

Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ  
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ  
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ  
“ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ”

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

## “ΣΥΓΚΡΙΣΗ MCW ΚΑΙ RFA ΝΕΟΠΛΑΣΜΑΤΩΝ ΝΕΦΡΟΥ”

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟΣ ΦΟΙΤΗΤΗΣ ΚΟΥΤΣΑΥΤΑΚΗΣ ΕΜΜΑΝΟΥΗΛ

ΕΠΙΒΛΕΠΟΝ ΜΕΛΟΣ  
ΜΑΛΑΓΑΡΗ ΔΙΚΑΤΕΡΙΝΑ  
ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΡΙΑ ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ  
ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ



Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.

ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ  
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ  
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ  
“ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑ”

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**“ΣΥΓΚΡΙΣΗ MCW ΚΑΙ RFA ΝΕΟΠΛΑΣΜΑΤΩΝ  
ΝΕΦΡΟΥ”**

**Μ.Φ. ΚΟΥΤΣΑΥΤΑΚΗΣ ΕΜΜΑΝΟΥΗΛ**

ΕΠΙΒΛΕΠΟΝ ΜΕΛΟΣ: ΜΑΛΑΓΑΡΗ ΑΙΚΑΤΕΡΙΝΗ  
ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΡΙΑ ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ  
ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΣΧΟΛΗΣ ΕΘΝΙΚΟΥ & ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟΥ  
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΑΘΗΝΩΝ

**ΜΕΛΗ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ**

**ΚΑΤΕΡΙΝΑ ΧΑΤΖΗΜΙΧΑΗΛ:** ΛΕΚΤΟΡΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ  
ΣΧΟΛΗΣ ΕΘΝΙΚΟΥ & ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟΥ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΑΘΗΝΩΝ

**ΛΟΥΚΑΣ ΘΑΝΟΣ:** ΙΑΤΡΟΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΟΣ, ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ ΤΜΗΜΑΤΟΣ  
ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΚΑΙ ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ, ΓΝΝΘΑ  
«ΣΩΤΗΡΙΑ»

ΔΕΚΕΜΒΡΙΟΣ 2012

## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Στην ιατρική κοινότητα είναι αέναη η προσπάθεια να επιτύχουν οι γιατροί για τους ασθενείς τους το καλύτερο θεραπευτικό αποτέλεσμα, με τον μικρότερο δυνατό πόνο. Οι ελάχιστες επεμβατικές τεχνικές που χρησιμοποιεί η επεμβατική ακτινολογία κινούνται προς αυτήν την κατεύθυνση. Έτσι αναπόφευκτα οι διαδερμικές θερμοκαυτηριάσεις των συμπαγών οργάνων διαδίδονται κάθε μέρα και περισσότερο, καθώς επιτυγχάνουν εξαιρετικά αποτελέσματα.

Στην συγκεκριμένη διπλωματική εργασία επιχειρείται η σύγκριση μιας ευρύτερα διαδεδομένης μεθόδου θερμοκαυτηρίασης των νεοπλασιών του νεφρού, που είναι η χρήση των ραδιοσυχνοτήτων (RF) με μία μέθοδο που στις μέρες μας έρχεται εμφαιτικά στο προσκήνιο δηλαδή η χρήση της ενέργειας των μικροκυμάτων (MW) για την διενέργεια θερμοκαυτηριάσεων και συγκεκριμένα στον νεφρό.

Στην προσπάθεια για την εκπόνηση αυτής της εργασίας συνέβαλαν όλοι οι διδάσκοντες στο πρόγραμμα μεταπτυχιακών σπουδών “ Επεμβατική ακτινολογία”. Ιδιαίτερα θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. **Λουκά Θάνο**, διευθυντή του τμήματος Ιατρικής Απεικόνισης και Επεμβατικής Ακτινολογίας του ΓΝΝΘΑ «Σωτηρία» για την βοήθεια που μου προσέφερε σε κάθε στάδιο, κατά την εκπόνηση αυτής της εργασίας προσφέροντας μου τις πολύτιμες συμβουλές του, αλλά και μεγάλο αριθμό φωτογραφιών από περιστατικά, επιστημονικών άρθρων και μελετών που αποτελούν αποτέλεσμα της εργασίας του.

Ευχαριστώ επίσης την αναπληρώτρια καθηγήτρια κυρία **Μαλαγάρη Αικατερίνη** που δέχτηκε να επιβλέψει τη συγγραφή της παρούσης διπλωματικής εργασίας, αλλά και την λέκτορα κυρία **Χατζημιχαήλ Αικατερίνη** που ως μέλος της εξεταστικής επιτροπής μελέτησε και αξιολόγησε αυτήν την διπλωματική εργασία.

**ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ**

Σελ.

Πρόλογος.....	3
---------------	---

**ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

1. Εμβρυολογία.....	5
2. Ανατομία.....	6
I. Σχήμα, μέγεθος, θέση.....	7
II. Μακροσκοπική και μικροσκοπική ανατομία των νεφρών. ....	8
III. Αγγεία – Νεύρα - Λεμφική αποχέτευση.....	11
3. Φυσιολογία.....	13
4. Νεοπλασματικές παθήσεις του νεφρού.....	16
I. Καλοήθη νεοπλάσματα του νεφρού.....	16
II. Κακοήθη νεοπλάσματα του νεφρού.....	23

**ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ**

1. Διαδερμική Καυτηρίαση.....	52
I. Διαδερμική θερμοκαυτηρίαση.....	52
II. Ενδείξεις για την διενέργεια θερμοκαυτηρίασης στον νεφρό. Επιλογή ασθενών...53	
III. Περιγραφή της μεθόδου της θερμοκαυτηρίασης στον νεφρό.....	54
IV. Επιπλοκές της διαδερμικής θερμοκαυτηρίασης στον νεφρό.....	57
2. Θερμοκαυτηρίαση με ραδιοσυχνότητες (RF ablation).....	59
I. Συσκευές παραγωγής ραδιοσυχνοτήτων.....	62
II. Τύποι ηλεκτροδίων.....	64
III. Θερμοκαυτηρίαση με RF στον νεφρό.....	70
3. Θερμοκαυτηρίαση με μικροκύματα ( MW ablation ).....	73
I. Διηλεκτρικά χαρακτηριστικά των βιολογικών ιστών.....	73
II. Ηλεκτρομαγνητικές αλληλεπιδράσεις με τους ιστούς.....	74
III. Συστήματα Μικροκυμάτων.....	75
VI. Γεννήτριες μικροκυμάτων.....	76
V. Συνδέσεις στα συστήματα MW, μέσω των ομοαξονικών καλωδίων .....	79
VI. Η σχεδίαση της κεραίας στη καυτηρίαση με MW.....	80
VII. Ψύξη του συστήματος των MW.....	84
VIII. Διαδερμική θερμοκαυτηρίαση με την χρήση μικροκυμάτων (MW).....	86
4. Σύγκριση της διαδερμικής θερμοκαυτηρίασης με την χρήση μικροκυμάτων (MW) και ραδιοκυμάτων (RF).....	87
5. Σύγκριση της διαδερμικής θερμοκαυτηρίασης με την χρήση μικροκυμάτων (MW) και ραδιοκυμάτων (RF) στις νεοπλασίες του νεφρού.....	92
6. Συμπέρασμα.....	98

# ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

## 1. ΕΜΒΡΥΟΛΟΓΙΑ

Το ουροποιητικό σύστημα ξεκινά να αναπτύσσεται από το **διάμεσο μεσόδερμα** το οποίο πορεύεται κατά μήκος του οπισθίου τοιχώματος της κοιλιακής κοιλότητας . Στον άνθρωπο κατά την διάρκεια της ενδομήτριας ανάπτυξης του, σχηματίζονται τρία διαφορετικά νεφρικά συστήματα<sup>1</sup>.

Το πρώτο ο **πρόνεφρος** είναι υποτυπώδες και μη λειτουργικό. Αντιπροσωπεύεται από επτά έως δέκα συμπαγείς ομάδες κυττάρων. Στο τέλος της τέταρτης εβδομάδας όλα τα ίχνη του προνεφρικού συστήματος έχουν εξαφανιστεί. Ο **μεσόνεφρος** που είναι το δεύτερο σύστημα λειτουργεί για συγκεκριμένο χρονικό διάστημα κατά την διάρκεια της πρώιμης εμβρυϊκής περιόδου. Ο **μετάνεφρος** που είναι το τρίτο σύστημα, σχηματίζει τον μόνιμο νεφρό και εμφανίζεται κατά την πέμπτη εβδομάδα της κύησης. Οι απεκκριτικές μονάδες του αναπτύσσονται από το **μετανεφρικό μεσόδερμα**. Τα αθροιστικά σωληνάρια του μόνιμου νεφρού αναπτύσσονται από την **ουρητηρική καταβολή**. Στην συνέχεια η ουρητηρική καταβολή διευρύνεται για να σχηματίσει την πρωτογενή νεφρική πυέλο που αποσχιζεται σε ένα κεφαλικό και ένα ουραίο τμήμα που θα σχηματίσουν τους μελλοντικούς μείζονες κάλυκες. Οι κάλυκες καθώς εισχωρούν στο μετανεφρικό ιστό σχηματίζουν εκβλαστήσεις που με την σειρά τους διακλαδίζονται έως ότου σχηματιστούν δώδεκα ή και περισσότερες γενεές σωληναρίων . Τα σωληνάρια της δεύτερης γενεάς διευρύνονται και ενσωματώνουν εκείνα της τρίτης και της τέταρτης με αποτέλεσμα τον σχηματισμό των ελασσόνων καλύκων της νεφρικής πυέλου. Κατά την περαιτέρω ανάπτυξη τα αθροιστικά σωληνάρια της πέμπτης και των υπολοίπων γενεών επιμηκύνονται σημαντικά και συγκλίνουν στους ελάσσονες κάλυκες που έχει ως αποτέλεσμα τον

σχηματισμό των νεφρικών πυραμίδων. **Επομένως η ουρητηρική καταβολή** σχηματίζει τον ουρητήρα, την νεφρική πύελο, τους μείζονες και τους ελάσσονες κάλυκες και ένα έως τρία εκατομμύρια αθροιστικά σωληνάρια.

Τα αθροιστικά σωληνάρια καλύπτονται στο περιφερικό άκρο τους από καλύπτρα μετανεφρικού ιστού. Κύτταρα της μετανεφρικής καλύπτρας σχηματίζουν τα νεφρικά κυστίδια που με την σειρά τους σχηματίζουν μικρά σωληνάρια. Αυτά μαζί με διακλαδώσεις μικρών τριχοειδών τα λεγόμενα αγγειώδη σπειράματα σχηματίζουν τους νεφρώνες (απεκκριτικές μονάδες). Το εγγύς άκρο του νεφρώνα σχηματίζει την κάψα του Bowman. Το περιφερικό άκρο επικοινωνεί ελευθέρα με ένα από τα αθροιστικά σωληνάρια δημιουργώντας δίοδο από το αγγειώδες σπείραμα στην αθροιστική μονάδα. Η συνεχής επιμήκυνση του απεκκριτικού σωληναρίου οδηγεί στην δημιουργία του εγγύς εσπειραμένου σωληναρίου της αγκύλης του Henle και του άπω εσπειραμένου σωληναρίου<sup>2</sup>.

**Συμπερασματικά** ο νεφρός σχηματίζεται από το μετανεφρικό μεσόδερμα και την ουρητηρική καταβολή, από το μεν μετανεφρικό μεσόδερμα δημιουργούνται οι απεκκριτικές μονάδες ενώ από την ουρητηρική καταβολή σχηματίζεται το αθροιστικό σύστημα.

## 2. ANATOMΙΑ

Οι νεφροί βρίσκονται στον οπισθοπεριτοναϊκό χώρο στις παρασπονδυλικές αύλακες και είναι δύο, αριστερός και δεξιός. Εκτείνονται από το ύψος του σώματος του 12ου θωρακικού σπονδύλου μέχρι του 3ου οσφυϊκού σπονδύλου. Ο αριστερός νεφρός βρίσκεται κατά 1-2 εκ. πιο ψηλά σε σχέση με τον δεξιό, λόγω της ανατομικής θέσης του ήπατος.<sup>3</sup> Από κάθε νεφρό κατέρχεται ένας ουρητήρας που τελικά εισέρχεται στην ουροδόχο κύστη. Στην λειτουργία των νεφρών έγκειται η απομάκρυνση από το αίμα του

πλεονάζοντος ύδατος , των αλάτων αλλά και των προϊόντων του μεταβολισμού των πρωτεϊνών<sup>3,8</sup>.

## **I. Σχήμα, Μέγεθος, Θέση**

Οι νεφροί περιβάλλονται από λίπος, εντοπίζονται οπισθοπεριτοναϊκά και επικάθονται στο οπίσθιο κοιλιακό τοίχωμα. Οι νεφροί, το περινεφρικό λίπος και τα επινεφρίδια βρίσκονται εντός της παρατονίας του Gerotta.<sup>4</sup> Εμφανίζουν πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια, έξω και έσω χείλη, και τον άνω και κάτω πόλο.<sup>3,8</sup> Η πρόσθια επιφάνεια του νεφρού είναι υπόκυρτη και καλύπτεται από περιτόναιο, ενώ η οπίσθια είναι επίπεδη, δεν καλύπτεται από περιτόναιο και ακουμπά στο οπίσθιο κοιλιακό τοίχωμα. Το έξω χείλος είναι κυρτό, ενώ το έσω είναι κοίλο και έχει εντομή. Η εντομή του έσω χείλους του προσδίδει εικόνα που θυμίζει φασόλι. Σε αυτό το κοίλο τμήμα του νεφρού υπάρχει μία κατακόρυφη σχισμή που ονομάζεται νεφρική πύλη. Από την πύλη εξέρχονται η νεφρική πύελος και η νεφρική φλέβα και εισέρχεται η νεφρική αρτηρία. Η πύλη οδηγεί σε χώρο βάθους περίπου 2,5 εκ. την νεφρική κοιλία.<sup>9,10</sup> Ο χώρος αυτός καταλαμβάνεται από την νεφρική πύελο, τους νεφρικούς κάλυκες τα νεφρικά αγγεία και νευρά αλλά και ποσότητα λίπους. Από τους δύο πόλους ο άνω είναι πιο ογκώδης και σε αυτόν επικάθεται το σύστοιχο επινεφρίδιο και ο κάτω είναι πιο λεπτός και καταλήγει ελεύθερος<sup>4,9</sup>.

Η θέση των νεφρών μεταβάλλεται κατά την διάρκεια της αναπνοής . Οι νεφροί μετατοπίζονται περίπου 3 εκ. στον επιμήκη άξονα με τις αναπνευστικές κινήσεις. Οι άνω πόλοι των νεφρών συγκλίνουν και οι κάτω αποκλίνουν από τη μέση γραμμή και συγχρόνως κάθε νεφρός έχει περιστραφεί γύρω από τον επιμήκη του άξονα και στρέφει το έσω χείλος του προς τα έσω και πρόσω και το έξω χείλος του προς τα έξω και πίσω. Επομένως ο επιμήκης άξονας των νεφρών φέρεται λοξά από τα άνω και έσω προς τα κάτω και έξω, ενώ ο εγκάρσιος από τα έξω και πίσω προς τα έσω και πρόσω<sup>3,8</sup>.

Το μήκος των νεφρών είναι περίπου 10-12 εκ., το πλάτος 5-6 εκ. και το πάχος 2,5 έως 3,5 εκ. Ο νωπός νεφρός έχει χρώμα καστανέρυθρο και βάρος στον άνδρα περίπου 160 gr . και στη γυναίκα 135 γραμμάρια. Ο αριστερός νεφρός είναι συχνά πιο μακρύτερος αλλά και πιο βαρύτερος από το δεξιό.<sup>9,10</sup>

## **II. Μικροσκοπική και μακροσκοπική ανατομία των νεφρών.**

Οι νεφροί περιβάλλονται από την **ινώδη κάψα** (*ινώδης χιτώνας*) η οποία διέρχεται από τα χείλη της πύλης ,επενδύει την νεφρική κοιλία και συνέχεται με το τοίχωμα των καλύκων. Αποτελείται από ελαστικές και λείες μυϊκές ίνες. Η έξω επιφάνειά του συνάπτεται με τη νεφρική περιτονία , ενώ η έσω επιφάνειά του συνάπτεται χαλαρά με το υποκείμενο νεφρικό παρέγχυμα. Προσδίδει στον νωπό νεφρό την γυαλιστερή του όψη<sup>3</sup>.

Η νεφρική ινώδης κάψα και ο νεφρός περιβάλλονται από το **περινεφρικό λίπος** (λιπώδης κάψα) που είναι σε πιο μικρή ποσότητα στην πρόσθια επιφάνεια του νεφρού και άφθονο στην οπίσθια επιφάνεια, στους πόλους και στα χείλη του νεφρού. Παρεμβάλλεται στα διάκενα των ινώδων δεσμίδων που εκτείνονται μεταξύ της νεφρικής περιτονίας και του ινώδους χιτώνα του νεφρού. Έχει χαμηλότερη πυκνότητα από το νεφρικό παρέγχυμα, γεγονός που κάνει ορατό το περίγραμμα του νεφρού στην ακτινογραφία, στην αξονική και στην μαγνητική τομογραφία<sup>9</sup>.

Με την σειρά της η λιπώδης νεφρική κάψα περιβάλλεται από αραιό ινώδη ιστό που ονομάζεται **νεφρική περιτονία** ή (περιτονία Gerotta). Περικλείει τον νεφρό, την ινώδη, την λιπώδη κάψα καθώς και το επινεφρίδιο. Αρχίζει από το έξω χείλος του νεφρού σαν συνέχεια της εγκάρσιας περιτονίας. Χωρίζεται στο πρόσθιο πέταλο και το οπίσθιο, τα οποία περιβάλλουν το νεφρό σχηματίζοντας ατελή κάψα<sup>9</sup>. Το πρόσθιο πέταλο της νεφρικής περιτονίας φέρεται μπροστά από το νεφρό και τα αγγεία του και ενώνεται μπροστά από την κοιλιακή αορτή με το αντίθετο πρόσθιο πέταλο. Το οπίσθιο



πέταλο (ή περιτονία του Zuckerkindl) φέρεται πίσω από τον νεφρό και μεταβαίνει στην περιτονία του μείζονα ψοΐτη μυ<sup>10</sup>.

Ο νεφρός διαιρείται σε **φλοιό** και **μυελό**. Η φλοιώδης μοίρα του υποδιαιρείται στις **μυελώδεις ακτίνες** και στον **λαβύρινθο** του φλοιού. Οι μυελώδεις ακτίνες αποτελούν λεπτές προσεκβολές που εκπέμπονται από τη βάση κάθε νεφρικής πυραμίδας και οι οποίες εισέρχονται σαν ακτίνες μέσα στη φλοιώδη ουσία.

Από δέκα έως δεκαοκτώ νεφρικές **πυραμίδες (Malpighi)** σχηματίζουν τον μυελό. Κάθε κορυφή της πυραμίδας διατιπράινεται από δεκαπέντε έως είκοσι θηλαίους πόρους (του Bellini) στο ηθμοειδές πέταλο. Οι νεφρικές πυραμίδες είναι διατεταγμένες σε τρεις σειρές. Σε κάθε νεφρική πυραμίδα, η βάση της στρέφεται προς τη φλοιώδη ουσία και η κορυφή προς τη νεφρική κοιλία. Ο χώρος μεταξύ των πυραμίδων καταλαμβάνεται από στοιχεία του φλοιού, τα οποία ονομάζονται νεφρικοί στύλοι (**στύλοι Bertini**).

Κάθε νεφρός περιέχει περίπου 1.000.000 λειτουργικές μονάδες. Η λειτουργική μονάδα του νεφρού είναι το ουροφόρο σωληνάριο που αποτελείται από τον νεφρώνα και το αθροιστικό σωληνάριο. Με την σειρά του κάθε νεφρώνας έχει την ικανότητα να παράγει ούρα. Ο νεφρώνας αποτελείται από το **μαλπιγγιανό σωμάτιο (κάψα του Bowman)** μέσα από το οποίο γίνεται διήθηση υγρού από το αίμα και ένα **επίμηκες σωληνάριο** μέσα στο οποίο το διηθηθέν υγρό μετατρέπεται σε ούρο.

Η **βασική ανατομική του νεφρώνα** μπορεί να περιγραφεί ως ακολούθως:

Το αίμα εισέρχεται στο μαλπιγγιανό σωμάτιο με το προσαγωγό αρτηρίδιο και το εγκαταλείπει με το απαγωγό αρτηρίδιο.

Ποσοστό μεγαλύτερο του 90% του ύδατος καθώς και των διαλυμένων ουσιών που έχουν διηθηθεί στο αγγειώδες σπείραμα επαναρροφώνται προς το αγγειακό σύστημα. Το υπολειπόμενο μέσα στα σωληνάρια ύδωρ και διαλυμένες ουσίες αποτελούν τα ούρα.

Μέσα στο **μαλπιγγιανό σωμάτιο** υπάρχει το αγγειώδες σπείραμα που αποτελείται από αναστομούμενα μεταξύ τους τριχοειδή. Η πίεση του αίματος

μέσα στο αγγειώδες σπείραμα προκαλεί διήθηση προς την κάψα του Bowman και από εκεί το υγρό ρέει στο **εγγύς εσπειραμένο σωληνάριο**. Έπειτα το υγρό οδεύει στην **αγκύλη του Henle**. Μετά την διόδο του από την αγκύλη του Henle το υγρό φέρεται προς το **άπω εσπειραμένο σωληνάριο**. Μέχρι και οκτώ άπω εσπειραμένα σωληνάρια μπορεί να συνενωθούν σε ένα αθροιστικό σωληνάριο.

Το μαλπιγγειανό σωματίο, το εγγύς εσπειραμένο, το άπω εσπειραμένο σωληνάριο καθώς και τμήμα του αθροιστικού σωληναρίου (φλοιώδες αθροιστικό σωληνάριο), βρίσκονται στην φλοιώδη μοίρα του νεφρού.

Το άκρο του φλοιώδους αθροιστικού σωληναρίου στρέφεται προς την μυελώδη μοίρα και πλέον ονομάζεται μυελώδες αθροιστικό σωληνάριο η **αποχετευτικό σωληνάριο**. Διαδοχικά τα αθροιστικά σωληνάρια συνενώνονται σε μεγαλύτερα πορεύονται βαθιά στην μυελώδη μοίρα σε παράλληλη πορεία με την αγκύλη του Henle σχηματίζουν τους πόρους του Bellini που εκβάλουν στο **ηθμοειδές πέταλο**.

**Οι πόροι του Bellini** διοχετεύουν τα ουρά στο ενδονεφρικό τμήμα της αποχετευτικής μοίρας και συγκεκριμένα στους **ελάσσονες κάλυκες** που στους περισσότερους ανθρώπους είναι εννέα στον αριθμό και προσφύονται γύρω από την βάση της νεφρικής θηλής.

Οι **νεφρικές θηλές** είναι κωνικές προσεκβολές της μυελώδους μοίρας που προβάλλουν μέσα στους νεφρικούς κάλυκες. Τρεις με τέσσερις ελάσσονες κάλυκες σχηματίζουν το άνω άκρο του **μείζονα κάλυκα**. Επομένως έχουμε συνήθως δυο και ενίοτε τρεις μείζονες κάλυκες. Το κάτω άκρο του μείζονα κάλυκα εκβάλλει στην νεφρική πύελο και στον ουρητήρα.

Η **νεφρική πύελος** είναι κατασκευασμένη από ινώδη ιστό και λίγες λείες μυϊκές ίνες. Σχηματίζεται από τους μείζονες κάλυκες και το σχήμα της εξαρτάται από το μήκος των μείζονων καλύκων. Όταν οι κάλυκες είναι μακρύς έχουμε το σχιστό ή κλαδωτό τύπο της πύελου ενώ όταν οι κάλυκες είναι βραχείς τον λυκηθοειδή τύπο. Περιγράφεται ως χωνοειδής και είναι αποπλατυσμένη από εμπρός προς τα πίσω, όταν έχει μεγαλύτερο πλάτος

από ότι ύψος, και το πλάτος της συνήθως είναι περίπου δύο εκατοστά. Το άκρο της νεφρικής πυέλου καταλήγει στους ουρητήρες<sup>3,4</sup>.

Οι **ουρητήρες** αποτελούν μυώδεις σωλήνες με παχύ τοίχωμα και στενό αυλό και μεταφέρουν τα ούρα από τον νεφρό στην ουροδόχο κύστη. Ο ουρητήρας έχει μήκος 25 εκατοστά και μοιάζει με τον οισοφάγο κατά το ότι έχει τρία στενώματα κατά μήκος της πορείας του. Το πρώτο εκεί όπου η νεφρική πύελος μεταπίπτει στον ουρητήρα, το δεύτερο εκεί όπου ο ουρητήρας κάμπεται καθώς περνά το άνω στόμιο της ελάσσονος πυέλου και το τρίτο εκεί όπου ο ουρητήρας διατρύπα το τοίχωμα της ουροδόχου κύστεως. Καθώς τα ούρα διέρχονται από τους ουρητήρες το τοίχωμα των ουρητήρων διατρέχεται από περισταλτικά κύματα. Η κοιλιακή μοίρα του ουρητήρα έχει μήκος 12,5 εκατοστά και πάχος 5 χιλιοστά. Αυτή του η μοίρα είναι ωχρή σε χρώμα προσφύεται στέρεα στο τοιχωματικό περιτόναιο και παρουσιάζει οπισθοπεριτοναϊκή εντόπιση σε ολόκληρο το μήκος της και κατέρχεται σχεδόν κατακόρυφα μπροστά από το μείζονα ψοΐτη. Ο ουρητήρας διασταυρώνεται με την είσοδο της πυέλου και με την έξω λαγόνια αρτηρία, αμέσως περιφερικά του διχασμού της κοινής λαγόνιας αρτηρίας. Ο δεξιός ουρητήρας, καθώς κατέρχεται, έρχεται σε επαφή με την κάτω κοίλη φλέβα, τους οσφυϊκούς λεμφαδένες και το συμπαθητικό στέλεχος. Καθώς οι ουρητήρες εισέρχονται στην ελάσσονα πύελο χιάζονται με την ανώνυμη γραμμή μπροστά από την έκφυση των έξω λαγονίων αρτηριών. Η ενδοπυελική μοίρα των ουρητήρων πορεύεται οπισθοπεριτοναϊκά<sup>3,4,8</sup>.

### **III. Αγγεία – Νεύρα - Λεμφική αποχέτευση**

**Οι αρτηρίες των νεφρών** είναι μεγάλα αγγεία τα οποία εκφύονται υπό ορθή γωνιά από την κοιλιακή αορτή στο ύψος του O1-O2 μεσοσπονδυλίου διαστήματος. Η Δεξιά νεφρική αρτηρία διέρχεται οπίσθιος της κάτω κοίλης φλέβας. Κοντά στην πύλη του νεφρού οι νεφρικές αρτηρίες διαιρούνται σε

τμηματικές αρτηρίες που συνήθως είναι πέντε στον αριθμό. Με βάση την αρτηριακή κατανομή περιγράφονται τμήματα του νεφρού. Κάθε ένα από τα τμήματα αυτά αρδεύεται από μία τμηματική αρτηρία. Οι αρχικοί κλάδοι των αρτηριών αυτών ονομάζονται λοβιακές αρτηρίες, μια για κάθε νεφρική πυραμίδα, οι οποίες στην συνέχεια διαιρούνται σε μεσολόβιες. Οι μεσολόβιες αρτηρίες είναι δυο ή τρεις στον αριθμό και φέρονται προς τον φλοιό πορευόμενες εκατέρωθεν της νεφρικής πυραμίδας. Στο όριο φλοιού και μυελού, οι μεσολόβιες αρτηρίες χορηγούν τις τοξοειδείς αρτηρίες, οι οποίες πορεύονται τοξοειδώς στις βάσεις των νεφρικών πυραμίδων. Από τις τοξοειδείς αρτηρίες χορηγούνται οι μεσολοβίδιες αρτηρίες οι οποίες ανέρχονται στον φλοιό. Από τις μεσολοβίδιες αρτηρίες χορηγούνται τα προσαγωγά σπειραματικά αρτηρίδια. Σημαντικό είναι να αναφέρουμε ότι οι τμηματικές αρτηρίες φέρονται έμπροσθεν της νεφρικής πυέλου αν και μπορεί ένας ή δυο κλάδοι της να διέρχονται πίσω από την νεφρική πυέλο<sup>3,8,9,10</sup>.

Η **φλεβική παροχέτευση των νεφρών** ξεκινάει από την συνένωση αρκετών φλεβών οι οποίες εν τέλει στην πύλη του νεφρού σχηματίζουν τις νεφρικές φλέβες. Οι νεφρικές φλέβες βρίσκονται μπροστά από τις νεφρικές αρτηρίες ενώ η αριστερή νεφρική φλέβα πορεύεται μπροστά από την αορτή στο ύψος της έκφυσης της άνω μεσεντερίου αρτηρίας. Οι νεφρικές φλέβες εκβάλουν στην κάτω κοίλη φλέβα<sup>3,9</sup>.

Τα **λεμφαγγεία του νεφρού** ακολουθούν την νεφρική φλέβα και εκβάλουν στους οσφυϊκούς (έξω αορτικούς) λεμφαδένες.

Η **νεύρωση των νεφρών** προέρχεται από το νεφρικό πλέγμα που αποτελείται από συμπαθητικές και παρασυμπαθητικές ίνες. Το νεφρικό πλέγμα δέχεται ίνες από τα ελάσσονα και κατώτερα σπλαχνικά νευρά.

### 3. ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ

Οι νεφροί είναι κυρίως υπεύθυνοι για την ρύθμιση της απώλειας του ύδατος και των ηλεκτρολυτών, για την απαλλαγή του αίματος από τα άχρηστα προϊόντα του μεταβολισμού και τις τοξικές ουσίες, καθώς και την διατήρηση της οξεοβασικής ισορροπίας δηλαδή του pH του αίματος και του υγρού των ιστών σταθερή. Με την λειτουργία των νεφρών τα υγρά του σώματος διατηρούνται σταθερά τόσο ως ποσότητα αλλά και ως σύσταση<sup>5</sup>.

Ο σχηματισμός ούρων μπορεί να θεωρηθεί σαν μία διαδικασία δύο σταδίων. Η διήθηση παράγει ένα σημαντικά ελεύθερο πρωτεϊνών υγρό που μοιάζει με πλάσμα με μια ωσμωτικότητα περίπου 300 mosmol/L-1. Αυτό ακολούθως τροποποιείται με απορρόφηση και έκκριση ουσιών καθώς περνάει διαμέσου του υπολοίπου νεφρώνα. Μερικές από τις διαδικασίες είναι ορμονικά ρυθμιζόμενες και επηρεάζουν τον όγκο, την ιοντική σύσταση και την συνολική ωσμωτικότητα των ούρων<sup>5,6</sup>.

Καθένα από τα κύρια τμήματα του νεφρώνα συνεισφέρει στον έλεγχο του εξωκυτταρίου υγρού με μηχανισμούς οι οποίοι οδηγούν σε επαναρρόφηση νατρίου και νερού. Η νεφρική μεταφορά νατρίου και νερού είναι στενά συνδεδεμένα. Περισσότερα από 170 λίτρα υγρού διηθούνται από το πλάσμα κάθε μέρα στα σπειράματα και η μεγαλύτερη ποσότητα από αυτά γρήγορα επαναρροφάται για να μην προκληθεί έκλυση του εξωκυτταρίου υγρού. Περίπου το 70% του διηθημένου νατρίου αυτόματα επαναρροφάται από τα **εγγύς εσπειραμένα σωληνάκια** με ενεργητική μεταφορά<sup>6,7</sup>.

Στην **καμπύλη του Henle** η ενεργητική επαναρρόφηση του νατρίου οδηγεί σε παθητική μεταφορά του χλώριου στο λεπτό τμήμα του ανιόντος τμήματος της καμπύλης. Η σημαντικότερη δράση της μεταφοράς ιόντων από την καμπύλη του Henle είναι η αύξηση της ωσμωτικότητας του διάμεσου υγρού του μυελού των νεφρών. Αυτό προκαλεί την συνακόλουθη επαναρρόφηση νερού από τους αθροιστικούς πόρους.

Στα **από εσπειραμένα σωληνάκια** και στους αθροιστικούς πόρους υπάρχουν δύο μηχανισμοί που παίζουν εξέχοντα ρόλο στην επαναρρόφηση του νατρίου και του νερού. Όσον αφορά το νάτριο περισσότερο

επαναρροφάται ενεργητικά από τα σωληνάρια και τους αθροιστικούς πόρους. Λιγότερο από 1% από το διηθημένο νάτριο αποβάλλεται με τα ούρα. Το νερό επαναρροφάται χωρίς παράλληλη μεταφορά ιόντων. Τα άπω εσπειραμένα σωληνάρια και οι αθροιστικοί πόροι παραμένουν σχετικά μη διαπερατοί στο νερό.

Τρεις ορμόνες παίζουν σπουδαίο ρόλο στη ρύθμιση του εξωκυτταρίου όγκου υγρού και της ωσμωτικότητας με την δράση τους στην επαναρρόφηση του νατρίου και του νερού<sup>6,7</sup>.

Η **αντιδιουρητική ορμόνη** αυξάνει την διαπερατότητα ως προς το νερό των αθροιστικών πόρων και των άπω εσπειραμένων σωληναρίων. Αυτό ενισχύει την επαναρρόφηση του νερού και τελικά αυξάνεται ο όγκος του εξωκυτταρίου υγρού.

Το **σύστημα ρενίνης – αγγειοτενσίνης- αλδοστερόνης** δρα με τρόπο τέτοιο ώστε τελικά επιτυγχάνεται επαναρρόφηση νατρίου και νερού από τα άπω εσπειραμένα σωληνάρια και τους αθροιστικούς πόρους οδηγώντας σε αύξηση του ύδατος του εξωκυτταρίου χώρου. Αν και η αλδοστερόνη μόνο επιδρά στην επαναρρόφηση του τελικού 2-3% της συνολικής ποσότητας του διηθημένου νατρίου , αυτό αντιστοιχεί σε ένα όγκο 5 λίτρων ισότονου υγρού σε εικοσιτέσσερις ώρες. Παρέχει επομένως σπουδαίο μηχανισμό για τον έλεγχο του εξωκυτταρίου όγκου.

Η **κολπική νατριουρητική ορμόνη** προκαλεί την σπειραματική διήθηση και αναστέλλει την σωληναριακή επαναρρόφηση νατρίου οδηγώντας σε αύξηση της απώλειας νατρίου στα ούρα επομένως σε νατριούρηση και διούρηση.

Τα ιόντα επαναρροφώνται και εκκρίνονται σε διαφορετικά τμήματα του νεφρώνα. Το **κάλιο** επαναρροφάται στο εγγύς εσπειραμένο σωληνάριο και στο ανιών τμήμα της αγκύλης του Henle. Το **ασβέστιο** και τα **φωσφορικά ιόντα** επαναρροφώνται από το υγρό των σωληναρίων ιδιαίτερα στα εγγύς εσπειραμένα σωληνάρια έτσι ώστε φυσιολογικά μονό περίπου το 1/3 της διηθημένης ποσότητας να φτάνει στα ούρα.

Οι νεφροί έχουν σημαντικότερη επίδραση στην **ρύθμιση του pH**. Η επίδραση αυτή επιτυγχάνεται με την σωληναριακή έκκριση των ιόντων

υδρογόνου που συνδέεται άμεσα με την απορρόφηση διττανθρακικών. Η όλη διαδικασία οδηγεί σε διατήρηση σε φυσιολογικά όρια του pH του εξωκυτταρίου υγρού.

Οι νεφροί περάν του κυρίου ρόλου τους, της έκκρισης των υπερβολικών ποσοτήτων των μεταβολιτών και της διατήρησης της ισορροπίας του ύδατος και των ηλεκτρολυτών έχουν και άλλες σημαντικότερες ενδοκρινείς λειτουργίες.

Από τον νεφρό **εκκρίνεται** η ορμόνη **ρενίνη** η οποία ρυθμίζει την έκκριση της αλδοστερόνης με της ενεργοποίηση του αγγειοτενσινογόνου. Που εισφέρει στην ρύθμιση του νατρίου και του ύδατος.

Η **ερυθροποιητίνη** είναι μία ακόμη ορμόνη που παράγεται από τους νεφρούς και ερεθίζει την παραγωγή ερυθροκυττάρων από τον μυελό των οστών αλλά και διασφαλίζει την φυσιολογική συγκέντρωση της αιμοσφαιρίνης στο αίμα.

Στους νεφρούς επίσης επιτυγχάνεται η υδροξυλίωση της βιταμίνης D και ο σχηματισμός της 1,25 διυδροχοληκαλσιφερολή η οποία έχει σημαντικό ρόλο στις δραστηριότητες της βιταμίνης στο σώμα καθώς αποτελεί σπουδαίο ρυθμιστικό μηχανισμό για τα ιόντα του ασβεστίου στον οργανισμό<sup>5,6,7</sup>.

## 4. ΝΕΟΠΛΑΣΜΑΤΙΚΕΣ ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΤΟΥ ΝΕΦΡΟΥ

### **I. Καλοήθεις όγκοι του νεφρού.**

Οι καλοήθεις όγκοι του νεφρού σύμφωνα με παθολογοανατομικά κριτήρια είναι ο ψευδοόγκος, η απλή κύστη, το φλοιώδες αδένωμα, το αγγειομυολίπωμα, το ογκοκύτωμα, το αιμαγγείωμα, το ίνωμα, το λίπωμα, το μύωμα, το ρενίνωμα, το κυστικό νέφρωμα, το χιμπέρνωμα, το φαιοχρωμοκύτωμα, η αρτηριοφλεβώδης δυσπλασία και το ανεύρυσμα της νεφρικής αρτηρίας<sup>9</sup>.

#### **1. Ψευδοόγκος**

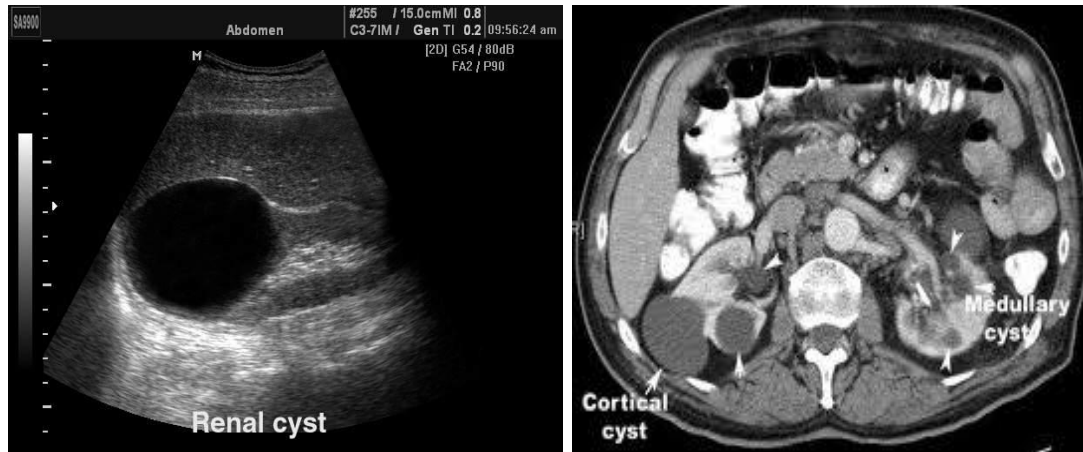
Η παραμονή της εμβρυικής λόβωσης του νεφρού αλλά και οι υπερτροφικές νεφρικές στήλες μπορεί να υποδυθούν νεφρικούς όγκους. Η οζώδης υπερτροφία υγιών περιοχών του παρεγχύματος μετά από ατροφία περιοχών του παρεγχύματος λόγω τραύματος, φλεγμονής, η εμφράκτου χαρακτηρίζονται και ως δευτεροπαθής ψευδοόγκοι<sup>9</sup>.

#### **2. Απλή κύστη**

Οι νεφρικές κύστες αποτελούν συχνότατο εύρημα στους άνω των 50 ετών. Οι μισοί από αυτήν την ομάδα έχουν κύστες νεφρών. Ανάλογα με την εντόπιση τους χωρίζονται σε παραπυελικές και παρεγχυματικές ή φλοιικές. Συχνά είναι περισσότερες από μια έως και πολλαπλές, επίσης σύνηθες είναι να εντοπίζονται και στους δύο νεφρούς. Επιπλεγμένες κύστες είναι αυτές που είτε έχουν επιμολυνθεί είτε έχουν αιμορραγήσει. Η διάκριση των επιπλεγμένων κύστεων από όγκους του νεφρού μπορεί να είναι δυσχερής. Η απλή κύστη στον υπερηχοτομογραφικό έλεγχο απεικονίζεται ως άνηχη βλάβη με σαφώς καθορισμένο οπίσθιο τοίχωμα, οπίσθια ακουστική ενίσχυση και μη μετρήσιμο πάχος τοιχώματος. Στην Υ.Τ στην προ της ενδοφλέβιας έγχυσης του



σκιαγραφικού εξέταση η απλή κύστη απεικονίζεται ως μórφωμα με ομοιογενή υπόπυκνη απεικόνιση που έχει σαφή όρια χωρίς να απεικονίζεται κάψα. Στην μετά την ενδοφλέβια έγχυση του σκιαγραφικού δεν αυξάνονται οι πυκνότητες στην περιοχή του μορφώματος<sup>8,9,10</sup>.



Απλές κύστεις νεφρών στον U.S και στον C.T έλεγχο.

### 3. Αγγειομυολίπωμα

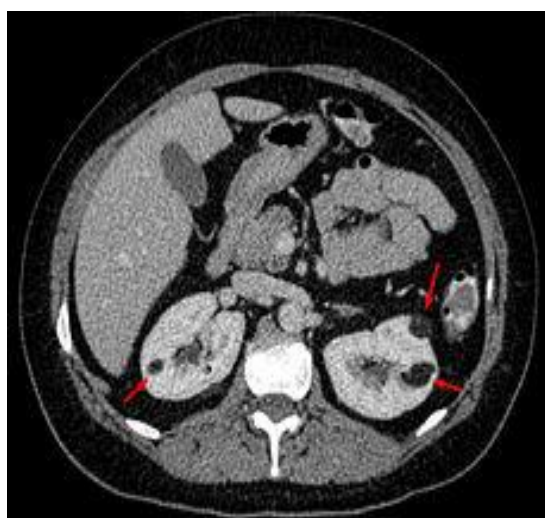
Πρόκειται για καλοήθης μεσεγχυματικούς όγκους (αμάρτωμα) οι οποίοι περιέχουν ποσότητα λίπους, λείων μυϊκών κυττάρων και αιμοφόρων αγγείων. Είναι τα συχνότερα καλοήθη νεοπλάσματα και έρχονται δεύτερα στην συνολική συχνότητα των νεφρικών όγκων μόνο σε σχέση με το νεφροκυτταρικό καρκίνωμα. Εμφανίζονται συνήθως σε γυναίκες της μέσης ηλικίας και μπορούν να προσλάβουν μεγάλες διαστάσεις, αν και συνήθως έχουν μέγεθος από 3 έως 5 εκατοστά. Σε ποσοστό 75-80% είναι μονήρης βλάβη και ανευρίσκεται τυχαία. Η λεμφαγγειολειομυομάτωση του πνεύμονα και η οζώδης σκλήρυνση συνδυάζονται με αυξημένη συχνότητα αγγειομυολιπωμάτων. Η οζώδης σκλήρυνση ή νόσος του Bourneville δίνει στους νεφρούς μικρές πολλαπλές αμφοτερόπλευρες βλάβες που είναι ασυμπτωματικές και συνήθως αποκαλύπτονται στην εφηβεία. Τα

αγγειομυολιπώματα δεν εξαλλάσσονται σε κακοήθη βλάβη. Η οπισθοπεριτοναϊκή αιμορραγία λόγω ρήξης η επηρεασμένη νεφρική λειτουργία και η υπέρταση είναι οι πιο συνηθισμένες επιπλοκές του αγγειομυολιπώματος αν και σπάνιες. Όταν ο βλάβη υπερβαίνει τα 4 εκ. αυξάνεται η συχνότητα των επιπλοκών. Η ανάπτυξη του όγκου εμφανίζεται να είναι μεγαλύτερη σε ασθενής με πολλαπλά αγγειομυολιπώματα ανεξαρτήτως της ύπαρξης των στιγμάτων της οζώδους σκλήρυνσης<sup>8,9,10</sup>.

Στην εξέταση με τους υπερήχους απεικονίζεται ως ηχογενές μόρφωμα με σαφή όρια. Στην υπολογιστική τομογραφία απεικονίζεται συνήθως σαν σαφώς περιγεγραμμένη μάζα με πυκνότητες λίπους. Ειδικότερα αρκεί η απεικόνιση μικρών περιοχών εντός της βλάβης με πυκνότητες λίπους για να χαρακτηριστεί η βλάβη ως αγγειομυολίωμα. Πολύ σπάνια ένα νεφροβλάστωμα η ένα καρκίνωμα εκ νεφρικών κυττάρων μπορεί να περιέχει μικρή ποσότητα λίπους. Τα νεφρικά λιπώματα και τα λιποσαρκώματα είναι εξαιρετικά σπάνια. Η συνδυασμένη παρουσία λίπους και αποτιτανώσεων σχεδόν αποκλείει την ύπαρξη αγγειομυολιπώματος αλλά συνηγορεί υπέρ κακοήθειας. Τα αγγειομυολιπώματα δεν επεκτείνονται ποτέ στην νεφρική φλέβα. Εξωνεφρική επέκταση συναντάται στο 25% των περιπτώσεων. Στην αγγειογραφία παρατηρείται ένας αγγειοβριθής όγκος με χαρακτηριστικές ανευρυσματικές διατάσεις των ανώμαλων αγγείων και πρόωμη φλεβική πλήρωση<sup>8,9,10</sup>.



Ευμέγεθες αγγειομυολίωμα Δε νεφρού.

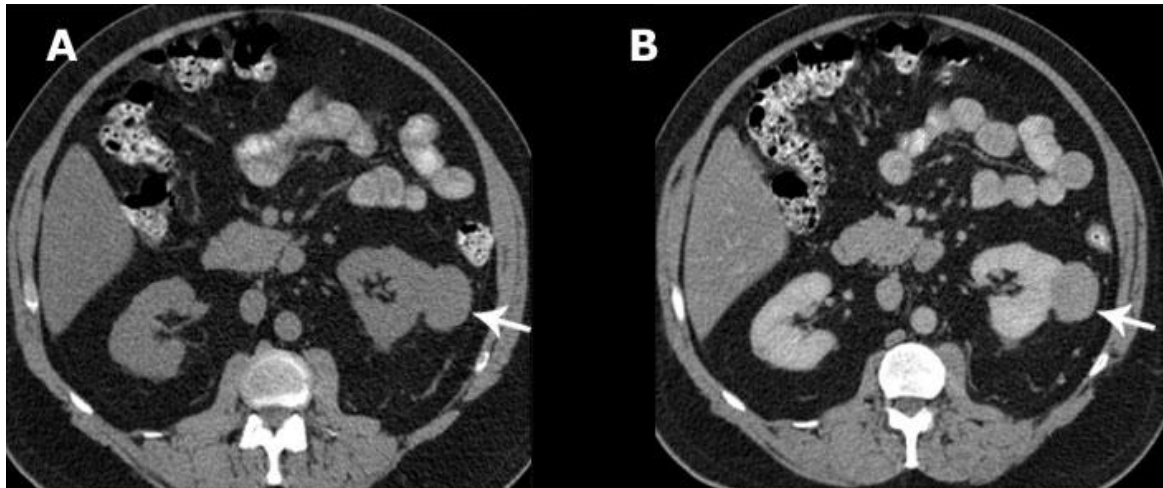


Πολλαπλά αγγειομυολιπώματα άμφω.

#### 4. Αδενώματα

Το αδενώματα αποτελούν φλοιϊκές βλάβες οι οποίες συνήθως εντοπίζονται στην περιφέρεια του νεφρού. Προέρχονται από το επιθήλιο των εγγύς σωληναρίων και ιστολογικά διαιρούνται σε σωληνώδη και κυψελιδικά αδενώματα. Συνήθως ανευρίσκονται τυχαία. Η συχνότητα τους είναι αυξημένη μετά από πυελονεφρίτιδα, στην καλοήγη νεφροσκλήρυνση και σε ασθενείς σε αιμοδιάλυση. Ακόμα δεν έχει αποσαφηνισθεί εάν θα πρέπει το αδένωμα να θεωρείται προκαρκινωματώδης βλάβη η οποία τελικά μεταλλάσσεται σε καρκίνωμα εκ νεφρικών κυττάρων. Στο παρελθόν όταν είχαν διαστάσεις έως 3 εκατοστά μπορούσαν να αντιμετωπιστούν ως καλοήγη, μεγαλύτερα από αυτό το μέγεθος αντιμετωπιζόνταν ως δυνητικά κακοήγη. Δεν υπάρχουν συγκεκριμένα απεικονιστικά χαρακτηριστικά για την διαφοροποίηση των μικρών αδενωμάτων από τα μικρά κακοήγη νεοπλάσματα.

Στην ενδοφλέβια πυελογραφία το αδένωμα απεικονίζεται σαν μια συμπαγής χωροκατακτητική εξεργασία με ομαλά όρια. Στον υπερηχοτομογραφικό έλεγχο απεικονίζονται υπερηχογενή με σαφή όρια. Στην αξονική τομογραφία προ της ενδοφλέβιας έγχυσης του σκιαγραφικού τα νεφρικά αδενώματα απεικονίζονται ως οζώδεις μάζες σχεδόν ισόπυκνες με το νεφρικό παρέγχυμα. Μετά την ενδοφλέβια έγχυση του σκιαγραφικού απεικονίζονται συνήθως με ομοιογενή πρόσληψη του σκιαγραφικού και μικρή σκιαγραφική ενίσχυση. Οι όγκοι μπορεί να είναι υπέρ- ή υποαγγειούμενοι και διακρίνονται ευκρινέστερα στην παρεγχυματική φάση. Οι μεγαλύτεροι όγκοι μπορεί να εμφανίσουν χαμηλή πυκνότητα κεντρικά λόγω νέκρωσης. Η αγγειογραφία δείχνει έναν αγγειακό όγκο αλλά δεν είναι εφικτή η διαφοροποίηση από τα νεφροκυτταρικά αδενοκαρκινώματα. Η διάγνωση επιτυγχάνεται με την βιοψία<sup>8,9,10</sup>.

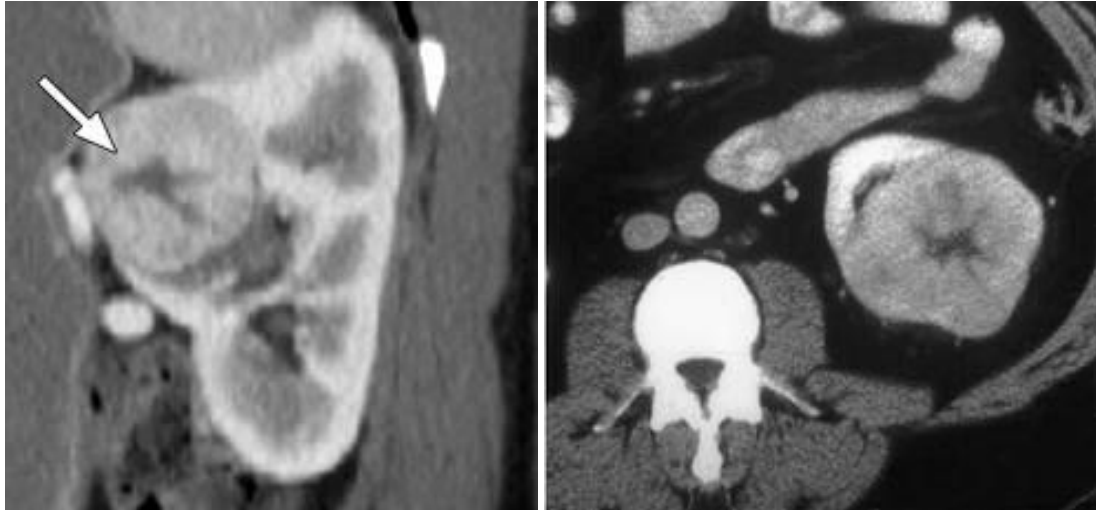


**Αδένωμα νεφρού: Ομοιογενής πρόσληψη σκιαγραφικού μετά από την ενδοφλέβια έγχυση του.**

## 5. Ογκοκύτωμα

Τα ογκοκυτώματα είναι ένας ειδικός τύπος αδενώματος με ηωσινοφιλικό κυτταρόπλασμα. Προέρχονται από τα επιθηλιακά κύτταρα του εγγύς εσπειραμένου σωληναρίου. Περιγράφονται ως προερχόμενα από αρκετά όργανα ,ιδίως από το πάγκρεας τον θυρεοειδή και τα επινεφρίδια. Είναι καλοήθης όγκοι και αποτελούν το 3% με 5 % όλων των νεφρικών όγκων. Η μέγιστη συχνότητα τους παρατηρείται κατά την 6 και 7 δεκαετία της ζωής και είναι δυο φορές πιο συχνός στους άντρες σε σχέση με τις γυναίκες. Το ογκοκύτωμα είναι συνήθως μονήρης σαφώς αφοριζόμενη , ομοιόμορφα επεκτεινόμενη βλάβη. Εμφανίζεται ελαφρώς υπο- ή ισόπυκνο στις λήψεις χωρίς σκιαγραφικό. Ο όγκος είναι υποαγγειούμενος και στο 80% των περιπτώσεων παρουσιάζει σκιαγραφική ενίσχυση δίκην ακτινών τροχού με μια κεντρική αστεροειδή ούλη χαμηλής πυκνότητας. Σπάνια τα ογκοκυτώματα απαντώνται ως πολλαπλές βλάβες (ογκοκυτωμάτωση) η προσλαμβάνουν μεγάλες διαστάσεις(γιγαντιαίο ογκοκύτωμα) . Η διαφοροδιάγνωση από τα νεφρικά αδενοκαρκινώματα είναι συχνά ανέφικτη μια που βλάβες μεγέθους κάτω των 5 εκ. μπορεί να μην εμφανίσουν ουλή σε ένα ογκοκύτωμα και είναι

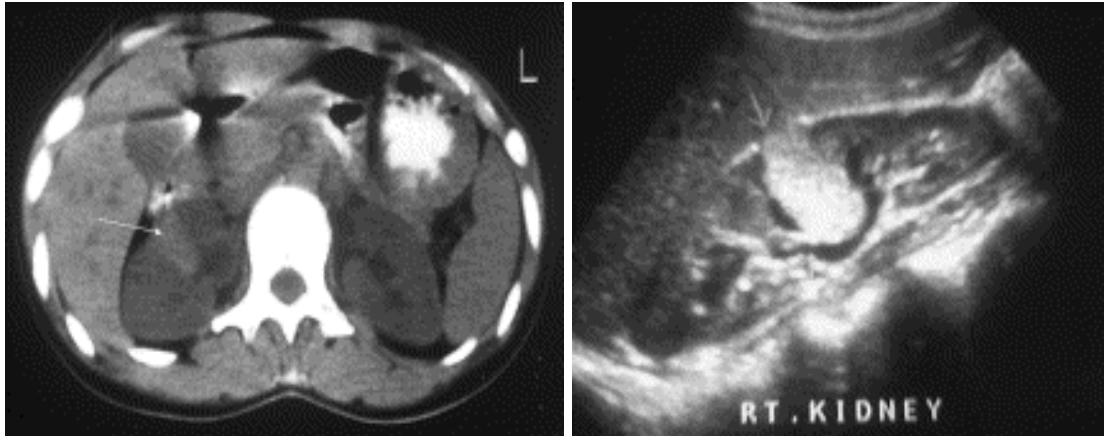
πιθανή η παρουσία κεντρικής ουλής σε καρκίνωμα εκ νεφρικών κυττάρων. Η διάγνωση τίθεται με την βιοψία και η θεραπεία είναι χειρουργική <sup>8,9,10</sup>.



Τυπική εικόνα ογκοκυτώματος στην υπολογιστική τομογραφία μετά από την ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού.

## 6. **Αιμαγγείωμα, μύωμα, λίπωμα και ίνωμα.**

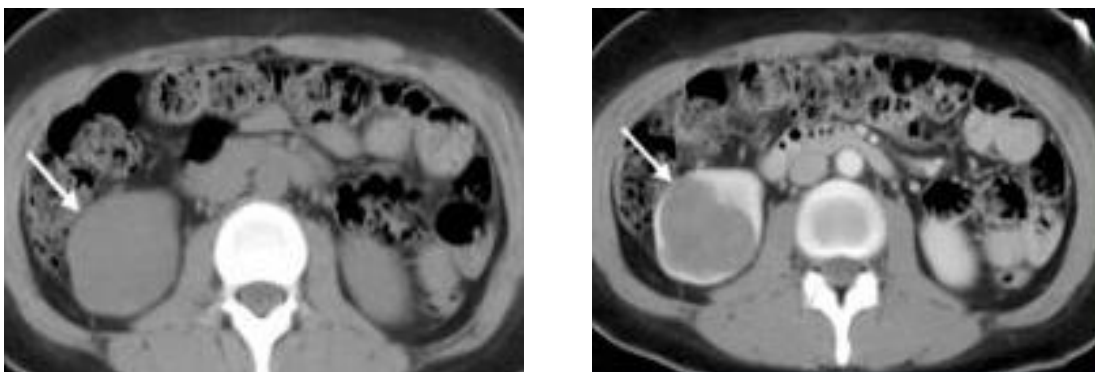
Σπάνιοι όγκοι οι οποίοι εντοπίζονται στο παρέγχυμα του νεφρού . Τα σπηλαιώδη αιμαγγειώματα αποτελούν την συχνότερη μορφή αιμαγγειωμάτων και συνήθως εκδηλώνονται με αιματουρία. Η υπολογιστική τομογραφία και η αγγειογραφία μπορεί να υποδηλώσουν την διάγνωση αλλά είναι μη ειδικές. Υπόπυκνες βλάβες στην υπολογιστική τομογραφία καθώς και υπερηχογενείς βλάβες στην υπερηχοτομογραφία υποδηλώνουν λίπωμα.



Νεφρικό αιμαγγείωμα: Απεικόνιση στην Υπολογιστική τομογραφία και στην υπερηχοτομογραφία.

### 7. Όγκοι της παρασπειραματικής συσκευής. (Ρενίνωμα)

Οι όγκοι αυτοί είναι σπάνιοι μικροί, και έχουν συνήθως υποφλοιϊκή εντόπιση. Παράγουν ρενίνη και προκαλούν υπέρταση, συχνότερα ανευρίσκονται σε νεαρές γυναίκες. Η διάγνωση τίθεται από τα πολύ υψηλά επίπεδα της ρενίνης του ορού. Στην υπερηχογραφία τα ρενινώματα απεικονίζονται υπερηχογενή, ενώ στην μετά την έγχυση σκιαγραφικού μέσου αξονική τομογραφία και την αγγειογραφία ως ανάγγειοι όγκοι<sup>9,10</sup>.



Ρενίνωμα προ και μετά την ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού μέσου, στην υπολογιστική τομογραφία.

## **II. Κακοήθεις όγκοι του νεφρού.**

Οι κακοήθης όγκοι του νεφρού είναι είτε **πρωτοπαθείς** είτε **δευτεροπαθείς** με την δεύτερη κατηγορία να υπερέχει συντριπτικά με βάση την συχνότητα εμφάνισης στους ασθενείς.

Με βάση την παθολογοανατομική ταξινόμηση στους κακοήθης όγκους του νεφρού περιλαμβάνονται ο νεφροκυτταρικός καρκίνος (υπερνέφρωμα) , το νεφροβλάστωμα (όγκος του Willms), το λέμφωμα, το λειομυοσάρκωμα, το λιποσάρκωμα, το ραβδομυοσάρκωμα, το σβάννωμα, το ινώδες ιστοκύττωμα, το οστεοσάρκωμα, το νευροϊνοσάρκωμα αλλά και οι μεταστάσεις, το καρκινοειδές, το μεσοβλαστικό νέφρωμα καθώς και η διήθηση από παρακείμενους ιστούς<sup>8,9,10</sup>.

### **1. Νεφροκυτταρικό Καρκίνωμα (ΝΚΚ)**

#### **Επιδημιολογία**

Στους ενήλικες μόλις το 2,6% από όλους τους πρωτοεμφανιζόμενους καρκίνους είναι το νεφροκυτταρικό καρκίνωμα. Όμως από τα πρωτοπαθή νεοπλάσματα των νεφρών το ΝΚΚ είναι περίπου το 85% των περιπτώσεων.<sup>11</sup>

Ένα μικρό ποσοστό καρκίνου του νεφρού προέρχεται από την νεφρική πύελο , ενώ η μεγάλη πλειοψηφία προέρχεται από το νεφρικό παρέγχυμα.<sup>13</sup>

Ποσοστό μικρότερο από 10% των καρκίνων του νεφρού αποτελούνται από σπανιότερους τύπους όπως το ογκοκύττωμα και το χρωμόφοβο καρκίνωμα του νεφρού.<sup>14, 15</sup>

Η συχνότητα εμφάνισης του ΝΚΚ στους άντρες σε σχέση με τις γυναίκες είναι περίπου 2/1.<sup>12</sup> . Νεότερες μελέτες δείχνουν μείωση της διαφοράς μεταξύ

αντρών και γυναικών.<sup>16,17</sup> . Η μέση ηλικία διάγνωσης του καρκίνου του νεφρού είναι τα 65 έτη ενώ η μέση ηλικία θανάτου είναι τα 71 έτη<sup>18,19</sup>. Η συχνότητα εμφάνισης του καρκίνου του νεφρού βαίνει αυξανόμενη έως την ηλικία των 75 ετών για τους άνδρες και των 80 ετών για τις γυναίκες<sup>20</sup>. Παρά το γεγονός ότι η συχνότητα του καρκίνου του νεφρού αυξάνεται με την ηλικία, ο αριθμός των καρκίνων που πρωτοδιαγιγνώσκονται σε προχωρημένο στάδιο έχει μειωθεί.<sup>21</sup> Η αύξηση της συχνότητας των καρκίνων που ανευρίσκονται σε αρχικό στάδιο αποδίδεται στην αυξημένη ευαισθησία της απεικονιστικής μελέτης.<sup>22,23</sup>. Σαν συνέπεια του ότι ο καρκίνος του νεφρού διαγιγνώσκεται πλέον σε λιγότερο προχωρημένα στάδια, υπάρχει μια αύξηση στην πενταετή επιβίωση κατά 13,7 % από το έτος 1975 έως το έτος 2002.<sup>21</sup>

### **Παράγοντες κινδύνου για την ανάπτυξη του νεφροκυτταρικού καρκίνου.**

Το **κάπνισμα** κατηγορείται ως παράγοντας κινδύνου για την ανάπτυξη του ΝΚΚ.<sup>24</sup> Η **χρήση του καπνού** ενοχοποιείται για την εμφάνιση του 20% με 30% του νεφροκυτταρικού καρκινώματος στους άντρες και του 10% έως 20% στις γυναίκες.<sup>23,24</sup>. Σημαντική μείωση του κινδύνου για την παρουσία ΝΚΚ παρατηρείται σε άτομα που σταμάτησαν το κάπνισμα για χρονική περίοδο μεγαλύτερη των 15 έως και 20 ετών.<sup>14</sup>. Η **παχυσαρκία** έχει ενοχοποιηθεί ότι προκαλεί αύξηση της συχνότητας του ΝΚΚ τόσο στις γυναίκες όσο και στους άντρες.<sup>17-22</sup>. Έχει υπολογιστεί ότι πάνω από το 40% του ΝΚΚ στις Ηνωμένες Πολιτείες και το 30% του νεφροκυτταρικού καρκινώματος στην Ευρώπη σχετίζεται με την παχυσαρκία.<sup>26-29</sup>. Ως προδιαθεσικοί παράγοντες για την ανάπτυξη του ΝΚΚ έχουν ενοχοποιηθεί επίσης η **αρτηριακή υπέρταση** αλλά και η θεραπεία με αντιυπερτασικά φάρμακα. Υπάρχουν επιδημιολογικές μελέτες που καταδεικνύουν πιθανή αύξηση της επίπτωσης του ΝΚΚ από 20% έως και 200% σε ασθενής με αρτηριακή υπέρταση.<sup>30</sup> **Τοξικοί παράγοντες** έχουν συνδεθεί με την παρουσία του νεφροκυτταρικού καρκινώματος όπως η έκθεση στα προϊόντα του πετρελαίου, σε μέταλλα όπως το Κάδμιο, σε φυτοφάρμακα. Όμως καμιά



επιδημιολογική μελέτη δεν έχει επιτύχει την ευθεία συσχέτιση των συγκεκριμένων παραγόντων με το ΝΚΚ.<sup>30</sup> Η μόνη χημική ουσία που δείχνει να σχετίζεται με αύξηση της επίπτωσης του ΝΝΚ είναι το τριχλωροεθυλένιο.<sup>31</sup>

Η **διατροφή** επίσης σχετίζεται με αύξηση αλλά ακόμα και με μείωση της επίπτωσης του ΝΚΚ ανάλογα με τα τρόφιμα που καταναλώνονται.<sup>32</sup>

Φρούτα και λαχανικά καθώς και η κατανάλωση αλκοόλ φαίνεται να προστατεύουν από το ΝΚΚ.<sup>33,34,35</sup> ενώ η κατανάλωση πρωτεϊνών πιθανών συνδέεται με αυξημένη επίπτωση του ΝΚΚ<sup>35</sup>.

Ασθενείς με νεφρικούς ή ουρηθικούς λίθους δεν φαίνεται να παρουσιάζουν αυξημένη επίπτωση στο νεφροκυτταρικό καρκίνωμα.<sup>36,37</sup>

### **Ιστολογικοί τύποι του νεφροκυτταρικού καρκίνου**

Το νεφροκυτταρικό καρκίνωμα διαιρείται ιστολογικά σε πέντε τύπους<sup>38</sup>:

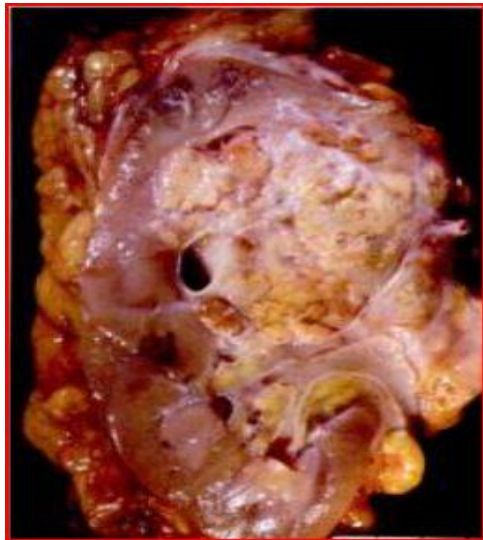
A. Το διαυγοκυτταρικό ΝΚΚ, 70% του συνόλου των νεφροκυτταρικών καρκίνων σύμφωνα με χειρουργικές σειρές.

B. Το σωληνοθηλώδες αποτελεί το 10-15% των ΝΝΚ

Γ. Το χρωμόφοβο, είναι πιο σπάνιο και φτάνει έως και το 5% των ΝΝΚ.

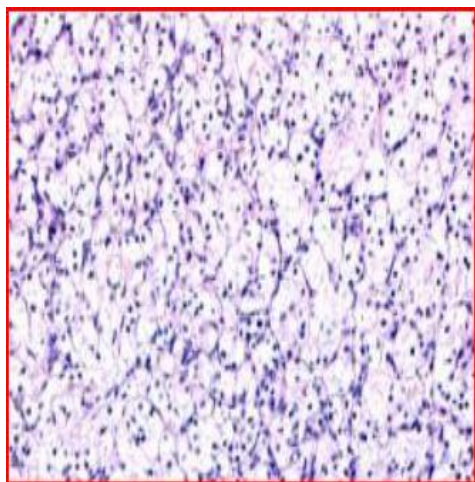
Δ. Το καρκίνωμα των αθροιστικών σωληναρίων έχει την μικρότερη συχνότητα εμφάνισης περίπου 1% των νεφροκυτταρικών καρκινωμάτων.

Ε. Νεφροκυτταρικό καρκίνωμα μη ταξινομημένο, είναι μία κατηγορία στην οποία εντάσσονται τα NNK στα οποία δεν μπορεί να γίνει άμεση ταξινόμηση σε ένα από τους άλλους ιστολογικούς τύπους. Σε χειρουργικές σειρές μετράται περίπου στο 4-5% των NNK. <sup>38</sup>

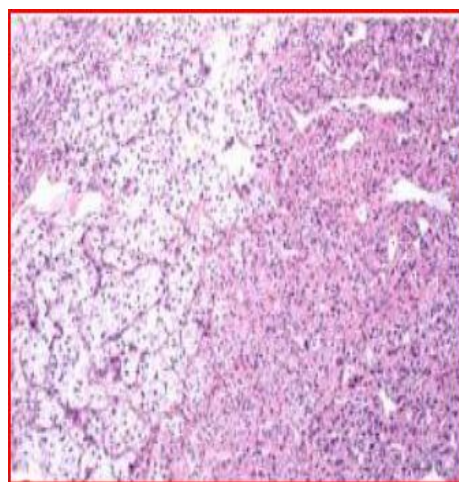


**α**

Εικόνα: Α. Διαυγοκυτταρικό NNK σχηματίζει μάζα με κίτρινο ή πορτοκαλί χρώμα λόγω της μεγάλης περιεκτικότητας των κυττάρων σε λιπίδια. Β. Σχηματίζεται από συμπαγείς φωλεές από καρκινικά κύτταρα με διαυγές κυτταρόπλασμα. Γ. Το υψηλής διαφοροποίησης τμήμα του διαυγοκυτταρικού NNK έχει πιο έντονα ηωσινοφιλικό και κοκκιώδες κυτταρόπλασμα.



**β**



**γ**

## **Κλινική εικόνα.**

Η κλασική παρουσίαση του νεφροκυτταρικού καρκινώματος κατά Virchow περιλαμβάνει την τριάδα, οσφυϊκό άλγος , αιματοουρία και ψηλαφητή οσφυϊκή μάζα. Στις μέρες μας είναι λίγοι οι ασθενείς που προσέρχονται στον γιατρό με αυτήν την κλινική εικόνα.

Άλλα ευρήματα μπορεί να είναι η αναιμία, η πολυερυθραιμία, η υπερασβαστιαιμία η απώλεια βάρους, η κακουχία, η οξεία κίρσοκήλη καθώς και ο πυρετός<sup>40</sup>.

Στην φυσική εξέταση ιδιαίτερη βαρύτητα πρέπει να δίδεται στους υπερκλειδίους και τραχηλικούς λεμφαδένες στην παρουσία μιας ψηλαφητής οσφυϊκής μάζας. Ο ασθενής θα πρέπει να ελέγχεται επίσης για οιδήματα κάτω άκρων, καθώς και για μεταστάσεις των έξω γεννητικών οργάνων. Ο εργαστηριακός έλεγχος σε ασθενείς με υποψία NNK περιλαμβάνει ασβέστιο ορού, πλήρη ηπατικό έλεγχο καθώς και κρεατινίνη ορού.

Μπορεί στους ασθενείς αυτούς να παρατηρηθεί μια αναστρέψιμη ανωμαλία στην ηπατική λειτουργία που ονομάζεται σύνδρομο του Stauffer. Το σύνδρομο Stauffer, η πολυερυθραιμία λόγω της υπερέκκρισης ερυθροποιητίνης, καθώς και η υπερασβεστιαίμία ανήκουν στα παρανεοπλασματικά σύνδρομα του NNK.

Στις μέρες μας το ποσοστό των ασθενών που εμφανίζονται στον γιατρό με την κλασική τριάδα είναι λιγότεροι από 5%. Το ποσοστό των ασθενών που επισκέπτονται τον γιατρό με μεταστάσεις ή τοπικά προχωρημένη νόσο είναι περίπου 30%<sup>40</sup>.

## **Διάγνωση του νεφροκυτταρικού καρκινώματος.**

Λόγω του γεγονότος ότι το NNK στα αρχικά του στάδια είναι ασυμπτωματικό η κλινική του διάγνωση είναι εξαιρετικά δύσκολη.

Περίπου το ήμισυ των περιπτώσεων που διαγιγνώσκονται με NNK είναι μετά από έναν τυχαίο απεικονιστικό έλεγχο<sup>39</sup>. Η οριστική διάγνωση δεν μπορεί να τεθεί μόνο με βάση τα κλινικά κριτήρια. Οι περισσότεροι καλοήθης όγκοι δεν μπορούν να διαφοροποιηθούν κλινικώς από τα καρκινώματα<sup>10</sup>. Η αύξηση των απεικονιστικών εξετάσεων κατά τις τελευταίες δεκαετίες έχει οδηγήσει στην διάγνωση των καρκίνων του νεφρού στα αρχικά τους στάδια<sup>10</sup>.

## **Απεικονιστικές μέθοδοι**

### **1.Απλή ακτινογραφία**

Στην απλή ακτινογραφία είναι δυνατόν να απεικονιστεί μια μαλακή σκίαση, στο 10% των περιπτώσεων μπορούμε να δούμε μια γραμμοειδή αποτιπάνωση να περιβάλλει τον όγκο, ακόμα σε κάποιες περιπτώσεις απεικονίζονται άμορφες αποτιπανώσεις στην περιοχή<sup>9,10</sup>. Οι οστικές μεταστάσεις είναι συνήθως οστεολυτικές.

### **2.Απεκκριτική ουρογραφία**

Συνηθέστερα οι όγκοι προκαλούν παρεκτόπιση, απόφραξη, λέπτυνση η εισβάλουν στο αποχετευτικό σύστημα. Η απεκκριτική ουρογραφία μπορεί επίσης να είναι φυσιολογική, αν ο όγκος βρίσκεται προσθίως η οπισθίως και δεν προκαλεί παραμόρφωση του νεφρικού περιγράμματος ή του πυελοκαλυκτικού συστήματος. Οι όγκοι με διάμετρο 4 εκ. η λιγότερο μπορεί να μην απεικονιστούν. Οι μάζες που συνοδεύονται με παρουσία πήγματος εντός του αποχετευτικού είναι πιθανό να είναι κακοήθεις<sup>10</sup>.

### 3.Υπερηχοτομογραφία

Ο ΝΝΚ στην πλειονότητα των περιπτώσεων απεικονίζεται ως συμπαγής μάζα. Αν και δεν είναι ασύνηθες για το νεφροκυτταρικό καρκίνωμα να περιέχει κυστικά στοιχεία και περιοχές νέκρωσης ή αιμορραγίας, τα καθ' υπεροχή κυστικά υπολογίζονται σε λιγότερο του 5% των περιπτώσεων.<sup>8,41</sup>

Το 50% των νεφροκυτταρικών καρκινωμάτων είναι υπερηχογενές σε σύγκριση με το φυσιολογικό παρακείμενο νεφρικό παρέγχυμα. Από αυτό το ποσοστό, το 40% είναι ελαφρώς πιο ηχογενές, ενώ το 10% έντονα υπερηχογενές. Τριάντα τις εκατό είναι ισοηχογενείς βλάβες που δύσκολα απεικονίζονται υπερηχογραφικά.<sup>8</sup> Έμμεσα σημεία για την ανάδειξη τους είναι η παραμόρφωση του περιγράμματος του νεφρού, και η εξωφυτική ανάπτυξη τους. Στο 20% των περιπτώσεων απεικονίζονται εντός της βλάβης αποτιτανώσεις που μπορεί να είναι στικτές, άμορφες, ή κηλιδώδεις.<sup>8</sup>



Εγκάρσια τομή ΔΕ νεφρού: Συμπαγής σαφώς περιγεγραμμένη ανομοιογενής βλάβη με προεξάρχων το υπερηχογενές στοιχείο. Ισχυρή υπόνοια για νεφροκυτταρικό καρκίνωμα.

Στις βλάβες που έχουν κυστικό στοιχείο, σημεία στα οποία πρέπει να δώσουμε προσοχή είναι η ύπαρξη η μη διαφραγματίων, ο αριθμός τους αλλά και το πάχος τους. Όσο πιο πολλά είναι τα διαφραγμάτια, όσο πιο παχύ το τοίχωμα αυτών τόσο αυξάνει η πιθανότητα της κακοήθειας.<sup>44, 8</sup> Η παρουσία συμπαγούς τοιχωματικού όζου σε μία κύστη, καθώς και η ανάδειξη παχέως η ανώμαλου τοιχώματος σε αυτήν συνηγορούν υπέρ της κακοήθειας. Οι κυστικές βλάβες που απεικονίζονται σαφώς υπερηχοτομογραφικά, και παρουσιάζουν στοιχεία κακοήθειας θεωρούνται δυνητικά κακοήθεις ανεξαρτήτως των ευρημάτων των άλλων απεικονιστικών εξετάσεων. Η υπερηχογραφία επιτυγχάνει ακρίβεια 77 - 85% στην ταξινόμηση κατά T του όγκου.<sup>41, 42</sup>



Επιμήκης τομή Δε νεφρού: Ευμεγέθης εξωφυτική βλάβη με παρουσία συμπαγούς και κυστικών στοιχείων. Σπανιότερη απεικόνιση του νεφροκυτταρικού καρκινώματος συγκριτικά με τις αμιγώς συμπαγής βλάβες.

Το νεφροκυτταρικό καρκίνωμα είναι όγκος αγγειοβριθής και σε πολλές περιπτώσεις είναι δυνατή η ανίχνευση ροής στον όγκο με την έγχρωμη Doppler υπερηχογραφία και με την υπερηχογραφία ισχύος. Η αποτυχία ανίχνευσης αγγείωσης δεν μας βοηθάει καθότι μερικοί όγκοι είναι υποαγγειούμενοι ή βρίσκονται πολύ βαθιά ώστε να ανιχνευθεί ροή.<sup>8,44</sup>

Η ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού μέσου για υπερήχους θα βοηθήσει στον εντοπισμό της αγγείωσης τεκμηριώνοντας την ενίσχυση με τρόπο ανάλογο με την σάρωση με υπολογιστική τομογραφία μετά την χορήγηση σκιαγραφικού μέσου.<sup>8</sup>

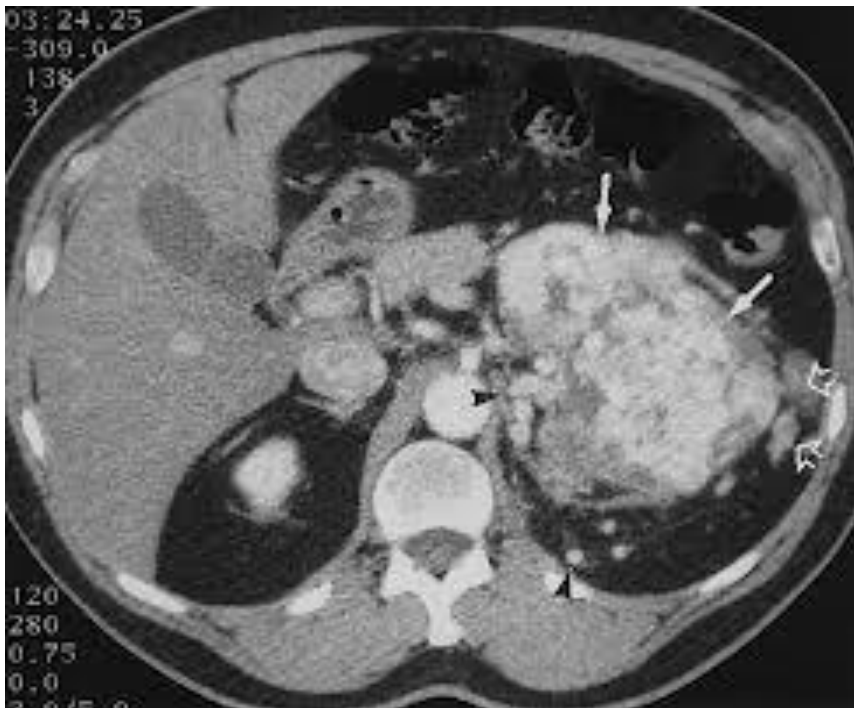
Η υπερηχοτομογραφία μπορεί να αποδειχτεί χρήσιμη στην ανάδειξη νεοπλασματικού φλεβικού θρόμβου και επιτυγχάνει ακρίβεια σε αυτό της τάξεως του 87%.<sup>43</sup>

#### **4.Υπολογιστική τομογραφία**

Το υπερνέφρωμα (RCC) στην υπολογιστική τομογραφία απεικονίζεται περίπου ισόπυκνο με το υπόλοιπο νεφρικό παρέγχυμα πριν την ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού μέσου. Παρατηρείται όμως παραμόρφωση του παρεγχύματος που θέτει την υπόνοια βλάβης.<sup>47</sup> Δεν είναι σπάνιο στην βλάβη να υπάρχουν υπόπυκνες η και υπέρπυκνες περιοχές λόγω αιμορραγίας η νέκρωσης εντός αυτής. Η παρουσία λίπους εντός του όγκου, πράγμα σπάνιο, καθιστά δύσκολη την διαφοροδιάγνωση από το αγγειομυολίπωμα. Αποπιτανώσεις δεν παρουσιάζονται συχνά και η συχνότητα της παρουσίας τους αυξάνεται καθώς αυξάνεται το μέγεθος του όγκου.<sup>47</sup>

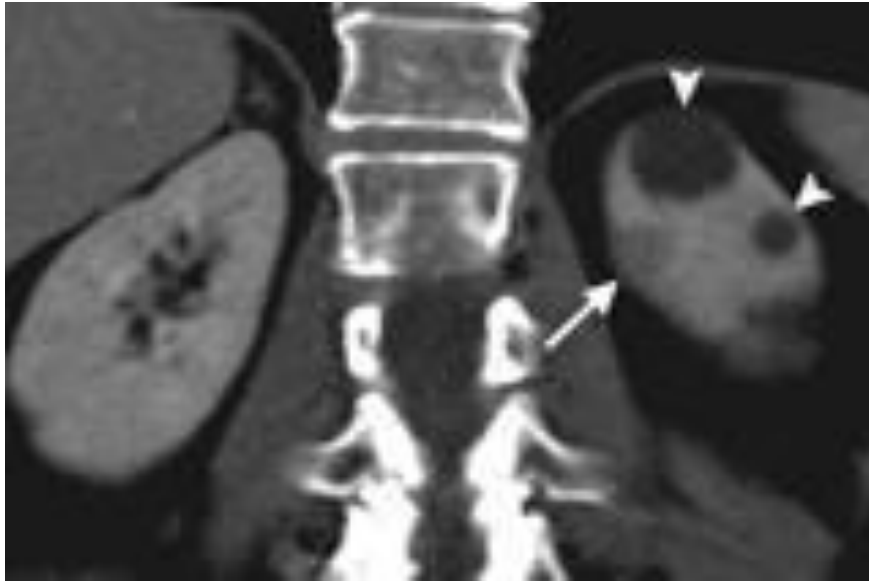
Το νεφροκυτταρικό καρκίνωμα κατά την πρώιμη αρτηριακή φάση της ενδοφλέβιας έγχυσης του σκιαγραφικού, παρουσιάζει έντονη πρόσληψη του σκιαγραφικού όταν ο όγκος είναι υπεραγγειούμενος που είναι και ο συχνότερος. Κατά την νεφρογραφική φάση το υπερνέφρωμα είναι πάντοτε υπόπυκνο σε σχέση με το νεφρικό παρέγχυμα, είτε είναι υποαγγειούμενο είτε

υπεραγγειούμενο. Ο συνδυασμός της παρεγχυματικής και της απεκκριτικής φάσης φαίνεται ότι επιτυγχάνει τα καλύτερα δυνατά αποτελέσματα στην αναγνώριση του RCC.<sup>45,46</sup> Σε ευμεγέθεις όζους είναι συχνό να είναι ασαφή τα όρια μεταξύ του όγκου και του νεφρικού παρεγχύματος. Επίσης σε αυτούς τους όγκους λόγω της συχνής παρουσίας νεκρωτικών περιοχών η πρόσληψη του σκιαγραφικού είναι συνήθως ανομοιογενής. Οι μικροί νεφροκυτταρικοί όγκοι σε ποσοστό περίπου 80% έχουν σαφή όρια.<sup>47</sup>



Ευμέγεθες NCC με ανομοιογενή πρόσληψη του σκιαγραφικού, και ασαφή όρια μεταξύ του όγκου και του νεφρικού παρεγχύματος.





Με το βέλος απεικονίζεται μικρή υπόπυκνη βλάβη σαφώς αφοριζόμενη από το νεφρικό παρέγχυμα και με ομοιογενή πρόσληψη του σκιαγραφικού μέσου. Μικρό ΝCC.

## 5.Μαγνητική Τομογραφία

Η μαγνητική τομογραφία σε γενικές γραμμές χρησιμοποιείται όταν υπάρχει αντένδειξη για την διενέργεια αξονικής τομογραφίας, δηλαδή σε περιπτώσεις αλλεργίες στο σκιαγραφικό ή εγκυμοσύνης. Η MRI έχει παρόμοια με την CT δυνατότητα σταδιοποίησης του ΝΚ. <sup>48-46</sup>

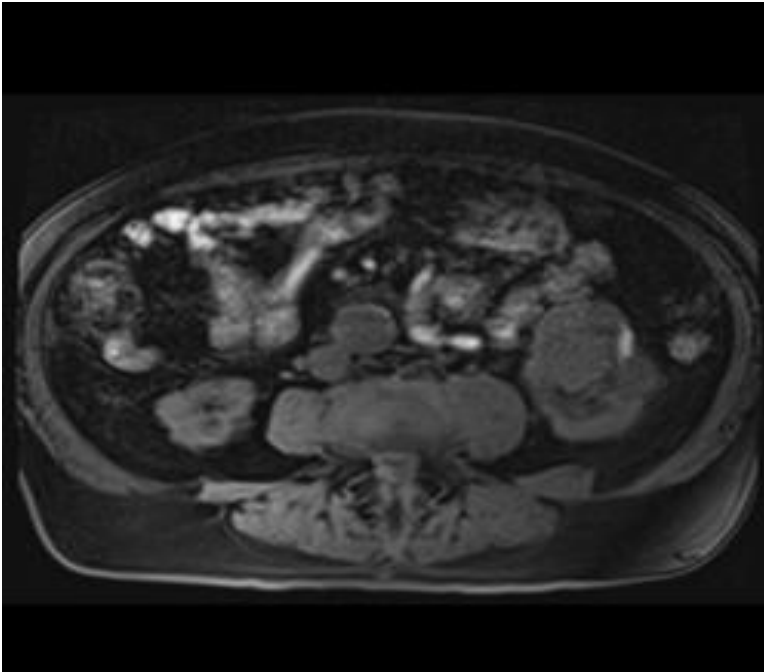
Η δυνατότητα πολυεπίπεδης απεικόνισης δίνει την δυνατότητα της ακριβούς οριοθέτησης των ορίων της βλάβης στην μαγνητική τομογραφία. <sup>49,50,51</sup>.Στις T<sub>1</sub> ακολουθίες το νεφροκυτταρικό καρκίνωμα απεικονίζεται με ένταση σήματος ίδια έως και αυξημένη σε σύγκριση με το νεφρικό παρέγχυμα.

Δείχνει δε μια ελαφρά αύξηση της έντασης του σήματος μετά την ενδοφλέβια έγχυση του γαδολινίου. <sup>52</sup>

Η αυξημένη ένταση σήματος στις T<sub>1</sub> συνήθως αντανακλά αιμορραγία εντός του όγκου, χρήσιμες είναι και οι ακολουθίες T<sub>1</sub> με καταστολή του λίπους για να αποκλειστεί ότι το υψηλό σήμα οφείλεται σε λίπος.

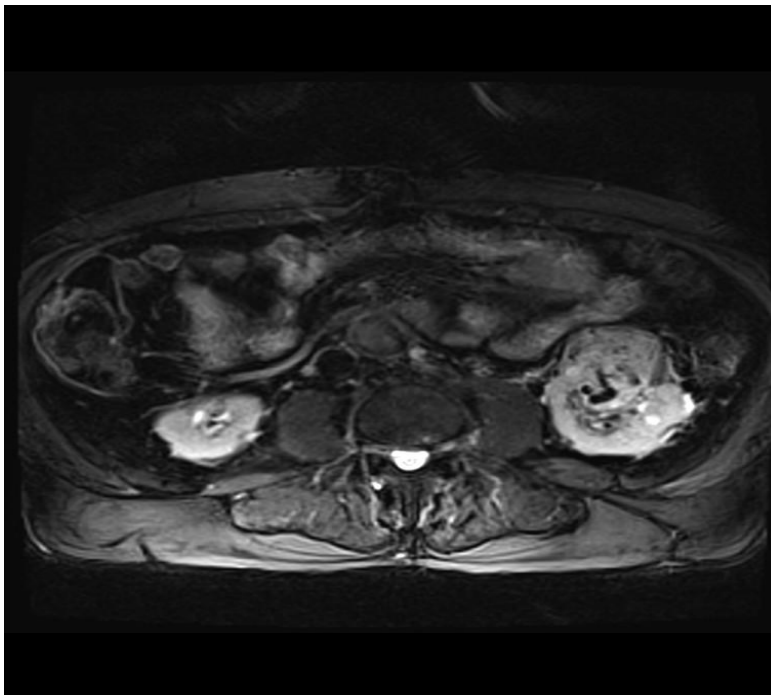
Στις T<sub>2</sub> ακολουθίες το ΝΚΚ απεικονίζεται ανομοιογενές, υπάρχουν δηλαδή περιοχές με υψηλής έντασης σήμα και άλλες με χαμηλής έντασης σήμα <sup>52</sup>.

Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.

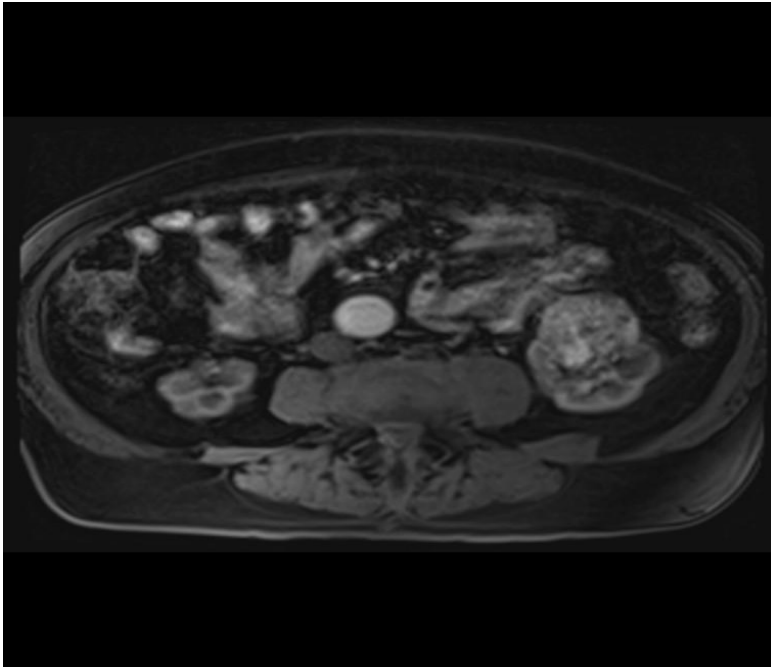


Νεφροκυτταρικό καρκίνωμα σε T<sub>1</sub> ακολουθία με καταστολή λίπους. Η βλάβη απεικονίζεται με ίδια περίπου ένταση σήματος με το υπόλοιπο νεφρικό παρέγχυμα.

Νεφροκυτταρικό  
απεικονίζεται με ίδια



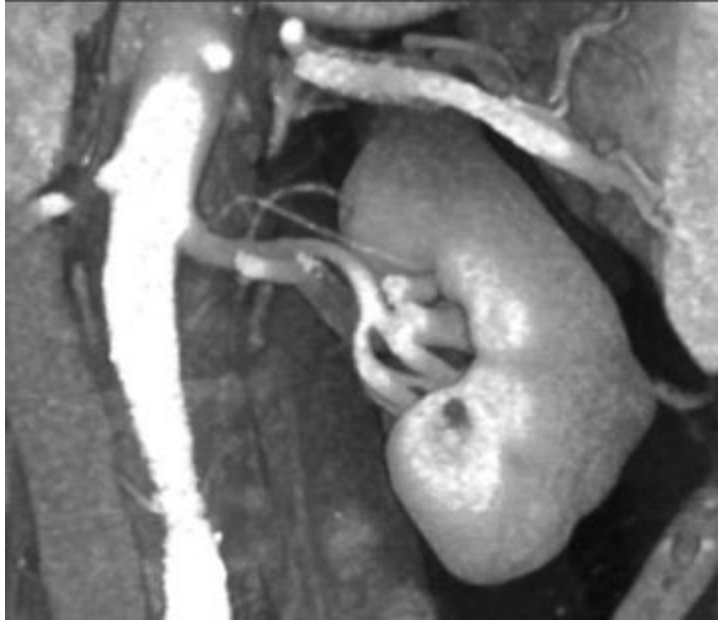
Νεφροκυτταρικό καρκίνωμα σε T<sub>2</sub> ακολουθία με καταστολή λίπους. Η βλάβη απεικονίζεται με ανομοιογενή ένταση σήματος.



Νεφροκυτταρικό καρκίνωμα σε T<sub>1</sub> ακολουθία με καταστολή λίπους μετά την ενδοφλέβια έγχυση γαδολινίου. Ελαφρά ενίσχυση του σήματός στην περιοχή της βλάβης.

## **6.Αγγειογραφία**

Ποσοστό περίπου 20% των ασθενών έχουν πολλαπλές νεφρικές αρτηρίες. Η συνεισφορά της CT ή της MR αγγειογραφίας, αλλά ακόμα και της κλασσικής αγγειογραφίας στον σχεδιασμό λαπαροσκοπικών επεμβάσεων ή τμηματικών νεφρεκτομών είναι αναμφισβήτητη.<sup>53,54, 55,61</sup>



CTA της AP νεφρικής αρτηρίας μετά την ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού μέσου.

## 7. PET CT

Η Αξία του PET CT στον έλεγχο για κακοήθεια από τους νεφρούς είναι υπό διερεύνηση. Δείχνει να έχει κάποια προοπτική στην σταδιοποίηση της κακοήθειας, στην αναγνώριση μεταστάσεων αλλά και στον έλεγχο αδιευκρίνιστων νεφρικών μαζών.<sup>56, 57, 58, 59, 60</sup>



Ψευδώς αρνητικό εύρημα σε ασθενή με νεφροκυτταρικό καρκίνωμα. Η CT με ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού ανέδειξε μάζα στον κάτω πόλο του ΔΕ νεφρού εύρημα που απεδείχθη ότι αντιστοιχεί σε NNK. Στην αντίστοιχη περιοχή δεν ανεδείχθη αυξημένη δραστηριότητα στο PET SCAN.

### Σταδιοποίηση του νεφροκυτταρικού καρκινώματος.

Τα συστήματα της σταδιοποίησης έχουν σαν σκοπό να αναδείξουν τον τρόπο επέκτασης της κακοηθείας και να καθοδηγήσουν στην καλύτερη δυνατή αντιμετώπιση, όπως επίσης να μας δώσουν πληροφορίες για την πρόγνωση της νόσου καθώς και την επιβίωση του ασθενούς.

Το σύστημα που χρησιμοποιείται σήμερα είναι η σύγχρονη εκδόση της TNM σταδιοποίησης της AJCC και της UICC.

<b>Σταδιοποίηση ΝΚΚ με το σύστημα TNM 7<sup>η</sup> έκδοση του 2010</b>	
T: Όγκος	N: Λεμφαδένες
	M: Μεταστάσεις
Tx	Μη ανιχνεύσιμος πρωτοπαθής όγκος
T0	Απουσία πρωτοπαθούς όγκου
T1a	Όγκος 4 εκ. ή μικρότερης διαμέτρου, περιορισμένος στον νεφρό
T1b	Όγκος 4 -7 cm, περιορισμένος στον νεφρό
T2a	Όγκος 7-10 cm σε διάμετρο, περιορισμένος στον νεφρό
T2b	Όγκος μεγαλύτερος των 10 εκ. σε διάμετρο και περιορισμένος στον νεφρό
T3a	Όγκος που επεκτείνεται στο περινεφρικό λίπος την πυελική κοιλότητα ή στη νεφρική φλέβα.
T3b	Όγκος που εκτείνεται στην κάτω κοίλη φλέβα υποδιαφραγματικά.
T3c	Όγκος που εκτείνεται στην κάτω κοίλη φλέβα ύπερθεν του διαφράγματος ή διηθεί το τοίχωμα της σε οποιοδήποτε επίπεδο.

Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.

T4	Όγκος που εκτείνεται πέραν της περιτονίας του Gerotta ή διηθεί το επινεφρίδιο
Nx	Δεν σημειώνεται λεμφαδενική συμμετοχή
N0	Χωρίς μετάσταση στους επιχώριους λεμφαδένες
N1	Μετάσταση σε ένα επιχώριο λεμφαδένα
N2	Μετάσταση σε περισσότερους από έναν επιχώριους λεμφαδένες
Mx	Μη ανιχνεύσιμες απομακρυσμένες μεταστάσεις
M0	Δεν σημειώνονται απομακρυσμένες μεταστάσεις
M1	Υπαρξη απομακρυσμένων μεταστάσεων

Εναλλακτικό σύστημα ταξινόμησης είναι το κατά Robson, που στις μέρες μας τείνει να εγκαταλειφτεί.

<b>Σταδιοποίηση κατά Robson</b>	
Στάδιο I	Όγκος που περιορίζεται στον νεφρό
Στάδιο II	Περινεφρική εξάπλωση μέχρι την περιτονία του Gerotta
Στάδιο III	Τοπική επέκταση
III A	Συμμετοχή της νεφρικής ή της κάτω κοίλης φλέβας
III B	Συμμετοχή των επιχώριων λεμφαδένων
III Γ	Αγγειακή και λεμφαδενική συμμετοχή
Στάδιο IV	Προχωρημένη νόσος
IV A	Συμμετοχή παρακείμενων οργάνων, πλην των επινεφριδίων
IV B	Απομακρυσμένες μεταστάσεις

## ΘΕΡΑΠΕΙΑ

### ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΘΕΡΑΠΕΙΑ

Η χειρουργική θεραπεία μέχρι και το πρόσφατο παρελθόν περιελάμβανε μονό την ολική νεφρεκτομή, το τελευταίο διάστημα κερδίζει έδαφος η τμηματική νεφρεκτομή.

Οι ενδείξεις για **μερική νεφρεκτομή** περιλαμβάνουν το μέγεθος του όγκου που πρέπει να είναι κάτω από 4 εκ., η βλάβη να έχει περιφερική εντόπιση στο νεφρικό παρέγχυμα. Ένδειξη έχει επίσης όταν απουσιάζει ο έτερος νεφρός, όταν ο καρκίνος είναι αμφοτερόπλευρος και όταν ο ασθενής πάσχει από νεφρική ανεπάρκεια.<sup>62,63</sup> Η τμηματική νεφρεκτομή φαίνεται να έχει αντίστοιχη αποτελεσματικότητα με την ριζική νεφρεκτομή με αναφερόμενες τοπικές υποτροπές < 2 %<sup>64</sup> και πενταετή επιβίωση 87- 90% ποσοστά συγκρίσιμα με αυτά της ριζικής νεφρεκτομής<sup>61</sup>.

Σε κάποιες περιπτώσεις, μπορεί να εφαρμοστεί η διαδερμική καυτηρίαση της βλάβης και αυτό επιτυγχάνεται είτε μέσω της εφαρμογής ραδιοσυχνοτήτων (RF ablation) είτε μέσω της καυτηρίασης με μικροκύματα (microwave ablation). Οι δύο αυτές μέθοδοι θα παρουσιαστούν και θα συγκριθούν στο ειδικό μέρος. Μία ακόμη μέθοδος που βρίσκει εφαρμογή, είναι η μέθοδος της κρυοπηξίας (cryoablation).

Τυπικά οι **ολικές νεφρεκτομές** έχουν οπισθοπλάγια οπισθοπεριτοναϊκή προσπέλαση και είναι ριζική όταν περιλαμβάνει εκτομή του περινεφρικού λίπους του σύστοιχου επινεφριδίου αλλά και λεμφαδενικό καθαρισμό.<sup>62</sup> Η εκτομή περιλαμβάνει την περιοχή από τον υποδιαφραγματικό χώρο έως και τον διχασμό της κοιλιακής αορτής η της κάτω κοίλης φλέβας ετερόπλευρα η και εκατέρωθεν των αγγείων.<sup>64</sup> Η χειρουργική διαχείριση δεν επηρεάζεται από την επέκταση της νόσου στο περινεφρικό λίπος καθώς η ριζική εκτομή περιλαμβάνει την εν block εκτομή όλου του περιεχομένου της περιτονίας του Gerotta.



Ασθενής με νόσο Von Hippel-Lindau και παρουσία πολλαπλών νεφροκυτταρικών καρκινωμάτων του νεφρού. Ριζική εκτομή του νεφρού.

Τόσο η ριζική όσο και η τμηματική νεφρεκτομή μπορούν να πραγματοποιηθούν λαπαροσκοπικά. Η λαπαροσκοπική προσέγγιση μειώνει την πιθανότητα της περιεγχειρητικής θνησιμότητας καθώς και του χρόνου της αποθεραπείας του ασθενούς. Μολαταύτα η χρονική διάρκεια του χειρουργείου είναι μεγαλύτερη και ο θρυμματισμός του αφαιρεθέντος τμήματος του νεφρού δυσχεραίνει την παθολογοανατομική διάγνωση και αυξάνει την πιθανότητα της διασποράς καρκινικών κυττάρων <sup>62</sup>.

## **ΜΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΘΕΡΑΠΕΙΑ**

### **Ανοσοθεραπεία**

Τα περισσότερα περιστατικά που χρήζουν συστηματικής θεραπείας αντιμετωνίζονταν ιστορικά με ανοσοθεραπεία, πιο συγκεκριμένα με ιντερλευκίνη 2 (IL-2) και ιντερφερόνη α (INFα). Ανοσοθεραπεία με μεγάλη



δόση ιντερλευκίνης 2 (IL-2) μπορεί να οδηγήσει σε μερική ανταπόκριση στην θεραπεία σε ποσοστά 15-20%, σε πλήρη ύφεση 6-8%, και σε ίαση 5% των ασθενών. Η θεραπεία αυτή συνδυάζεται με πολύ σοβαρή τοξικότητα. Η ιντερφερόνη α παρουσιάζει χαμηλότερη τοξικότητα σε σύγκριση με την (IL-2).

## **Νεότερες Θεραπείες.**

### **Μοριακά καθοδηγούμενη θεραπεία**

Οι νεότερες θεραπείες για το μεταστατικό νεφροκυτταρικό καρκίνωμα έχουν σαν στόχο την εξουδετέρωση του γονιδίου του von Hippel-Lindau, που έχει σαν αποτέλεσμα την απορύθμιση των γονιδίων για τον παράγοντα πρόκλησης υποξείας (hypoxia-inducible factor, HIF) αλλά και του υποδοχέα του παράγοντα VEGF (Vascular Endothelial Growth Factor). Η δράση τους βασίζεται στην καταστολή των μηχανισμών που λειτουργούν εντός των καρκινικών κυττάρων οι οποίοι ρυθμίζουν το μεταβολισμό, την ανάπτυξη και τον πολλαπλασιασμό τους.

Τα σκευάσματα που χρησιμοποιούνται είναι το sunitinib, το sorafenib, το temsirolimus και το bevacizumab.

Το sunitinib (Sutent, Pfizer) έχει επιτύχει αντικειμενικό επίπεδο απόκρισης (objective response rate) φτάνει το 31%, και ένα μέσο όρο 11 μηνών χωρίς πρόοδο της νόσου<sup>65, 66</sup>, αυξάνοντας το χρονικό διάστημα χωρίς προοδευτική επιδείνωση της νόσου και αυξάνοντας τη συνολική διάρκεια επιβίωσης των ασθενών. Θεωρείται η θεραπεία εκλογής στο προχωρημένο νεφροκυτταρικό καρκίνωμα. Ο παράγοντας sorafenib (Nexavar, Bayer) προτιμάται σε ασθενείς με πτωχή ανταπόκριση στη θεραπεία με κυτοκίνες.<sup>67</sup>

Το Temsirolimus είναι ένας αναστολέας του mTOR (mammalian target of rapamycin) και θεωρείται η θεραπεία εκλογής σε ασθενείς με χαμηλό ρίσκο για NNK.<sup>68, 69</sup>

## **Άλλες θεραπείες**

Θεραπείες που κατά το παρελθόν έχουν δοκιμασθεί και αποτύχει είναι η **ορμονοθεραπεία** και η **χημειοθεραπεία**.

Τα νεφροκυτταρικά καρκινώματα δεν ανταποκριθήκαν στην χρήση των ορμονών όπως της μεδροξυπρογεστερόνης, της προγεστερόνης και των ανδρογόνων.

Η υπερέκφραση του γονιδίου του υπεύθυνου για την παραγωγή μιας πρωτεΐνης (P-glycoprotein/P-170) υπεύθυνης για πολυφαρμακευτική ανθεκτικότητα (MDR) είναι η πιθανότερη αιτία για την ανθεκτικότητα του όγκου στη χημειοθεραπεία. Έτσι δικαίως ο καρκίνος του νεφρού χαρακτηρίζεται χημειοανθεκτικός όγκος.

## **Ακτινοθεραπεία**

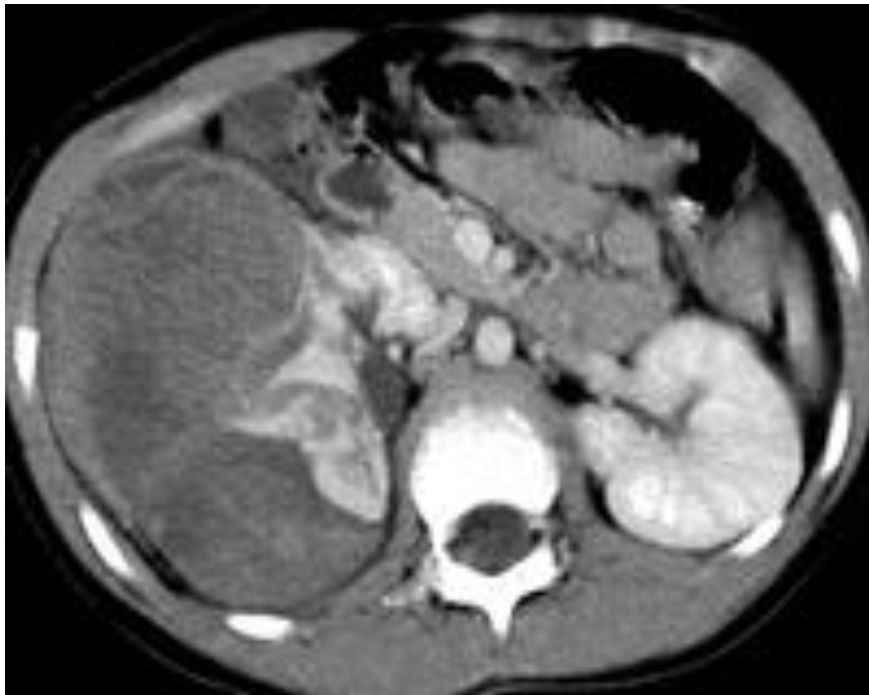
Η ακτινοθεραπεία εφαρμόζεται σαν παρηγορητική θεραπεία για την ανακούφιση του πόνου σε οστικές μεταστάσεις ή υποτροπή της νόσου, για την αντιμετώπιση παθολογικών καταγμάτων των οστών, τον περιορισμό της αιματουρίας, για τη σμίκρυνση μεγάλων μαζών. Τα ΝΚΚ είναι ακτινοάντοχοι όγκοι για τον λόγο αυτό η συμβατική και στερεοτακτική ακτινοθεραπεία χρησιμοποιείται συχνά για την αντιμετώπιση μονήρους ή ολιγάριθμων μεταστάσεων.

## **2. Νεφροβλάστωμα ( όγκος Wilm )**

Το νεφροβλάστωμα είναι ο συχνότερος κακοήθης όγκος της κοιλιακής χώρας σε παιδιά έως την ηλικία των επτά ετών, μπορεί όμως να εμφανιστεί με χαμηλή συχνότητα ακόμα και σε νεαρούς ενήλικες. Κλινικά εμφανίζεται με απώλεια βάρους και ψηλαφητή μάζα στην κοιλιακή χώρα. Σε ποσοστό 5% εμφανίζεται αμφοτερόπλευρα. Έχει αυξημένη συχνότητα σε παιδιά με

πεταλοειδής νεφρούς. Σε ποσοστό 12-15% παρατηρείται σε άτομα που παρουσιάζουν άλλες συγγενής ανωμαλίες όπως ημιυπερτροφία, ανιριδία, νευροϊνωμάτωση, και το σύνδρομο Beckwith-Wiedmann.<sup>9,10</sup>

Στην απεκκριτική ουρογραφία δεν υπάρχουν χαρακτηριστικά ευρήματα. Στην υπερηχογραφία ο όγκος απεικονίζεται είτε υπερηχογενής είτε υποηχογενής η ακόμα και μικτής ηχογένειας. Σε περιπτώσεις κεντρικής νέκρωσης του όγκου ακόμα και άνηχος. Προκαλεί διόγκωση του νεφρού και σε κάποιες περιπτώσεις προβάλλει εντός του νεφρικού κόλπου. Στην αξονική τομογραφία ο όγκος του Wilm απεικονίζεται ως υπόπυκνη μάζα που μετά την έγχυση του σκιαγραφικού μέσου καθίσταται μετρίως ενισχυόμενη. Στην μαγνητική τομογραφία η βλάβη έχει μικτής έντασης σήμα.<sup>9,70</sup>



CT: Ευμεγέθης όγκος του Wilm που προσλαμβάνει ανομοιογενώς το σκιαγραφικό. Η πιο έντονα υπόπυκνες περιοχές αντιστοιχούν σε περιοχές νέκρωσης του όγκου.

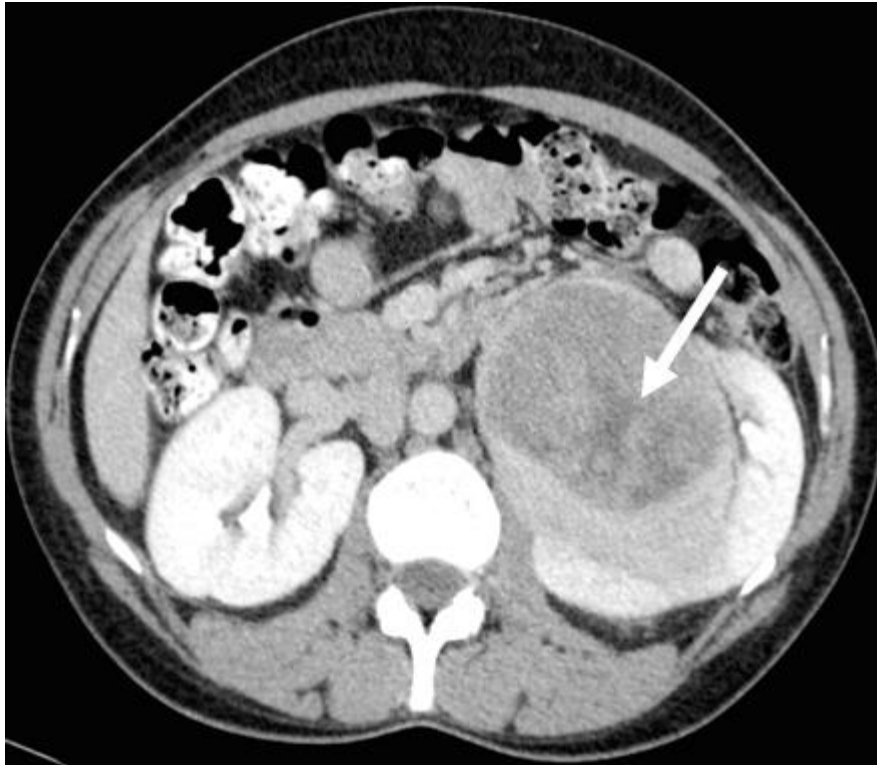
### **3.Σαρκώματα του νεφρού.**

Τα σαρκώματα του νεφρού είναι σπάνιοι όγκοι, που αναπτύσσονται από τα διάφορα στοιχεία του συνδετικού ιστού. Ιστολογικά μπορεί να είναι:

<b>Λειοσάρκωμα</b>
<b>Οστεοσάρκωμα</b>
<b>Λιποσάρκωμα</b>
<b>Ραβδομυοσάρκωμα</b>
<b>Νευροσάρκωμα</b>

Ο όγκος αυτός εκδηλώνεται όταν το μέγεθος του είναι μεγάλο όμως ακόμα και τότε η πρόγνωση είναι καλή<sup>9</sup>.

Κλινικά εμφανίζεται με κοιλιακό άλγος, ψηλαφητή μάζα, ανώδυνη αιματουρία. Στην απλή ακτινογραφία και ακόμα καλύτερα στην υπολογιστική τομογραφία μπορεί να αναδειχθούν εστίες οστεοποίησης ιδίως στο οστεοσάρκωμα, ένα στα άλλα είδη σαρκωμάτων στικτές αποτιτανώσεις<sup>9,10</sup>. Στην ενδοφλέβια πυελογραφία απεικονίζεται ευμεγέθους μάζα που όμως δεν παραμορφώνει το νεφρικό παρέγχυμα όπως το αδενοκαρκίνωμα του νεφρού. Κατά κανόνα δεν παρατηρείται διήθηση των επιχώριων λεμφαδένων. Επίσης στην αξονική τομογραφία πρέπει να διαφοροδιαγνωστεί ένα λιποσάρκωμα από ένα αγγειομυολίπωμα. Μας βοηθάει το γεγονός ότι τα λιποσαρκώματα παρουσιάζουν πτωχή ενίσχυση μετά την ενδοφλέβια έγχυση του σκιαγραφικού, σε αντίθεση με το αγγειομυολιπώματα που προσλαμβάνουν έντονα.<sup>9, 72</sup>



Ευμέγεθες νεφρικό σάρκωμα του Αρ νεφρού που μετά την ενδοφλέβια έγχυση του σκιαγραφικού παρουσιάζει χαμηλή ενίσχυση.

#### **4.Νεφρικό Λέμφωμα**

Το πρωτοπαθές λέμφωμα του νεφρού είναι εξαιρετικά σπάνιο. Συνήθως αποτελεί εκδήλωση μίας πιο γενικευμένης νόσου που στις περισσότερες περιπτώσεις είναι λέμφωμα Hodgkin.

Η νεφρική του εντόπιση αποτελεί εκδήλωση της αιματογενούς διασποράς του ή είναι αποτέλεσμα της άμεσης επέκτασης από οπισθοπεριτοναϊκούς λεμφαδένες. Σε ασθενείς με μη Hodgkin λέμφωμα προσβάλλονται οι νεφροί μόνο στο 10% των περιπτώσεων. Στο νεφρικό λέμφωμα η αμφοτερόπλευρη εντόπιση είναι συχνότερη από την ετερόπλευρη.

Σε νεκροτομικές σειρές ασθενών με γενικευμένο λέμφωμα στο 30% είχε αμφοτερόπλευρη εντόπιση και στους δύο νεφρούς<sup>10</sup>. Οι τυπικές εκδηλώσεις του νεφρικού λεμφώματος, είναι η γενικευμένη μεγέθυνση, οι πολλαπλές εστιακές μάζες, μία μονήρης μάζα ή η παρουσία διάχυτης διήθησης<sup>10</sup>.

Στην ενδοφλέβια ουρογραφία η διάσπαση της συνέχειας του νεφρικού παρεγχύματος που προκαλείται από τις μονήρεις ή πολλαπλές βλάβες καθώς

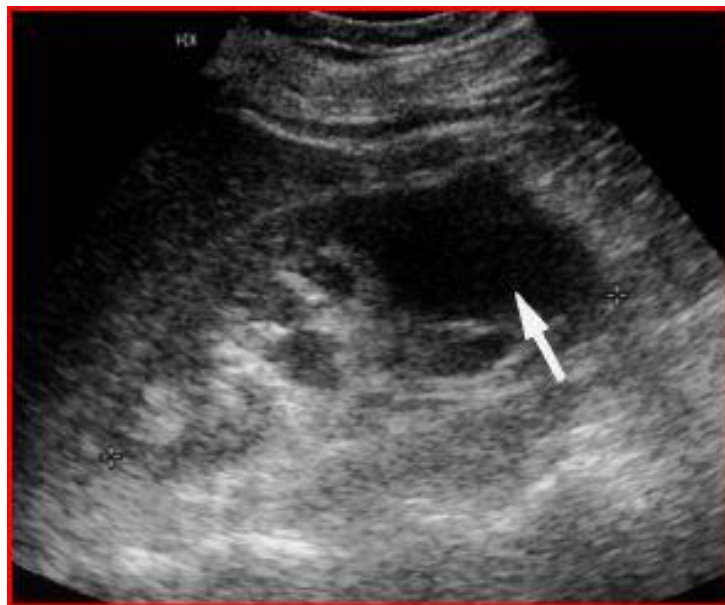
και η διόγκωση του νεφρού και η υδρονέφρωση αποτελούν τυπικά ευρήματα του νεφρικού λεμφώματος.<sup>10</sup>

Το συχνότερο υπερηχοτομογραφικό εύρημα είναι η παρουσία πολλαπλών υποηχογενών αμφοτερόπλευρων μαζών. Μονήρης ετερόπλευρη βλάβη μπορεί να υπάρξει αλλά είναι σπάνια.

Επειδή το λέμφωμα είναι πολύ ομοιογενής όγκος με ομοιόμορφη ιστολογική σύσταση, δεν δίνει εσωτερικές ανακλάσεις με αποτέλεσμα να δίνει μία άνηχη ή σχεδόν άνηχη υπερηχογραφική εικόνα. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να μην είναι εύκολη η διάκριση του από τις απλές κύστεις των νεφρών .

Στις περισσότερες περιπτώσεις η έλλειψη της ακουστικής ενίσχυσης μας βοηθάει στο να κατανοήσουμε ότι πρόκειται για μια συμπαγή βλάβη. Η διήθηση του περινεφρικού χώρου από τον όγκο μπορεί να υποδυθεί υγρά συλλογή.<sup>9</sup>

Στην αξονική τομογραφία τα νεφρικά λεμφώματα απεικονίζονται ισόπυκνα, μετά την ενδοφλέβια έγχυση του σκιαγραφικού μέσου το λέμφωμα έχει ελαφρώς αυξημένη πυκνότητα μικρότερη όμως από το περιβάλλον νεφρικό παρέγχυμα.<sup>73</sup>



## Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.

Υπερηχογραφική απεικόνιση του νεφρού στον επιμήκη άξονα. Παρουσία υποηχογενούς βλάβης στον κάτω πόλο, τυπικό εύρημα για λέμφωμα νεφρού.



Υπολογιστική τομογραφία μετά την ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού. Υπόπυκνη βλάβη στον δεξιό νεφρό ασθενούς που προσλαμβάνει λιγότερο συγκριτικά με το λοιπό νεφρικό παρέγχυμα, εύρημα συμβατό με λέμφωμα νεφρού.

## 5.Λευχαιμία

Η λευχαιμική διήθηση είναι συχνότερη στην λεμφογενή σε σύγκριση με την μυελογενή λευχαιμία. Η τυπική εικόνα συνίσταται στην γενικευμένη διόγκωση του νεφρού.

Στην υπερηχογραφική απεικόνιση παρατηρούμε την παρουσία υποηχογενών μαζών ή εξάλειψη της φυσιολογικής φλοιομυελικής εικόνας με αντίστοιχα ευρήματα και στην υπολογιστική τομογραφία. Κατά την λευχαιμική διήθηση του νεφρού η απόφραξη συνήθως οφείλεται σε λίθους ουρικού οξέως , πύγματα αίματος η συμπίεση του ουρητήρα από λεμφαδένες. Σε ασθενής με λευχαιμική διήθηση των νεφρών νεφρική ανεπάρκεια εμφανίζεται σε ποσοστό περίπου 10%.

## 6.Μεταστάσεις

Η μεταστατική νόσος στον νεφρό εκδηλώνεται στα πλαίσια και άλλων γνωστών μεταστάσεων σε κάποιο άλλο σημείο του σώματος, μέσω της αιματογενούς διασποράς. Οι πιο συχνοί πρωτοπαθείς όγκοι, τα κακοήγη κύτταρα των οποίων διασπείρονται στους νεφρούς αιματογενώς είναι εκείνοι, του πνεύμονα, του παχέως εντέρου, του στομάχου, του μαστού, του προστάτη καθώς επίσης και το μελάνωμα. Ο πρωτοπαθής καρκίνος του επινεφριδίου αλλά και του παγκρέατος μπορεί να διηθήσει τον νεφρό κατά συνέχεια ιστού.

Η επίπτωση των νεφρικών μεταστάσεων σε ασθενείς που πάσχουν από καρκίνο, κυμαίνεται από 10 έως 20% των νεκροτομικών σειρών<sup>8,9</sup>. Η ανώδυνος αιματουρία αποτελεί την συχνότερη κλινική εκδήλωση μετά την προσβολή των νεφρών από τις ανωτέρω κακοήθειες.

Κατά τον απεικονιστικό έλεγχο οι μεταστάσεις έχουν συνήθως διάμετρο μικρότερη των τριών εκατοστών και σε ποσοστό περίπου 80% είναι πολλαπλές. Αμφοτερόπλευρη είναι η εντόπιση των βλαβών στις μισές περιπτώσεις<sup>10</sup>. Στο υπερηχογράφημα απεικονίζονται υποηχογενείς ή υποηχογενείς με υπερηχογενή άλω. Στην υπολογιστική τομογραφία οι δευτεροπαθείς εντοπίσεις έχουν ισόπυκνη ή ελαφρώς υπόπυκνη απεικόνιση σε σύγκριση με το περιβάλλον νεφρικό παρέγχυμα. Μετά την ενδοφλέβια έγχυση του σκιαγραφικού μέσου παρατηρείται ελαφρά ενίσχυση.

Οι νεφρικές μεταστάσεις είναι τυπικά συμπαγείς και συχνά διηθητικές, σε αντίθεση με το αδενοκαρκίνωμα είναι ασύνηθες για τις μεταστάσεις να είναι σύνθετες και κυστικές<sup>9</sup>.

Επειδή τα υπερηχογραφικά χαρακτηριστικά των μεταστάσεων και του νεφροκυτταρικού καρκινώματος εν μέρει επικαλύπτονται η διάγνωση στηρίζεται στα ευρήματα της βιοψίας<sup>8</sup>.



## 7. Νεοπλάσματα της αποχετευτικής μοίρας του νεφρού.

Στην αποχετευτική μοίρα του νεφρού οι δύο συχνότερες κακοήθειες που συναντάμε είναι το **εκ μεταβατικού επιθηλίου** και το **εκ πλακώδους επιθηλίου καρκίνωμα**. Μαζί αποτελούν το 7% των νεφρικών όγκων, ενώ το εκ μεταβατικού επιθηλίου εμφανίζεται με συντριπτικά μεγαλύτερη συχνότητα, το 80-90% των περιπτώσεων<sup>8,71</sup>.

Η εμφάνιση του εκ μεταβατικού επιθηλίου σχετίζεται με την χρόνια χρήση φαινακετίνης, την υφαντουργία και την βιομηχανία πλαστικών, ενώ το εκ πλακώδους επιθηλίου που είναι και εξαιρετικά κακόηθες σχετίζεται με ουρολιθιάσεις και χρόνιες φλεγμονές<sup>9,10</sup>.

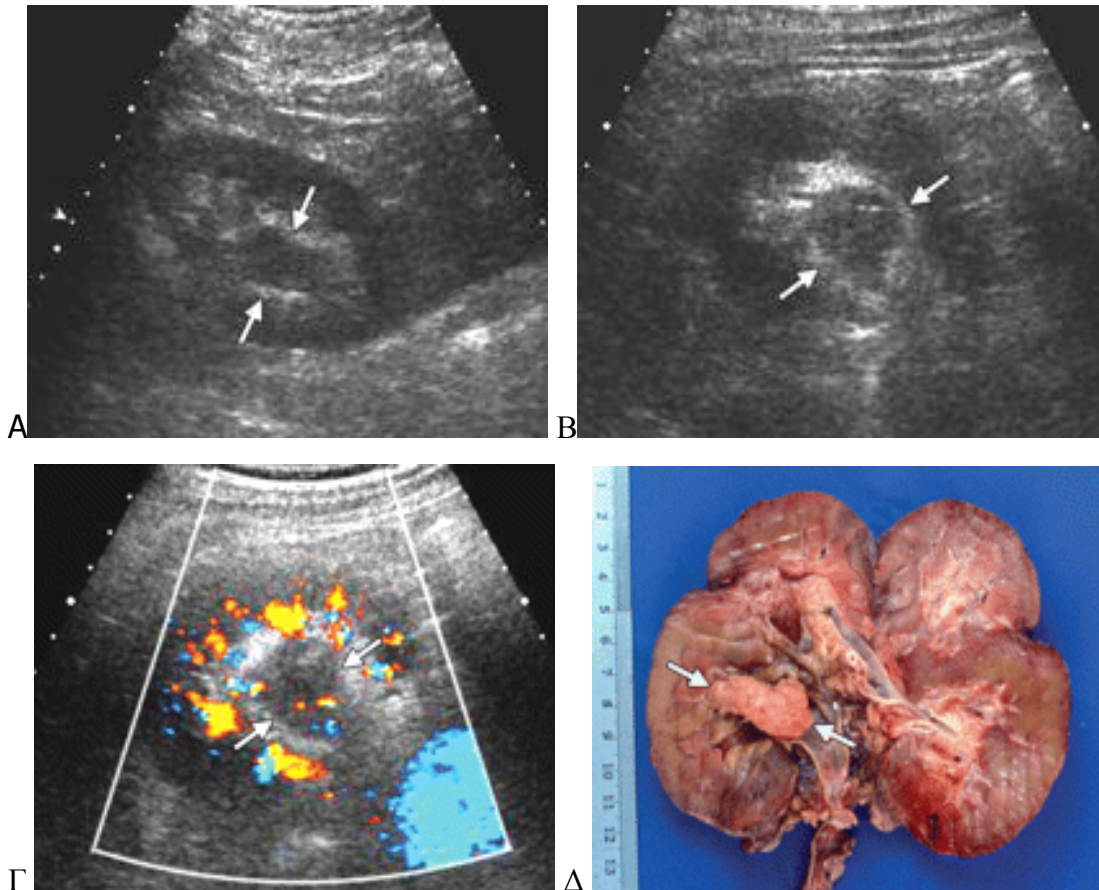
Το νεοπλάσματα της αποχετευτικής μοίρας προσβάλουν τέσσερις φορές συχνότερα τους άντρες σε σχέση με της γυναίκες και ανευρίσκονται συνήθως σε άτομα άνω των 60 ετών.<sup>8</sup> Σε ποσοστό που μπορεί να φτάσει το 40% παρουσιάζονται με πολλαπλές εντοπίσεις στο πυελοκαλυκτικό σύστημα, αλλά και εντοπίσεις στους ουρητήρες και την ουροδόχο κύστη. Ένα ποσοστό έως και 10% παρουσιάζει αμφοτερόπλευρα βλάβες είτε ταυτόχρονα είτε σε δεύτερο χρόνο.<sup>8</sup>

Κλινικά η νόσος εκδηλώνεται με ανώδυνη αιματουρία, η με άλγος της νεφρικής χώρας όταν υπάρχει απόφραξη του αποχετευτικού συστήματος.

Στην ενδοφλέβια και την ανιούσα πυελογραφία η βλάβη απεικονίζεται ως έλλειμμα πλήρωσης της πυέλου ή του ουρητήρα.

Στην υπερηχογραφία και την αξονική τομογραφία οι μικροί ουροθηλιακοί όγκοι είναι δυνατών να διαφύγουν, μεγαλύτεροι όγκοι εκ μεταβατικού επιθηλίου στην υπερηχογραφία απεικονίζονται είτε ως ενδοαυλική πολυποδοειδής βλάβη, είτε ως πάχυνση του ουροθηλίου η ακόμα και ως μία συμπαγής μάζα με επικέντρωση στον νεφρικό κόλπο χωρίς ειδικούς χαρακτήρες<sup>9</sup>.

## Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.



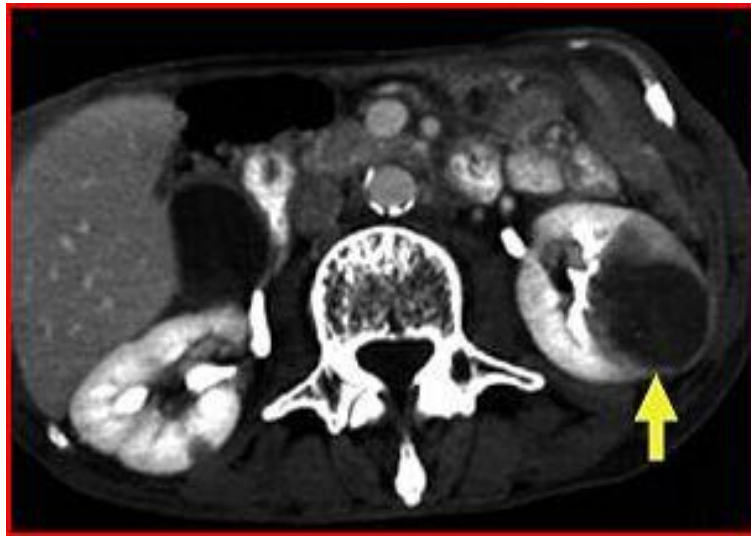
Καρκίνωμα εκ μεταβατικού επιθηλίου του πυελοκαλυκτικού συστήματος του νεφρού. Η επιμήκης και εγκάρσια υπερηχογραφική απεικόνιση (α, β, γ) του νεφρού δεικνύει βλάβη μεικτής ηχογένειας που με την χρήση της Doppler υπερηχογραφίας αναδεικνύεται ως υποαγγειούμενη. Στον ίδιο ασθενή στο παρασκεύασμα πια απεικονίζεται το καρκίνωμα εκ μεταβατικού επιθηλίου.

Άλλες βλάβες που εμφανίζονται με ενδοαυλική εντόπιση στο αποχετευτικό σύστημα είναι τα πήγματα αίματος, οι ινοεπιθηλιακοί πολύποδες, οι μυκητικές μάζες, η μαλακοπλακία και οι λίθοι.

Στην αξονική τομογραφία οι όγκοι εκ μεταβατικού επιθηλίου είναι περίπου της ίδιας πυκνότητας με το περιβάλλον νεφρικό παρέγχυμα. Μετά την ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού μέσου παρουσιάζουν ελαφρά αύξηση της πυκνότητας τους<sup>10</sup>.

## Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.

Στους ασθενείς με καρκίνωμα του επιθηλίου της νεφρικής πυέλου, η ριζική νεφροουρητηρεκτομή αποτελεί την βασική θεραπευτική προσέγγιση. Η μερική νεφρεκτομή ή η διαδερμική εξαίρεση του όγκου αποτελεί θεραπεία εκλογής σε ασθενείς με μονήρη νεφρό, με αμφοτερόπλευρη εντόπιση του όγκου με επανεμφανιζόμενο όγκο αλλά και σε ασθενείς με διαταραγμένη νεφρική λειτουργία <sup>8,71</sup>.



Μονήρης ευμεγέθους μετάσταση στην μεσότητα του AP νεφρού σε ασθενή με πρωτοπαθή καρκίνο του πνεύμονα.

## Ειδικό Μέρος

### 1.ΔΙΑΔΕΡΜΙΚΗ ΚΑΥΤΗΡΙΑΣΗ

Οι απεικονιστικά καθοδηγούμενες διαδερμικές θεραπείες καυτηρίασης με την χρήση πηγών ενέργειας που παράγουν θερμικό ή μη θερμικό θεραπευτικό αποτέλεσμα, έχουν γίνει μέρος της στρατηγικής για τις ελάχιστα επεμβατικές τεχνικές στην αντιμετώπιση του εστιασμένου καρκίνου. Θερμικό αποτέλεσμα προκαλείται από την χρήση των ραδιοκυμάτων (RF), των μικροκυμάτων (MW), της κρυοπηξίας, των υπερήχων και του Laser. Μη θερμικό αποτέλεσμα έχουν οι μέθοδοι της χημικής καυτηρίασης και της μη αναστρέψιμης ηλεκτροπόρωσης.

Αυτές οι τεχνικές έχουν επιτύχει σε μεγάλο βαθμό την κλινική τους αποδοχή στην καταπολέμηση της εστιασμένης κακοήθειας σε μια σειρά οργάνων, όπως το πρωτοπαθές και το μεταστατικό καρκίνωμα του ήπατος, των νεφρών, των πνευμόνων και των οστών.

Ο κύριος στόχος στην διαδερμική καυτηρίαση είναι να εκριζώσει όλα τα κακοήθη κύτταρα στην καθορισμένη περιοχή στόχο. Ενώ η πλήρης καταστροφή του όγκου σε υγιή όρια είναι ο κύριος στόχος, η διάσωση του περιβάλλοντα την κακοήθεια υγιούς ιστού αλλά και η ακρίβεια της στόχευσης της βλάβης είναι επίσης σημαντικοί στόχοι.

#### **I.Διαδερμική θερμοκαυτηρίαση**

Η θερμοκαυτηρίαση έχει σαν σκοπό να καταστρέψει τον κακοήθη ιστό είτε αυξάνοντας, είτε μειώνοντας την θερμοκρασία ώστε να προκαλέσει μη αναστρέψιμες βλάβες και νέκρωση στα καρκινικά κύτταρα.

Η πλήρης και αξιόπιστη θερμοκαυτηρίαση απαιτεί ολόκληρος ο όγκος αλλά και τα καυτηριαζόμενα υγιή όρια να υπόκεινται σε κυτταροτοξικές θερμοκρασίες.

## **II. Ενδείξεις και αντενδείξεις για την διενέργεια θερμοκαυτηρίασης στον νεφρό. Επιλογή ασθενών.**

Οι ασθενείς που είναι υποψήφιοι για την διενέργεια θερμοκαυτηρίασης ανήκουν σε δυο κατηγορίες. Στην πρώτη κατηγορία ασθενών περιλαμβάνονται αυτοί που είναι ακατάλληλοι υποψήφιοι για χειρουργική επέμβαση είτε λόγω νεφρικής ανεπάρκειας είτε λόγω συνυπάρχουσας νοσηρότητας. Η διενέργεια χειρουργικής επεμβάσεως σε έναν νεφρό με οριακή νεφρική λειτουργία που πιθανότατα θα έχει σαν αποτέλεσμα την ανάγκη αιμοκάθαρσης, είναι αιτία στο να προκριθεί η διαδερμική θερμοκαυτηρίαση. Ασθενείς ακατάλληλοι για επέμβαση υπό γενική αναισθησία όπως είναι οι καρδιοπαθείς, οι ασθενείς με χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια και άλλοι είναι κατάλληλοι υποψήφιοι για διαδερμική καυτηρίαση. Στην δεύτερη κατηγορία ανήκουν οι ασθενείς που έχουν υψηλή πιθανότητα ανάπτυξης στο μέλλον πολλαπλών νεφροκυτταρικών καρκινωμάτων. Σε αυτήν την κατηγορία περιλαμβάνονται ασθενείς με γενετικές ανωμαλίες σχετιζόμενες με το νεφροκυτταρικό καρκίνωμα. Εδώ περιλαμβάνονται το σύνδρομο Von Hippel - Lindau , το κληρονομικό θυλώδες καρκίνωμα και το κληρονομικό διαυγοκυτταρικό καρκίνωμα. Οι ασθενείς αυτής της κατηγορίας λόγω της γνωστής τους προδιάθεσης ελέγχονται συχνά έτσι οι νέοι όγκοι που απεικονίζονται καυτηριάζονται. Με αυτόν τον τρόπο επιμηκύνεται η περίοδος όπου ο ασθενής διατηρεί την νεφρική του λειτουργία, δηλαδή έως ότου χρειαστεί χειρουργική εκτομή του νεφρού.

Αντενδείξεις για την διενέργεια διαδερμικής καυτηρίασης αποτελούν οι μη αντιρροπούμενες διαταραχές πήξεως και οξείες καταστάσεις όπως η σήψη.<sup>103,104</sup>

Για την επιλογή του κατάλληλου υποψηφίου προς καυτηρίαση εξέχουσα σημασία έχουν τα χαρακτηριστικά του νεφρικού όγκου που πρόκειται να καυτηριαστεί. Παρά το γεγονός ότι δεν υπάρχουν σαφώς οριοθετημένες διαστάσεις που να αποκλείουν ή να επιτρέπουν την διενέργεια

θερμοκαυτηρίασης είτε με ραδιοσυχνότητες είτε με μικροκύματα, νεφροκυτταρικό καρκίνωμα με μέγιστη διάμετρο μικρότερη ή ίση με 4 εκ. έχει μεγαλύτερη πιθανότητα να καυτηριαστεί πλήρως.<sup>105</sup> Η εντόπιση του νεφροκυτταρικού καρκινώματος είναι ένας ακόμη σημαντικός παράγοντας που πρέπει να συνεκτιμάται, καθώς έχει σημασία για την ασφάλεια αλλά και την αποτελεσματικότητα της μεθόδου. Έτσι το NNK πρέπει να καταγράφεται κατά την ταξινόμηση των Gervais et al. σε εξωφυτικό, παρεγχυματικό, κεντρικό ή μικτό με κεντρική και εξωφυτική εντόπιση.<sup>105</sup> Για κάθε ασθενή με πολλαπλά NNK κάθε ένα από αυτά θα πρέπει να περιγράφεται μεμονωμένα.

Το περινεφρικό λίπος μπορεί να προκαλέσει το φαινόμενο της θερμικής μόνωσης, το φαινόμενο αυτό αυξάνει την πιθανότητα της πλήρους καυτηρίασης σε εξωφυτικά NNK , σε σύγκριση με αυτά που έχουν παρεγχυματική ή κεντρική εντόπιση. Η εντόπιση του νεφρικού όγκου σε γειτνίαση με ένα μεγάλο νεφρικό αγγείο μπορεί να έχει σαν αποτέλεσμα την μη ολοκληρωτική καυτηρίαση του όγκου λόγω του φαινομένου της απομάκρυνσης της θερμότητας ( Heat-sink effects ). Η εντόπιση του NNK πλησίον της νεφρικής πυέλου και του ουρητήρα, η εντόπιση κοντά στο πάγκρεας, το έντερο, τα επινεφρίδια η την χοληδόχο κύστη αποτελεί σχετική αντένδειξη για την διενέργεια θερμοκαυτηρίασης. Τα προβλήματα αυτά μπορεί να ξεπεραστούν χρησιμοποιώντας συμπληρωματικές τεχνικές κατά την διεξαγωγή της θερμοκαυτηρίασης.

### **III. Περιγραφή της μεθόδου της θερμοκαυτηρίασης στον νεφρό**

Πριν την διενέργεια της θερμοκαυτηρίασης συνιστάται από ερευνητές η διενέργεια βιοψίας<sup>106,107</sup>. Η βιοψία δίνει απάντηση για τον τύπο του NNK σε περίπτωση που στο μέλλον ο ασθενής χρειαστεί χημειοθεραπεία σε μια ενδεχόμενη μεταστατική νόσο. Επίσης η βιοψία μας δίνει απάντηση για το εάν η βλάβη ήταν τελικά κακοήθεια η κάποια καλοήθης εξεργασία του νεφρού.

Η θερμοκαυτηρίαση στην κακοήθεια του νεφρού μπορεί να πραγματοποιηθεί με την απεικονιστική καθοδήγηση των υπερήχων, της υπολογιστικής τομογραφίας η του μαγνητικού συντονισμού. Η αρχική μέθοδος απεικόνισης

που χρησιμοποιείται στην τοποθέτηση του ηλεκτροδίου για τα RF ή της κεραίας για τα MW στην βλάβη στόχο, είναι και αυτή που συνήθως χρησιμοποιείται κατά την διάρκεια της καυτηρίασης αλλά και για την επανατοποθέτηση στην βλάβη εάν αυτό χρειαστεί. Κάποιοι άλλοι προτιμούν την αρχική τοποθέτηση να την διεξαγάγουν με την βοήθεια των υπερήχων και έπειτα να συνεχίζουν με την καθοδήγηση της υπολογιστικής τομογραφίας. Ο στόχος στην θερμοκαυτηρίαση στον νεφρό είναι να επιτευχθεί καυτηρίαση που να επεκτείνεται 5 έως 10mm πέρα των ορίων της βλάβης. Η εμπειρία κατά την μερική νεφρεκτομή σε νεφροκυτταρικό καρκίνωμα του νεφρού έχει δείξει ότι η πρόοδος της νόσου δεν μεταβάλλεται σε βάθος χρόνο, όταν τα όρια της εκτομής είναι πιο απομακρυσμένα ή πιο κοντά στα όρια της κακοήθειας.<sup>108</sup>

Υπάρχει κοινά αποδεκτός τρόπος (standardization guidelines) για τον τρόπο περιγραφής της διαδικασίας της θερμοκαυτηρίασης. Καταρχήν γίνεται η περιγραφή της συσκευής της θερμοκαυτηρίασης, δηλαδή ποιας μορφής ενεργεία χρησιμοποιείται αλλά και με ποιον τρόπο εναποτίθεται. Στην συνέχεια περιγράφεται το θεραπευτικό πρωτόκολλο με βάση το οποίο πραγματοποιείται η καυτηρίαση. Σημαντικό είναι να καταγραφεί ο χρόνος διάρκειας αλλά και η ποσότητα της συνολικά εναποτεθείσας ενέργειας κατά της διενέργειας της καυτηρίασης.

Συμπληρωματικές τεχνικές κατά την διάρκεια της θερμοκαυτηρίασης μπορεί να απαιτηθούν, αυτές οι τεχνικές έχουν σαν σκοπό να απομακρύνουν ευαίσθητες δομές και όργανα που βρίσκονται σε γειτνίαση με την περιοχή της θερμοκαυτηρίασης. Συνήθως με την βοήθεια λεπτής βελόνης εγχέεται φυσιολογικός όρος και δημιουργείται ένα παράθυρο μεταξύ των εβρισκόμενων σε επαφή με την ζώνη της καυτηρίασης οργάνων, το υδάτινο αυτό όριο λειτουργεί ως φραγμός στην μετάδοση της θερμότητας και επομένως λειτουργεί ως προστατευτική ζώνη.<sup>109</sup> Έχει επίσης περιγραφεί και η χρήση μπαλονιών ως μέσον για την απομάκρυνση δομών κοντινών στον νεφρό.<sup>110</sup> Μια άλλη συμπληρωματική τεχνική για την αντιμετώπιση των νεφρικών κακοηθειών του άνω πόλου του νεφρού είναι η τεχνητή πρόκληση

πνευμοθώρακα. Με την μέθοδο αυτή καθίσταται ευκολότερη η πρόσβαση του άνω πόλου του νεφρού.<sup>111</sup>

Κατά την διενέργεια της θερμοκαυτηρίασης ο ασθενής μπορεί να βρίσκεται υπό μέτρια καταστολή είτε εάν αυτό κρίνεται αναγκαίο υπό γενική αναισθησία. Κατά την μέτρια καταστολή /αναλγησία (moderate/conscious sedation), ο ασθενής απαντάει σκόπιμα σε λεκτικά ή οπτικά ερεθίσματα χωρίς κατάργηση των προστατευτικών αντανακλαστικών αεραγωγού, ο αεραγωγός παραμένει ανοικτός, η αυτόματη αναπνοή και καρδιαγγειακή λειτουργία είναι σταθερές. Η μέθοδος της καταστολής και της αναισθησίας πρέπει να αναφέρεται.

Η ακτινολογική απεικόνιση μετά την θερμοκαυτηρίαση διαδραματίζει σημαντικό ρόλο για την πρόγνωση και την πορεία της νόσου. Η υπολειμματική νόσος αλλά και η υποτροπή μετά την διενέργεια της θερμοκαυτηρίασης συνήθως εντοπίζονται στα όρια της κακοηθείας του νεφρού. Η υπολογιστική τομογραφία πριν και μετά την ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικής ουσίας καθώς επίσης και η μαγνητική τομογραφία έχουν την δυνατότητα σε μεγάλο βαθμό να απαντήσουν στο ερώτημα της υπάρξεως ή μη υπολειμματικής νόσου ή υποτροπής. Στην υπολογιστική τομογραφία έχει χρησιμοποιηθεί ως κριτήριο για την μη ύπαρξη υποτροπής στην νεφρική βλάβη, η αύξηση μετά την ενδοφλέβια έγχυση του σκιαγραφικού μέσου, της πυκνότητας έως και 10 μονάδες Housefield. Δηλαδή αύξηση της πυκνότητας της ελεγχόμενης περιοχής περά των 10 H.U συνηγορεί υπέρ υπολειμματικής νόσου ή υποτροπής της κακοήθειας.<sup>112</sup> Στην μαγνητική τομογραφία χαμηλό σήμα στην T<sub>2</sub> ακολουθία, που μετά την ενδοφλέβια έγχυση γαδολινίου δεν αυξάνετε της ένταση του, συνηγορεί υπέρ πλήρους καυτηρίασης του νεφροκυτταρικού καρκινώματος. Σε άλλη προοπτική μελέτη<sup>113</sup> αναφέρεται ότι σε ασθενείς που υποβλήθηκαν σε θερμοκαυτηρίαση με RF και έπειτα ελεγχτήκαν με μαγνητική τομογραφία το μέγεθος του καυτηριασθέντος νεοπλάσματος είχε μειωθεί, αλλά διατηρούνταν μια περιφερική ζώνη αυξημένης έντασης σήματος, η οποία αύξανε την ένταση του σήματός της μετά την ενδοφλέβια έγχυση του γαδολινίου. Η χρήση της συμβατικής υπερηχοτομογραφίας έχει μειωμένο ρόλο στην απεικόνιση της υπολειμματικής



νόσου και της υποτροπής της νόσου. Δεν αποκλείεται όμως η χρήση των σκιαγραφικών των υπερήχων να βοηθήσει στην κατεύθυνση αυτή<sup>113</sup>.

Η συχνότητα του απεικονιστικού επανελέγχου εξαρτάται από την φυσική εξέλιξη του νεφροκυτταρικού καρκινώματος. Το NNK με μέγεθος κάτω των 3 cm αυξάνουν το μέγεθός τους κατά 6mm σε ένα έτος. Προτείνεται ένας πρώτος απεικονιστικός έλεγχος 1 έως 3 μήνες μετά την θερμοκαυτηρίαση του όγκου ώστε να διαπιστωθεί η ύπαρξη υπολειπόμενου νεοπλασματικού ιστού και επανέλεγχος ανά εξάμηνο. Αλλά κέντρα προτείνουν τον πρώτο χρόνο ο έλεγχος να διενεργείται ανά 3-4 μήνες, καθώς στον πρώτο χρόνο γίνονται οι περισσότερες υποτροπές. Ο έλεγχος αυτός διαρκεί για τουλάχιστον 5 έτη μετά την θερμοκαυτηρίαση<sup>113</sup>.

#### **IV. Επιπλοκές της διαδερμικής θερμοκαυτηρίασης στον νεφρό.**

Όλες οι επιπλοκές σε ασθενείς που υποβλήθηκαν σε θερμοκαυτηρίαση θα πρέπει να αναφέρονται. Γνώστες και πιθανές επιπλοκές στην θερμοκαυτηρίαση του νεφροκυτταρικού καρκινώματος του νεφρού παρατίθενται στον παρακάτω πίνακα.<sup>114</sup>

<b>Ταξινόμηση των επιπλοκών της διαδερμικής καυτηρίασης των νεοπλασιών του νεφρού με RF</b>
---

Απόστημα
----------

Αλλεργική/ αναφυλακτική αντίδραση
-----------------------------------

Ισχαιμία στεφανιαίων αγγείων
------------------------------

Θάνατος σχετιζόμενος με της διαδικασία
--

Υπόταση
---------

Δημιουργία αιματώματος
------------------------

<ul style="list-style-type: none"><li>- Περινεφρικού</li></ul>
--

<ul style="list-style-type: none"><li>- Υποκάψιου</li></ul>
---

<ul style="list-style-type: none"><li>- Οπισθοπεριτοναϊκού</li></ul>
--

Αιματουρία
------------

Έμφραγμα του μυοκαρδίου
-------------------------

Πνευμοθώρακας  
Πνευμονική εμβολή  
Νεφρική ανεπάρκεια  
Νεφρικό έμφρακτο  
Σήψη  
Έγκαυμα  
Στένωση  
- Ουρητήρα  
- Του πυελοκαλυκτικού  
Εγκεφαλικό επεισόδιο  
Εμφύτευση νεοπλασματικών κυττάρων  
Δημιουργία συριγγίου  
Βαγοτονική αντίδραση

Η society of interventional radiology ταξινομεί τις επιπλοκές με κριτήριο εάν οι επιπλοκές είναι μείζονες ή ελάσσονες. Παρατίθεται ο πίνακας.<sup>114</sup>

Ορισμός των επιπλοκών κατά την **Society of interventional radiology**.

**Ελάσσονες επιπλοκές**

- Δεν χρειάζεται θεραπεία. Δεν υπάρχουν συνέπειες για τον ασθενή.
- Θεραπεία, χωρίς συνέπειες. Περιλαμβάνει εικοσιτετράωρη παρακολούθηση.

**Μείζονες επιπλοκές**

- Χρειάζεται θεραπεία, παραμονή στο νοσοκομείο μικρότερη από 48 ώρες
- Χρειάζεται θεραπεία, μη αναμενόμενη ανάγκη για αύξηση του επιπέδου της φροντίδας. Παραμονή στο νοσοκομείο μεγαλύτερη από 48 ώρες.

**Μόνιμη επιπλοκή**

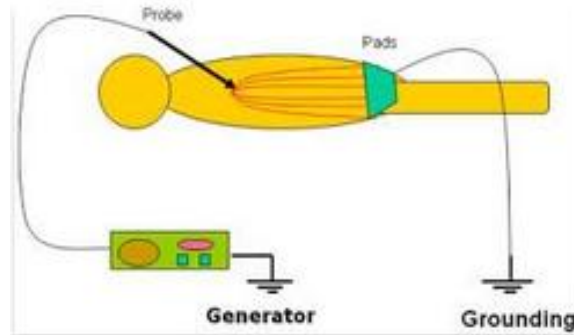
## 2.ΘΕΡΜΟΚΑΥΤΗΡΙΑΣΗ ΜΕ ΡΑΔΙΟΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ (RF ablation)

Η διαθερμική απεικονιστικά καθοδηγούμενη θερμοκαυτηρίαση με ραδιοσυχνότητες είναι η πιο καλά μελετημένη τεχνική θερμοκαυτηρίασης. Ορίζεται ως η πρόκληση θερμοπηξίας από πηγές ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας με συχνότητα μικρότερη από τα 30 MHz.<sup>74</sup> Το σύνηθες εύρος συχνοτήτων εναλλασσόμενου ρεύματος που χρησιμοποιείται στην κλινική πράξη είναι από 300 έως 500 KHz.<sup>74-75</sup>

Τα ραδιοκύματα τα οποία είναι ηλεκτρομαγνητική ενέργεια διαχέονται στον χώρο με την ταχύτητα του φωτός και συνδυάζουν τα χαρακτηριστικά των σωματιδίων και των κυμάτων.<sup>75</sup>

Κατά την διάρκεια της θερμοκαυτηρίασης με ραδιοσυχνότητες ηλεκτρικό κύκλωμα δημιουργείται μεταξύ μίας γεννήτριας, καλωδίων, ηλεκτροδίων και του ιστού του ανθρωπίνου σώματος. Οι ιστοί είναι ατελείς αγωγοί του ηλεκτρισμού και παρουσιάζουν υψηλή ηλεκτρική αντίσταση, αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την κίνηση των ιόντων που βρίσκονται μέσα στους ιστούς κατά την εφαρμογή της ενέργειας ραδιοσυχνοτήτων. Η κίνηση αυτή προκαλεί αύξηση της θερμοκρασίας στους συγκεκριμένους ιστούς, γνωστό ως φαινόμενο του Joule.<sup>75-76</sup>

Σύμφωνα με τα προαναφερθέντα ο ασθενής αποτελεί μέρος ενός κλειστού κυκλώματος που αποτελείται από μια γεννήτρια παραγωγής ραδιοσυχνοτήτων η οποία είναι συνδεδεμένη μέσω καλωδίων με ένα ουδέτερο ηλεκτρόδιο μεγάλης επιφάνειας και μικρής αντιστάσεως που είναι κολλημένο με αυτοκόλλητο στο σώμα του ασθενούς, και με ένα ηλεκτρόδιο που συνήθως έχει το σχήμα βελόνας, το οποίο εναποτίθεται στον ιστό που είναι ο στόχος της θερμοκαυτηρίασης.<sup>76</sup>



Τα συστήματα θερμοκαυτηρίασης RF μπορούν να μελετηθούν σαν ένα βασικό κύκλωμα αντίστασης και υπόκεινται στον νόμο του Ohm :

$$I = V/Z$$

Οπού η ένταση  $I$  που μετράται σε αμπέρ είναι ίση με την τάση που μετράται σε βολτ προς την αντίσταση ( $\Omega$ ) που μετράται σε ωμ.(Ohs)

Η Ισχύς ( $P$ ) είναι το γινόμενο της έντασης επί την τάση.

$$P = V I = V^2 / Z = I^2 Z$$

Η εξερχόμενη ισχύς εξαρτάται από την εξερχόμενη τάση και από την αντίσταση του κυκλώματος. Από την πλευρά της η αντίσταση του κυκλώματος στα συστήματα θερμοκαυτηρίασης RF εξαρτάται από πολλούς παράγοντες όπως από την σχεδίαση του ηλεκτροδίου, τον ιστό στόχο, το περιβάλλον του ιστού στόχου, τον τρόπο σύνδεσης του ηλεκτροδίου γείωσης.<sup>76</sup>

Όταν ο ανθρώπινος ιστός κατά την θερμοκαυτηρίαση με ραδιοσυχνότητες αναπτύξει θερμοκρασία πάνω από 49°C ο κυτταρικός θάνατος επέρχεται εντός ολίγων λεπτών<sup>96</sup>. Ένα μέρος από τα ανθρώπινα κύτταρα που εκτίθενται σε θερμοκρασία χαμηλότερη από 49°C επιβιώνουν

ενώ σε κάποια επέρχεται κυτταρικός θάνατος. Θερμοκρασία άνω των 60<sup>0</sup>C προκαλεί άμεσα κυτταρικό θάνατο στα κύτταρα.<sup>95</sup> Ο κυτταρικός θάνατος προκαλείται από την αποσύνθεση των κυτταρικών πρωτεϊνών που έχει σαν αίτια την απώλεια της λειτουργίας των ενζύμων. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την καταστροφή των κυτταρικών μεμβρανών και του κυτταροπλάσματος. Σε πολύ υψηλές θερμοκρασίες 105<sup>0</sup> C και πάνω τα κύτταρα <<βράζουν>> και εξαχνίζονται. Αυτό προκαλεί απανθράκωση του ιστού.<sup>95</sup> Το αέριο που δημιουργείται και ο απανθρακωμένος ιστός εμποδίζουν την μετάδοση της ενέργειας , επόμενος μειώνεται και το βάθος της διείσδυσης της εν δυνάμει θανατηφόρας για τους ιστούς ενέργειας.<sup>95</sup> Η ιδανική θερμοκρασία που πρέπει να επιτυγχάνουν οι συσκευές ραδιοσυχνοτήτων είναι από 50<sup>0</sup>C έως 105<sup>0</sup>C.

Το μέγιστο μέγεθος της περιοχής θερμοκαυτηρίασης που μπορεί να επιτευχθεί θεωρητικά με ραδιοσυχνότητες έχει υπολογιστεί *in vitro*.<sup>96</sup> Έχει υπολογιστεί ότι το μέγιστο μέγεθος της καυτηριασθείσας περιοχής είναι το διπλάσιο από το μήκος του ενεργού άκρου του ηλεκτροδίου, για τον επιμήκη άξονα της καυτηριασθείσας περιοχής. Ο εγκάρσιος άξονας της καυτηριασθείσας περιοχής δεν μπορεί να υπερβαίνει τα 2/3 του μεγέθους της επιμήκους διατομής της καυτηριασθείσας περιοχής.<sup>96</sup> Το μέγεθος της θερμοκαυτηρίασης *in vivo* είναι συνήθως μικρότερο από αυτό που επιτυγχάνεται *in vitro*.<sup>97</sup> Παράγοντες που μπορεί να μειώσουν το μέγεθος της ιστικής καταστροφής είναι η αιματική ροή, μεγάλες κοιλότητες με υγρικό περιεχόμενο, η ο αέρας.<sup>96</sup>

Το μέγιστο μέγεθος της καυτηρίασης μπορεί να αυξηθεί μειώνοντας την αιματική ροή. Ο αποκλεισμός της πυλαίας φλέβας κατά την καυτηρίαση ηπατικών βλαβών που ονομάζεται χειρισμός Pringle χρησιμοποιείται σε λαπαροσκοπικές επεμβάσεις και σε ανοικτές λαπαροτομίες. Σε διαδερμικές θερμοκαυτηριάσεις μπορεί να επιτευχθεί η μείωση της αιματικής ροής είτε με τον εμβολισμό του τροφοφόρου αγγείου της υπεραγγειούμενης βλάβης είτε με την χρήση αγγειογραφικού μπαλονιού για τον προσωρινό αποκλεισμό της αιματικής ροής.

## Ι.Συσκευές παραγωγής ραδιοσυχνότητας

Οι σύγχρονες γεννήτριες παράγουν ισχύ από 150 έως 250 W , ενώ σημαντικοί παράγοντας διαφοροποίησης μεταξύ των εμπορικά διαθέσιμων γεννητριών είναι στα συστήματα έλεγχου τους αλλά και στην ανάδραση (Feedback) που παρέχουν. Υπάρχουν συστήματα ελέγχου βασιζόμενα στην αντίσταση και συστήματα έλεγχου βασιζόμενα στην θερμοκρασία του ηλεκτροδίου. Στο σύστημα της **Boston Scientific** η ισχύς ορίζεται αρχικά σε σχετικά χαμηλό επίπεδο ισχύος από 20 έως 50 W και σταδιακά αυξάνεται όσο αυξάνεται και η αντίσταση.<sup>77,78</sup>



Γεννήτρια RF της Boston Scientific

Στο σύστημα της **Valleylab** η αρχική ισχύς της γεννήτριας ορίζεται στην ανώτερη δυνατή, όταν η αντίσταση του κυκλώματος μεταβληθεί απότομα, το σύστημα σταματά να παρέχει ισχύ για μικρό χρονικό διάστημα, ο ιστός εν τω μεταξύ ψύχεται και ενυδατώνεται γεγονός που επιτρέπει περισσότερη ισχύς να εναποτεθεί όταν η γεννήτρια ξαναδώσει ισχύ. Η παλμικότητα της ισχύος δείχνει να αυξάνει το μέγεθος της ζώνης της θερμοκαυτηρίασης και να μειώνει τον χρόνο της συνεδρίας.<sup>79,80</sup> Η γεννήτρια αυτή δίνει την δυνατότητα της

## Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.

τοποθέτησης περισσότερων ανεξάρτητων του ενός από το άλλο ηλεκτροδίων, έτσι ώστε όταν η ισχύς είναι κλειστή για το ένα ηλεκτρόδιο να παρέχεται ισχύς στο επόμενο και ου το καθεξής.<sup>81</sup> Με τον τρόπο αυτό μπορούν να γίνουν έως και τρεις καυτηριάσεις σε χρόνο αντίστοιχο της θερμοκαυτηρίασης με ένα ηλεκτρόδιο.<sup>82,83</sup>



Γεννήτρια RF της Valleylab

Ενώ στα συστήματα κάποιων εταιριών εμφανίζεται στο monitor της γεννήτριας η θερμοκρασία που έχει αναπτυχθεί στην άκρη του ηλεκτροδίου μόνο στο σύστημα **RITA/AngioDynamics** δίνεται η δυνατότητα της προσαρμογής της εξερχόμενης ισχύος της γεννήτριας ανάλογα με την θερμοκρασία στην άκρη του ηλεκτροδίου.



Γεννήτρια RITA/AngioDynamics μοντέλο 1500X RF

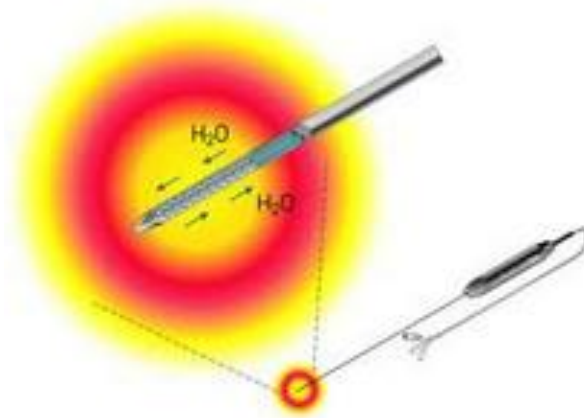
## II. Τύποι ηλεκτροδίων

Τα περισσότερα συστήματα εφαρμογής ραδιοσυχνοτήτων που χρησιμοποιούνται ευρέως είναι μονοπολικά. Τα μονοπολικά συστήματα εφαρμογής ραδιοσυχνοτήτων έχουν δυο διαφορετικά είδη ηλεκτροδίων. Το πρώτο είναι αυτό που εισέρχεται στον ιστό στόχο, επομένως είναι αυτό που καυτηριάζει τον όγκο, ενώ το δεύτερο ηλεκτρόδιο που κλείνει και το κύκλωμα, συνδέεται στο δέρμα του ασθενούς με μεγάλη επιφάνεια επαφής ώστε να ελαχιστοποιηθεί πιθανότητα εγκαύματος, και ονομάζεται ηλεκτρόδιο γείωσης. Οι βασικοί τύποι ηλεκτροδίων στα μονοπολικά συστήματα είναι τα ηλεκτρόδια με την μορφή **άγκιστρου** (εκπτυσσόμενες ακίδες) και αυτά με την μορφή **βελόνης**.

Τα ηλεκτρόδια με σύστημα εσωτερικής ψύξης χρησιμοποιούν μια βελόνη όπου στο εσωτερικό της κυκλοφορεί φυσιολογικός ορός ο οποίος ψύχει το ενεργό άκρο του ηλεκτροδίου. Το γεγονός ότι ψύχεται το ενεργό άκρο του αυλού εμποδίζει την απανθράκωση του ιστού, αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την αυξημένη εναπόθεση θερμότητας σε μεγαλύτερη ακτίνα, αυξάνεται η διάμετρος της καυτηρίασης και φτάνει έως και τα δύο εκατοστά.<sup>84,85</sup>

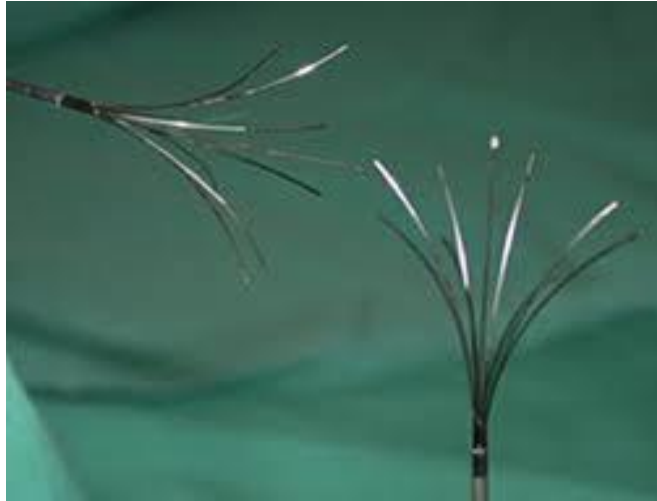


Ο βραχίονας αυτού του ηλεκτροδίου έχει μικρότερη διάμετρο σε σύγκριση με των εκπτυσσόμενων ηλεκτροδίων (17G, 1,5mm). Ηλεκτρόδια εσωτερικής ψύξης χρησιμοποιούνται από το σύστημα cool-tip της Valleylab.



Ηλεκτρόδιο εσωτερικής ψύξης.

Τα εκπτυσσόμενα ηλεκτρόδια πολλαπλών ακίδων έχουν σαν σκοπό να εναποθέσουν ενέργεια και να προκαλέσουν πηκτική νέκρωση σε μεγαλύτερη επιφάνεια. Στα ηλεκτρόδια αυτά από έναν κεντρικό αυλό εκπτύσσονται ακίδες που παίρνουν το σχήμα είτε της **ομπρέλας** είτε του **χριστουγεννιάτικου δέντρου (αστεριού)** είτε εκπτύσσονται **σπειροειδώς**. Με αυτόν τον τρόπο αυξάνεται η ένταση της εναποτιθέμενης ενέργειας στον ιστό αλλά και η ενέργεια κατανέμεται σε μεγαλύτερη επιφάνεια.<sup>86,87</sup> Σαν αποτέλεσμα έχουμε την δημιουργία μεγαλύτερων ζωνών καυτηρίασης σε συντομότερο χρονικό διάστημα.<sup>88</sup>



Τα ηλεκτρόδια με την μορφή αστεριού εκπτύσσονται από βραχίονα βελόνα, 14- gauge (2.1 mm). Ο αριθμός και το μήκος των ακίδων ποικίλει αναλόγως με το αποτέλεσμα που θέλει να επιτύχει ο χειριστής. Υπάρχουν ηλεκτρόδια σχήματος αστεριού, με 4 ακίδες με 9 ακόμα και με 12. Σε κάποια συστήματα οι ακίδες είναι με αυλό, αυτό επιτρέπει την έγχυση φυσιολογικού ορού μέσα από της ακίδες στην περιοχή της θερμοκαυτηρίασης. Με τον τρόπο αυτό προκαλείται αύξηση της εναποτιθέμενης ενέργειας λόγω της μειωμένης αντίστασης του ιστού.

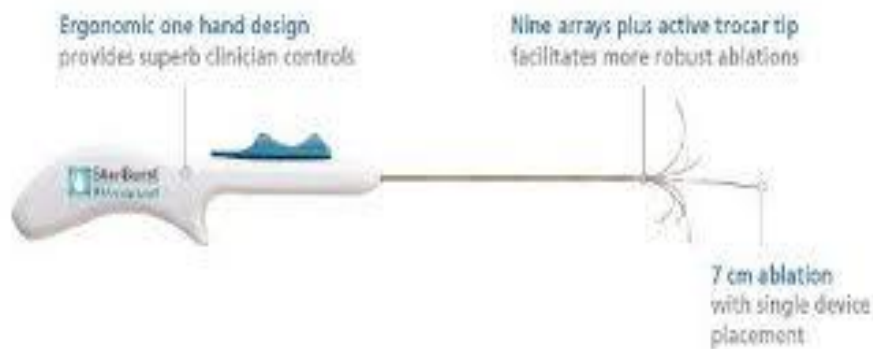


Στα ηλεκτρόδια σχήματος ομπρέλας οι ακίδες εκπτύσσονται από βελόνη - βραχίονα 13 Gauge, και είναι 10 στον αριθμό.

Τα εκπτυσσόμενα ηλεκτρόδια έχουν την δυνατότητα να δημιουργήσουν ζώνες θερμοκαυτηρίασης διαμέτρου 3 έως και 4 εκατοστών. Είναι σημαντικό να

## Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.

γνωρίζουμε ότι τα εκπτυσσόμενα ηλεκτρόδια έχουν σχετιστεί με ανισομερή κατανομή της θερμότητας στην περιοχή της θερμοκαυτηρίασης <sup>89</sup>. Έχουν αναφερθεί επιπλοκές κατά την τοποθέτηση του εκπτυσσόμενου ηλεκτροδίου στον ιστό στόχο, αλλά και κατά την απόσυρση τους, οι επιπλοκές αυτές όμως είναι σχετικά σπάνιες <sup>90</sup>.



Εκπτυσσόμενο ηλεκτρόδιο Starbearst RITA/AngioDynamics

### LeVeen Needle Electrodes

UPN	Order Number	Array Diameter (cm)	Cannula Length (cm)
M001262160	26-216	5.0	15
M001262130	26-213	4.0	15
M001262020	26-202	3.5	12
M001262030	26-203	3.5	15
M001262150	26-215	3.5	25
M001262040	26-204	3.0	12
M001262050	26-205	3.0	15
M001262060	26-206	2.0	12
M001262070	26-207	2.0	15

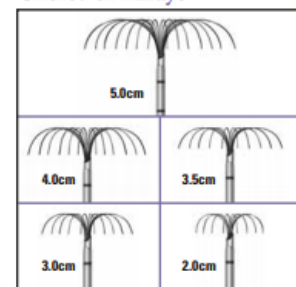
### LeVeen SuperSlim™ Needle Electrodes

UPN	Order Number	Array Diameter (cm)	Cannula Length (cm)
M001262290	26-229	3.0	25
M001262280	26-228	3.0	15
M001262270	26-227	2.0	25
M001262260	26-226	2.0	15

### RF 3000® Generator

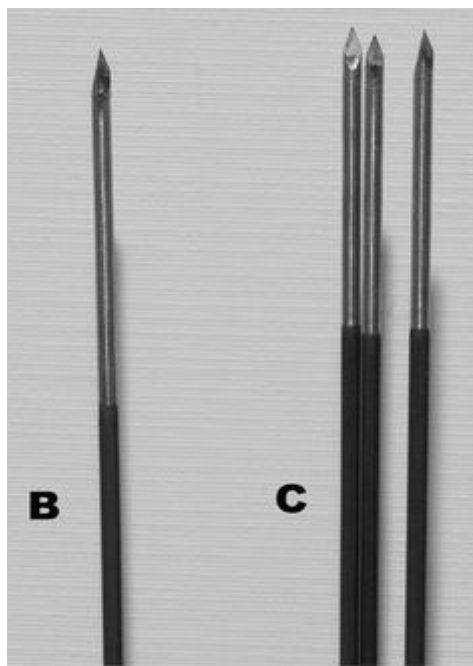
UPN	Order Number	Description
M001262200	26-220	200 Watt Radiofrequency Generator

### Choice of Arrays



Εκπτυσσόμενα ηλεκτρόδια Le Veen της Boston scientific

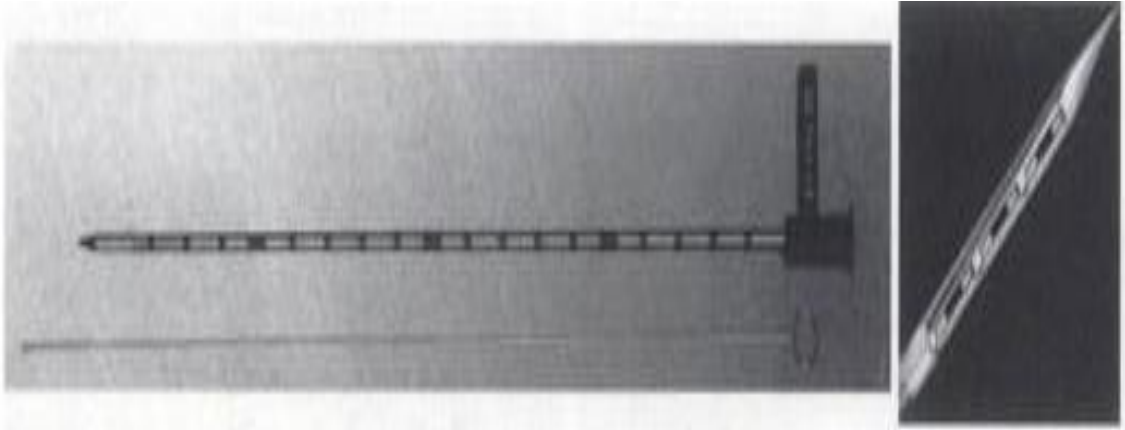
Η εταιρεία ( Radionics Burlington, MA) κατασκευάζει ηλεκτρόδιο σε μορφή βελόνης με διάμετρο 17-gauge. Το ηλεκτρόδιο αυτό φέρει τρία άκρα που πορεύονται παράλληλα και είναι τοποθετημένα σε απόσταση 5mm το ένα από το άλλο έχοντας τριγωνική διάταξη. Διατίθεται σε διάφορα μήκη (10, 15, 20 ή 25 εκ.), ενώ και το ενεργό μήκος μπορεί να επιλεγεί μεταξύ 1,2 ή 3 εκ. Η διάταξη αυτή λειτουργεί σαν ένα μεγαλύτερο ηλεκτρόδιο και μπορεί να επιτύχει καυτηριάσεις διαμέτρου έως και τρία εκατοστά.



Μη εκπτυσσόμενα ηλεκτρόδια (Cool-Tip, Radionics, Burlington, MA)

Ένα ακόμα ηλεκτρόδιο είναι το Berchtold HiTT (Berchtold, GmbH, Tuttlingen, Germany) το ηλεκτρόδιο αυτό είναι τύπου βελόνης, σχεδιασμένο να εγχέει ορό. Η έγχυση ορού σκοπό έχει να παρέχει θερμική και ηλεκτρική αγωγιμότητα στον ιστό, ενισχύοντας με τον τρόπο αυτό το θερμικό αποτέλεσμα και προκαλώντας καυτηρίαση σε όγκους διαμέτρου μέχρι 5 εκ. Το ενεργό άκρο του ηλεκτροδίου αυτού έχει οπές, από τις οποίες διέρχεται ο ορός. Τα ηλεκτρόδια αυτά κυκλοφορούν με ενεργό μήκος 1cm, 1.5cm και 2cm , και μήκος 10-20 εκ.

## Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.



Στην πρώτη εικόνα μικροσπές στο ενεργό άκρο του ηλεκτροδίου Berchtold HiTT, ενώ στην δεύτερη το ενεργό άκρο σε μεγέθυνση .

Εκτός από τα μονοπολικά ηλεκτρόδια που εξετάσαμε έως τώρα υπάρχουν και τα λεγόμενα διπολικά, όπου το κύκλωμα περιλαμβάνει δύο ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στον ιστό στόχο χωρίς την ανάγκη ύπαρξης ηλεκτροδίου γείωσης.<sup>91,92</sup>

Τα διπολικά συστήματα περιορίζουν την τάση των ραδιοκυμάτων στον περιορισμένο χώρο μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων, αυτό έχει σαν αποτέλεσμα μία πιο γρήγορη και εστιασμένη καυτηρίαση. Τα συστήματα αυτά για να είναι αποδοτικά η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων πρέπει να είναι ακριβής<sup>91</sup>. Εκτός από τα διπολικά συστήματα έχουν αναπτυχθεί και πολυπολικά συστήματα, αυτά λειτουργούν με την εναλλαγή μεταξύ δυάδων διπολικών συστημάτων<sup>93,94</sup>. Διπολικό σύστημα έχει αναπτύξει η Celon AG Pros.



Ηλεκτρόδιο που χρησιμοποιεί η εταιρεία Celon στα διπολικά της συστήματα.

### **III. Θερμοκαυτηρίαση με RF στον νεφρό**

Η πρώτη ανακοίνωση για διαδερμική καυτηρίαση με RF δημοσιεύτηκε το 1990 και αφορούσε καυτηρίαση ηπατικού ιστού.<sup>99</sup> Για καυτηρίαση νεοπλασματικού ιστού σε ανθρώπινο νεφρό πρώτη αναφορά γίνεται το 1997.<sup>100</sup> Ενώ το 1998 ανακοινώθηκε για πρώτη φορά η χρήση της διαθερμικής θερμοκαυτηρίασης με RF για την θεραπεία του νεφροκυτταρικού καρκίνου στον άνθρωπο.<sup>101</sup>

Έκτοτε οι Matlaga et al.<sup>102</sup> πραγματοποίησαν κλινική δοκιμή για να εκτιμήσουν τα αποτελέσματα της χρήσης του RF ablation στις νεοπλασίες του νεφρού. Κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι πλήρης καυτηρίαση μικρών νεφροκυτταρικών καρκινωμάτων ήταν εφικτή, αν και σε ορισμένες περιπτώσεις μια συνεδρία των 12 λεπτών δεν ήταν αρκετή και υπήρχε ανάγκη και για δεύτερη. Επίσης κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το υγιές παρέγχυμα που καταστρέφονταν κατά την θερμοκαυτηρίαση ήταν ελάχιστο, έτσι δεν υπήρχε σημαντική επιβάρυνση της νεφρικής λειτουργίας.

Τα αποτελέσματα και άλλων κλινικών σειρών υποστήριξαν την αποτελεσματικότητα αυτής της μεθόδου σε ασθενείς που πληρούσαν συγκεκριμένα κριτήρια<sup>181</sup>.

Σε κλινική έρευνα που διεξήχθη από τους D.J Breen et al.<sup>98</sup> όπου και καυτηριάστηκαν 105 καρκίνοι του νεφρού με την χρήση ραδιοσυχνότητων, κατέληξαν στα εξής συμπεράσματα. Στο 90,5% των καρκίνων μετά από μία ή δύο συνεδρίες RFA επετεύχθη πλήρης καυτηρίαση του όγκου. Δεύτερη συνεδρία χρειάστηκε σε 12 περιστατικά. Το μέγεθος του όγκου ήταν εμφανώς ένας σημαντικός προγνωστικός παράγοντας για την πλήρη καταστροφή του όγκου, με όλους του όγκους κάτω από 3,5 cm, να καυτηριάζονται πλήρως με μία και μόνη συνεδρία. Το μέσο μέγεθος του όγκου που καυτηριάστηκε με μια μόνο εφαρμογή RFA ήταν 28mm, ενώ το μέσο μέγεθος των όγκων που μετά την πρώτη συνεδρία παρέμεινε τμήμα της κακοήθειας μη καυτηριασμένο

έφτασε στα 41mm.<sup>98</sup> Στατιστικά σημαντική ήταν η συσχέτιση μεταξύ της πλήρους καυτηρίασης του όγκου του νεφρού κατά την πρώτη συνεδρία με μέγεθος του όγκου ίσο ή μικρότερο των 3 cm. Σε αυτήν την έρευνα δεν απεδείχθη στατιστική συσχέτιση μεταξύ της απεικονιστικής μεθόδου που χρησιμοποιήθηκε κατά την εφαρμογή του RFA και του αποτελέσματος της θεραπείας. Δεν παρατηρήθηκε συσχέτιση του τύπου των ηλεκτροδίων που χρησιμοποιήθηκαν και του αποτελέσματος που επετεύχθη. (Χρησιμοποιήθηκαν ηλεκτρόδια εσωτερικής ψύξης, εκπτυσσόμενα και απλά.) Τέλος δεν υπήρξε στατιστική συσχέτιση μεταξύ της εντόπισης του όγκου( εξωφυτικός ή μη, άνω πόλου, κάτω πόλου ή της μεσότητας) και της επιτυχούς RFA κατά την πρώτη συνεδρία.<sup>98</sup>

Οι Regina El Dib et al.<sup>102</sup> δημοσίευσαν μια μέτα-ανάλυση των σημαντικότερων σειρών που είχαν δημοσιευθεί για την θερμοκαυτηρίαση με RF σε μικρές μάζες του νεφρού. Παρατίθεται ο πίνακας:

**Table 1. Noncontrolled, controlled and retrospective studies on radiofrequency ablation for renal tumours**

Study	Design	Comparative group(s)	No. of patients	No. of tumours	Mean tumour size or range, cm	Tumour type		Type of RFA	Follow-up, mo
						Exophytic	Parenchymal, central or mixed		
Ganguli et al. <sup>26</sup>	Retrospective study	NA	66	72	2.7	47	25	Percutaneous	1
Lucas et al. <sup>4</sup>	Retrospective comparative study	RN or PN	RFA 86	NR	RFA 2.34	NR		NR	RFA 22.0†
			PN 85		PN 2.6			PN 24.0†	
			RN 71		RN 3.16			RN 45.5†	
Weight et al. <sup>25</sup>	Retrospective comparative study	LC	RFA 88	RFA 109	RFA 2.5	NR		Percutaneous	6
			LC 176	LC 192	LC 2.4				
Wingo and Leveillee <sup>22</sup>	Caseseries	NA	131	146	1.0-5.3	41	105	Percutaneous and laparoscopic	29‡
Bensalah et al. <sup>27</sup>	Retrospective comparative study	Laparoscopic PN	RFA 38	NR	RFA 2.3	NR		Laparoscopic	RFA 15‡
			LPN 50		LPN 2.6			LPN 25‡	
Breen et al. <sup>24</sup>	Case series	NA	97	105	3.2	86	19	NR	16.7‡
Stem et al. <sup>28</sup>	Retrospective comparative study	Open or laparoscopic nephron-sparing surgery PN	RFA 40	NR	RFA 2.41	NR		Percutaneous and laparoscopic	RFA 30‡
			PN 37		PN 2.43			PN 47‡	
Zagoria et al. <sup>26*</sup>	Case series	NA	104	125	2.7	94	31	Percutaneous	13.8‡
Hegarty et al. <sup>27</sup>	Retrospective comparative study	LC	RFA 72	RFA 81	RFA 2.51	NR		Percutaneous	RFA 12
			LC 161	LC 179	LC 2.56			LC 36	
Matin et al. <sup>29</sup>	Retrospective comparative study	CA	RFA 410	RFA 466	0.9-8.9	39%	61%	Percutaneous and laparoscopic	24.2‡
			CA 206	CA 230					
Gervais et al. <sup>28</sup>	Retrospective study	NA	85	100	3.2	67	33	Percutaneous	28
Matsumoto et al. <sup>26†</sup>	Retrospective study	NA	91	109	2.4	NR		Percutaneous and laparoscopic	19
Wah et al. <sup>28</sup>	Controlled clinical trial	CG (biopsy of focal renal lesions)	RFA 17	RFA 11	3.1	NR		Percutaneous	
			CG 20	CG NR					
DiMarco et al. <sup>26</sup>	Case series	NA	66	91	2.0	53	38	NR	9.0‡

CA = cryoablation; CG = control group; LC = laparoscopic cryoablation; LPN = laparoscopic partial nephrectomy; NA = not applicable; NR = not reported; PN = partial nephrectomy; RFA = radiofrequency ablation; RN = radical nephrectomy.  
 \*Uzo 2007 study is a duplicate publication of Zagoria et al.<sup>26</sup>  
 †A 2006 study by Park has the same participants as the study by Matsumoto and colleagues.<sup>22</sup>  
 ‡Median.  
 §Mean.

## Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.

Στην ανάλυση τους κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι το RFA είναι μία πολλά υποσχόμενη θεραπεία για ασθενείς με μικρούς νεφρικούς όγκους (< 4 cm ) στην περίπτωση που οι ασθενείς αυτοί αδυνατούν να εμπλακούν σε εγχείρηση.



### 3.ΘΕΡΜΟΚΑΥΤΗΡΙΑΣΗ ΜΕ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΑ

( MW ablation )

Τα μικροκύματα αποτελούν τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος μεταξύ 300 MHz και 300 GHz. Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες συχνότητες για την θερμοκαυτηρίαση με MW είναι από 915 MHz έως 2,45 GHz. <sup>115</sup>

#### **I.Διηλεκτρικά χαρακτηριστικά των βιολογικών ιστών**

Η μετάδοση της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας καθορίζεται από την διηλεκτρική <<επιτρεψιμότητα>>(permittivity) και την ηλεκτρομαγνητική διαπερατότητα του υλικού μέσω του οποίου τα μικροκύματα διέρχονται. Η ηλεκτρομαγνητική διαπερατότητα του βιολογικού υλικού είναι σχεδόν ίδια με αυτή του κενού. Η διηλεκτρική <<επιτρεψιμότητα>> είναι σαφώς μεγαλύτερη του κενού και αποτελείται από την διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon_r$ , και την σχετική αγωγιμότητα ( $\sigma$ )<sup>115</sup>.

Η διηλεκτρική σταθερά ( $\epsilon_r$ ) ποσοτικοποιεί την δυνατότητα της συσσώρευσης της ηλεκτρικής ενέργειας σε σύγκριση με το κενό. Η σχετική αγωγιμότητα ( $\sigma$ ) χρησιμοποιείται για να περιγραφεί πόσο καλά ένα υλικό απορροφά την ενέργεια των μικροκυμάτων. Πιο συγκεκριμένα την περιστροφή των δίπολων μέσα στο βιολογικό υλικό καθώς επιχειρούν να ευθυγραμμιστούν με το εναλλασσόμενο ηλεκτρικό πεδίο<sup>116</sup>. Εξαρτάτε κυρίως από τον τύπο του ιστού, την περιεκτικότητα του σε νερό και την συχνότητα του εφαρμοζόμενου πεδίου. Στο φάσμα των μικροκυμάτων η περιστροφή των δίπολων στους βιολογικούς προκαλεί την δημιουργία θερμότητας.

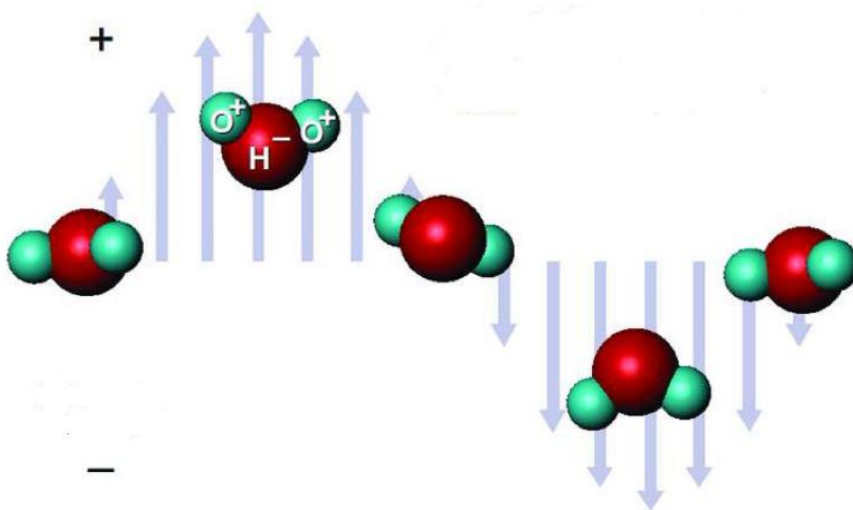
## II. Ηλεκτρομαγνητικές αλληλεπιδράσεις με τους ιστούς.

Το πιο σημαντικό αποτέλεσμα κατά την εφαρμογή ενός ηλεκτρομαγνητικού πεδίου σε έναν βιολογικό ιστό, είναι η μετατροπή των μικροκυμάτων σε θερμική ενέργεια. Η μεταφορά θερμότητας στους ιστούς αποδίδεται με την λεγόμενη βιοθερμική εξίσωση.

$$\rho C_p T/t = N (k_T NT) + Q_h - Q_p (W m^{-3})$$

οπού  $\rho$  είναι πυκνότητα ( $kg m^{-3}$ ),  $C_p$  είναι η ειδική θερμοχωρητικότητα σε σταθερή πίεση.  $T$  είναι η θερμοκρασία,  $t$  είναι ο χρόνος,  $k_T$  είναι η θερμική αγωγιμότητα,  $Q_h$  η αποδοθείσα θερμότητα και  $Q_p$  η απολεσθείσα θερμότητα λόγω της αιματικής ροής<sup>115</sup>.

Το νερό είναι το συστατικό που είναι σε μεγαλύτερο ποσοστό στους βιολογικούς ιστούς. Η ατομική δομή του οποίου δημιουργεί το ηλεκτρικό δίπολο. Έτσι τα μόρια του ύδατος συνεχώς περιστρέφονται για να ευθυγραμμιστούν με το εναλλασσόμενο ηλεκτρικό πεδίο. Αυτή η συνεχής περιστροφή αυξάνει την κινητική ενέργεια που μετατρέπεται σε θερμότητα.



Σχηματική απεικόνιση της περιστροφής των μορίων του ύδατος, κατά την εφαρμογή μικροκυμάτων με αποτέλεσμα την παραγωγή θερμότητας.

Η διείσδυση των μικροκυμάτων στους ιστούς εξαρτάται από τα διηλεκτρικά χαρακτηριστικά του ιστού. Το βάθος της διείσδυσης είναι αντιστρόφως ανάλογο με την αγωγιμότητα, ενώ η θερμοκρασία που επιτυγχάνεται είναι ανάλογη με αγωγιμότητα. Βαθύτερη διείσδυση των μικροκυμάτων επιτυγχάνεται όταν προκαλείται πιο βραδεία έκλυση της θερμότητας. Για να επιτύχουμε την κατάλληλη ισορροπία μεταξύ του βάθους διείσδυσης και της παραχθείσας θερμότητας πρέπει να έχουμε επιλέξει την ενδεικνυόμενη συχνότητα εφαρμογής του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου . Χαμηλότερες συχνότητες με πιο βραδεία δημιουργία θερμότητας είναι πιο επιθυμητές για μεγαλύτερου όγκου καυτηριάσεις,<sup>117</sup> ενώ υψηλότερες συχνότητες με ταχεία έκλυση της θερμότητας είναι επιθυμητές στην καυτηρίαση βλαβών μικρότερου όγκου.<sup>118</sup>

### **III. Συστήματα μικροκυμάτων**

Ένα σύστημα μικροκυμάτων αποτελείται από την γεννήτρια (generator), το σύστημα διανομής της ενέργειας(power distribution system) και τις κεραιές (antennas) . Επίσης ένας μηχανισμός ψύξης της κεραιάς χρησιμοποιείται από πολλά συστήματα μικροκυμάτων.<sup>119</sup>

Οι συχνότητες των μικροκυμάτων που παράγονται από τις γεννήτριες για την διαδερμική καυτηρίαση είναι είτε 915 MHz είτε 2,45 GHz. Εάν και τα κλινικά δεδομένα είναι περιορισμένα, υπάρχει μία προκλινική μελέτη που υποστηρίζει ότι η εκπομπή των μικροκυμάτων στην συχνότητας των 915 MHz παράλληλα με την χρήση μηχανισμού ψύξεως της κεραιάς , έχει σαν αποτέλεσμα την δημιουργία μεγαλύτερου όγκου περιοχή καυτηρίασης συγκρινόμενη με εκπομπή μικροκυμάτων με συχνότητα 2,45 GHz.<sup>119, 120</sup> .

#### IV. Γεννήτριες μικροκυμάτων

Οι γεννήτριες των μικροκυμάτων χρησιμοποιούν δύο τρόπους για να εκπέμψουν ενέργεια μικροκυμάτων. Η μια είναι το μάγνητρο (magnetron) , ενώ η δεύτερη πηγή εκπομπής μικροκυμάτων είναι οι στερεάς κατάστασης γεννήτριες μικροκυμάτων (solid state).<sup>121</sup>

Το μάγνητρο δημιουργεί ηλεκρομαγνητική ενέργεια επιταχύνοντας τα ηλεκτρόνια ενός μαγνητικού πεδίου μέσω μιας κοιλότητας συντονισμού (resonant cavity). Η γεωμετρία της κοιλότητας συντονισμού καθορίζει την συχνότητα των μικροκυμάτων. Τα συστήματα που χρησιμοποιούν μάγνητρο χαρακτηρίζονται από υψηλή απόδοση (>70%) υψηλή εκπεμπόμενη ισχύ (> 10 kW) υψηλή αξιοπιστία και χαμηλό κόστος. Η εξαιρετικά υψηλή ισχύς που δημιουργείται από το μάγνητρο δίνει την δυνατότητα της χρήσης περισσότερων από μία κεραιών θερμοκαυτηρίασης ταυτόχρονα.<sup>121,122</sup>

Οι στερεής κατάστασης γεννήτριες μικροκυμάτων δημιουργούν την ενέργεια μικροκυμάτων σε στάδια, όπου σε κάθε επόμενο στάδιο μέσω ενός ενισχυτή (amplifier) αυξάνεται η ισχύς που παράγεται. Οι στερεής κατάστασης γεννήτριες έχουν χαμηλότερη απόδοση (<30%), μέτρια εκπεμπόμενη ισχύ (<150 W), υψηλή σταθερότητα, αλλά και υψηλό κόστος. Μπορούν όμως να κατασκευαστούν σε μικρότερα μεγέθη από τις γεννήτριες που χρησιμοποιούν μάγνητρο. Λόγω της χαμηλής αποδοτικότητας οι γεννήτριες στερεής κατάστασης θερμαίνονται, έτσι δημιουργείται η ανάγκη της ψύξης τους. Το πρόβλημα της θερμότητας αυξάνεται όσο αυξάνεται η συχνότητα των παραγόμενων μικροκυμάτων<sup>121</sup>.

Το σύστημα θερμοκαυτηρίασης με μικροκύματα Microtaze AZM – 520 (Azwell, INC., Osaka, Japan) λειτουργεί στην συχνότητα των 2,45 GHz και παρέχει ενέργεια της τάξεως των 110 W.<sup>123</sup>

Ο πίνακας ελέγχου χωρίζεται σε τομείς όπου δίνονται στοιχεία για την πήξη (coagulation), την διάσπαση (dissociation), τον τρόπο (mode) και την μνήμη (memory). Κατά την διάρκεια της θερμοκαυτηρίασης ο χειριστής μπορεί να

## Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.

έχει τον έλεγχο της εκπεμπόμενης ισχύος αλλά και του χρόνου εκπομπής. Αυτές οι ενδείξεις απεικονίζονται στον τομέα της πήξης (coagulation) στον πίνακα ελέγχου. Η λειτουργία της διάστασης (dissociation), δίνει την δυνατότητα της δημιουργίας πολικότητας στην κεραία, που σαν σκοπό έχει την προσέλκυση μορίων ύδατος στην κεραία έτσι ώστε να αποφευχθεί η αφυδάτωση των ιστών γύρω από αυτή. Η γεννήτρια αυτή μπορεί να λειτουργεί είτε <<χειροκίνητα>> όπου με το πάτημα σε ένα πεντάλ εκπέμπεται η ενέργεια για όσο χρόνο κρίνει ο χειριστής, είτε αυτόματα όπου για παράδειγμα επαναλαμβάνονται κύκλοι των 40 sec., με ισχύ εξόδου 70 W.<sup>123</sup>



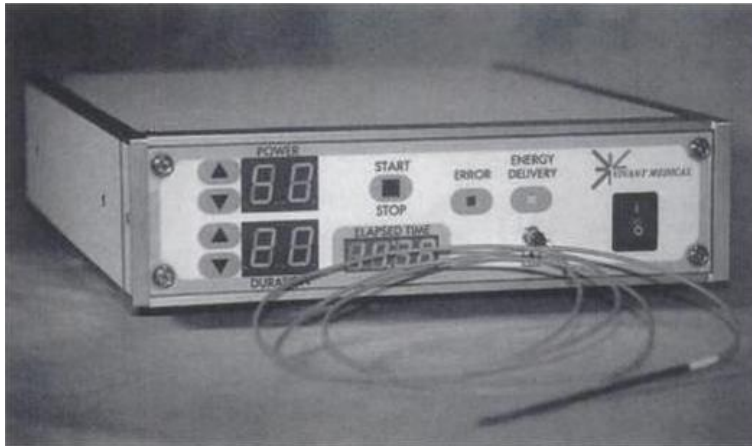
Γεννήτρια μικροκυμάτων της Alfresa Pharma Corp. Microtaze AZM-520

Στην συχνότητα των 2,45 GHz λειτουργεί και η γεννήτρια **Sulis V<sup>PMTA</sup> generator** της **Acculis MTA system**. Το σύστημα αυτό επιτρέπει στον χειριστή να μεταβάλει της παραμέτρους για κάθε μια από τις κεραία που χρησιμοποιούνται κατά την διάρκεια της διαδερμικής θερμοκαυτηρίασης.



Γεννήτρια της **Acculis MTA system, Sulis V<sup>PMTA</sup> generator**

Η γεννήτρια **Vivawave** της Vivant medical λειτουργεί στην συχνότητα των 915 MHz και αποδίδει ισχύ έως και 60 W.<sup>122</sup> Η μονάδα ελέγχου δίνει πληροφορίες στον χειριστή για τον χρόνο εναπόθεσης της ενέργειας και την εναποτιθέμενη ισχύ. Η ισχύς εξόδου μπορεί να φτάσει τα 60 W , με δυνατότητα από τον χειριστή να την αυξάνει ανά 5 W. Υπάρχει επίσης μία οθόνη στην οποία απεικονίζεται η αντιστροφή μέτρηση για το τέλος της συνεδρίας, αλλά και ρυθμίζεται ο χρόνος της έκθεσης ανά λεπτό της ώρας, και μπορεί να φτάσει τα τριάντα λεπτά.<sup>123</sup>



Γεννήτρια μικροκυμάτων της Vivant medical vivawave.

Η γεννήτρια **Microtherm X** της BSD medical λειτουργεί στην συχνότητα των 915 MHz, έχει την δυνατότητα να παραδώσει ενέργεια εξόδου έως 180W, διαθέτει τρία κανάλια εξόδου επομένως 60 W ανά κανάλι. Μπορεί να χρησιμοποιεί ταυτόχρονα από 1 έως 3 κεραιές εκπομπής μικροκυμάτων και έχει την δυνατότητα όταν ο χειριστής χρησιμοποιεί τρεις κεραιές εκπομπής μικροκυμάτων, να συγχρονίζει την εκπομπή των μικροκυμάτων (SYNCHRONOUS WAVE ALIGNMENT TECHNOLOGY ) έτσι ώστε να αυξάνει τον μέσο όγκο την καυτηρίασης. Η γεννήτρια αυτή είναι ελαφριά και εύχρηστη και διαθέτει οθόνη αφής.

Η γεννήτρια της **Evident™ MWA System** λειτουργεί επίσης στην συχνότητα των 915 MHz με δυνατότητα χρήσης μίας, δύο η και τριών κεραιών ταυτόχρονα. Η ισχύς εξόδου σε κάθε κεραία είναι έως 45 W.



Η γεννήτρια **Microtherm X** της BSD medical



Η γεννήτρια **Evident™ MWA System**

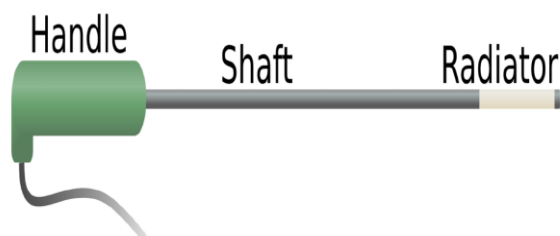
## **V. Σύνδεση της γεννήτριας μικροκυμάτων με την κεραία, μέσω των ομοαξονικών καλωδίων.**

Τα μικροκύματα μεταφέρονται από την γεννήτρια των μικροκυμάτων έως την κεραία με την χρήση καλωδίων. Η ελαστικότητα των καλωδίων εξαρτάται από την διάμετρο τους και τα υλικά κατασκευής τους. Η διαχείριση της ενέργειας (power handling) , είναι η δυνατότητα του καλωδίου με ασφάλεια να μεταφέρει την ενέργεια χωρίς να υπερθερμαίνεται η να αποτυγχάνει,

εξαρτάται από την διάμετρο των καλωδίων, τα υλικά κατασκευής αλλά και την συχνότητα των μικροκυμάτων. Συνήθως τα καλώδια που μεταφέρουν τα MW είναι πιο άκαμπτα σε σύγκριση με τα καλώδια που χρησιμοποιούνται στην θερμοκαυτηρίαση με RF. Η διάμετρος τους είναι μεταξύ 1,5 και 2.5 mm. Τα καλώδια με μικρότερη διάμετρο επειδή έχουν μειωμένη ικανότητα διαχείρισης της ενέργειας σε ορισμένες περιπτώσεις μπορεί να αποδειχθούν προβληματικά. Η αυξημένη ικανότητα διαχείρισης της ενέργειας έχει συσχετιστεί με ταχύτερη και πιθανώς πιο αποτελεσματική καυτηρίαση, ιδιαίτερα όταν στοχεύονται μεγάλοι σε διάμετρο όγκοι.<sup>124,125</sup> . Όταν η ισχύς εισόδου υπερβαίνει τις δυνατότητες του ομοαξονικού καλωδίου αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την υπερθέρμανση του καλωδίου η ακόμα και της κεραίας. Για να αντιμετωπιστεί αυτό το πρόβλημα χρησιμοποιούνται μέθοδοι όπως ο χρονικός περιορισμός στην εφαρμογή της ισχύος, οι χρήση συστοιχιών από κεραίες (antenna arrays) αλλά και η ενεργής ψύξη της κεραίας, που έχουν σαν αποτέλεσμα της αύξηση της παρεχόμενης ισχύος με καλώδια μικρότερης διαμέτρου.<sup>126</sup>

## VI. Η σχεδίαση της κεραίας στη καυτηρίαση με MW.

Κατά την διαδερμική θερμοκαυτηρίαση με μικροκύματα, η κεραία ορίζεται ως το όλο σύστημα μετά το ομοαξονικό καλώδιο, δηλαδή η χειρολαβή, το άκαμπτο θηκάρι, και το ενεργό άκρο.



Σχηματική απεικόνιση της κεραίας (χειρολαβή, θηκάρι, ενεργό άκρο)



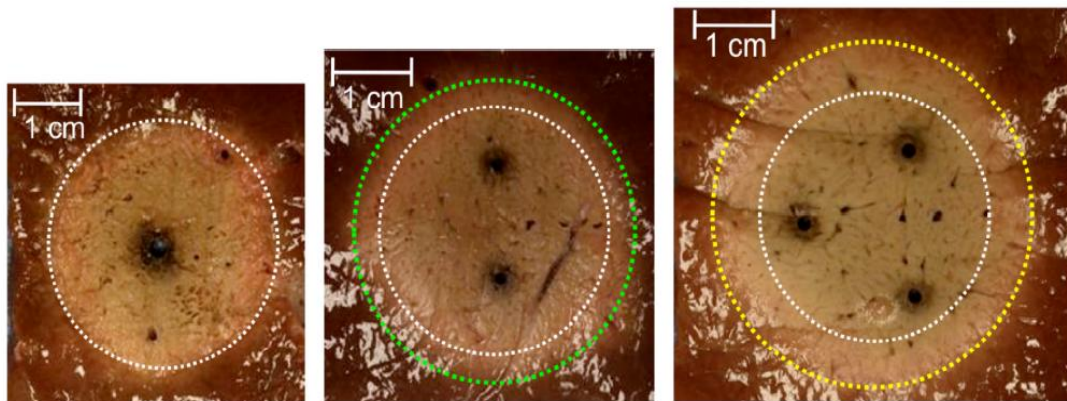
Στις κεραιές που έχουν σχήμα καθετήρα συνηθίζεται από κάποιους να ονομάζεται κεραία μόνο το περιφερικό άκρο που εκπέμπει τα μικροκύματα παρά όλος ο καθετήρας.

Οι ιδιότητες της κεραίας που έχουν σημασία για την διαδερμική θερμοκαυτηρίαση είναι ο τρόπος εκπομπής των μικροκυμάτων (radiation pattern) και ο συντελεστής ανάκλασης ( reflection coefficient ) η όπως αλλιώς λέγεται απώλεια επιστροφής (return loss). Επιθυμητή είναι η μικρότερη δυνατή απώλεια επιστροφής για να μεγιστοποιηθεί η μεταφορά της ενέργειας από την κεραία στον ιστό. Η ενέργεια που αντανακλάται από την κεραία μειώνει την θερμοκρασία του ιστού και οδηγεί στην αύξηση της θερμοκρασίας του θηκαριού. Η υψηλή απώλεια επιστροφής μπορεί να αναγκάσει τον χειριστή σε μικρές χρονικές περιόδους θερμοκαυτηρίασης προσπαθώντας να αποφύγει την θερμική βλάβη της κεραίας.<sup>127,128</sup>

Ο τρόπος εκπομπής των μικροκυμάτων από την κεραία έχει να κάνει με την χρήση που επιφυλάσσεται στην κεραία. Οι κεραιές που χρησιμοποιούνται για καρδιακούς καθετηριασμούς, εστιάζουν την εκπομπή των μικροκυμάτων από ένα σημείο στην άκρη τους.<sup>129</sup> Ενώ οι κεραιές που χρησιμοποιούνται για διαδερμικό καυτηριασμό όγκων, εκπέμπουν προς όλες τις κατευθύνσεις με στόχο την επίτευξη ενός σφαιρικού σχήματος στην καυτηρίαση.

Οι κεραιές χωρίζονται σε αυτές που χρησιμοποιούν ένα γραμμοειδές (linear) στοιχείο για την εκπομπή των μικροκυμάτων, σε άλλες τα μικροκύματα εκπέμπονται από μια οπή (coaxial or annular) , σε μια τρίτη κατηγορία από μια θηλιά (loop) και σε μια τέταρτη κατηγορία το τμήμα της κεραίας που εκπέμπει έχει σχήμα ελικοειδές. Επίσης υπάρχει η δυνατότητα της ταυτόχρονης χρήσης δυο ή τριών κεραιών με την βοήθεια ειδικής θήκης που έχει την δυνατότητα να διατηρεί τις κεραιές παράλληλα την μια προς την άλλη και σε συγκεκριμένη απόσταση μεταξύ τους. Αυτή η διαμόρφωση έχει σαν σκοπό να μεγιστοποιήσει την ζώνη της καυτηρίασης στον ιστό στόχο. Η μελέτη των Laeseke et al. απέδειξε το πλεονέκτημα της χρήσης πολλαπλών κεραιών έναντι της χρήσης μίας κεραίας. Η ισχύς κατανέμεται πιο αποδοτικά όταν χρησιμοποιούνται μια παράταξη από κεραιές σε σύγκριση με την χρήση μίας κεραίας ακόμα και όταν αποτίθεται στον ιστό η ίδια συνολική ισχύς<sup>144</sup>. Η

θερμότητα που παράγεται ταυτόχρονα από την παράταξη των κεραιών οδηγεί στην δημιουργία μεγαλύτερης ζώνης καυτηρίασης από το άθροισμα των ζωνών καυτηρίασης από κάθε κεραία ξεχωριστά. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται θερμική συνέργεια<sup>145-147</sup>. Αρκετές μελέτες έχουν αποδείξει την ύπαρξη του φαινομένου αυτού που μπορεί να οδηγήσει στην δημιουργία ζωνών καυτηρίασης έως και 7 εκατοστά<sup>148,149</sup>.



**Παρατηρούμε ότι η ζώνη της καυτηρίασης είναι μεγαλύτερη όταν χρησιμοποιείται παράταξη των κεραιών, σε σύγκριση με την χρήση μιας μονού κεραιάς εκπομπής μικροκυμάτων.**

Χρησιμοποιούνται κεραιές σχήματος βελόνας 14 g.<sup>123</sup> Μια παραλλαγή είναι η δυνατότητα να εκτείνονται από το εσωτερικό των τριών κεραιών εκτεινόμενα τοξοειδή στοιχεία που σχηματίζουν ένα σφαιρικό σχηματισμό που επίσης έχει σαν στόχο την μεγιστοποίηση της ζώνης της καυτηρίασης.<sup>123</sup>



**Δυο συστήματα τριών παράλληλων κεραιών, το δεύτερο με τοξοειδώς εκτεινόμενα άκρα.**

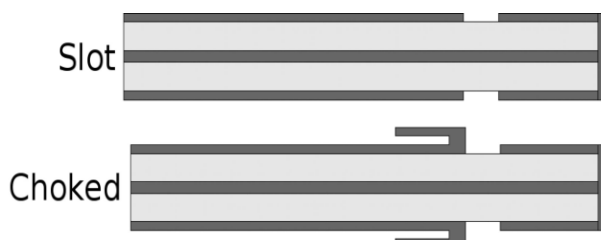
Αυτές που το στοιχείο που εκπέμπει είναι γραμμοειδές, χωρίζονται σε μονοπολικές (monopole), διπολικές (dipole) και τριαξονικές (triaxial).<sup>130,-134</sup>

Οι κεραιές αυτές είναι πολύ αξιόπιστες καθώς αποδίδουν το 95% της ισχύος εξόδου στον ιστό. Ο τρόπος εκπομπής των μικροκυμάτων σε αυτήν την κατηγορία είναι πολύ ικανοποιητικός.<sup>135</sup>



**Κεραίες με γραμμοειδές στοιχείο εκπομπής( μονοπολική, διπολική, τριαξονική.)**

Οι κεραιές με δακτυλιοειδή σχισμή εκπέμπουν τα μικροκύματα από μικρότερο σημείο και μπορούν να σχεδιαστούν με τέτοιο τρόπο ώστε η απώλεια επιστροφής να είναι σχετικά μικρή και η εκπομπή των μικροκυμάτων ικανοποιητική. Το γεγονός της μικρής επιφανείας εκπομπής των μικροκυμάτων δίνει την δυνατότητα καυτηρίασης μικρότερων σε μέγεθος όγκων. Επειδή το θηκάρι των κεραιών με δακτυλιοειδή σχισμή υπερθερμαίνεται υπάρχουν ειδικές ενισχύσεις (chokes) που αποτρέπουν την υπερθέρμανση του θηκαριού και του ομοαξονικού καλωδίου. Όμως οι ενισχύσεις αυτές αυξάνουν την διάμετρο της κεραιάς και κάνουν αυτού του είδους της κεραιές λιγότερο εύχρηστες για διαδερμική χρήση<sup>135,136</sup>. Οι κεραιές με σχήμα θηλιάς έχουν χρησιμοποιηθεί στην καρδιακή καυτηρίαση ενώ αυτές που εκτείνονται ελικοειδώς χρησιμοποιούνται στην υποβοηθούμενη από τα μικροκύματα αγγειοπλαστική.<sup>49,63</sup>

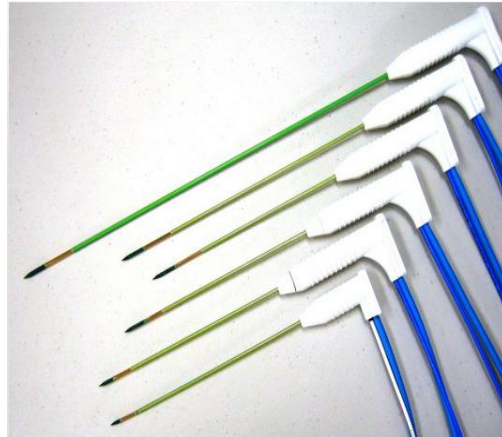


**Κεραίες με δακτυλιοειδή σχισμή εκπομπής των μικροκυμάτων (η δεύτερη choked με ενίσχυση που εμποδίζει την υπερθέρμανση.**

Οι περισσότερες κεραιές στην διαδερμική καυτηρίαση με μικροκύματα είναι οι γραμμοειδείς με σχήμα βελόνης. Η ενεργή ζώνη καυτηρίασης και η εναπόθεση της ενέργειας στον ιστό εξαρτάται από την γεωμετρία της κεραιάς.<sup>137,138,139</sup> Οι

διάμετροι των κεραιών που χρησιμοποιούνται ποικίλουν, με κάθε σύστημα παραγωγής μικροκυμάτων να χρησιμοποιεί και την ενδεικνυόμενη κεραία. Οι μεγαλύτερης διαμέτρου που χρησιμοποιούνται είναι στα 12-g και φτάνουν έως και τα 17-g.

Company	Antenna design	Antenna size (gauge)
Valley Lab/Covidien	Straight	13-g
BSD Medical	Straight	14-g
MedWaves	Straight	12 to 16-g
Neuwave Medical	Triaxial, straight	17-g
Acculis	Straight	15-g
HS amica	Straight	14-g 17-g
FORSEA	Straight	14
Kang-you Medical	Straight	15
Microtaze	Straight	16



**Πίνακας των διαμετρημάτων που χρησιμοποιεί κάθε σύστημα στις κεραιές που χρησιμοποιεί, και εικόνα κεραιών με την μορφή βελόνης σε διαφορετικά μήκη και διαμετρήματα.**

## VII. Ψύξη του συστήματος των MW

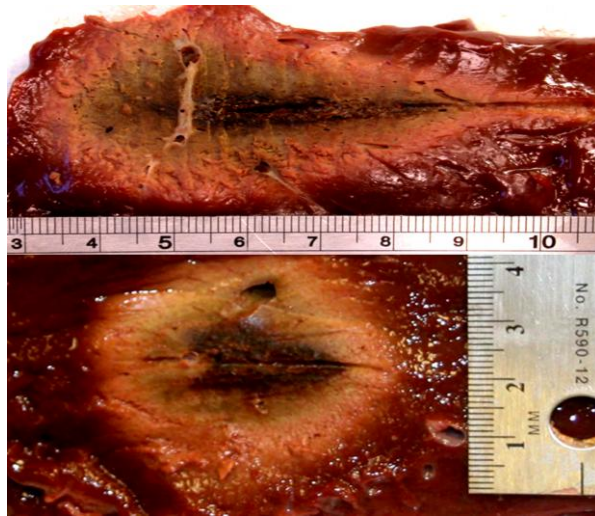
Συστήματα ψύξης της κεραίας με αέριο και με υγρό υπάρχουν πολλά χρόνια σε χρήση, με την χρήση των κεραιών που ψύχονται με την χρήση νερού να κερδίζουν έδαφος στην καθημερινή πρακτική<sup>140,141</sup>. Η αξιόπιστη ψύξη της εξωτερικής επιφάνειας του θηκαριού και κατά συνέπεια της εξωτερικής μόνωσης του ομοαξονικού καλωδίου, εμποδίζει την ανεπιθύμητη θερμική βλάβη η οποία δημιουργείται πρώτον από την επαγωγή της θερμότητας από το εσωτερικό του θηκαριού της κεραίας, δεύτερον από την καυτή ζώνη της καυτηρίασης και τρίτον από την προς τα πίσω επαγωγή της θερμότητας από το τμήμα της κεραίας που εκπέμπει τα μικροκύματα. Όταν καταφέρουμε να εξουδετερώσουμε, μέσω των συστημάτων ψύξης, την θερμότητα που μπορεί να οδηγήσει σε θερμική βλάβη μας δίνεται η δυνατότητα να περάσουμε

μεγαλύτερη ενέργεια από την κεραία και επομένως να δημιουργήσουμε μεγαλύτερες ζώνες καυτηρίασης.

Η χρήση των ψυκτικών <<μανικιών>> (cooling sleeves) έχει το μειονέκτημα ότι αυξάνει την διάμετρο της κεραίας, ενώ τα πιο λεπτά cooling jackets δεν αυξάνουν σε μεγάλο βαθμό την διάμετρο της κεραίας αλλά λόγω της μικρότερης ροής του υγρού δεν επιτυγχάνουν μεγάλη μείωση της θερμότητας. Εναλλακτική πηγή ψύξης της κεραίας μπορεί να είναι το κρυογενές αέριο.<sup>142</sup>

Η κρυογενής ψύξη προκαλεί την δημιουργία μιας μικρής μπάλας πάγου στο άκρο της κεραίας που έχει σαν αποτέλεσμα την σταθεροποίηση της στο σημείο της καυτηρίασης.<sup>143</sup>

Μια κλινική μελέτη που συνέκρινε την χρήση κεραιών με συστήματα ψύξης με την χρήση κεραιών χωρίς σύστημα ψύξης σε ένα σύνολο 1136 ασθενών έδειξε ότι στους ασθενείς όπου έγινε χρήση κεραιών με ψύξη χρειάστηκαν λιγότερες συνεδρίες και οι μείζονες επιπλοκές σε αυτή την ομάδα των ασθενών ήταν λιγότερες.<sup>166</sup>



Στην πάνω εικόνα καυτηρίαση ηπατικού παρεγχύματος με τριαξονική κεραία χωρίς την χρήση μέσου ψύξεως, παρατηρούμε την καυτηρίαση του ιστού γύρω από το θηκάρι λόγω της θερμικής επαγωγής. Στην δεύτερη εικόνα γίνεται ψύξη της κεραίας με κρυογενές αέριο. Παρατηρούμε μια σφαιρική καυτηρίαση του ηπατικού παρεγχύματος χωρίς να επεκτείνεται κατά μήκος του θηκαριού.

### **VIII. Διαδερμική θερμοκαυτηρίαση με την χρήση μικροκυμάτων.**

Τα μικροκύματα χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά σε καυτηρίαση το 1986 μετά την λήψη βιοψίας από το ήπαρ. Από τότε τα μικροκύματα έχουν χρησιμοποιηθεί για την καυτηρίαση όγκων στο ήπαρ όπως το ηπατοκυτταρικό καρκίνωμα και το πρωτοπαθές χολαγγειοκαρκίνωμα αλλά και σε μεταστάσεις στο ήπαρ, στον νεφρό κατά κύριο λόγο στο νεφροκυτταρικό καρκίνωμα και τα νεφρικά αμαρτώματα, στον καρκίνο των επινεφριδίων, στον μη μικροκυτταρικό καρκίνο του πνεύμονα, στον προστάτη και τα οστά, αλλά και στην θεραπεία της δευτεροπαθούς σπληνομεγαλίας και του υπερσπληνισμού<sup>150,152</sup>.

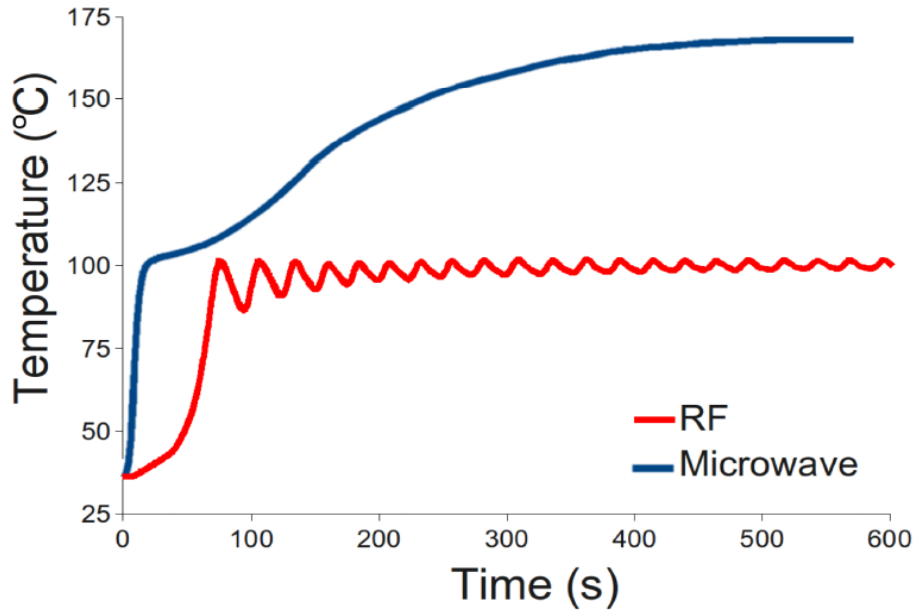
Οι κλινικές ενδείξεις για την χρήση των μικροκυμάτων είναι ουσιαστικά ίδιες με αυτές για την χρήση των ραδιοκυμάτων. Η κύρια ένδειξη είναι για την θεραπεία εστιακών παθήσεων σε εκείνους τους ασθενείς όπου η χειρουργική επέμβαση δεν αποτελεί επιλογή. Σε αυτούς τους ασθενείς που άλλες θεραπευτικές μέθοδοι έχουν αποτύχει ή τις έχουν αρνηθεί. Επίσης χρησιμοποιείται σε ασθενείς που πάσχουν από πολλαπλά καρκινικά σύνδρομα όπως η νόσος Von- Hippel- Lindau, καθώς υπάρχει προσπάθεια, για όσο χρονικό διάστημα είναι δυνατή, η διατήρηση του υγιούς ιστού στα όργανα που πάσχουν<sup>150</sup>.

Η θερμοκαυτηρίαση με μικροκύματα διενεργείται συνήθως υπό μέτρια καταστολή μέσω της ενδοφλέβιας χορήγησης συνήθως Midazolame και Fentanyl αν και σε ορισμένες περιπτώσεις που η αντιμετώπιση του πόνου είναι προβληματική μπορεί η καυτηρίαση να γίνει υπό γενική αναισθησία. Καλό είναι η ζωτικές λειτουργίες του ασθενούς να καταγράφονται σε πραγματικό χρόνο σε οθόνη. Η τοπική αναισθησία επιτυγχάνεται συνήθως με της χρήση διαλύματος Xylocaine 1% που εγχέεται ενδοδερμικά, υποδορίως και στους βαθύτερους ιστούς. Με την καθοδήγηση της υπολογιστικής τομογραφίας ή των υπερήχων εντοπίζεται η βλάβη. Μετά από αυτό η κεραία εκπομπής των μικροκυμάτων τοποθετείται στο κέντρο της βλάβης<sup>154</sup>.

#### 4. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΔΙΑΔΕΡΜΙΚΗΣ ΘΕΡΜΟΚΑΥΤΗΡΙΑΣΗΣ ΜΕ ΤΗΝ ΧΡΗΣΗ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΩΝ (MW) ΚΑΙ ΡΑΔΙΟΚΥΜΑΤΩΝ (RF).

Η χρήση των μικροκυμάτων (MW) κατά την διαδερμική καυτηρίαση έχει χαρακτηριστικά που διαφοροποιούνται σε σύγκριση με την χρήση των ραδιοκυμάτων (RF) . Πιθανότατα η πιο σημαντική διαφορά είναι ότι τα μικροκύματα διαδίδονται σε όλους τους ιστούς, περιλαμβανομένων των υδρατμών, καθώς και των αφυδατωμένων και των απανθρακωμένων ιστών που δημιουργούνται κατά την διάρκεια της θερμοκαυτηρίασης. Η διάδοση των ραδιοκυμάτων επηρεάζεται από τους ιστούς και τις μεταβολές στις οποίες υπόκεινται κατά την διάρκεια της θερμοκαυτηρίασης. Στον πνεύμονα λόγω της παρουσίας του αέρα η ηλεκτρική ροή των (RF) παρεμποδίζεται με αποτέλεσμα την δυσχερή θερμοκαυτηρίαση με αυτή την μέθοδο.<sup>155,156</sup> Η απότομη αύξηση της αντίστασης, όταν η θερμοκρασία κατά την χρήση των (RF) είναι περίπου 100°C , και επομένως παράγονται υδρατμοί, προκαλεί την διακοπή της περαιτέρω ηλεκτρικής ροής των (RF) στους ιστούς. Για να παρακαμφθεί αυτή η δυσχέρεια είτε θα πρέπει να σταματήσει για ένα χρονικό διάστημα η εφαρμογή των (RF) και να αφεθεί ο ιστός να ψήξει και να ενυδατωθεί, είτε θα πρέπει ταυτόχρονα με την εφαρμογή τους να εγχέεται στην περιοχή της θερμοκαυτηρίασης ορός.<sup>157,158</sup> Όταν γίνεται χρήση των (MW) ενώ τα διηλεκτρικά χαρακτηριστικά μπορεί να μεταβληθούν, κατά την διάρκεια της καυτηρίασης, αυτό δεν επηρεάζει την διάδοση των μικροκυμάτων στους ιστούς.<sup>159</sup> Επίσης η περιεκτικότητα των ιστών σε ύδωρ δεν αποτρέπει την μετάδοση των μικροκυμάτων.<sup>150,162</sup>

## Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.

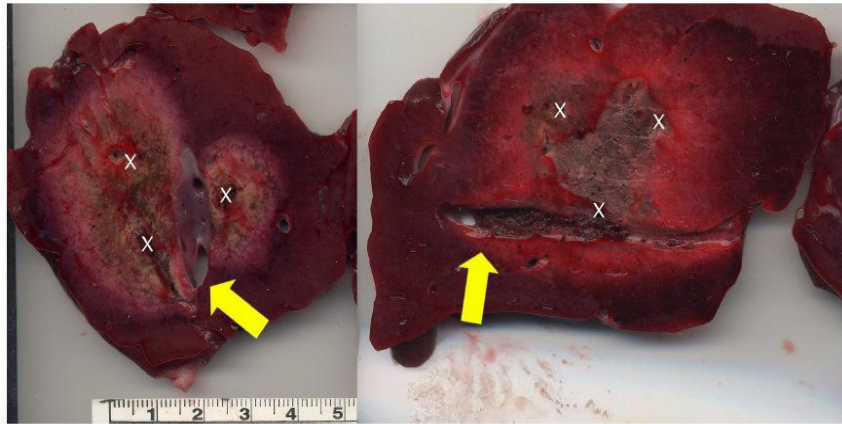


Μέτρηση της θερμοκρασίας σε απόσταση 5mm από την κεραία των MW και του ηλεκτροδίου των RF κατά την θερμοκαυτηρίαση του φλοιού του νεφρού. Με την χρήση των MW η θερμοκρασία μπορεί να υπερβεί τους 100°C, καθώς η διάδοση των MW δεν επηρεάζεται από τους υδρατμούς, τους αφυδατωμένους και απανθρακωμένους ιστούς. Κατά την χρήση των RF, η ισχύς δίνεται με μία παλμικότητα έτσι ώστε να αποφευχθεί η αύξηση της θερμοκρασίας άνω των 100° C που οδηγεί σε παραγωγή υδρατμών και απανθράκωση των ιστών. Η επίτευξη της κατάλληλης θερμοκρασίας για την διενέργεια της θερμοκαυτηρίασης επιτυγχάνεται σαφώς ταχύτερα με την χρήση των MW σε σύγκριση με την χρήση των RF.

Κλινικές μελέτες <sup>150,160</sup> έχουν δείξει ότι ενώ η θερμοκαυτηρίαση με RF είναι σχετικά ανεπιτυχής όταν γίνεται κοντά σε αγγεία μεγαλύτερα των 3 χιλ. τα μικροκύματα θα επιτύχουν την καυτηρίαση της περιοχής. Δηλαδή τα MW επηρεάζονται λιγότερο από το φαινόμενο της απομάκρυνσης της θερμότητας από τα αγγεία (Heat sink effects) σε σύγκριση με ότι συμβαίνει με την χρήση των RF.



## Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.

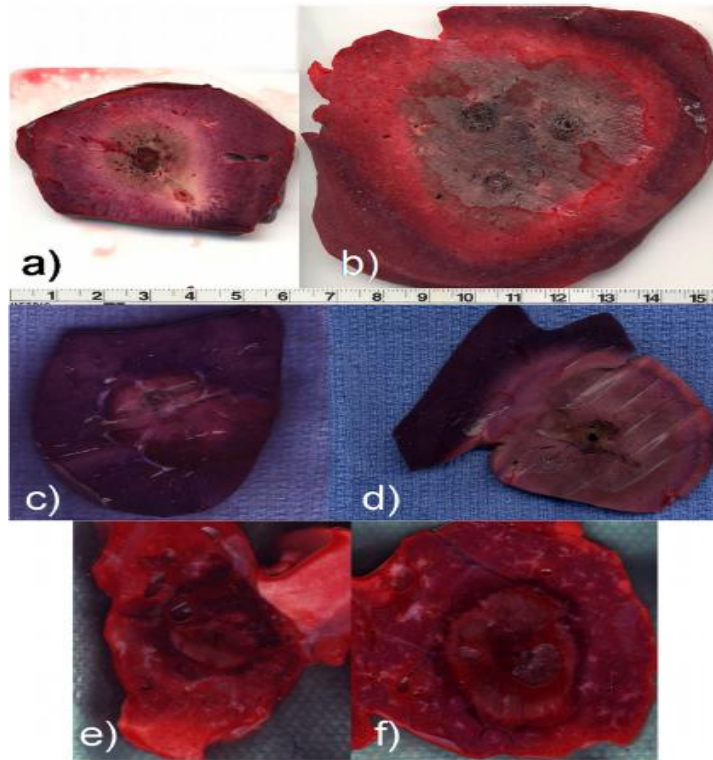


Εικόνες θερμοκαυτηρίασης με RF (δεξιά) και MW (αριστερά). Παρατηρούμε ότι το μεγάλο αγγείο που σημειώνεται με το κίτρινο βέλος εμπόδισε την ομοιογενή καυτηρίαση (conglomeration) στην θερμοκαυτηρίαση με τα RF, σε αντίθεση με την καυτηρίαση με την χρήση MW όπου η ζώνη καυτηρίασης περιβάλλει το αγγείο και εκτείνεται ομοιογενώς παρά το γεγονός ότι το αγγείο βρίσκεται στην περιφέρεια της καυτηρίασης.

Άλλες μελέτες έχουν δείξει ότι ακόμη και όταν εναποτίθεται ίδια ποσότητα ενέργειας μέσω της χρήσης RF και MW, τα μικροκύματα επιτυγχάνουν καλύτερα αποτελέσματα στις θερμοκαυτηριάσεις του ήπατος, του πνεύμονα, και των νεφρών.<sup>150, 161</sup>

Τα MW σύμφωνα με μελέτες<sup>163,165</sup> επιτυγχάνουν μεγαλύτερης διαμέτρου θερμοκαυτηριάσεις στο ηπατικό παρέγχυμα in vivo, που φτάνουν τα 3-4 cm σε διάμετρο με την χρήση μίας κεραιάς και έως και τα 7 cm., με την χρήση πολλαπλών κεραιών. Καυτηριάσεις σαφώς μεγαλύτερες από αυτές που επιτυγχάνονται με την χρήση των RF.

## Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.



Θερμοκαυτηριάσεις στο ήπαρ(a,b) ,στον νεφρό(c,d) και στον πνεύμονα (e,f). Στο ήπαρ χρησιμοποιήθηκαν και μια (a) αλλά και τρεις κεραίες (b) εκπομπής MW, κάθε κεραία λειτουργούσε με ισχύ 65 W, για 10 min. Στο νεφρό και στον πνεύμονα συγκρίνονται RF (c,e) και MW(d,f) καυτηριάσεις. Σε όλους τους ιστούς τα MW παρήγαγαν μεγαλύτερου όγκου θερμοκαυτηριάσεις.<sup>150</sup>

Το βάθος διείσδυσης των μικροκυμάτων στον ιστό, στην συχνότητα των 915MHz και 2,45 GHz δίνει την δυνατότητα της εφαρμογής τους, σε μια ποικιλία οργάνων. Σε αυτές τις συχνότητες το βάθος διείσδυσης των MW είναι από 2 έως 4 cm στους περισσότερους ιστούς, βάθος που είναι συμβατό με τους περισσότερους προς καυτηρίαση όγκους, που συνήθως είναι από 2 έως 4 cm. Όμως το μεγάλο βάθος διείσδυσης που επιτυγχάνεται με τα MW έχει σαν μειονέκτημα ότι δεν παρέχει την δυνατότητα μεγάλης ακρίβειας ως προς τα όρια της υπό καυτηρίαση περιοχής. Από την άλλη στο RF η εναπόθεση της ενέργειας εξασθενεί απότομα όσο απομακρύνεται από το ηλεκτρόδιο καθιστώντας την χρήση τους αποτελεσματική για ηλεκτροκαυτηριασμό, αλλά και την καυτηρίαση μικρότερων όγκων.

Όπως εξηγήθηκε προηγουμένως τα MW δεν στηρίζονται για την διάδοση τους στην ηλεκτρική αγωγιμότητα, όπως συμβαίνει με την χρήση των RF. Επομένως κατά την χρήση των MW δεν υπάρχει ροή ηλεκτρικού ρεύματος

στο σώμα του ασθενούς και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να μην υπάρχει η ανάγκη για την χρήση γείωσης (grounding pads ) για την αποφυγή εγκαυμάτων του δέρματος, όπως συμβαίνει με την χρήση των RF.<sup>151, 152</sup>

Ένα ακόμα πλεονέκτημα των MW είναι ότι δεν παράγουν ηλεκτρικό θόρυβο, γεγονός που επιτρέπει την real-time απεικόνιση με την χρήση των υπερήχων κατά την διάρκεια της θερμοκαυτηρίασης.<sup>151,152</sup>

Ένα βασικό μειονέκτημα της ενέργειας των MW είναι ότι αποδίδεται με μεγαλύτερη δυσκολία στους ιστούς σε σύγκριση με την ενέργεια των RF. Αυτό συμβαίνει κυρίως επειδή στα συστήματα των MW χρησιμοποιούνται ομοαξονικά καλώδια τα οποία έχουν πιο μεγάλη διάμετρο, είναι πιο δύσκαμπτα και έχουν την τάση να υπερθερμαίνονται σε σύγκριση με τα καλώδια που χρησιμοποιούνται στα RF.<sup>151</sup>

Άλλοι περιορισμοί κατά την χρήση των MW που δυνητικά μπορεί να κάνουν πιο δυσχερή την χρήση τους είναι η σε μερικές περιπτώσεις μεγάλη διάμετρος των κεραιών εκπομπής, η υπερθέρμανση του θηκαριού το σχετικά απρόβλεπτο σχήμα και μέγεθος της θερμοκαυτηρίασης που μπορεί να συνδέεται με τεχνικές παραμέτρους.

Αν και τα MW έχουν θεωρητικό πλεονέκτημα στον όγκο της θερμοκαυτηρίασης σε όλους τους τύπους των ιστών, εκεί που θεωρητικά μειονεκτούν είναι στην καυτηρίαση μικρών οστικών βλαβών όπως του οστεοειδούς οστεώματος. Επίσης μειονεκτούν θεωρητικά στις επιφανειακές βλάβες των συμπαγών οργάνων.<sup>151</sup>

Η χρήση των συστημάτων MW δίνει την δυνατότητα της ταυτόχρονης συνεχούς καυτηρίασης με την χρήση πολλαπλών κεραιών, μια δυνατότητα που δεν υφίσταται με την χρήση των RF καθώς εάν τοποθετηθούν διαδοχικά (arrays) περισσότερα από ένα ηλεκτρόδια RF, τότε αυτά δεν μπορούν να λειτουργήσουν ταυτόχρονα αλλά θα πρέπει να σταματάει η χρήση του πρώτου έτσι ώστε να ξεκινήσει η χρήση του δεύτερου κτλ.<sup>167</sup>

## 5. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΔΙΑΔΕΡΜΙΚΗΣ ΘΕΡΜΟΚΑΥΤΗΡΙΑΣΗΣ ΜΕ ΤΗΝ ΧΡΗΣΗ ΜΙΚΡΟΚΥΜΑΤΩΝ (MW) ΚΑΙ ΡΑΔΙΟΚΥΜΑΤΩΝ (RF) ΣΤΙΣ ΝΕΟΠΛΑΣΙΕΣ ΤΟΥ ΝΕΦΡΟΥ.

Ο νεφρός είναι ένα όργανο με έντονη αιμάτωση κυρίως κοντά στους κάλυκες αλλά και την νεφρική πύελο, έτσι η συνεχής ροή αίματος κατά την θερμοκαυτηρίαση των όγκων του νεφρού κάνει έντονο το φαινόμενο της απομάκρυνσης της θερμότητας (heat sink effects)<sup>151</sup>. Μελέτες<sup>168,169</sup> έχουν δείξει ότι η χρήση των RF στην θερμοκαυτηρίαση του νεφροκυτταρικού καρκινώματος είναι ασφαλής και αποδοτική ιδίως σε μικρούς, κάτω των 3 cm, και σε εξωφυτικούς όγκους των νεφρών, ενώ αυξάνετε η τεχνική αποτυχία σε πιο μεγάλους και κεντρικά εντοπιζόμενους όγκους<sup>170,171</sup>. Το γεγονός αυτό αποδίδεται στην προσπάθεια να αποφευχθεί η θερμική βλάβη της νεφρικής πύελου και των ουρητήρων, αλλά και λόγω του φαινομένου της απομάκρυνσης της θερμότητας που είναι πιο έντονο λόγω των μεγάλων αγγείων που διέρχονται από την πύελο. Η θερμοκαυτηρίαση με RF εξαρτάται περισσότερο από το φαινόμενο της θερμικής αγωγιμότητας στους ιστούς, παρά από την άμεση εναπόθεση της ενέργειας.<sup>172</sup> Η μελέτη των Yu et al. έδειξε ότι οι ηπατικές φλέβες έχουν πολύ μικρή επίδραση στην θερμοκαυτηρίαση με τα μικροκύματα,<sup>173</sup> ενώ οι Wright et al. είπαν ότι η θερμοκαυτηρίαση με MW είναι λιγότερο ευαίσθητη στο φαινόμενο της απομάκρυνσης της θερμότητας σε σύγκριση με την καυτηρίαση με RF<sup>174</sup>.

Έχοντας ως δεδομένο ότι τα MW είναι λιγότερο ευαίσθητα στα προκαλούμενη από την αιμάτωση φαινόμενα ψύξης, μπορούμε να ισχυριστούμε ότι θεωρητικά τουλάχιστον τα MW είναι πιο κατάλληλα στην θερμοκαυτηρίαση του νεφρικού ιστού.

Οι Laeseke et al.<sup>175</sup> διεξήγαγαν μια μελέτη όπου συνέκριναν την θερμοκαυτηρίαση με MW και RF σε υγιείς νεφρούς ζώντων χοίρων. Για τις θερμοκαυτηριάσεις με την χρήση των RF χρησιμοποιήθηκε γεννήτρια των 200- Watt και έγινε χρήση είτε ενός ηλεκτροδίου διαμέτρου 17 G είτε τριών ηλεκτροδίων τοποθετημένων σε απόσταση 1,5 cm του ενός από το άλλο. Η

θερμοκαυτηρίαση με τα MW διεξήχθη με την χρήση γεννήτριας 2,45 GHz που απέδιδε ισχύ 90 W σε κάθε κεραία. Έγινε χρήση είτε μίας υψηλής ισχύος τριαξονικής κεραίας διαμέτρου επίσης 17 G , είτε τριών κεραιών σε απόσταση 1,5 cm μεταξύ τους. Ο χρόνος για κάθε θερμοκαυτηρίαση ορίστηκε στα 12 min<sup>175</sup>.

Τα αποτελέσματα που εξήχθησαν ήταν τα εξής: Οι όγκοι (volume) θερμοκαυτηρίασης με την χρήση τριών ηλεκτροδίων RF (μέσος όρος ζώνης καυτηρίασης 14,7 cm<sup>2</sup>) και μίας κεραίας εκπομπής MW (μέσος όρος ζώνης καυτηρίασης 10,9 cm<sup>2</sup>) ήταν σαφώς μεγαλύτεροι από αυτούς που επετεύχθησαν κατά την θερμοκαυτηρίαση με ένα ηλεκτρόδιο RF (μέσος όρος ζώνης καυτηρίασης 5,6 cm<sup>2</sup>). Οι θερμοκρασίες που επετεύχθησαν ήταν υψηλότερες με την χρήση των MW (μέγιστη θερμοκρασία 123<sup>0</sup>C ) έναντι των 100<sup>0</sup>C που επετεύχθη κατά τις RF θερμοκαυτηριάσεις. *Το συμπέρασμα που προέκυψε ήταν ότι η θερμοκαυτηρίαση με την χρήση των MW δημιουργούσε μεγαλύτερου όγκου καυτηριάσεις στους νεφρούς των χοίρων σε σύγκριση με την θερμοκαυτηρίαση με την χρήση RF , όταν γινόταν χρήση ίδιας διαμέτρου κεραίας και ηλεκτροδίου*<sup>175</sup>.

Αυτή την στιγμή δεν είναι σε γνώση μας, κάποια τυχαίοποιημένη κλινική μελέτη (RCT) που να συγκρίνει την διαδερμική θερμοκαυτηρίαση με την χρήση των RF και των MW. Υπάρχουν μελέτες σειρών περιστατικών με όγκους του νεφρού που υπεβλήθησαν σε θερμοκαυτηρίαση με μικροκύματα.

Ήδη από το 2007 οι Clark et al.<sup>176</sup> ανέφεραν θερμοκαυτηρίαση με MW σε 10 ασθενείς με όγκος του νεφρού που τελικά υποβλήθηκαν σε νεφρεκτομή. Χρησιμοποίησαν κεραία διαμέτρου 13 G. , που απέδιδε ισχύ 60 W. Ανέφεραν διαστάσεις όγκου θερμοκαυτηρίασης 4,1 x 2,7 x 2,2 cm. Η ιστολογική εξέταση των παρασκευασμάτων , έδειξε ομοιογενή καυτηρίαση των νεφρικών όγκων.

Οι Liang et al.<sup>177</sup> το 2008 ανέφεραν τα αποτελέσματα της δικής τους μελέτης όπου διεξήχθη θερμοκαυτηρίαση με MW υπό την καθοδήγηση υπερήχων σε 12 ασθενείς με νεφροκυτταρικό καρκίνωμα. Πλήρης νέκρωση του NNK επετεύχθη σε όλες τις περιπτώσεις , χωρίς να υπάρξει υπολειμματικός όγκος η υποτροπή σε καμία περίπτωση σε μέσο όρο επανελέγχου 11 μηνών.

Το 2010 οι Bai et al.<sup>179</sup> ανέφεραν πλήρη λαπαροσκοπική θερμοκαυτηρίαση με MW σε 17 από 18 νεφροκυτταρικά καρκινώματα, με μέση διάμετρο όγκου 2,8 cm. Σε αυτή την μελέτη απόδειξη προόδου της νόσου δεν αποδείχθηκε σε μέσο χρόνο επανελέγχου τους 20 μήνες. Επιπλοκές παρατηρήθηκαν σε ποσοστό 18,2% και ήταν μέτριες, ενώ η νεφρική λειτουργία δεν επηρεάστηκε σημαντικά.

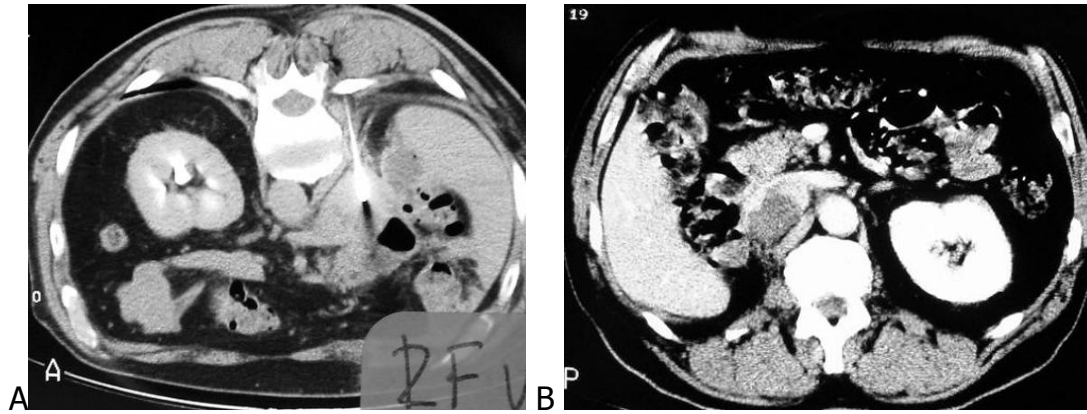
Το 2011 οι Muto et al.<sup>178</sup> ανακοίνωσαν την λαπαροσκοπική πλήρη καυτηρίαση με MW 10 νεφροκυτταρικών καρκινωμάτων με μέση διάμετρο όγκου 2.75 cm. Ανάλογα με το μέγεθος του ΝΝΚ πραγματοποιήθηκαν από 1 έως και 3 συνεδρίες με μέση διάρκεια κάθε συνεδρίας 14,1 min. Δεν αναφέρθηκαν επιπλοκές ούτε κατά την διάρκεια των θερμοκαυτηριάσεων αλλά ούτε και κατά την περίοδο της αποθεραπείας.

Την ίδια χρονιά οι Castle and colleagues<sup>180</sup> αντιμετώπισαν 10 ασθενείς με νεφρικούς όγκους μέσης διαμέτρου 3,65 cm με την χρήση MW. Τα τρία περιστατικά αντιμετωπίστηκαν διαδερμικά και τα επτά λαπαροσκοπικά. Υποτροπή εμφανίστηκε σε 3 από τους 8 όγκους σε μέσο χρόνο επανελέγχου 17,9 μήνες.

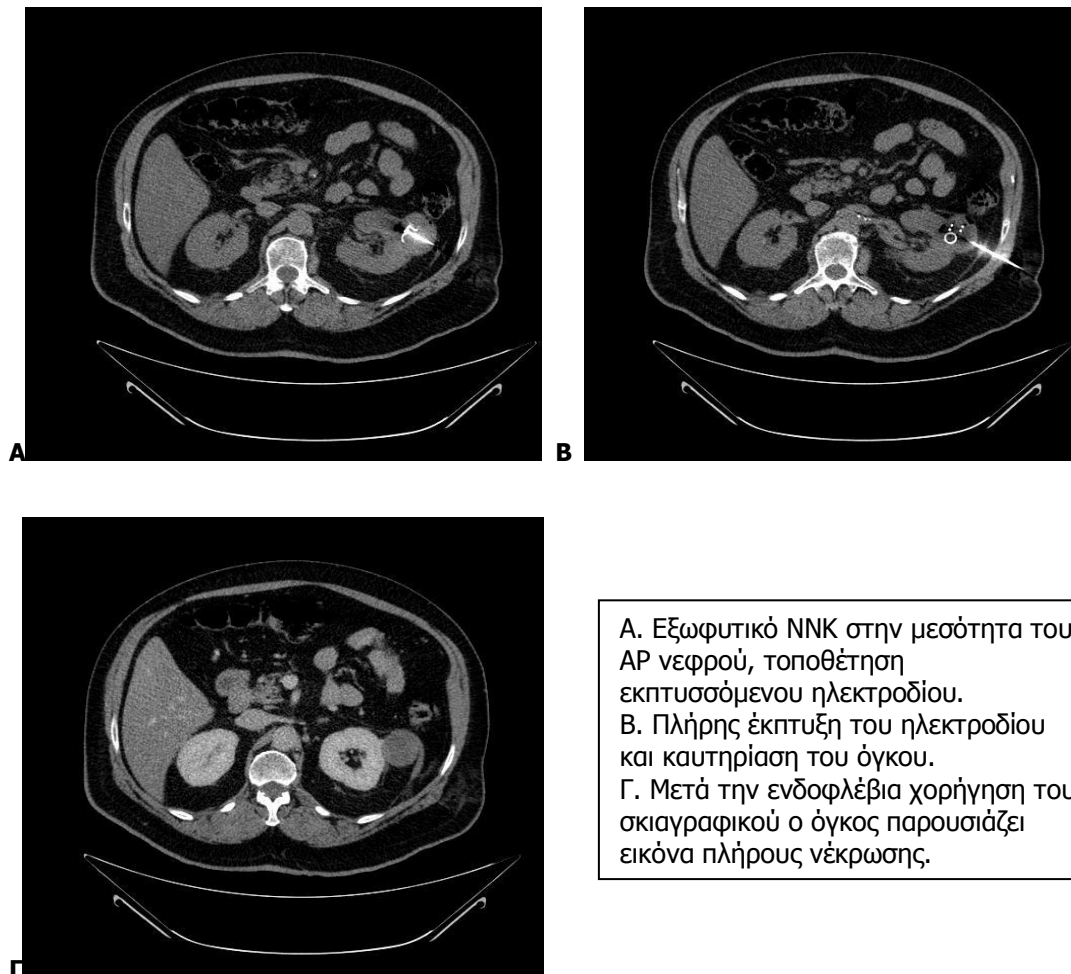
Από εμάς διενεργήθηκαν θερμοκαυτηριάσεις σε νεοπλασίες των νεφρών και με τις δύο μεθόδους, και με την χρήση των (RF ) αλλά και με την χρήση των μικροκυμάτων (MW).

Η πρώτη σειρά αποτελούνταν από 30 ασθενείς , στους οποίους έγινε θερμοκαυτηρίαση στους νεφρούς με την χρήση RF. Από τους ασθενείς αυτούς οι 14 είχαν μονήρη νεφρό. Πλήρης νέκρωση του όγκου επετεύχθη με την πρώτη συνεδρία σε 18 ασθενείς (60%). 12/30 όγκους παρουσίασαν σκιαγραφική ενίσχυση στον απεικονιστικό επανέλεγχο 1 μήνα μετά το RFA, ακτινολογικό εύρημα ενδεικτικό μερικής νέκρωσης του όγκου (υπολειπόμενη νόσος 40%). Σε αυτές τις περιπτώσεις χρειάστηκε και δεύτερη συνεδρία η οποία και ήταν τεχνικά επιτυχής και στις 12 περιπτώσεις, όπως επιβεβαιώθηκε και στον απεικονιστικό έλεγχο 1 μήνα μετά. Συνολικά διεξήχθησαν 42 συνεδρίες. Δεν υπήρξαν επιπλοκές.

Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.



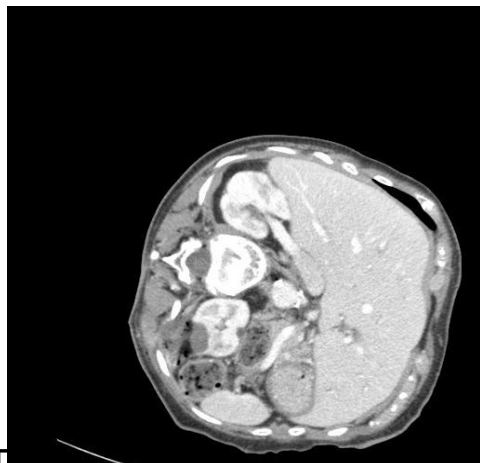
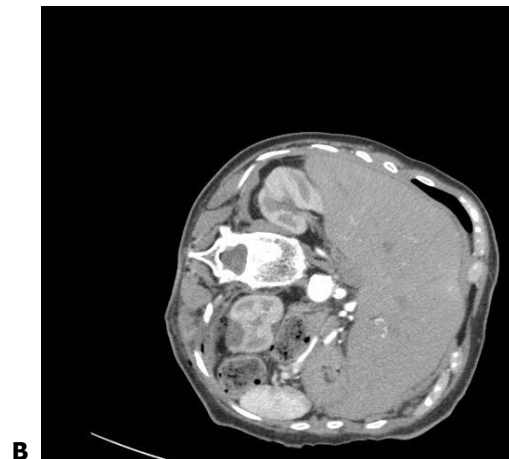
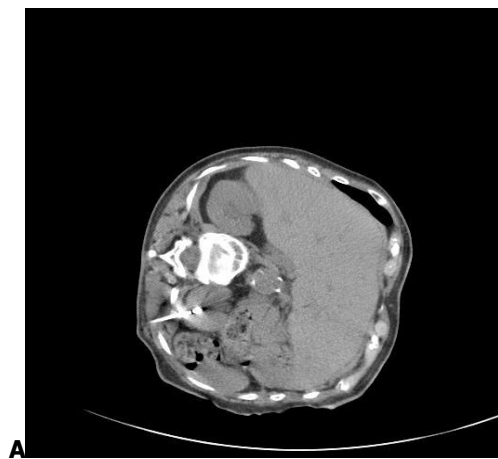
**A.** Νεφροκυτταρικό καρκίνωμα AP νεφρού. Μετά από χειρουργική θεραπεία η νόσος υποτροπίασε. Ο ασθενής τοποθετήθηκε σε πρηνή θέση όπου και διεξήχθη RF ablation της βλάβης, η οποία βρίσκεται παρά την κάτω κοίλη φλέβα. **B.** Σε επανέλεγχο που διεξήχθη 3 μήνες μετά την καυτηρίαση, η αλλοίωση δεν προσλαμβάνει σκιαγραφικό και παρουσιάζει εικόνα πλήρους νέκρωσης.



**A.** Εξωφυτικό ΝΝΚ στην μεσότητα του AP νεφρού, τοποθέτηση εκπυσσόμενου ηλεκτροδίου.  
**B.** Πλήρης έκπτυξη του ηλεκτροδίου και καυτηρίαση του όγκου.  
**Γ.** Μετά την ενδοφλέβια χορήγηση του σκιαγραφικού ο όγκος παρουσιάζει εικόνα πλήρους νέκρωσης.

Διαδερμική θερμοκαυτηρίαση με MW, διεξήχθη σε 20 ασθενείς με νεοπλασίες των νεφρών. Από αυτούς τους ασθενείς οι 9 ήταν με μονήρη νεφρό. Πλήρης νέκρωση του όγκου επιτεύχθη με την πρώτη συνεδρία σε 12 ασθενείς (60%). 8/20 όγκους παρουσίασαν σκιαγραφική ενίσχυση στον απεικονιστικό επανέλεγχο 1 μήνα μετά το MWA, ακτινολογικό εύρημα ενδεικτικό μερικής νέκρωσης του όγκου (υπολειπόμενη νόσος 40%). Σε αυτές τις περιπτώσεις χρειάστηκε και δεύτερη συνεδρία η οποία και ήταν τεχνικά επιτυχής και στις 8 περιπτώσεις, όπως επιβεβαιώθηκε και στον απεικονιστικό έλεγχο 1 μήνα μετά. Συνολικά διεξήχθησαν 28 συνεδρίες.

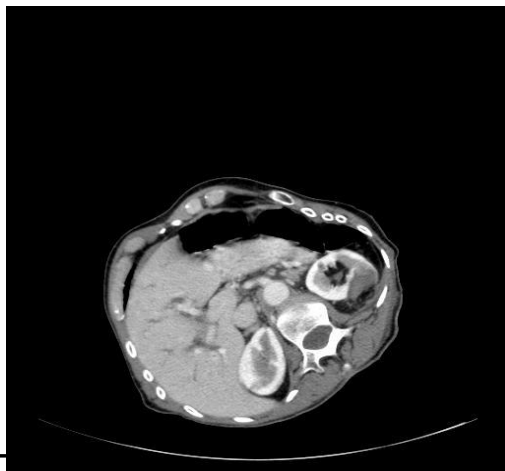
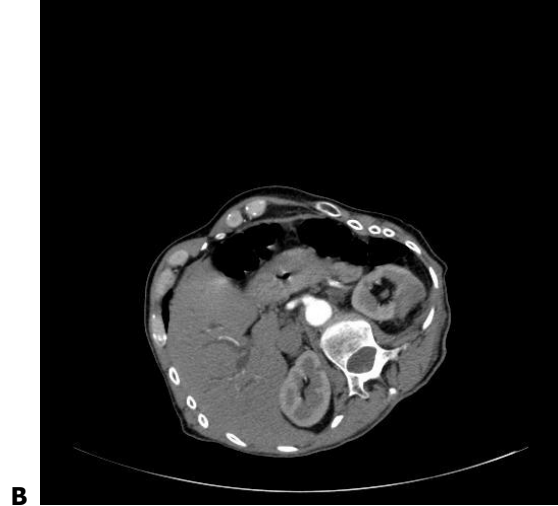
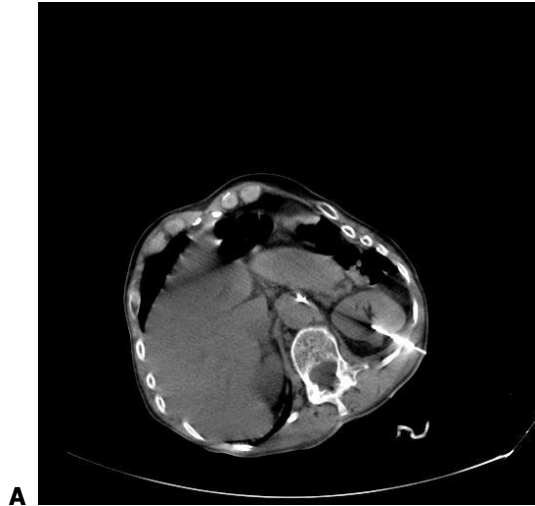
Επιπλοκές : Σε δυο περιπτώσεις δημιουργήθηκαν υποκάψια αιματώματα, τα οποία και αντιμετωπίστηκαν συντηρητικά.



Ασθενής με νεοπλασία του ΑΡ νεφρού σε αριστερή πλάγια θέση. Α. Τοποθέτηση της κεραίας των MW και καυτηρίαση του όγκου. Β. Η βλάβη μετά το τέλος της συνεδρίας απεικονίζεται υπόπυκνη. Γ. Δεν προσλαμβάνει σκιαγραφικό μετά την ενδοφλέβια χορήγηση του.



Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.



Ασθενής με νεοπλασία του ΑΡ νεφρού. Α. Τοποθέτηση της κεραίας των MW και καυτηρίαση του όγκου. Β. Η βλάβη μετά το τέλος της συνεδρίας απεικονίζεται υπόπυκνη. Γ. Η βλάβη δεν προσλαμβάνει σκιαγραφικό μετά την ενδοφλέβια χορήγηση του.

## 6.ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ

Η χρήση των RF ήταν και εξακολουθεί να είναι ένα αποτελεσματικό εργαλείο για την θερμοκαυτηρίαση των νεοπλασιών του νεφρού, όμως η καυτηρίαση με αυτήν την μέθοδο έχει ορισμένα μειονεκτήματα που περιορίζουν την αποτελεσματικότητά της. Η καυτηρίαση με RF περιορίζεται σε περιοχές με έντονη αιμάτωση, καθώς επίσης και σε περιοχές όπου αναπτύσσεται έντονα το φαινόμενο της απομάκρυνσης της θερμότητας (heat sink effect), χαρακτηριστικά που συγκεντρώνει ο νεφρός. Τα MW έχουν τα ίδια πλεονεκτήματα με τα RF, και η απόδοση τους εξαρτάται πολύ λιγότερο από τις ιδιότητες των ιστών. Φαίνεται ότι έχουν την δυνατότητα να καυτηριάζουν ταχύτερα και να επιτυγχάνουν μεγαλύτερου μεγέθους θερμοκαυτηριάσεις. Αυτή την στιγμή βασιζόμενοι στην μελέτη των δημοσιευμένων εργασιών αλλά και στην δική μας κλινική εμπειρία, τα στοιχεία εξακολουθούν να είναι ανεπαρκή για να καταλήξουμε σε συμπέρασμα για το ποια μέθοδος είναι πιο αποτελεσματική, για την θερμοκαυτηρίαση των νεοπλασιών στους νεφρούς. Ενώ η MWA φαίνεται να έχει θεωρητικά πλεονεκτήματα σε σύγκριση με την RFA, μελέτες με μεγαλύτερο αριθμό ασθενών και μεγαλύτερα διαστήματα επανέλεγχου των ασθενών πρέπει να διεξαχθούν ώστε να καταλήξουμε σε ασφαλή συμπεράσματα. Έως τότε η διαδερμική θερμοκαυτηρίαση με RF πιθανότατα θα παραμείνει η κυρίαρχη μέθοδος θερμοκαυτηρίασης στις νεοπλασίες των νεφρών.

## **Αναφορές**

1. Ιατρική εμβρυολογία T.W Sadler.
2. Εγχειρίδιο ιστολογίας Leslie P. Gartner, James L.Hiatt
3. Κλινική ανατομική Richard S. Snell, M.D., Ph.D
4. Ανατομική Sobotta
5. Συνοπτική Φυσιολογία του Ανθρώπου. J.G Mc Geown
6. Ιατρική Φυσιολογία. Guyton
7. Εικονογραφημένη φυσιολογία McNaught / Callander.
8. Υπερηχοτομογραφία THE REQUISITES William D. Middleton, MD, FACR, Alfred B. Kurtz, MD FACR..
9. Σύγχρονη διαγνωστική απεικόνιση. Λάμπρος Βλάχος. Τόμος δεύτερος
10. Textbook of radiology and imaging David Sutton Richard W. Whitehouse, Jeremy P.R. Jenkins.
11. Parkin CM, Whelas SL., Ferlay j., et al. Cancer incidence in five continents. Lyon, France: Internacional Agency for research on cancer, vol. VIII; 2002. IARC Scientific publications No. 155
12. Surveillance, Epidemiology, and results(SEER)\*stat database: incidence—SEER 13 Regs Public use ,Nov 2005 sub ,Cancer Statistics Branch , released April 2006, Based on the November 2005 submission.

13. Chow WH, Devesa SS, Warren J, et al. Kidney cancer incidence trends in the U.S JAMA 1999; 281:1628-31
14. Linehan WM, Lerman MI, Zbar B. Identification of the von Hippel-lindau(VHL)gene, JAMA 1995;273:564-70
15. Zbar B, Lerman M. Inherited carcinomas of the kidney.Adv cancer Res 1998;75:163-201
16. Woldrich, JM, Mallin, K, Ritchey, J, et al. Sex differences in renal cell cancer presentation and survival: an analysis of the National Cancer Database, 1993-2004. J Urol 2008; 179:1709
17. Stafford, HS, Saltzstein, SL, Shimasaki, S, et al. Racial/ethnic and gender disparities in renal cell carcinoma incidence and survival. J Urol 2008; 179:1704
18. Ries Lag, Harkins D, Krapeho M, et al., editors. SEER Cancer Statistics Review, 1975- 2003, National Cancer Institute.Based on November 2005 SEER data submission, posted to the SEER Web site 2006.
19. Riew Lag, Harkins D, Krapeho M,et al. editors. SEER cancer statistics Rewiew, 1975-2003, National Cancer Institute.
20. Surveillance, Epidemiology, and End results(SEER)\*stat database: incidence—SEER 13 Regs Public use ,Nov 2005 sub(1992-2003) ,Cancer Statistics Branch , released April 2006, Based on the November 2005 submission.
21. Surveillance, Epidemiology, and End results(SEER)\*stat database: incidence—SEER 13 Regs Public use ,Nov 2005 sub(1973-2003) ,Cancer

Statistics Branch , released April 2006, Based on the November 2005 submission

22. Homma Y, Kawabe K, Kitamura T, et al. Increased incidental detection and reduced mortality in renal cancer \_ recent retrospective analysis at eight institutions. Int J cancer 1995;60:194-80.

23. Jayson M, Sanders H. Increased incidence pf serendipitously discovered renal cell carcinoma.Urology 1998;51:203-5.

24. Mc Laughit JK, Lipworth L. Epidemiolog aspects pf renal cell cancer. Semin Oncol 2000;27:115-23

25. Hunt JD, van del hel OL, Mc Millan GP, et al. Renal cell carcinoma in relation to cigarette smoking: Meta – analysis of 24 studies.

26. Bergstrom A, Hsich CC, Lindlbad P, et al. Obesity and renal cell cancer – a quantitative review.

27. Calle EE, Rodriguez C, Walker\_thurmond K, Thun MJ. Overweight, obesity and mortality from cancer in a prospectively stidied cohort of US adults,

28. Bjorge T, Tretli S, Engelend A. Reletion of height and body mass index to renal cell carcinoma in two million Norwegian men and women.

29. Calle EE, Kaaks, r. Overweight, obesity and cancer: epidemiological evidence and proposed mechanisms.

30. Chow WH, Devesa SS, Moore, LE. Epidemiology of renal cell carcinoma. In: Nicholas J, Vogelzan N, editors. Comprehensive textbook of genitouritary oncology. 3<sup>rd</sup> edition.

31. Bruning T, Pesch B, Wiesenhutter B, et al. Renal cell cancer risk and occupational exposure to trichloroethylene.
32. Dhote R, Pellicer-Coeuret M, Thiounn N, et al. Risk factors for adult renal cell carcinoma: A prospective study of Swedish women.
33. Rashidkhani B, Akesson A, Lindblad P, Wolk A. Major dietary patterns and risk of renal cell carcinoma in a prospective cohort of Swedish women.
34. Parker AS, Cerhan Jr, Lynch CF, et al. Gender, alcohol consumption and renal cell carcinoma.
35. Wolk A, Gridley G, Niwa S, et al. Gender, alcohol consumption and renal cell carcinoma.
36. Chow WH, Devesa SS, Moore, LE. Epidemiology Of renal cell carcinoma. IN; Nicholas J, Vogelzang N.
37. Dhote R, Thiounn N, Debre B, Vidal- Trepan G, et al. Relationship between transforming growth factor  $\beta$ 1 and progression of hypertensive renal disease.
38. Classification of renal cell carcinoma<sup>†</sup> Workgroup No. 1 Stephan Störkel M.D. Chair\*, John N. Eble M.D. Rapporteur, K. Adlaka M.D., Mahul Amin M.D., Michael L. Blute M.D., David G. Bostwick M.D., M. Darson M.D., Brett Delahunt M.D., K. Iczkowski M.D.
39. Renal-Cell Carcinoma Herbert T. Cohen, M.D., and Francis J. McGovern, M.D.
40. Renal Cancer Methods in Molecular Medicine, 2001, Volume 53, I, 3-33, DOI: 10.1385/1-59259-144-2:003 Renal Cell Carcinoma Clinical Features and Management Paul Russo

41. Frohmuller HG, Grups JW, Heller V. Comparative value of ultrasonography, computerized tomography, angiography and excretory urography in the staging of renal cell *carcinoma*. *J Urol*1987 ; 138:482–484
42. Bos SD, Mensink HJ. Can duplex Doppler ultrasound replace computerized tomography in staging patients with renal cell carcinoma? *Scand J Urol Nephrol* 1998;32 : 87–91
43. Habboub HK, Abu-Yousef MM, Williams RD, See WA, Schweiger GD. Accuracy of color Doppler sonography in assessing venous thrombus extension in renal cell carcinoma. *AJR* 1997;168 : 267–271
44. Renal cell carcinoma: Diagnosis, Staging, and Surveillance Chaan S. Ng , Christopher G. Wood.
45. Kopka L., Fisher U, Zoeller G, Schmidt C, Ringert HR, Grabbe E. Dual – phase helical CT of the kidney: Value of the corticomedullary and nephrographic phase for evaluation of renal lesions and preoperative staging of renal cell carcinoma. *AJR*
46. Yuh BI, Cohan RH. Different phases of renal enhancement: role in detecting and characterizing renal cell carcinoma on helical CT scans. *AJR*
47. Ελικοειδής και Πολυτομική Υπολογιστική Τομογραφία του Σώματος. Mathias Prokop, M.D, Michael Galanski, M.D, Aart J. van der Molen , M.D
48. Beer AJ, Dobritz M, Zantl N, Weirich G, Stollfuss G. Comparison of 16 MDCT and MRI for characterization of kidney lesions. *AJR* 2006;186.
49. Choyke LP, Newhouse GH, Bluth EI, ACR appropriateness criteria : Renal cell carcinoma staging 2002. American college of radiology.

50. Pretorius ES, Wickstrom ML, Siegelmann ES, MR imaging of renal neoplasms. *Magn reson imaging Clin N Am* 2000; 8 : 813 – 836.
51. Hilton S. Imaging of renal cell carcinoma. *Semin Oncol* 2000; 27: 150-159
52. Fundamentals of diagnostic Radiology. William E. Brant Clyde A. Helms
53. Russo P. Renal cell carcinoma: presentation, staging, and surgical treatment. *Semin Oncol* 2000;
54. Curry NS, Francis IR, Baumgarten DA, et al. ACR appropriateness criteria: renal cell carcinoma staging, 2007. American College of Radiology Website: [www.acr.org](http://www.acr.org). Accessed March 27, 2008
55. Fielding JR, Aliabadi N, Renshaw AA, Silverman SG. Staging of 119 patients with renal cell carcinoma: the yield and cost-effectiveness.
56. Zisman A, Beldegrun AS. The changing natural history of renal cell carcinoma. *J Urol* 2001; 166:1611–1623.
57. Montravers F, Grahek D, Kerrou K, et al. Evaluation of FDG uptake by renal malignancies (primary tumor or metastases) using a coincidence detection gamma camera. *J Nucl Med* 2000; 41:78–84
58. Ramdave S, Thomas GW, Berlangieri SU, et al. Clinical role of F-18 fluorodeoxyglucose positron emission tomography for detection and management of renal cell carcinoma. *J Urol* 2001; 166:825–830
59. Shvarts O, Han KR, Seltzer M, Pantuck AJ, Beldegrun AS. Positron emission tomography in urologic oncology. *Cancer Control* 2002; 9:335–342



60. Majhail NS, Urbain JL, Albani JM, et al. F-18 fluorodeoxyglucose positron emission tomography in the evaluation of distant metastases from renal cell carcinoma. *J Clin Oncol* 2003; 21:3995– 4000
61. Novick AC. Advances in the management of localized renal cell cancer. *Can J Urol* 2000; 7:960–966
62. Russo P. Renal cell carcinoma: presentation, staging, and surgical treatment. *Semin Oncol* 2000;
63. Marshall FF, Stewart AK, Menck HR. The National Cancer Data Base: report on kidney cancers. The American College of Surgeons Commission on Cancer and the American Cancer Society. *Cancer* 1997; 80:2167–2174
64. Parkin DM, Pisani P, Ferlay J. Estimates of the worldwide incidence of 25 major cancers in 1990. *Int J Cancer* 1999; 80:827–841.
65. Motzer RJ, Hutson TE, Tomczak P, et al. Sunitinib versus interferon-alfa in metastatic renalcell carcinoma. *N Engl J Med* 2007; 356:115–124
66. Motzer RJ, Figlin RA, Hutson TE, et al. Sunitinib versus interferon-alfa (IFN-α) as first-line treatment of metastatic renal cell carcinoma (mRCC): updated results and analysis of prognostic factors. *J Clin Oncol* 2007; 25[meeting abstracts suppl]:5024
67. Escudier B, Eisen T, Stadler WM, et al. Sorafenib in advanced clear-cell renal-cell carcinoma. *N Engl J Med* 2007; 356:125–134
68. Hudes G, Carducci M, Tomczak P, et al. Temsirolimus, interferon-alfa, or both for advanced renal-cell carcinoma. *N Engl J Med* 2007; 356:2271– 2281

69. Dutcher JP, Szczylik C, Tannir N, et al. Correlation of survival with tumor histology, age, and prognostic risk group for previously untreated patients with advanced renal cell carcinoma (adv RCC) receiving temsirolimus (TEMSR) or interferon- alpha (IFN). *J Clin Oncol* 2007; 25[meeting abstracts suppl]:5033

70. Best Cases from the AFIP Anaplastic Wilms Tumor: Radiologic and Pathologic Findings Thomas M. Aquisto, MD, Robert Yost, MD and Kelley W. Marshall MD

71. Urothelial Cancer of the Renal Pelvicaliceal System: Unusual Imaging Manifestations Adilson Prando, MD, Patricia Prando, MD and Décio Prando, MD From the Department of Radiology, Hospital Vera Cruz, Av Andrade Neves 707, Campinas, São Paulo 13013-161, Brazil.

72 .Renal sarcoma and sarcomatoid renal cell carcinoma: CT and angiographic features. *Radiology* February 1987 162:2 353-357

73 .Renal Lymphoma: CT Patterns with Emphasis on Helical CT *Radiographics* January 2000 20:1 197-212

74 .Image-guided Tumor Ablation: Proposal for Standardization of Terms and Reporting Criteria S. Nahum Goldberg, MD J. William Charboneau, MD Gerald D. Dodd III, MD Damian E. Dupuy, MD Debra A. Gervais, MD Alice R. Gillams, MD Robert A. Kane, MD Fred T. Lee, Jr, MD Tito Livraghi, MD John P. McGahan, MD Hyunchul Rhim, MD Stuart G. Silverman, MD Luigi Solbiati, MD Thomas J. Vogl, MD Bradford J. Wood, MD

75. Thanos L, Mylona S, Pomoni M, Kalioras V, Zoganas L, Batakis N. Primary lung cancer: treatment with radio-frequency thermal ablation. *Eur Radiol* 2004; 14:897–901

76. Principles of and Advances in Percutaneous Ablation Muneeb Ahmed , MD  
Christopher L. Brace , PhD Fred T. Lee , Jr , MD S. Nahum Goldberg , MD

77. Solazzo SA , Ahmed M , Liu Z , Hines-Peralta AU , Goldberg SN . High-power generator for radiofrequency ablation: larger electrodes and pulsing algorithms in bovine ex vivo and porcine in vivo settings . Radiology 2007 ; 242 ( 3 ): 743 – 750 .

78 . Brace CL , Laeseke PF , Sampson LA , Frey TM , Mukherjee R , Lee FT Jr . Radiofrequency ablation with a high-power generator: device efficacy in an in vivo porcine liver model .

79 . Goldberg SN , Stein MC , Gazelle GS , SheimanRG , Kruskal JB , Clouse ME . Percutaneous radiofrequency tissue ablation: optimization of pulsed-radiofrequency technique to increase coagulation necrosis . J Vasc Interv Radiol 1999 ; 10 ( 7 ): 907 – 916 .

80 . Bardy GH , Sawyer PL , Johnson GW , Reichenbach DD . Radio-frequency ablation: effect of voltage and pulse duration on canine myocardium . Am J Physiol 1990 ; 258 ( 6 pt 2 ): H1899 – H1905 .

81 . Lee FT Jr , Haemmerich D , Wright AS , Mahvi DM , Sampson LA , Webster JG . Multiple probe radiofrequency ablation: pilot study in an animal model . J Vasc Interv Radiol 2003 ; 14 ( 11 ): 1437 – 1442 .

82 . Brace CL , Sampson LA , Hinshaw JL , Sandhu N , Lee FT Jr . Radiofrequency ablation: simultaneous application of multiple electrodes via switching creates larger, more confluent ablations than sequential application in a large animal model . J Vasc Interv Radiol 2009 ; 20 ( 1 ): 118 – 124 .

83 . Lee JM , Han JK , Kim HC , et al . Multiplelectrode radiofrequency ablation of in vivo porcine liver: comparative studies of consecutive monopolar, switching monopolar versus multipolar modes . Invest Radiol 2007 ; 42 ( 10 ): 676 – 683 .

84 . Lorentzen T . The loop electrode: in vitro evaluation of a device for ultrasound-guided interstitial tissue ablation using radiofrequency electrosurgery . Acad Radiol 1996 ; 3 ( 3 ): 219 – 224 .

85 . Lencioni R , Goletti O , Armillotta N , et al . Radio-frequency thermal ablation of liver metastases with a cooled-tip electrode needle: results of a pilot clinical trial . Eur Radiol 1998 ; 8 ( 7 ): 1205 – 1211 .

86 . Gulesserian T , Mahnken AH , Schernthaner R , et al . Comparison of expandable electrodes in percutaneous radiofrequency ablation of renal cell carcinoma . Eur J Radiol 2006 ; 59 ( 2 ): 133 – 139 .

87 . Goldberg SN , Solbiati L , Hahn PF , et al . Large-volume tissue ablation with radio frequency by using a clustered, internally cooled electrode technique: laboratory and clinical experience in liver metastases . Radiology 1998 ; 209 ( 2 ): 371 – 379 .

88 . Pereira PL , Trübenbach J , Schenk M , et al . Radiofrequency ablation: in vivo comparison of four commercially available devices in pig livers . Radiology 2004 ; 232 ( 2 ): 482 – 490 .

89 . Brieger J , Pereira PL , Trübenbach J , et al . In vivo efficiency of four commercial monopolar radiofrequency ablation systems: a comparative experimental study in pig liver . Invest Radiol 2003 ; 38 ( 10 ): 609 – 616 .

90 . Steinke K , King J , Glenn D , Morris DL . Percutaneous radiofrequency ablation of lung tumors: difficulty withdrawing the hooks resulting in a split needle . Cardiovasc Intervent Radiol 2003 ; 26 ( 6 ): 583 – 585 .

91 . McGahan JP , Gu WZ , Brock JM , Tesluk H , Jones CD . Hepatic ablation using bipolar radiofrequency electrocautery . Acad Radiol 1996 ; 3 ( 5 ): 418 – 422 .

92 . Ritz JP , Lehmann KS , Reissfelder C , et al . Bipolar radiofrequency ablation of liver metastases during laparotomy: first clinical experiences with a new multipolar ablation concept . Int J Colorectal Dis 2006 ; 21 ( 1 ): 25 – 32 .

93 . Burdío F , Güemes A , Burdío JM , et al . Hepatic lesion ablation with bipolar saline-enhanced radiofrequency in the audible spectrum . Acad Radiol 1999 ; 6 ( 11 ): 680 – 686 .

94 . Frericks BB , Ritz JP , Roggan A , Wolf KJ , Albrecht T . Multipolar radiofrequency ablation of hepatic tumors: initial experience . Radiology 2005 ; 237 ( 3 ): 1056 – 1062 .

95. Lui KW, Gervais DA, Arellano RA, Mueller PR.  
Radiofrequency ablation of renal cell carcinoma. Clin Radiol 2003; 58:905–913.

96. Goldberg SN, Gazelle GS, Mueller PR. Thermal ablation therapy for focal malignancy: a unified approach to underlying principles, techniques, and diagnostic imaging guidance. AJR Am J Roentgenol 2000; 174:323–33

97. Matlaga BR, Zagoria RJ, Woodruff RD, et al. Phase II trial of radio frequency ablation of renal cancer: evaluation of the kill zone. J Urol 2002; 168:2401–2405.

98. Management of Renal Tumors by Image-Guided Radiofrequency Ablation: Experience in 105 Tumors David J. Breen Z Elizabeth E. Rutherford Z Brian Stedman Z Shuvro H. Roy-Choudhury Z James E. I. Cast Z Matthew C. Hayes Z Christopher J. Smart

99. McGahan JP, Browing PD, Brock JM, Teslik H. Hepatic ablation using radiofrequency electrocautery. Invest Radiol 1990; 25:267–270.

100. Zlotta AR, Wildschutz T, Raviv G, et al. Radiofrequency interstitial tumor ablation (RITA) is a possible new modality for treatment of renal cancer: ex vivo and in vivo experience. J Endourol 1997; 11:251–258.

101. McGovern FJ, Wood BJ, Goldberg SN, Mueller PR. Radio frequency ablation of renal cell carcinoma via image guided needle electrodes. J Urol 1999; 161:599.

102. Matlaga BR, Zagoria RJ, Woodruff RD, et al. Phase II trial of radio frequency ablation of renal cancer: evaluation of the kill zone. J Urol 2002;168:2401–2405.

103. Lui KW, Gervais DA, Arellano RA, Mueller PR. Radiofrecency ablation of renal cell carcinoma.

104. Ronald F. Zagoria ,MD Imaging- gaided radiofrequency ablation of renal masses.

105. Gervais DA, McGovern FJ, Wood BJ, et al. Radio-frequency ablation of renal cell carcinoma: early clinical experience. *Radiology* 2000; 217:665–672.

106. Mai KT, Alhalouly T, Lamba M, et al. Distribution of subtypes of metastatic renal-cell carcinoma: correlating findings of fine-needle aspiration biopsy and surgical pathology. *Diagn Cytopathol* 2003; 28:66–70.

107. Crapanzano JP. Fine-needle aspiration of renal angiomyolipoma: cytological findings and diagnostic pitfalls in a series of five cases. *Diagn Cytopathol* 2005; 32:53–57.

108. Castilla EA, Liou LS, Abrahams NA, et al. Prognostic importance of resection margin width after nephron-sparing surgery for renal cell carcinoma. *Urology* 2002; 60:993–997.

109. Gervais DA, Arellano RS, McGovern FJ, et al. Radiofrequency ablation of renal cell carcinoma: part 2, lessons learned with ablation of 100 tumors. *AJR Am J Roentgenol* 2005; 185:72–80.

110. Kam AW, Littrup PJ, Walther MM, et al. Thermal protection during percutaneous thermal ablation of renal cell carcinoma. *J Vasc Interv Radiol* 2004; 15:753–758.

111. Ahrar K, Matin S, Wallace MJ, et al. Percutaneous transthoracic radiofrequency ablation of renal tumors using an iatrogenic pneumothorax. *AJR Am J Roentgenol* 2005; 185:86–88.

112. Farrell MA, Charboneau WJ, DiMarco DS, et al. Imaging-guided radiofrequency ablation of solid renal tumors. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 180:1509–1513.

113. Merkle EM, Nour SG, Lewin JS. MR imaging follow-up after percutaneous radiofrequency ablation of renal cell carcinoma: findings in 18 patients during first 6 months. *Radiology* 2005; 235: 1065–1071.

114. Timothy W.I. Clark, MD, Steven F. Millward, MD, Debra A. Gervais, MD, S. Nahum Goldberg, MD, Clement J. Grassi, MD, Thomas B. Kinney, MD, David A. Phillips, MD, David Sacks, MD, and John F. Cardella, MD, for the Technology Assessment Committee of the Society of Interventional Radiology. Reporting Standards for Percutaneous Thermal Ablation of Renal Cell Carcinoma.

115. Microwave Tissue Ablation: Biophysics, Technology and Applications Christopher L. Brace, PhD Departments of Radiology and Biomedical Engineering, University of Wisconsin, 1111 Highland Ave, Room 1303, Madison, WI, USA 53705, clbrace@wisc.edu 608-262-41515.

116. Balanis, CA. Advanced engineering electromagnetics. New York: John Wiley & Sons; 1989.

117. Turner PF, Tumei A, Schaefermeyer T. Bsd-2000 approach for deep local and regional hyperthermia: physics and technology. *Strahlenther Onkol.* 1989; 165:738–741. [PubMed: 2814812]

118. Feldberg I, Cronin N. A 9.2 GHz microwave applicator for the treatment of menorrhagia. *IEEE MTT-S.* 1998; 2:755–758

119. Microwave Tumor Ablation: Mechanism of Action, Clinical Results and Devices Meghan G. Lubner, MD<sup>1</sup>, Christopher L Brace, PhD<sup>1,2,3</sup>, J. Louis Hinshaw, MD<sup>1</sup>, and Fred T. Lee Jr., MD<sup>1</sup>



120. Sun Y, Wang Y, Ni X, et al. Comparison of ablation zone between 915- and 2,450-MHz cooledshaft microwave antenna: results in in vivo porcine livers. *AJR Am J Roentgenol.* 2009; 192(2): 511–514.[PubMed: 19155418].

121. Microwave ablation technology: What every use should know  
Christopher L. Brace, PhD [Assistant Scientist]. From the Department of Radiology University of Wisconsin, Madison, WI 53792

122. Brace CL, Laeseke PF, Sampson LA, Frey TM, van der Weide DW, Lee FT Jr. Microwave Ablation with Multiple Simultaneously Powered Small-gauge Triaxial Antennas: Results from an in Vivo Swine Liver Model. *Radiology* 2007;244:151–156. [PubMed: 17581900]

123. Eric van Sonnenberg, William Mc Mullen, Luigi Solbiati Tumor Ablation Principles and Practise.

124. Strickland AD, Clegg PJ, Cronin NJ, Swift B, Festing M, West KP, Robertson GSM, et al. Experimental study of large-volume microwave ablation in the liver. *Br J Surg.* 2002; 89:1003– 1007. [PubMed: 12153625]

125. Hines-Peralta AU, Pirani N, Clegg P, Cronin N, Ryan TP, Liu Z, Goldberg SN. Microwave ablation: results with a 2.45-GHz applicator in ex vivo bovine and in vivo porcine liver. *Radiology.* 2006; 239:94–102. [PubMed: 16484351]

126. Kuang M, Lu MD, Xie XY, Xu HX, Mo LQ, Liu GJ, Xu ZF, et al. Liver cancer: increased microwave delivery to ablation zone with cooled-shaft antenna--experimental and clinical studies. *Radiology.* 2007; 242:914–924. [PubMed: 17229876]

127. Sato M, Watanabe Y, Ueda S, Iseki S, Abe Y, Sato N, Kimura S, et al. Microwave coagulation therapy for hepatocellular carcinoma. *Gastroenterology.* 1996; 110:1507–1514. [PubMed: 8613057]

128. Seki T, Wakabayashi M, Nakagawa T, Itho T, Shiro T, Kunieda K, Sato M, et al. Ultrasonically guided percutaneous microwave coagulation therapy for small hepatocellular carcinoma. *Cancer*. 1994; 74:817–825. [PubMed: 8039109]

129. Gu Z, Rappaport CM, Wang PJ, VanderBrink BA. A 2 1/4-turn spiral antenna for catheter cardiac ablation. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1999; 46:1480–1482. [PubMed: 10612906]

130. Brace CL, van der Weide DW, Lee FT, Laeseke PF, Sampson L. Analysis and experimental validation of a triaxial antenna for microwave tumor ablation. *IEEE MTT-S Int Microw Symp*. 2004; 3:1437–1440. [PubMed: 18079982]

131. Labonte S, Blais A, Legault S, Ali H, Roy L. Monopole antennas for microwave catheter ablation. *IEEE Trans Microwave Theory Tech*. 1996; 44:1832–1840.

132. de Sieyes DC, Douple EB, Strohbehn JW, Trembly BS. Some aspects of optimization of an invasive microwave antenna for local hyperthermia treatment of cancer. *Med Phys*. 1981; 8:174–183. [PubMed: 7322045]

133. Hurter W, Reinbold F, Lorenz W. A dipole antenna for interstitial microwave hyperthermia. *IEEE Trans Microwave Theory Tech*. 1991; 39:1048–1054.

134. Schaller G, Erb J, Engelbrecht R. Field simulation of dipole antennas for interstitial microwave hyperthermia. *IEEE Trans Microwave Theory Tech*. 1996; 44:887–895.

135. Longo I, Gentili G, Cerretelli M, Tosoratti N. A coaxial antenna with miniaturized choke for minimally invasive interstitial heating. *IEEE Trans Microwave Theory Tech.* 2003; 50:82–88.

136. Pisa S, Cavagnaro M, Bernardi P, Lin JC. A 915-MHz antenna for microwave thermal ablation treatment: physical design, computer modeling and experimental measurement. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2001; 48:599–601. [PubMed: 11341534]

137. Shock SA, Meredith K, Warner TF, et al. Microwave ablation with loop antenna: in vivo porcine liver model. *Radiology.* 2004; 231(1):143–149. [PubMed: 14990816]

138. Yu NC, Lu DS, Raman SS, et al. Hepatocellular carcinoma: microwave ablation with multiple straight and loop antenna clusters--pilot comparison with pathologic findings. *Radiology.* 2006; 239(1):269–275. [PubMed: 16493013]

139. Meredith K, Lee F, Henry MB, Warner T, Mahvi D. Microwave ablation of hepatic tumors using dual-loop probes: results of a phase I clinical trial. *J Gastrointest Surg.* 2005; 9(9):1354–1360. [PubMed: 16332494]

140. Kuang M, Lu MD, Xie XY, Xu HX, Mo LQ, Liu GJ, Xu ZF, et al. Liver cancer: increased microwave delivery to ablation zone with cooled-shaft antenna--experimental and clinical studies. *Radiology.* 2007; 242:914–924. [PubMed: 17229876]

141. Yeh MM, Trembly BS, Double EB, Ryan TP, Hoopes PJ, Jonsson E, Heaney JA. Theoretical and experimental analysis of air cooling for intracavitary microwave hyperthermia applicators. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1994; 41:874–882. [PubMed: 7959814]

142. Knavel, EM.; Sampson, LA.; Lubner, M.; Hinshaw, JL.; Andreano, A.; Lee, FT., Jr; Brace, CL. High-powered gas-cooled microwave ablation: Shaft cooling creates an effective stich zone without preserving peri-antenna tissue; World Conference on Interventional Oncology; Jun 9–12, 2010; Philadelphia, PA.

143. Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: iii. parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Phys. Med. Biol.* 1996; 41:2271–2293. [PubMed: 8938026]

144. Laeseke P, Sampson L, Lee FJ, Brace C. Spatially distributing power improves thermal profiles and reduces invasiveness. *J Intervent Oncol.* 2009; 2:13–18.

145. Lee JM, Han JK, Kim HC, Kim SH, Kim KW, Joo SM, Choi BI. Multiple-electrode radiofrequency ablation of in vivo porcine liver: comparative studies of consecutive monopolar, switching monopolar versus multipolar modes. *Invest Radiol.* 2007; 42:676–683. [PubMed: 17984764]

146. Laeseke PF, Sampson LA, Frey TM, Mukherjee R, Winter TC3, Lee FTJ, Brace CL. Multipleelectrode radiofrequency ablation: comparison with a conventional cluster electrode in an in vivo porcine kidney model. *J Vasc Interv Radiol.* 2007; 18:1005–1010. [PubMed: 17675619]

147. Laeseke PF, Sampson LA, Haemmerich D, Brace CL, Fine JP, Frey TM, Winter TC3, et al. Multiple-electrode radiofrequency ablation creates confluent areas of necrosis: in vivo porcine liver results. *Radiology.* 2006; 241:116–124. [PubMed: 16928978]

148. Wright AS, Lee FTJ, Mahvi DM. Hepatic microwave ablation with multiple antennae results in synergistically larger zones of coagulation necrosis. *Ann Surg Oncol*. 2003; 10:275–283. [PubMed: 12679313]

149. Simon CJ, Dupuy DE, Iannitti DA, Lu DSK, Yu NC, Aswad BI, Busuttill RW, et al. Intraoperative triple antenna hepatic microwave ablation. *AJR Am J Roentgenol*. 2006; 187:W333–W340. [PubMed: 16985103]

150. Microwave Tissue Ablation: Biophysics, Technology and Applications  
Christopher L. Brace, PhD Departments of Radiology and Biomedical Engineering, University of Wisconsin.

151. Microwave Tumor Ablation: Mechanism of Action, Clinical Results and Devices  
Meghan G. Lubner, MD<sup>1</sup>, Christopher L Brace, PhD<sup>1,2,3</sup>, J. Louis Hinshaw, MD<sup>1</sup>, and Fred T. Lee Jr., MD<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>Department of Radiology, University of Wisconsin-Madison  
<sup>2</sup>Department of Biomedical Engineering, University of Wisconsin-Madison  
<sup>3</sup>Department of Medical Physics, University of Wisconsin-Madison

152. Liang P, Wang Y, Yu X et al. Malignant liver tumors: treatment with percutaneous microwave ablation--complications among cohort of 1136 patients. *Radiology* 2009; 251(3):933-40.

153. Microwave ablation technology: What every use should know  
Christopher L. Brace, PhD [Assistant Scientist]<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>From the Department of Radiology University of Wisconsin, Madison, WI 53792153.

154. Microwave Ablation with a Single Small-Gauge Triaxial Antenna:  
In Vivo Porcine Liver Model  
Christopher L. Brace, PhD, Paul F. Laeseke, BS, Lisa A. Sampson, CVT, Tina M. Frey, RT (R), Daniel W. van der Weide, PhD, and Fred T. Lee Jr, MD<sup>20</sup>. Ahmed M, Liu Z, Afzal KS, Weeks D, Lobo SM,

Kruskal JB, Lenkinski RE, et al. Radiofrequency ablation: effect of surrounding tissue composition on coagulation necrosis in a canine tumor model. *Radiology*. 2004; 230:761–767. [PubMed: 14990840]

155. Lee JM, Youk JH, Kim YK, Han YM, Chung GH, Lee SY, Kim CS. Radiofrequency thermal ablation with hypertonic saline solution injection of the lung: ex vivo and in vivo feasibility studies. *Eur Radiol*. 2003; 13:2540–2547. [PubMed: 12707797]

156. Goldberg SN, Gazelle GS, Solbiati L, Rittman WJ, Mueller PR. Radiofrequency tissue ablation: increased lesion diameter with a perfusion electrode. *Acad Radiol*. 1996; 3:636–644. [PubMed: 8796727]

157. Livraghi T, Goldberg SN, Monti F, Bizzini A, Lazzaroni S, Meloni F, Pellicanò S, et al. Salineenhanced radio-frequency tissue ablation in the treatment of liver metastases. *Radiology*. 1997; 202:205–210. [PubMed: 8988212]

158. Goldberg SN, Stein MC, Gazelle GS, Sheiman RG, Kruskal JB, Clouse ME. Percutaneous radiofrequency tissue ablation: optimization of pulsed-radiofrequency technique to increase coagulation necrosis. *J Vasc Interv Radiol*. 1999; 10:907–916. [PubMed: 10435709]

159. Brace CL. Temperature-dependent dielectric properties of liver tissue measured during thermal ablation: toward an improved numerical model. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2008; 1:230–233. [PubMed: 19162635]

160. Bhardwaj N, Strickland AD, Ahmad F, Atanesyan L, West K, Lloyd DM. A comparative histological evaluation of the ablations produced by microwave, cryotherapy and radiofrequency in the liver. *Pathology*. 2009; 41:168–172. [PubMed: 19152189]

161. Laeseke PF, Lee FTJ, Sampson LA, van der Weide DW, Brace CL. Microwave ablation versus radiofrequency ablation in the kidney: high-power triaxial antennas create larger ablation zones than similarly sized internally cooled electrodes. *J Vasc Interv Radiol.* 2009; 20:1224–1229. [PubMed: 19616970]

162. Schepps JL, Foster KR. The uhf and microwave dielectric properties of normal and tumour tissues: variation in dielectric properties with tissue water content. *Phys Med Biol.* 1980; 25:1149–1159. [PubMed: 7208627]

163. Brace CL, Laeseke PF, Sampson LA, Frey TM, van der Weide DW, Lee FTJ. Microwave ablation with a single small-gauge triaxial antenna: in vivo porcine liver model. *Radiology.* 2007; 242:435– 440. [PubMed: 17255414]

164. Brace CL, Laeseke PF, Sampson LA, Frey TM, van der Weide DW, Lee FTJ. Microwave ablation with multiple simultaneously powered small-gauge triaxial antennas: results from an in vivo swine liver model. *Radiology.* 2007; 244:151–156. [PubMed: 17581900]

165. Strickland AD, Clegg PJ, Cronin NJ, Swift B, Festing M, West KP, Robertson GSM, et al. Experimental study of large-volume microwave ablation in the liver. *Br J Surg.* 2002; 89:1003– 1007. [PubMed: 12153625]

166. Liang P, Wang Y, Yu X, Dong B. Malignant liver tumors: treatment with percutaneous microwave ablation--complications among cohort of 1136 patients. *Radiology.* 2009; 251(3):933–940.[PubMed: 19304921]

167. Radiofrequency and microwave ablation of the liver, lung, kidney and bone: What are the differences: "Organ-specific thermal ablation"  
Christopher L. Brace, PhD [Assistant Scientist] Department of Radiology,  
University of Wisconsin, Madison, WI 53792

168. Hwang JJ, Walther MM, Pautler SE, et al. Radio frequency ablation of small renal tumors: intermediate results. *J Urol*. 2004; 171:1814–1818. [PubMed: 15076283]
169. Gervais DA, McGovern FJ, Arellano RS, McDougal WS, Mueller PR. Radiofrequency ablation of renal cell carcinoma: part 1, Indications, results, and role in patient management over a 6-year period and ablation of 100 tumors. *AJR Am J Roentgenol*. 2005; 185:64–71. [PubMed: 15972400]
170. Zagoria RJ, Traver MA, Werle DM, Perini M, Hayasaka S, Clark PE. Oncologic efficacy of CT guided percutaneous radiofrequency ablation of renal cell carcinomas. *AJR Am J Roentgenol*. 2007; 189:429–436. [PubMed: 17646471]
171. De Bazelaire C, Rofsky NM, Duhamel G, Michaelson MD, George D, Alsop DC. Arterial spin labeling blood flow magnetic resonance imaging for the characterization of metastatic renal cell carcinoma. *Acad Radiol*. 2005; 12:347–357. [PubMed: 15766695]
172. Schramm W, Yang D, Haemmerich D. Contribution of direct heating, thermal conduction and perfusion during radiofrequency and microwave ablation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2006; 1:5013–5016. [PubMed: 17946669]
173. Yu NC, Raman SS, Kim YJ, Lassman C, Chang X, Lu DS. Microwave liver ablation: influence of hepatic vein size on heat-sink effect in a porcine model. *J Vasc Interv Radiol*. 2008; 19:1087–1092. [PubMed: 18589324]
174. Wright AS, Sampson LA, Warner TF, Mahvi DM, Lee FT Jr. Radiofrequency versus microwave ablation in a hepatic porcine model. *Radiology*. 2005; 236:132–139. [PubMed: 15987969]
175. Microwave ablation versus radiofrequency ablation in the kidney: high-power triaxial antennas create larger ablation zones than similarly sized internally cooled electrodes PF Laeseke<sup>1</sup>, FT Lee Jr<sup>1</sup>, LA Sampson<sup>1</sup>, DW van



der Weide<sup>2</sup>, and CL Brace<sup>1</sup> <sup>1</sup>University of Wisconsin Departments of Radiology <sup>2</sup>Electrical and Computer Engineering

176. Clark PE, Woodruff RD, Zagoria RJ, Hall MC. Microwave ablation of renal parenchymal tumors before nephrectomy: phase I study. *AJR Am J Roentgenol.* 2007; 188:1212–1214. [PubMed: 17449761]

177. Liang P, Wang Y, Zhang D, Yu X, Gao Y, Ni X. Ultrasound guided percutaneous microwave ablation for small renal cancer: initial experience. *J Urol.* 2008; 180:844–848. [PubMed: 18635230].

178. Muto G, Castelli E, Migliari R et al. Laparoscopic microwave ablation and enucleation of small renal masses: preliminary experience. *Eur Urol* 2011; 60(1):173-6.

179. Bai J, Hu Z, Guan W et al. Initial experience with retroperitoneoscopic microwave ablation of clinical T(1a) renal tumors. *J Endourol* 2010; 24(12):2017-22.

180. Castle SM, Salas N, Leveillee RJ. Initial experience using microwave ablation therapy for renal tumor treatment: 18-month follow-up. *Urology* 2011; 77(4):792-7.

181. Thanos L, Mylona S, Kokkinaki A, Galani P, Ntai S, Pomoni M: Percutaneous Radiofrequency Ablation of Renal Cell Carcinomas in Patients with Solitary Kidney: Six years experience. *BJR* (2003); 41(5): 1053-65

Σύγκριση MCW και RFA νεοπλασμάτων νεφρού.