για τόξο 202°. Στην συνέχεια, έγινε αναπαράσταση με 21 προβολές (ανά 10°), , με 9 προβολές (ανά 25°), με 6 προβολές (ανά 40), με 5 προβολές (ανά 50°) και με 4 προβολές (ανά 50° και πάλι αλλά με την διαφορά οι προβολές αυτές βρίσκονται στο μέσο των προηγούμενων προβολών). Οι τιμές που βρέθηκαν συγκρίθηκαν με την πρώτη αναπαράσταση υπολογίζοντας τις επί τις εκατό αποκλίσεις τους (Πίνακας 11) και όλη η παραπάνω διαδικασία επαναλήφθηκε για μία άλλη 3D-DSA που πραγματοποιήθηκε σε έναν άλλο ασθενή διαφορετικής σωματοδομής στα πλαίσια της παναγγειογραφίας (Πίνακας 12).

3D-DSA1	Προβολές	21	9	6	5	4
% Αποκλίσεις	Βήμα	10°	25°	40°	50°	50°
Δόσεις Οργάνων	Εγκέφαλος	0	0	0	0	0
	Λεμφαδένες	-1	-5	-8	-9	-1
	Στοματικός Βλεννογόνος	-1	-3	-4	-6	2
	Σιελογόνοι Αδένες	-1	-6	-9	-8	-4
	Κρανίο	0	0	0	0	0
	Άνω Σ. Στήλη	1	1	4	5	-3
Ενε	ργός Δόση	0	-1	-2	-1	0

Πίνακας 11: Επί τις εκατό αποκλίσεις των μεγεθών δόσης από την πρώτη προσομοίωση με 41 προβολές και βήμα 5° για την 3D-DSA1.

Πίνακας 12: Επί τις εκατό αποκλίσεις των μεγεθών δόσης από την πρώτη προσομοίωση με 41 προβολές και βήμα 5° για την 3D-DSA2.

3D-DSA2	Προβολές	21	9	6	5	4
% Αποκλίσεις	Βήμα	10°	25°	40°	50°	50°
Δόσεις Οργάνων	Εγκέφαλος	0	0	0	0	-1
	Λεμφαδένες	-1	-4	-5	-7	0
	Στοματικός Βλεννογόνος	0	-2	-7	-7	4
	Σιελογόνοι Αδένες	-1	-3	-5	-6	0
	Κρανίο	0	0	0	0	0
	Άνω Σ. Στήλη	0	3	4	6	-1
Ενερ	γός Δόση	0	-1	-2	-2	1

Με βάση τους παραπάνω πίνακες, η προσομοίωση των CBCT λήψεων με 4 προβολές και βήμα 50° θεωρήθηκε η βέλτιστη καθώς οι αποκλίσεις δεν ξεπερνούν το 5% και προϋποθέτει τις λιγότερες προβολές και, κατά συνέπεια, η προσομοίωση των CBCT έγινε με 4 προβολές.

Μετά την ολοκλήρωση των προσομοιώσεων των 15 παναγγειογραφιών, έγινε στατιστική ανάλυση των δόσεων στο κάθε όργανο με τα αποτελέσματα να παρατίθενται στο πίνακα που ακολουθεί (Πίνακας 13).

Πίνακας 13: Περιγραφική στατιστική των δόσεων οργάνων (mGy) από την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.

Acquisition	Organ Doses (mGy)					
N=15	Brain	Lymph	Oral	Salivary	Skull	Upper
		Nodes	Mucosa	Glands		Spine
Average	113,24	11,37	60,67	82,48	280,32	116,05

Stdev	64,44	6,66	34,68	50,63	155,60	64,50
Median	94,26	10,00	56,30	69,74	227,00	102,82
3rd Quartile	166,19	13,19	69,15	95,54	427,11	136,61
IQR	111,92	6,95	33,47	51,49	278,06	67,05
Max	220,78	25,54	129,43	199,12	525,61	252,24
Min	30,44	3,30	18,63	24,53	73,00	31,37



Εικόνα 47: Ιστόγραμμα της δόσης (mGy) που προσλαμβάνει ο εγκέφαλος από την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία



Εικόνα 48: Ιστόγραμμα της δόσης (mGy) που προσλαμβάνει η άνω σπονδυλική στήλη από την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία



Εικόνα 49: Ιστόγραμμα της δόσης (mGy) που προσλαμβάνει ο στοματικός βλεννογόνος από την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.



Εικόνα 50: Ιστόγραμμα της δόσης (mGy) που προσλαμβάνουν οι σιελογόνοι αδένες από την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.



Εικόνα 51: Ιστόγραμμα της δόσης (mGy) που προσλαμβάνει το κρανίο από την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.



Εικόνα 52: Ιστόγραμμα της δόσης (mGy) που προσλαμβάνει η άνω σπονδυλική στήλη από την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.

Σύμφωνα με τον έλεγχο κανονικότητας S-W οι δόσεις στον εγκέφαλο (p-value=0,157), τους λεμφαδένες (p-value=0,087), το στοματικό βλεννογόνο (p-value=0,078), το κρανίο (p-value=0,106) και την άνω Σπονδυλική Στήλη (p-value=0,273) ακολουθούν κανονική κατανομή ενώ η δόση στους σιελογόνους αδένες (p-value=0,049) όχι.



Εικόνα 53: Θηκογράμματα των δόσεων που δέχθηκαν τα υπό μελέτη όργανα από την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.

Στην συνέχεια υπολογίστηκε η συνεισφορά των CBCT και των DSA-BIPLANE λήψεων στις δόσεις οργάνων κατά μέσο όρο (Εικόνες 54-59).



Εικόνα 54: Μέση συνεισφορά των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στη δόση στον εγκέφαλο από τη ψηφιακή λήψη της παναγγειογραφίας.



Εικόνα 55: Μέση συνεισφορά των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στη δόση στους λεμφαδένες από τη ψηφιακή λήψη της παναγγειογραφίας.



Εικόνα 56: Μέση συνεισφορά των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στη δόση στο στοματικό βλεννογόνο από τη ψηφιακή λήψη της παναγγειογραφίας.



Εικόνα 57: Μέση συνεισφορά των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στη δόση στους σιελογόνους αδένες από τη ψηφιακή λήψη της παναγγειογραφίας.



Εικόνα 58: Μέση συνεισφορά των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στη δόση στο κρανίο από τη ψηφιακή λήψη της παναγγειογραφίας.



Εικόνα 59: Μέση συνεισφορά των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στη δόση στην άνω σπονδυλική στήλη από τη ψηφιακή λήψη της παναγγειογραφίας.

Ανάλογη στατιστική ανάλυση ακολουθήθηκε και για την ενεργό δόση (Effective Dose) σε όλο το σώμα, όπως φαίνεται στην συνέχεια (Πίνακας 14).

Acquisition N=15	Effective Dose (mSv)
Average	4,88
Stdev	2,68
Median	4,23
3rd Quartile	6,42
IQR	3,58
Max	9,43
Min	1,33

Πίνακας 14: Περιγραφική στατιστική της ενεργούς δόσης σε όλο το σώμα (mSv) από την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.



Εικόνα 60: Ιστόγραμμα της ολόσωμης ενεργούς δόσης (mSv) που προσλαβάνεται από την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.

Από την δοκιμασία S-W προκύπτει ότι το p-value=0,165 της μεταβλητής Effective Dose υπερβαίνει το 5%, οπότε δεν μπορεί να απορριφθεί η μηδενική υπόθεση και η κατανομή της είναι κανονική.



Εικόνα 61: Θηκόγραμμα της ολόσωμης ενεργούς δόσης (mSv) από την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.



Εικόνα 62: Μεση συνεισφορά των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στην ενεργό δόση απο τη ψηφιακή λήψη της παναγγειογραφίας.

Στην συνέχεια, αναζητήθηκε μια σχέση για τον υπολογισμό του Effective Dose με ένα από τα βασικά δοσιμετρικά μεγέθη DAP, K_{a,r}. Η διερεύνηση αυτή έγινε για τις ψηφιακές λήψεις (Acquisition) και, ειδικότερα, για τα 15 περιστατικά παναγγειογραφίας όπου υπολογίστηκε η ενεργός δόση. Σε πρώτη φάση αναζητήθηκε η συσχέτιση των δύο μεγεθών με την ενεργό δόση μέσω της παραμετρικής δοκιμασίας του Pearson, καθώς για τα 15 περιστατικά τα παραπάνω ακολουθούν κανονική κατανομή σύμφωνα με τον έλεγχο S-W (p-value=0,057 & 0,145 αντίστοιχα).

Πίνακας 15:Συντελεστές συσχέτισης Pearson του PSD με τα βασικά δοσιμετρικά μεγέθη για την ψηφιακή λήψη της παναγγειογραφίας.

Pearson correlation coefficients, R (p-value)			
DAP K _{a,r}			
0,924 (0,000)	0,945 (0,000)		

Ξεκινώντας, εφαρμόστηκε απλή γραμμική παλινδρόμηση με εξαρτημένη μεταβλητή Y το Effective Dose και ανεξάρτητη X το DAP. (Εικόνα 63 & Πίνακας 16).



Εικόνα 63: Ευθεία ελαχίστων τετραγώνων για τα μεγέθη DAP, Effective Dose από ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.

Πίνακας 16: Αποτελέσματα της απλής γραμμικής παλινδρόμισης για τα μεγέθη Effective Dose και DAP για την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.

Regression line	R	R ²	p-value	Durbin-Watson
Y=0,094X+0,246	0,924	0,853	0,000	1,726

Ακολούθως, επαναλήφθηκε απλή γραμμική παλινδρόμηση με εξαρτημένη μεταβλητή Υ το Effective Dose και ανεξάρτητη X το K_{a,r} (Εικόνα 64 & Πίνακας 17)



Εικόνα 64: Ευθεία ελαχίστων τετραγώνων για τα μεγέθη K_{a,r}, Effective Dose από ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.

Πίνακας 17: Αποτελέσματα της απλής γραμμικής παλινδρόμησης για τα μεγέθη Effective Dose και K_{a,r} για την ψηφιακή λήψη στην παναγγειογραφία.

Regression line	R	R ²	p-value	Durbin-Watson
Y=0,013X+0,060	0,945	0,893	0,000	1,408

Παρατηρείται ότι η τιμή Durbin Watson δεν βρίσκεται μεταξύ του διαστήματος 1,5 και 2,5, οπότε παραβιάζεται η προϋπόθεση της ανεξαρτησίας των παρατηρήσεων.

2.2.2 Εμβολισμός Εγκεφάλου

2.2.2.1 Στατιστική ανάλυση των δοσιμετρικών μεγεθών

Σε πρώτη φάση, συλλέχθηκαν οι απαραίτητες πληροφορίες για 12 περιστατικά εμβολισμού εγκεφάλου με coil. Στην συνέχεια με αυτές πραγματοποιήθηκε η περιγραφική στατιστική για τα δοσιμετρικά μεγέθη DAP, K_a,, Number of Frames, Fluoroscopy time (Πίνακας 18) ενώ κατασκευάστηκαν ιστογράμματα (Εικόνες 65-68) και θηκογράμματα (Εικόνες 69-72) για καθένα από τα παραπάνω.

Πίνακας 18: Περιγραφική στατιστική βασικών δοσιμετρικών μεγεθών για τον εμβολισμό εγκεφάλου.

Εμβολισμός	DAP	K _a ,r (mGy)	Number of	Fluoroscopy
N=12	(Gycm ²)		Frames	time (min)
Average	148,16	2116,04	1031,58	49,28
Stdev	72,86	1419,97	465,59	30,53
Median	146,35	1972,51	1004	52,77
3rd Quartile	172,79	2396,91	1182,00	66,34
IQR	64,48	998,76	442,50	36,49
Max	306,90	5532,93	1959	106,83
Min	14,65	115,83	282	1,37



Εικόνα 65: Ιστόγραμμα του DAP (Gy⋅cm²) για τον εμβολισμό εγκεφάλου.



Εικόνα 66: Ιστόγραμμα του K_{a,r} (mGy) για τον εμβολισμό εγκεφάλου.



Εικόνα 67: Ιστόγραμμα του Number of Frames για τον εμβολισμό εγκεφάλου.



Εικόνα 68: Ιστόγραμμα του Fluoroscopy time (min) για τον εμβολισμό εγκεφάλου.

Από την δοκιμασία S-W προκύπτει ότι τα μεγέθη DAP, $K_{a,r}$, Number of Frames & Fluoroscopy time ακολουθούν την κανονική κατανομή καθώς τα αντίστοιχα p-values ξεπερνούν το 5% (p-value=0,873, 0,257, 0,847 & 0,922).



Εικόνα 69: Θηκόγραμμα του DAP (Gy⋅cm²) για τον εμβολισμό εγκεφάλου.



Εικόνα 70: Θηκόγραμμα του K_{a,r} (mGy) για τον εμβολισμό εγκεφάλου.



Εικόνα 71: Θηκόγραμμα του Number of Frames για τον εμβολισμό εγκεφάλου.





Το PSD καταγράφηκε σε 9 από τις 12 περιπτώσεις εμβολισμού. Επομένως, η στατιστική ανάλυση και του PSD που ακολουθεί (Πίνακας 19 & Εικόνες 73, 74) στηρίχθηκε σε 9 περιπτώσεις.

Πίνακας 19: Περιγραφική στατιστική του PSD για τα άτομα που υποβλήθηκαν σε εμβολισμό εγκεφάλου.

Εμβολισμός Ν=9	PSD (mGy)
Average	1293,00
Stdev	1231,97
Median	1130,00
3rd Quartile	1382,00
IQR	764,00
Max	4294,00
Min	70,00



Εικόνα 73: Ιστόγραμμα του PSD για τον εμβολισμό εγκεφάλου.

Εφαρμόζοντας τον έλεγχο κανονικότητας S-W, φαίνεται πως το PSD εμφανίζει κανονική κατανομή (p-value=0,14>0,05).



Εικόνα 74: Θηκόγραμμα του PSD για τον εμβολισμό εγκεφάλου.

2.2.2.2 Αναζήτηση εξίσωσης υπολογισμού του PSD για τους εμβολισμούς εγκεφάλου

Όπως και στη παναγγειογραφία, αναζητήθηκε η σχέση που συνδέει το PSD με ένα από τα τέσσερα βασικά μεγέθη. Κατά συνέπεια αναζητήθηκε το μέγεθος με την μεγαλύτερη συσχέτιση με το PSD εφαρμόζοντας τον έλεγχο του Pearson καθώς από τον έλεγχο των S-W προκύπτει ότι όλα τα υπό μελέτη μεγέθη εμφανίζουν κανονική κατανομή (Πίνακας 20).

Πίνακας 20: Συντελεστές συσχέτισης Pearson του PSD με τα βασικά δοσιμετρικά μεγέθη για τον εμβολισμό.

Pearson's correlation coefficients, R (p-value)			
DAP	K _{a,r}	K _{a,r} Number of Frames	
0,881 (0,002)	0,901 (0,001)	0,623 (0,073)	0,432 (0,246)

Λόγω της ισχυρής θετικής συσχέτισης των μεγεθών DAP, K_{a,r} με το PSD, βρέθηκε η ευθεία ελαχίστων τετραγώνων για τα δύο ζεύγη μεγεθών και τα αποτελέσματα βρίσκονται στις ακόλουθες εικόνες & πίνακες.



Εικόνα 75: Ευθεία ελαχίστου τετραγώνου για τα μεγέθη PSD, DAP για τον εμβολισμό εγκεφάλου

Πίνακας 21: Αποτελέσματα της απλής γραμμικής παλινδρόμισης για τα μεγέθη PSD και DAP στον εμβολισμό.

Regression line	R	R ²	p-value	Durbin-Watson
Y=13,252X-798,79	0,881	0,777	0,002	2,374



Εικόνα 76: Ευθεία ελαχίστου τετραγώνου για τα μεγέθη PSD, Κ_{a,r} για τον εμβολισμό εγκεφάλου

Πίνακας 22: Αποτελέσματα της απλής γραμμικής παλινδρόμισης για τα μεγέθη PSD και K_{a,r} στον εμβολισμό.

Regression line	R	R ²	p-value	Durbin-Watson
Y=0,691X-231,99	0,901	0,811	0,001	1,951

2.2.2.3 Συνεισφορά των λειτουργιών απεικόνισης στην συνολική δόση

Στη συνέχεια, υπολογίστηκε το ποσοστό του DAP και του K_{a,r} που προέρχεται από το κάθε είδος απεικόνισης κατά μέσο όρο (Εικόνες 77-80).



Εικόνα 77 Μέση συνεισφορά της ακτινοσκόπησης, των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στο συνολικό DAP για τον εμβολισμό εγκεφάλου.



Εικόνα 78: Μέση συνεισφορά των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στο DAP που προέρχεται από ψηφιακή λήψη (Acquisition DAP) για τον εμβολισμό εγκεφάλου.



Εικόνα 79: Μέση συνεισφορά της ακτινοσκόπησης, των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στο συνολικό Κ_{a,r} για τον εμβολισμό εγκεφάλου.



Εικόνα 80: Μέση συνεισφορά των DSA-BIPLANE και των CBCT λήψεων στο K_{a,r} που προέρχεται από ψηφιακή λήψη (Acquisition K_{a,r}) για τον εμβολισμό εγκεφάλου.

2.2.2.4 Στατιστική ανάλυση του DAP, Κ_{a,r} από τις CBCT λήψεις

Πίνακας 23: Περιγραφική στατιστική των DAP, K_{a,r} από το σύνολο των CBCT που πραγματοποιήθηκαν σε έναν εμβολισμό εγκεφάλου.

Εμβολισμός Ν=12	CBCT DAP (Gy·cm ²)	CBCT K _a ,r (mGy)
Average	26,31	212,06

Stdev	23,92	122,19
Median	20,00	187,06
3rd Quartile	30,56	284,98
IQR	20,05	188,16
Max	96,13	479,18
Min	8,34	77,97



Εικόνα 81: Ιστόγραμμα του CBCT DAP (Gy⋅cm²) για τον εμβολισμό εγκεφάλου.


Εικόνα 82: Ιστόγραμμα του CBCT K_{a,r} (mGy) για τον εμβολισμό εγκεφάλου.

Εφαρμόζοντας τη δοκιμασία κανονικότητας S-W, προκύπτει πως το CBCT DAP δεν ακολουθά κανονική κατανομή (p-value=0,001<0,05), ενώ το CBCT $K_{a,r}$ την ακολουθεί (p-value=0,229>0,05).



Εικόνα 83: Θηκόγραμμα του CBCT DAP (Gy·cm²) για τον εμβολισμό εγκεφάλου



Εικόνα 84: Θηκόγραμμα του CBCT K_{a,r} (mGy) για τον εμβολισμό εγκεφάλου.

Όμοια με την παναγγειογραφία, ελέγχθηκε η συσχέτιση των CBCT DAP, CBCT $K_{a,r}$ με τον αριθμό των CBCT λήψεων που πραγματοποιήθηκαν σε έναν εμβολισμό εγκεφάλου. Συγκεκριμένα, επειδή ο αριθμός CBCT λήψεων εμφανίζει κανονική κατανομή (p-value =0,064>0,05 στον έλεγχο S-W) (Εικόνα 85), εφαρμόστηκε η μη παραμετρική δοκιμασία Spearman για την έλεγχο συσχέτισης της μεταβλητής με το CBCT DAP και η παραμετρική Pearson για τον έλεγχο με το CBCT $K_{a,r}$. Από παραπάνω δοκιμασίες προκύπτουν ισχυρές θετικές συσχετίσεις του αριθμού των CBCT με τα CBCT DAP, CBCT $K_{a,r}$ (Spearman's coef.=0,912 & pvalue=0,000, Pearson's coef.=0,894 & p-value=0,000).



Εικόνα 85: Ιστόγραμμα του αριθμού των CBCTs που πραγματοποιήθηκαν σε έναν εμβολισμό εγκεφάλου.

2.2.2.5 Διερεύνηση εξάρτησης της δόσης από το BMI του ασθενούς

Από τον έλεγχο S-W, το BMI φαίνεται να ακολουθά την κανονική κατανομή (p-value=0,586>0,05) (Εικόνα 86). Με σκοπό τη διερεύνηση της συσχέτισης του BMI με το DAP και με το K_{a,r}, εφαρμόστηκε ο μη παραμετρικός έλεγχος του Spearman, με τους συντελεστές να βγαίνουν 0,035 (p-value=0,914)και 0,168 (p-value=0,602), σημαίνοντας, πρακτικά, την ανεξαρτησία των μεγεθών δόσης με το BMI.



Εικόνα 86: Ιστόγραμμα του ΒΜΙ των ασθενών που υποβλήθηκαν σε εμβολισμό εγκεφάλου.

2.2.3 Σύγκριση των διαδικασιών επεμβατικής ακτινολογίας

Αρχικά έγινε παράθεση των θηκογραμμάτων από τα βασικά μεγέθη δοσιμετρίας (DAP, K_{a,r}, Number of Frames, Fluoroscopy time & PSD) για την κάθε διαδικασία (Πίνακες 84-88) και στην συνέχεια ελέγχθηκε η ισότητα των μέσων τιμών μέσω της μη παραμετρικής Mann-Whitney U, καθώς όλα τα προαναφερθείσα μεγέθη δεν ακολουθούν κανονική κατανομή στον εμβολισμό εγκεφάλου.



Εικόνα 87: Θηκογράμματα του DAP για την παναγγειογραφία (CA) και τον εμβολισμό εγκεφάλου (EMBO).



Εικόνα 88: Θηκογράμματα του Κ_{a,r} για την παναγγειογραφία (CA) και τον εμβολισμό εγκεφάλου (EMBO).



Εικόνα 89: Θηκογράμματα του Number of Frames για την παναγγειογραφία (CA) και τον εμβολισμό εγκεφάλου (EMBO).



Εικόνα 90: Θηκογράμματα του Fluoroscopy time για την παναγγειογραφία (CA) και τον εμβολισμό εγκεφάλου (EMBO).



Εικόνα 91: Θηκογράμματα του PSD για την παναγγειογραφία (CA) και τον εμβολισμό εγκεφάλου (EMBO).

Εφαρμόζοντας τον έλεγχο Mann-Whitney U στα παραπάνω μεγέθη παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά στις μέσες τιμές των DAP, K_{a,r} Fluoroscopy time και PSD για την παναγγειογραφία και τον εμβολισμό εγκεφάλου με να αντίστοιχα p-values να είναι ίσα με 0,001 για τα DAP, K_{a,r}, Fluoroscopy time και 0,005 για το PSD. Ωστόσο, στην περίπτωση του Number of Frames το p-value=0,072 υπερβαίνει το 5% σημαίνοντας την ύπαρξη μη στατιστικά σημαντικής διαφοράς των μέσων όρων της μεταβλητής στις δύο διαδικασίες.

Έπειτα, η ίδια διαδικασία ακολουθήθηκε για την σύγκριση των μεγεθών CBCT DAP, CBCT K_{a,r} και Number of CBCTs στην παναγγειογραφία και στον εμβολισμό εγκεφάλου.



Εικόνα 92: Θηκογράμματα του CBCT DAP για την παναγγειογραφία (CA) και τον εμβολισμό εγκεφάλου (EMBO).



Εικόνα 93: Θηκογράμματα του CBCT Κ_{a,r} για την παναγγειογραφία (CA) και τον εμβολισμό εγκεφάλου (EMBO).



Εικόνα 94: Θηκογράμματα του Number of CBCTs για την παναγγειογραφία (CA) και τον εμβολισμό εγκεφάλου (EMBO).

Εφαρμόζοντας την μη παραμετρική δοκιμασία Mann-Whitney U προκύπτει στατιστικά μη σημαντική διαφορά στο CBCT DAP και CBCT K_{a,r} στα δύο είδη εξετάσεων (p-value=0,318 και 0,309 αντίστοιχα). Παράλληλα, από τον παραμετρικό έλεγχο t-test προκύπτει ότι το Number of CBCTs εμφανίζει ίσες διασπορές (Levene's Test p-value=0,344>0,05) και ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά στους μέσους όρους (p-value=0,465>0,05).

2.2.4 Αναζήτηση εξίσωσης υπολογισμού του PSD για την περιοχή Head & Neck

Σε αυτό το σημείο γίνεται διερεύνηση των σχέσεων που συνδέουν το PSD με το DAP και το $K_{a,r}$, ξεκινώντας από τον υπολογισμό της συσχέτισης με το PSD (μη παραμετρικός έλεγχος Spearman), σύμφωνα με τον πίνακα που ακολουθεί, και για τις δύο διαδικασίες επεμβατικής ακτινολογίας με την λογική ότι αφορούν την ίδια περιοχή (Head & Neck).

Πίνακας 24:Συντελεστές συσχέτισης Spearman του PSD με τα βασικά δοσιμετρικά μεγέθη για την περιοχή Head & Neck.

Spearman's correlation coefficients (p-value)						
DAP K _{a,r} Number of Frames Fluoroscopy time						
0,910 (0,000)	0,925 (0,000)	0,372 (0,015)	0,829 (0,000)			

Εφόσον αποδείχθηκε η ισχυρή θετική συσχέτιση των DAP, K_{a,r} για το σύνολο των περιστατικών των δύο διαδικασιών, εφαρμόστηκε απλή γραμμική παλινδρόμηση για τον υπολογισμό της ευθείας ελαχίστων τετραγώνων για τα μεγέθη DAP(X)-PSD(Y) και K_{a,r}(X)-PSD(Y).



Εικόνα 95: Ευθεία ελαχίστου τετραγώνου για τα μεγέθη PSD, DAP για τις διαδικασίες επεμβατικής ακτινολογίας στην περιοχή Head &Neck.

Πίνακας 25: Αποτελέσματα της απλής γραμμικής παλινδρόμησης για τα μεγέθη PSD και DAP στη παναγγειογραφία και τον εμβολισμό (περιοχή Head & Neck).

Regression line	R	R ²	p-value	Durbin-Watson
Y=11,651X-505,245	0,876	0,768	0,000	2,161

81



Εικόνα 96: Ευθεία ελαχίστου τετραγώνου για τα μεγέθη PSD, K_{a,r} για τις διαδικασίες επεμβατικής ακτινολογίας στην περιοχή Head &Neck.

Πίνακας 26: Αποτελέσματα της απλής γραμμικής παλινδρόμησης για τα μεγέθη PSD και K_{a,r} στη παναγγειογραφία και τον εμβολισμό (περιοχή Head & Neck).

Regression line	R	R ²	p-value	Durbin-Watson
Y=0,668X-97,117	0,939	0,881	0,000	2,366

2.2.5 CBCT Λήψεις

Σε αυτό το μέρος της εργασίας διερευνήθηκαν οι CBCT λήψεις που καταγράφηκαν στις επεμβάσεις της παναγγειογραφίας και του εμβολισμού εγκεφάλου εξατομικευμένα και όχι στο άθροισμα τους, όπως προηγουμένως. Ειδικότερα, καταγράφηκαν 108 3D-DSA, 86 σε παναγγειογραφίες και 22 σε εμβολισμούς εγκεφάλου, 12 3D-DA, 8 σε παναγγειογραφίες και 4 σε εμβολισμούς εγκεφάλου, και 3 LCI-HighHS, 1 σε μία παναγγειογραφία και 2 σε έναν εμβολισμό εγκεφάλου.

2.2.5.1 Έλεγχος διαφορών στις πληθυσμιακές μέσες τιμές του DAP και του K_{a,r} από τις 3D-DSA λήψεις για την πανααγγειογραφία και τον εμβολισμό εγκεφάλου

Σε πρώτη φάση θεωρήθηκε επιβεβλημένη η επιβεβαίωση ότι οι CBCT λήψεις δεν διαφέρουν στην κάθε επέμβαση, όσον αφορά την δόση. Ωστόσο, λόγω του μικρού αριθμού 3D-DA & LCI-HighHS λήψεων που καταγράφηκαν ο παραπάνω έλεγχος μπορεί να γίνει μόνο για τις 3D-DSA.

Αρχικά πραγματοποιήθηκε έλεγχος κανονικότητας K-S για τις 4 πληθυσμιακές ομάδες CA 3D-DSA DAP, EMBO 3D-DSA DAP, CA 3D-DSA K_{a,r} και EMBO 3D-DSA K_{a,r} και βρέθηκε πως καμία τους δεν εμφανίζει κανονική κατανομή (p-values= 0,006, 0,000, 0,022, 0,000 αντίστοιχα). Κατά συνέπεια, εφαρμόστηκε η μη παραμετρική δοκιμασία Mann-Whitney U, και βρέθηκε πως δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορα στα μεγέθη DAP και K_{a,r} για τις 3D-DSA στις παναγγειογραφίες και τους εμβολισμούς εγκεφάλου (p-values= 0,259 & 0,225 αντίστοιχα).

2.2.5.2 Στατιστική ανάλυση των DAP, Κ_{a,r} για το κάθε είδος CBCT

Η στατιστική ανάλυση των DAP, K_{a,r} περιορίστηκε στις 3D-DSA και 3D-DA λήψεις και δεν πραγματοποιήθηκε για τις LCI-HighHS λόγω του μικρού δείγματος που καταγράφηκε (N=3).

Πίνακας 27: Περιγραφική στατιστική των DAP, K_{a,r} για τις 3D-DSA και 3D-DA λήψεις.

CBCT	3D-DSA (N=108)		3D-DA (N=12)		
	DAP	K _a ,r (mGy)	DAP	K _{a,r} (mGy)	
	(Gy·cm²)		(Gy·cm²)		
Average	9,69	90,71	1,90	18,46	
Stdev	1,51	14,17	0,23	2,37	
Median	9,62	90,32	1,83	17,90	
3rd Quartile	10,32	96,47	1,95	19,01	

IQR	1,22	11,42	0,17	1,98
Max	16,54	154,77	2,41	24,70
Min	4,27	39,88	1,58	16,11



Εικονα 97: Ιστόγραμμα του DAP για τις 3D-DSA.



Εικονα 98: Ιστόγραμμα του K_{a,r} για τις 3D-DSA.

Σύμφωνα με τους ελέγχους κανονικότητας K-S, τα μεγέθη DAP, K_{a,r} δεν εμφανίζουν κανονική κατανομή στις 3D-DSA λήψεις με p-value=0,000<0,05 και για τα δύο μεγέθη.



Εικονα 99: Ιστόγραμμα του K_{a,r} για τις 3D-DA.



Εικονα 100: Ιστόγραμμα του DAP για τις 3D-DA.

Αναφορικά με τις 3D-DA, παρατηρώντας τα παραπάνω ιστογράμματα αλλά και τους ελέγχους S-W, φαίνεται πως το DAP ακολουθεί κανονική κατανομή (p-value=0,137>0,05), ενώ το K_{a,r} όχι (p-value=0,023<0,05).



Εικόνα 101: Θηκογράμματα του DAP (Gy·cm²) για το κάθε είδος CBCT.



Εικόνα 102: Θηκογράμματα του K_{a,r} (mGy) για το κάθε είδος CBCT.

2.2.5.3 Διερεύνηση εξάρτησης της δόσης από το BMI του ασθενούς στις CBCT λήψεις

Τέλος, ελέγχθηκε η περίπτωση εξάρτησης της δόσης που δέχεται ο ασθενής από μια CBCT λήψη από τον δείκτη μάζας σώματος. Όσον αφορά τις 3D-DSA

λήψεις, σύμφωνα με τον έλεγχο K-S p-value=0,00<0,05 για τη μεταβλητή BMI (Εικόνα 103), δηλαδή δεν ισχύει η κανονικότητα. Εφαρμόζοντας τον μη παραμετρικό έλεγχο Spearman προέκυψε μικρή θετική συσχέτιση του BMI με τα μεγέθη DAP, $K_{a,r}$ (Spearman's coef.=0,218 & p-value=0,024, Spearman's coef.=0,225 & p-value=0,019 αντίστοιχα).



Εικόνα 103: Ιστόγραμμα του BMI ασθενών για τις 3D-DSA λήψεις.

Ωστόσο, αυτή η μικρή θετική συσχέτιση που εμφανίζεται στους ελέγχους Spearman δεν φαίνεται να ισχύει παρατηρόντας τα παρακάτω γραφήματα διασποράς (boxplots) DAP – BMI & K_{a,r} – BMI (Εικόνες 104 & 105).



Εικόνα 104: Γράφημα διασποράς DAP – BMI για τις 3D-DSA λήψεις



Εικόνα 105: Γράφημα διασποράς K_{a,r} – BMI για τις 3D-DSA λήψεις

Στις 3D-DA λήψεις, το BMI εμφανίζει, επίσης, μη κανονική κατανομή (p-value=0,00<0,05) (Εικόνα 106). Εφαρμόζοντας την μη παραμετρική δοκιμασία Spearman, δεν προέκυψε στατιστικά αξιόπιστη συσχέτιση του BMI με τις μεταβλητές DAP & $K_{a,r}$ για αυτό το είδος λήψης (Spearman's coef.=0,201 & p-value=0,531, Spearman's coef.= 0,272 & p-value=0,393 αντίστοιχα).



Εικόνα 106: Ιστόγραμμα του BMI ασθενών για τις 3D-DA λήψεις.

2.3 Συζήτηση

Αρχικά, συγκρίνοντας τις τιμές των DAP, K_{a,r}, Number of Frames, Fluoroscopy time και PSD για την παναγγειογραφία και τον εμβολισμό εγκεφάλου, φαίνεται οι τιμές της δεύτερης διαδικασίας να υπερβαίνουν τις αντίστοιχες της πρώτης (Εικόνες 87-91, σελ. 75-77) και, μάλιστα, με στατιστικά σημαντική διαφορά, η οποία ήταν αναμενόμενη δεδομένου της σύγκρισης μιας διαγνωστικής διαδικασίας με μια θεραπευτική. Εξαίρεση αποτελεί το μέγεθος Number of Frames (Εικόνα 89, σελ. 76), όπου ενώ καταγράφονται περισσότερα frames στον εμβολισμό, δεν παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά. Τα παραπάνω μπορούν να εξηγηθούν από τις εικόνες 107 & 108 που ακολουθούν, και δείχνουν ότι η δόση που οφείλεται στις CBCT και DSA-BIPLANE είναι παρόμοια για τις δύο διαδικασίες, ενώ η δόση που οφείλεται στην ακτινοσκόπηση είναι σημαντικά μεγαλύτερη. Είναι εμφανής, δηλαδή, η εκτενέστερη χρήση ακτινοσκόπησης στον εμβολισμό σε σύγκριση με τη παναγγειογραφία. Το συμπέρασμα αυτό είναι λογικό καθώς κατά τον εμβολισμό η ακτινοσκοπική καθοδήγηση του καθετήρα εντός του κορμού του ασθενή επαναλαμβάνεται περισσότερες φορές για την τοποθέτηση των coil, ή την αφαίρεση κάποιου όταν αυτό δεν τοποθετηθεί σωστά.



Εικόνα 107: Ανάλυση του συνολικού DAP σε τρείς συνιστώσες ανάλογα με τη λειτουργεία απεικόνισης για τα περιστατικά παναγγειογραφίας και εμβολισμού



Εικόνα 108: Ανάλυση του συνολικού K_{a,r} σε τρείς συνιστώσες ανάλογα με τη λειτουργεία απεικόνισης για τα περιστατικά παναγγειογραφίας και εμβολισμού

Συνάμα, το ίδιο συμπέρασμα συνάδεται και από τις πίτες που δείχνουν την επί τις εκατό συνεισφορά της κάθε λειτουργίας λήψης στα συνολικά DAP & K_{a,r} και τα μέρη αυτών που οφείλονται στις ψηφιακές λήψεις (Εικόνες 21-24, σελ. 31-34 & 77-88 σελ. 68-69). Συγκεκριμένα, παρατηρείται ότι τα ποσοστά συνεισφοράς στο DAP & το K_{a,r} από τις ψηφιακές λήψεις είναι παρόμοια για τις δύο διαδικασίες (~40% του DAP & K_{a,r} από τις ψηφιακές λήψεις προέρχεται από τις CBCT και το υπόλοιπο 60% από τις DSA-BIPLANE και για τις δύο διαδικασίες). Παράλληλα, πίτες που δείχνουν τη συνεισφορά στο συνολικό DAP & K_{a,r} διαφέρουν σημαντικά για τις δύο διαδικασίες, όπου το ¼ περίπου της δόσης οφείλεται στην ακτινοσκόπηση στις παναγγειογραφίες και η μισή, σχεδόν, δόση στους εμβολισμούς.

Διαθέτοντας ένα ικανοποιητικό δείγμα καταγεγραμμένων περιστατικών παναγγειογραφίας (N=45) για τα δοσιμετρικά μεγέθη DAP, K_{a,r}, Number of Frames, Fluoroscopy time υπολογίστηκαν τα 3^α τεταρτημόρια από τα παραπάνω μεγέθη προκειμένου να προταθούν ως τοπικά Δ.Ε.Α. για το νοσοκομείο ΑΧΕΠΑ (Πίνακας 28). Παράλληλα, στον ίδιο πίνακα παρατίθενται τιμές Δ.Ε.Α. για τα ίδια μεγέθη στην παναγγειογραφία που βρέθηκαν στην διεθνή βιβλιογραφία με σκοπό την σύγκριση.

Πίνακας 28: Σύγκριση των τιμών Δ.Ε.Α. της παρούσας εργασίας με άλλες της βιβλιογραφίας για τις παναγγειογραφίες.

	DAP (Gy·cm²)	K _{a,r} (mGy)	Number of Frames	Fluoroscopy time (min)
This study	103,4	781	970	17,3
Papanastasiou	70,2	494	844	9,2

McParland	82,5	-	-	-
Brambilla	198	-	-	
Aroua	125	-	480	15
Blesser	75	-	-	-
Vano	107	-	550	12
Etard	87,5	628	389	10,3
Rizk	83	690	385	6

Με μια πρώτη ανάγνωση του παραπάνω πίνακα, παρατηρείται πως η προτεινόμενη τιμή για το DAP αποτελεί την ενδιάμεση τιμή για τις 9 καταγεγραμμένες και βρίσκεται κοντά σε αυτή των Vano et al. Οι υψηλές τιμές DAP των Brambilla et al. & Aroua et al. εξηγούνται στην περίπτωση συνεχούς ακτινοσκόπησης αντί για παλμική. Η διαφορά στα frames ενδεχομένως να οφείλεται στην προτίμηση, από τους επεμβατιστές, ορισμένων λήψεων μίας προβολής έναντι των CBCT, όπως συνηθιζόταν παλαιότερα, με αποτέλεσμα χειρότερες διαγνωστικές εικόνες, αλλά μικρότερο αριθμό frames.

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον εμφανίζει η σύγκριση με τα Δ.Ε.Α. των Papanastasiou et al, καθώς πρόκειται για παναγγειογραφίες που πραγματοποιήθηκαν στο ίδιο μηχάνημα του ΑΧΕΠΑ από τον επεμβατικό ακτινολόγο MD1 πριν από 2 χρόνια. Παρατηρείται μια αύξηση στις τιμές που προτείνονται σαν Δ.Ε.Α. η οποία εκ πρώτης όψεως αποδίδεται στην προσθήκη των 2 επιπλέον επεμβατικών ακτινολόγων στο δυναμικό του νοσοκομείου, καθώς πρόκειται για τη μόνη αλλαγή στο διάστημα των 2 χρόνων. Ωστόσο δεν λαμβάνονται υπόψιν παράγοντες όπως το μέγεθος του δείγματος (60 καταγεγραμμένες CA στην έρευνα των Papanastasiou et al.) και η δυσκολία του κάθε περιστατικού.

Έπειτα, δεδομένου ότι ορισμένοι, μόνο, αγγειογράφοι διαθέτουν DTS, αναζητήθηκε μια μαθηματική σχέση για τον υπολογισμό του PSD με βάση το Kar που καταγράφεται από κάθε αγγειογραφικό σύστημα για τα περιστατικά παναγγειογραφίας (Πίνακας 5, σελ. 30), εμβολισμού εγκεφάλου (Πίνακας , σελ.) και για το σύνολο των περιστατικών, εφόσον αφορούν την ίδια περιοχή (Πίνακας 24, σελ. Συγκρίνοντας τους συντελεστές συσχέτισης R² για τις τρεις περιπτώσεις 80). φαίνεται πως το μαθηματικό μοντέλο για τις παναγγειογραφίες (R²=0,933) προβλέπει καλύτερα τις τιμές του PSD σε σχέση με το μοντέλο στους εμβολισμούς (R²=0,811), χωρίς αυτό να σημαίνει ότι δεν είναι και αυτό αξιόπιστο. Αυτό εξηγείται από το παραπάνω συμπέρασμα ότι κατά τον εμβολισμό εγκεφάλου χρησιμοποιείται παραπάνω ακτινοσκόπηση κάτω από το στέρνο του ασθενούς όπου δεν προσμετράται το PSD, καθώς στο DTS χρησιμοποιείται η προτομή, μόνο, του ανθρωπόμορφου μοντέλου για τη καταγραφή της δόσης δέρματος. Αθροίζοντας τα περιστατικά των δύο περιστατικών προέκυψε η παρακάτω μαθηματική σχέση η οποία είναι πιο αξιόπιστη σε σχέση με την αντίστοιχη που κατασκευάστηκε στην εργασία των Papanastasiou et al. (Πίνακας 29).

Πίνακας 29: Σύγκριση της σχέσης για την εκτίμηση του PSD βάση του K_{a,r} με την αντίστοιχη της εργασίας των Papanastasiou et al.

	PSD (mGy) - K _{a,r} (mGy) Equation	R ²
This study	$PSD = 0,67 \cdot K_{a,r} - 97,12$	0,881
Papanastasiou	$PSD = 0,48 \cdot K_{a,r} - 8,63$	0,651

Η αρνητική σταθερά που προκύπτει (-97,12) παρότι δεν έχει φυσική σημασία, αφορά δόσεις τουλάχιστον μιας τάξης μεγέθους μικρότερης από τα 2Gy που αποτελούν κατώφλι για την εμφάνιση ντετερμινιστικών αποτελεσμάτων (Πίνακας 1, σελ. 16 & 17).

Εφαρμόζοντας, στην συνέχεια, το πρόγραμμα PCXMC 2.0 για τις ψηφιακές λήψεις 15 περιστατικών παναγγειογραφίας, υπολογίστηκαν οι δόσεις στα 6 όργανα της περιοχής Head & Neck (Πίνακας 13, σελ. 48). Όσον αφορά τη δόση που βρέθηκε ότι δέχεται ο εγκέφαλος (Median Dose ± Stdev = 113 ± 64 mGy) είναι παρόμοια με αυτή που υπολογίζεται στην δημοσίευση των Sanchez et al. επίσης με τη χρήση του PCXMC 2.0 (Median Dose ± Stdev = 100 ± 92 mGy), με τη παραδοχή ότι όλες οι εικόνες ακτινοσκόπησης λαμβάνονται στη περιοχή της κεφαλής. Δηλαδή, υπερεκτιμά την ακτινοσκόπηση στον υπολογισμό της δόσης στον εγκέφαλο σε αντιδιαστολή με τη παρούσα εργασία που υποεκτιμά τη δόση, καθώς δεν συνυπολογίζει τη δόση που οφείλεται στην ακτινοσκόπηση. Παρατηρείται επομένως ότι, παρότι δεν υπολογίζεται η δόση που οφείλεται στην ακτινοσκόπηση, η δόση τουλάχιστον που δέχεται ο εγκέφαλος δεν διαφέρει σημαντικά για τις δύο εργασίες, προσδίδοντας αξιοπιστία στη μέθοδο που χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό της δόσης.

Επιπρόσθετα, όσον αφορά την ενεργό δόση, στην εργασία των Sanchez et al. υπολογίζεται ότι 1,65 mSv οφείλονται στις CBCT λήψεις, ενώ στη παρούσα εργασία φαίνεται ότι το 37% της ενεργούς δόσης που βρέθηκε 4,9 mSv, δηλαδή 1,81 mSv, οφείλεται στις CBCT. Ακόμα, υπολογίστηκε μία αξιόπιστη σχέση (R² = 0,85) για την εκτίμηση της δόσης με βάση το DAP το οποίο καταγράφεται από κάθε αγγειογραφική διάταξη, και βρέθηκε πως δεν διαφέρει σημαντικά από συντελεστές μετατροπής DAP σε ενεργό δόση που υπάρχουν στη βιβλιογραφία (Πίνακας 28). Παρατηρείται επομένως ότι πως παρά τον μικρό αριθμό δείγματος (N=15), και του γεγονότος ότι η ακτινοσκόπηση δεν συνυπολογίζεται στη δόση, οι τιμές που προκύπτουν συμβαδίζουν με τη βιβλιογραφία και η προσεγγιστική αναπαράσταση των CBCT, με 4 μόνο προβολές, αποδεικνύεται αξιόπιστη.

Πίνακας 28:	Σύγκριση της	σχέσης DAP-Effec	tive Dose	της πα	αρούσας :	εργασίας	με
άλλες της βιβ	λιογραφίας για	τις παναγγειογραφ	ίες.				

	ED (mSv) - DAP (Gy·cm ²) Equation
This study	ED = 0,09 DAP + 0,25
Falco	ED = 0,07 DAP
McParland	ED = 0,10 DAP
Marshal	ED = 0,09 DAP

Στην συνέχεια, διερευνήθηκε η εξάρτηση της δόσης με το BMI του ασθενούς και αποδείχθηκε η ανεξαρτησία των DAP, K_{a,r} από το BMI για τις παναγγειογραφίες και

τους εμβολισμούς. Έπειτα, η μελέτη επικεντρώθηκε στις δόσεις που οφείλονται σε κάθε CBCT λήψη ξεχωριστά, όπου δεν βρέθηκε, για μία ακόμα φορά, κάποια σχέση που να συνδέει το BMI με τα μεγέθη DAP, K_{a,r}, καταλήγοντας στο συμπέρασμα ότι η δόση είναι ανεξάρτητη του BMI του ασθενούς για τα περιστατικά που αφορούν την ανατομική περιοχή Head & Neck. Το συμπέρασμα αυτό ήταν αναμενόμενο καθώς οι διαστάσεις της κεφαλής και του λαιμού είναι παρόμοιες για όλο το πληθυσμό και δεν παρατηρούνται σημαντικές μεταβολές ανάλογα με το BMI.

Επιπλέον, διερευνήθηκε το πως η εμπειρία του εκάστοτε επεμβατιστή επηρεάζει την δόση που δέχεται ο ασθενής (Εικόνες 43-46, σελ. 45-46). Αναφορικά με τα μεγέθη DAP και Number of Frames που εμφανίζουν κανονικές κατανομές, οι μέσοι όροι αυτών είναι μεγαλύτεροι για τον MD2, με τις διαφορές στους μέσους όρους να είναι στατιστικά σημαντικές. Ωστόσο, ενώ οι ενδιάμεσες τιμές των K_{a,r} & Fluoroscopy time είναι μεγαλύτερες για τον επεμβατιστή MD2, δεν παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά για τα δύο μεγέθη. Το παραπάνω οφείλεται στην αισθητά μεγαλύτερη διασπορά στις τιμές που εμφανίζουν τα μεγέθη για τον MD1, το οποίο εξηγείται από το γεγονός ότι οι πιο απαιτητικές περιπτώσεις αναλαμβάνονται συνήθως από τον MD1 που διαθέτει τη περισσότερη εμπειρία. Αυτές οι περιπτώσεις απαιτούν εν γένει περισσότερη δόση με συνέπεια να εμφανίζεται μεγαλύτερη διασπορά για τις τιμές στον επεμβατιστή MD1. Επομένως, συνάγεται το συμπέρασμα πως ο δόση που δέχεται ο ασθενής επηρεάζεται από την εμπειρία του γιατρού.

Επιπλέον, συγκρίθηκαν τα 3^α τεταρτημόρια των δοσιμετρικών μεγεθών που υπολογίστηκαν για τις 27 CA που πραγματοποίησε ο γιατρός MD1 με τις τιμές των Papanastasiou et al (Πίνακας 30). Από τη σύγκριση παρατηρείται αύξηση για τα μεγέθη η οποία μπορεί να αποδοθεί στο ότι ο MD1, μετά την προσθήκη των MD2 &MD3, καλείται να αναλάβει περισσότερες δύσκολες περιπτώσεις κατά μέσο όρο με λογική συνέπεια να αυξάνονται τα 3^α τεταρτημόρια των μεγεθών αυτών.

Πίνακας 30: Σύγκριση των 3 rd Quartile των δοσιμετρικών μεγεθών που αφορούν τις
CA που πραγματοποίησε ο επεμβατιστής MD1, με τα αντίστοιχα των CA που
πραγματοποίησε ο ίδιος το 2020 (Papanastasiou et al).

	DAP (Gy·cm ²)	K _{a,r} (mGy)	Number of Frames	Fluoroscopy time (min)
3 rd Quartile	100,8	1011,0	895	23,7
Papanastasiou	70,2	494	844	9,2

Τέλος, η στατιστική ανάλυση επικεντρώθηκε στο DAP και το K_{a,r} από την κάθε CBCT λήψη εξατομικευμένα. Από τη σύγκριση των ειδών προκύπτει ότι το DAP και το K_{a,r} στις 3D-DSA λήψεις είναι σχεδόν πενταπλάσια από τα αντίστοιχα μεγέθη στις 3D-DA. Η μεγάλη διαφορά στα μεγέθη δόσης οφείλεται στον αριθμό των frames, που είναι διπλάσιος στις 3D-DSA, και στο γεγονός ότι η αφαίρεση προκαλεί επιπρόσθετο θόρυβο στις εικόνες που προκύπτουν, οπότε απαιτείται περισσότερη δόση για την ισοστάθμιση του. Επιπλέον, παρότι καταγράφηκαν τρεις μόνο LCI-HighHS είναι εμφανές ότι ο ασθενής δέχεται περισσότερη δόση· η μέγιστη τιμή του DAP στις 3D-DSA, που αποτελεί ακραία τιμή, (16,54 Gy·cm²) είναι λιγότερη από το μισό της χαμηλότερης τιμής DAP που καταγράφηκε στις LCI-HighHS (39,09 Gy·cm²) και αντίστοιχα το υψηλότερο K_{a,r} στις 3D-DSA, που είναι επίσης ακραία τιμή, (154,77 mGy) είναι μικρότερο της πιο μικρής καταγεγραμμένης τιμής στις LCI-HighHS (167,78 mGy). Αυτή η μεγάλη διαφορά αποδίδεται στον υπερδιπλάσιο αριθμό frames που καταγράφονται (571 στις LCI-HighHS και 216 στις 3D-DSA).

2.4 Συμπεράσματα

Στην παρούσα εργασία επιτεύχθηκε η βασικός σκοπός της, ο οποίος ήταν η διερεύνηση της συνεισφοράς των CBCT λήψεων στη συνολική δόση για τη παναγγειογραφία και τον εμβολισμό εγκεφάλου. Πέρα από το βασικό σκοπό, βέβαια, διερευνήθηκαν και άλλα θέματα που αφορούν την επεμβατική τεχνολογία ενδιαφέροντα αποτελέσματα. προκύπτοντας ορισμένα Για παράδειγμα αναθεωρήθηκαν τοπικά Δ.Ε.Α. για τη παναγγειογραφία στο νοσοκομείο ΑΧΕΠΑ, και βρέθηκε σχέση για τον άμεσο υπολογισμό του PSD από το Kar για την περιοχή Head & Neck. Επιπλέον, υπολογίστηκαν δόσεις οργάνων και η ενεργός δόση από τη ψηφιακή λήψη στις CA και βρέθηκε μια σχέση για την εκτίμηση της ενεργού δόσης από το DAP, ενώ υπολογίστηκε και η δόση που προέρχεται από το κάθε είδος CBCT λήψης ξεχωριστά.

Ωστόσο, η διερεύνηση κάποιων από τα παραπάνω θέματα επιδέχεται βελτίωσης. Ειδικότερα, θα ήταν θεμιτή η συγκέντρωση παραπάνω περιστατικών εμβολισμού εγκεφάλου για την διεξαγωγή ασφαλέστερων αποτελεσμάτων και την θέσπιση τοπικών Δ.Ε.Α. για το ΑΧΕΠΑ. Ακόμα, αναφορικά με την διερεύνηση της συσχέτισης της δόσης με την εμπειρία του επεμβατικού ακτινολόγου χρειάζονταν περισσότερα περιστατικά από τον κάθε γιατρό και ιδίως από τον MD3 για να συμπεριληφθεί στις συγκρίσεις καθώς και να ληφθεί υπ' όψιν η πολυπλοκότητα της κάθε διαδικασίας. Τέλος, για τον ακριβή υπολογισμό της δόσης οργάνων, της ενεργούς δόσης και την εύρεση μιας εξίσωσης εκτίμησης της ενεργούς δόσης χρειάζεται μεγαλύτερος αριθμός περιστατικών ενώ για τον υπολογισμό μιας αξιόπιστης σχέσης υπολογισμού της ενεργού δόσης από το K_{a,r} απαιτείται να συμπεριληφθεί στην προσομοίωση και η ακτινοσκόπηση.

Συνοψίζοντας, στην εργασία διερευνήθηκαν αρκετά ερευνητικά ερωτήματα. Ορισμένα από αυτά απαντήθηκαν με επιτυχία ενώ για κάποια άλλα αυτή η εργασία αποτελεί εφαλτήριο, καθώς απαιτείται μεγαλύτερο δείγμα για την διεξαγωγή ασφαλέστερων αποτελεσμάτων.

3. Βιβλιογραφία

- Dance, D. R., Christofides, S., Maidment, A. D. A., McLean, I. D., & Ng, K. H. (2014). Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students. Endorsed by: American Association of Physicists in Medicine, Asia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics, European Federation of Organisations for Medical Physics.
- Vañó, E., Miller, D. L., Martin, C. J., Rehani, M. M., Kang, K., Rosenstein, M., ... & Rogers, A. (2017). ICRP publication 135: diagnostic reference levels in medical imaging. Annals of the ICRP, 46(1), 1-144.
- 3. Protection, R. (2007). ICRP publication 103. Ann ICRP, 37(2.4), 2.
- 4. Osborn, A. G. (1999). Diagnostic cerebral angiography. Lippincott Williams & Wilkins.
- Murayama, Y., Nien, Y. L., Duckwiler, G., Gobin, Y. P., Jahan, R., Frazee, J., ... & Viñuela, F. (2003). Guglielmi detachable coil embolization of cerebral aneurysms: 11 years' experience. Journal of neurosurgery, 98(5), 959-966.
- Wagner, L. K., Eifel, P. J., & Geise, R. A. (1994). Potential biological effects following high X-ray dose interventional procedures. Journal of Vascular and Interventional Radiology, 5(1), 71-84.
- 7. Valentin, J. (2000). Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures, ICRP Publication 85. Annals of the ICRP, 30(2), 7-7.
- 8. Tapiovaara, M., & Siiskonen, T. (2008). PCXMC, A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations.
- Wood, T. J., Moore, C. S., Saunderson, J. R., & Beavis, A. W. (2015). Validation of a technique for estimating organ doses for kilovoltage conebeam CT of the prostate using the PCXMC 2.0 patient dose calculator. Journal of Radiological Protection, 35(1), 153.
- Papanastasiou, E., Protopsaltis, A., Finitsis, S., Hatzidakis, A., Prassopoulos, P., & Siountas, A. (2021). Institutional Diagnostic Reference Levels and Peak Skin Doses in selected diagnostic and therapeutic interventional radiology procedures. Physica Medica, 89, 63-71.
- 11. McParland, B. J. (1998). A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures. The British journal of radiology, 71(842), 175-185.
- Brambilla, M., Marano, G., Dominietto, M., Cotroneo, A. R., & Carriero, A. (2004). Patient radiation doses and references levels in interventional radiology. La Radiologia Medica, 107(4), 408-418.
- Aroua, A., Rickli, H., Stauffer, J. C., Schnyder, P., Trueb, P. R., Valley, J. F., ... & Verdun, F. R. (2007). How to set up and apply reference levels in fluoroscopy at a national level. European radiology, 17(6), 1621-1633.
- Bleeser, F., Hoornaert, M. T., Smans, K., Struelens, L., Buls, N., Berus, D., ... & Bosmans, H. (2008). Diagnostic reference levels in angiography and interventional radiology: a Belgian multi-centre study. Radiation protection dosimetry, 129(1-3), 50-55.
- Vano, E., Järvinen, H., Kosunen, A., Bly, R., Malone, J., Dowling, A., ... & Corbett, R. H. (2008). Patient dose in interventional radiology: a European survey. Radiation protection dosimetry, 129(1-3), 39-45.

- Etard, C., Bigand, E., Salvat, C., Vidal, V., Beregi, J. P., Hornbeck, A., & Greffier, J. (2017). Patient dose in interventional radiology: a multicentre study of the most frequent procedures in France. European radiology, 27(10), 4281-4290.
- 17. Rizk, C., Farah, J., Vanhavere, F., & Fares, G. (2019). National diagnostic reference levels in interventional radiology suites in Lebanon: a multicenter survey. Radiation Protection Dosimetry, 187(1), 50-60.
- Sanchez, R. M., Vano, E., Fernández, J. M., Moreu, M., & Lopez-Ibor, L. (2014). Brain radiation doses to patients in an interventional neuroradiology laboratory. American Journal of Neuroradiology, 35(7), 1276-1280.
- 19. Marshall, N. W., Noble, J., & Faulkner, K. (1995). Patient and staff dosimetry in neuroradiological procedures. The British Journal of Radiology, 68(809), 495-501.
- Falco, M. D., Masala, S., Stefanini, M., Bagalà, P., Morosetti, D., Calabria, E., ... & Verona-Rinati, G. (2018). Effective-dose estimation in interventional radiological procedures. Radiological Physics and Technology, 11(2), 149-155.
- 21. CANON MEDICAL SYSTEMS, Infinix-i SkyPlus Clinical Brochure, Retrieved from: <u>https://us.medical.canon/download/vl-br-infinix-i-skyplus-clinical</u>
- 22. Chong, J.Y., (2020), Ischemic Stroke, MSD Manual Consumer Version, Retrieved from: https://www.msdmanuals.com/en-nz/home/brain,-spinalcord,-and-nerve-disorders/stroke-cva/ischemic-stroke