



ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ

**«Προηγμένα Συστήματα και Μέθοδοι στη Βιοϊατρική
Τεχνολογία»**

**ΜΕΛΕΤΗ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ ΜΕ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ
ΤΡΑΝΖΙΣΤΟΡ ΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΠΕΔΙΟΥ ΜΕ ΗΜΙΑΓΩΓΙΜΟ
ΟΞΕΙΔΙΟΥ ΤΟΥ ΜΕΤΑΛΛΟΥ / ΠΥΡΙΤΙΟΥ (MOSFETs)**

ΕΦΡΑΙΜΙΔΗΣ ΔΗΜΗΤΡΗΣ
Αριθμός Μητρώου: 1805

Επιβλέπων Καθηγητής
Νεκτάριος Καλύβας, Αναπληρωτής Καθηγητής

Αιγάλεω 2021

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

1. Νεκτάριος Καλύβας (Επιβλέπων Καθηγητής)

2. Ιωάννης Βαλαής

3. Αικατερίνη Σκουρολιάκου

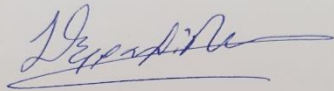
ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος Εφραιμίδης Δημήτριος του Λαζάρου, με αριθμό μητρώου 1805 φοιτητής του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών Προηγμένα Συστήματα και Μέθοδοι στη Βιοϊατρική Τεχνολογία του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι:

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

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

Ο Δηλών



ΕΦΡΑΙΜΙΔΗΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η δοσιμετρία είναι η επιστήμη η οποία ασχολείται αποκλειστικά με τις μετρήσεις των ιοντίζουσων ακτινοβολιών και είχε ως βασικό σκοπό την μέτρηση αλλά και την ανίχνευση των ακτινοβολιών, που αδημονούν κινδύνους ακόμη και σε μικρές ποσότητες. Για την καταγραφή της δόσης ακτινοβολίας όταν γίνεται λόγος για εξωτερική ακτινοβολία χρησιμοποιούνται οι παθητικοί ανιχνευτές, γνωστοί ως δοσίμετρα. Το προσωπικό ή ακόμη και ο ασθενής που θα εκτεθούν σε ακτινοβολία κάνουν χρήση των δοσιμέτρων τοποθετώντας τα σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος. Υπάρχουν τρεις κατηγορίες στις οποίες ταξινομούνται τα δοσίμετρα ακτινοβολίας και σε κάθε κατηγορία υπάρχουν πολλά είδη δοσιμέτρων όπου το καθένα έχει τη δική του μέθοδο λειτουργίας.

Στόχος της παρούσας εργασίας είναι η μελέτη των δοσιμέτρων που χρησιμοποιούν τεχνολογία τρανζίστορ επίδρασης πεδίου με ημιαγώγιμο οξειδίου του μετάλλου / πυριτίου και είναι γνωστά ως MOSFETs. Τα τρανζίστορ MOS είναι απαραίτητο να είναι τύπου n ή p ώστε να χρησιμοποιηθούν για την ανίχνευση και την καταγραφή των ακτινοβολιών ενώ αυτά που χρησιμοποιούνται πιο συχνά είναι p-τύπου. Τα δοσίμετρα MOSFET αποτελούνται από δύο μέρη. Το ένα μέρος τους είναι ο αναγνώστης που είναι ένα ψηφιακό κύκλωμα και το δεύτερο μέρος είναι τα τρανζίστορ MOS τα οποία ανιχνεύουν την ακτινοβολία.

Στο τέλος πραγματοποιήσαμε μια έρευνα πάνω στις πειραματικές μελέτες που έχουν γίνει από το 1997 ως σήμερα και έχουν ως κύριο θέμα τους τα δοσίμετρα MOSFET.

ABSTRACT

Dosimetry is the science that deals exclusively with the measurement of ionizing radiation and has as main purpose the measurement but also the detection of radiations, which has risks even in small quantities. Passive detectors, known as dosimeters, are used to record the radiation dose when it comes to external radiation. The staff or even the patient who will be exposed to radiation make use of the dosimeters by placing them in specific parts of the body. There are three categories in which radiation dosimeters are classified and in each category there are many types of dosimeters where each has its own method of operation. The aim of the present work is to study the dosimeters using field effect transistor technology with semiconductor metal oxide / silicon and are known as MOSFETs. MOS transistors need to be n or p type to be used to detect and record radiation while the most commonly used are p-type. MOSFET dosimeters consist of two parts. One part of them is the reader which is a digital circuit and the second part is the MOS transistors which detect the radiation.

Finally, we conducted a research on the experimental studies that have been done from 1997 until today and their main topic is the MOSFET dosimeters.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η εκπόνηση της συγκεκριμένης Διπλωματικής Εργασίας έγινε κατόπιν ενδιαφέρουσας μελέτης και έρευνας και αποτελεί την ολοκλήρωση των σπουδών μου στο Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών Προηγμένα συστήματα και Μέθοδοι στη Βιοϊατρική Τεχνολογία. Για την συγγραφή της ακόλουθης Διπλωματικής Εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα Καθηγητή μου κύριο Νεκτάριο Καλύβα για την καθοδήγηση και την βοήθειά του κατά την διάρκεια συγγραφής της, καθώς και για τις συμβουλές του καθ' όλη την διάρκεια των σπουδών μου.

Επιπλέον , θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου Λάζαρο και Ιωάννα για την στήριξη και την συμπαράστασή τους από το προπτυχιακό μου μέχρι σήμερα . Τέλος, ένα μεγάλο ευχαριστώ στην σύζυγο μου Γκαλάπη Γεωργία για την πολύτιμη βοήθεια και την ηθική υποστήριξη που μου προσέφερε αυτά τα χρόνια.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Πίνακας περιεχομένων

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	4
ABSTRACT	5
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	6
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....	7
ΕΙΚΟΝΕΣ	8
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	9
1 Δοσιμετρία.....	10
2 Είδη Δοσιμετρίας.....	11
3 Δοσίμετρα MOSFET	13
3.1 Χαρακτηριστικά MOSFET.....	13
3.2 Πλεονεκτήματα-Μειονεκτήματα	15
4 Προτεινόμενη Συνδεσμολογία	16
5 Ανάπτυξη Δοσιμέτρων Mosfet	18
6 Δημοσιεύσεις τα τελευταία χρόνια που ασχολούνται με δοσίμετρα mosfet	50
7 Πιθανά προβλήματα και προτάσεις βελτίωσης.....	51
8 Πατέντες	52
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	54
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	55

ΕΙΚΟΝΕΣ

Εικόνα 1 Δομή MOSFET	14
Εικόνα 2 Δημοσιεύσεις μελετών MOSFET ανά χρονολογία	50

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στόχος της παρούσας εργασίας είναι η μελέτη των δοσιμέτρων που χρησιμοποιούν τεχνολογία τρανζίστορ επίδρασης πεδίου με ημιαγωγίμο οξειδίου του μετάλλου / πυριτίου και είναι γνωστά ως MOSFETs.

Το πρώτο κεφάλαιο της εργασίας αφορά γενικά την επιστήμη της δοσιμετρίας και σε ποιους τομείς δραστηριοποιείται. Στο δεύτερο κεφάλαιο αναλύονται μέσα σε λίγες γραμμές περιληπτικά τα είδη δοσιμετρίας που χρησιμοποιούνται ευρέως. Έπειτα στο τρίτο κεφάλαιο επικεντρωνόμαστε στα δοσίμετρα MOSFET και αναφέρονται τα κύρια χαρακτηριστικά τους, ο τρόπος λειτουργίας τους και τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα που εμφανίζουν κατά της χρήση τους. Στο τέταρτο κεφάλαιο προτείνεται εν συντομία ένα σύστημα δοσιμετρίας με τα ηλεκτρονικά του μέρη. Στην συνέχεια στο πέμπτο κεφάλαιο γίνεται μια έρευνα πάνω στις πειραματικές μελέτες που έχουν γίνει από το 1997 ως σήμερα και έχουν ως κύριο θέμα τους τα δοσίμετρα MOSFET για χρήση στην ιατρική απεικόνιση. Στο έκτο κεφάλαιο παρουσιάζεται ένα γράφημα σχετικά με τις δημοσιεύσεις που έχουν ως αντικείμενο τα MOSFET δοσίμετρα ενώ στο έβδομο κεφάλαιο υπάρχουν τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας. Στο όγδοο κεφάλαιο αναφέρονται κάποιες πατέντες δοσιμέτρων MOSFET. Το τελευταίο κεφάλαιο της διπλωματικής εργασίας είναι οι βιβλιογραφικές πηγές και γενικότερα όλες οι αναφορές που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη μας.

1 Δοσιμετρία

Η επιστήμη που ασχολείται αποκλειστικά με τις μετρήσεις των ιοντίζουσων ακτινοβολιών είναι η δοσιμετρία και έχει ως βασικό σκοπό την μέτρηση και ανίχνευση των ακτινοβολιών.

Για την καταγραφή της δόσης ακτινοβολίας από εξωτερική ακτινοβολία χρησιμοποιούνται παθητικοί ανιχνευτές, γνωστά ως δοσίμετρα. Ο εργαζόμενος ο οποίος θα εκτεθεί σε ακτινοβολία χρησιμοποιεί τα δοσίμετρα σε συγκεκριμένα σημεία του σώματός του.

Ένα δοσίμετρο ακτινοβολίας είναι μια συσκευή που μετρά και αξιολογεί κατόπιν βαθμονόμησης ένα μέγεθος ακτινοβολίας όπως την έκθεση ακτινοβολίας ή το air kerma. Αποτελείται από το θάλαμο μέτρησης δόσης μαζί με ένα σύστημα ανάγνωσης (reader). Η τιμή και οι μονάδες της ποσότητας που αναγράφει το σύστημα ανάγνωσης προκύπτουν μετά από κατάλληλη βαθμονόμηση με γνωστή πηγή ακτινοβολίας, ανάλογα με το είδος του δοσιμέτρου. Για αυτό το λόγο είναι απαραίτητο το δοσίμετρο να πληρεί κάποιες συγκεκριμένες προϋποθέσεις, ώστε να ανταποκρίνεται στις απαιτήσεις της εφαρμογής για την οποία θα χρησιμοποιηθεί με μεγάλη επιτυχία.

(1)

2 Είδη Δοσιμετρίας

Υπάρχουν τρεις κατηγορίες δοσιμέτρων ακτινοβολίας: α) Αυτά που εμπεριέχουν την δυνατότητα μέτρησης φάσματος, β) αυτά που μετρούν το ρυθμό έκθεσης ή δόσης και γ) τα δοσίμετρα ολοκληρωτικού τύπου, που καταγράφουν την συνολική δόση. Κάθε τύπος δοσιμέτρου έχει δικιά του οργανολογία, ενώ δεν είναι σπάνιο κάποιες τεχνολογίες να δίνουν την δυνατότητα και των τριών μετρήσεων. (1)

- **Δοσιμετρία με ανιχνευτές αερίου**

Αυτά περιλαμβάνουν θαλάμους που έχουν εγκλωβισμένο αδρανές αέριο σε διαφορά δυναμικού. Μετά από την έκθεση με την ιοντίζουσα ακτινοβολία, το αέριο ιονίζεται και τα ιόντα που βρίσκονται κάτω από την επίδραση του ηλεκτρικού πεδίου, κατευθυνόμενα προς τα αντίστοιχα ηλεκτρόδια. Η μεταβολή του δυναμικού των ηλεκτροδίων αποτελεί ένδειξη του αριθμού ιονισμών που παράχθηκαν και της δόσης ακτινοβολίας. Τα δοσίμετρα ανάλογα με την τάση πόλωσης χωρίζονται σε αναλογικούς απαριθμητές ή σε απλούς θαλάμους ιονισμού ή σε ανιχνευτές Geiger – Mueller. (2)

- **Δοσιμετρία με σπινθηριστές**

Οι συγκεκριμένες συσκευές αποτελούνται από ένα κρύσταλλο σπινθηριστή (συνήθως NaI) και ένα φωτοπολλαπλασιαστή και η αρχή λειτουργίας τους είναι όμοια με την ανίχνευση ισοτόπων σε μία γάμμα κάμερα. Όταν η ιοντίζουσα ακτινοβολία απορροφηθεί στο σπινθηριστή, θα παραχθεί φώς το οποίο κατά την έξοδο του από τον κρύσταλλο του σπινθηριστή θα προσπέσει πάνω στη φωτοκάθοδο του φωτοπολλαπλασιαστή και θα παραχθούν ηλεκτρόνια. Ο αριθμός ηλεκτρονίων που παράγεται μπορεί να συσχετιστεί με την ιοντίζουσα ακτινοβολία που απορροφήθηκε. Δεδομένης της ύπαρξης πολλών δυνόδων στον πολλαπλασιαστή, το ανωτέρω σύστημα μπορεί να ανιχνεύσει ακτινοβολία μικρής έντασης. Οι παραπάνω ανιχνευτές χρησιμοποιούνται για μεγάλο εύρος ενεργειών, αλλά είναι πιο ακριβοί και η διάρκεια χρήσης τους εξαρτάται από την ποιότητα των ηλεκτρονικών και τα πιθανά υγρασκοπικά χαρακτηριστικά του σπινθηριστή. (2)

- **Φωτογραφική δοσιμετρία**

Η ακτινογραφία φιλμ βρίσκει πλέον εφαρμογή κυρίως στην ακτινοθεραπεία μικρών πεδίων όπου δεν μπορούν να κατασκευαστούν αξιόλογα δοσίμετρα μικρών διαστάσεων. Τα τελευταία χρόνια με την ανάπτυξη της τεχνολογίας των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων τείνει να καταργηθεί. (3)

- **Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας**

Τα Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs) χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση δόσης από πολύ χαμηλές (δοσιμετρία περιβάλλοντος) σε πολύ υψηλές (ακτινοθεραπεία-ακτινοδιάγνωση). Η αρχή λειτουργίας τους βασίζεται στην απορρόφηση και αποθήκευση της ενέργειας από την ιοντίζουσα ακτινοβολία την οποία την μετατρέπουν σε φωτεινή ακτινοβολία μετά την θέρμανσή τους. (2)

- **Ανιχνευτές στερεάς κατάστασης**

Τα δοσίμετρα ημιαγωγών πραγματοποιούν την ανίχνευση της ακτινοβολίας κάνοντας χρήση κρυστάλλους πυριτίου. Κατά το πέρασμα της ακτινοβολίας από το σώμα του ημιαγωγού δημιουργούνται ζεύγη ηλεκτρονίου-οπής και λόγω της εξωτερικής διαφοράς δυναμικού που επικρατεί, οι φορείς που έχουν δημιουργηθεί κατευθύνονται στα άκρα του αγωγού. Με αυτό τον τρόπο στα άκρα του κρυστάλλου δημιουργούνται παλμοί που μπορούν να συσχετιστούν με την ακτινοβολία (2)

3 Δοσίμετρα MOSFET

Σε ένα MOS transistor η τάση κατωφλίου κατά την έκθεση του σε ιοντίζουσα ακτινοβολία μεταβάλλεται. Αυτή η ιδιότητα επιτρέπει τη χρήση των MOS τρανζίστορ για την ανίχνευση ιοντίζουσων ακτινοβολιών. Με τον όρο MOSFET δοσίμετρα εννοούμε τα RADFETs. Ουσιαστικά το RADFET (MOSFET radiation dosimeter) είναι ίδιο με το MOSFET τρανζίστορ με την μόνη διαφορά στο ότι το πάχος του οξειδίου είναι πιο μεγάλο. Τα MOSFET παρουσιάζουν ευαισθησία σε διάφορων τύπων και ενεργειών ακτινοβολιών, όπως φωτόνια από 1 keV ως 25 MeV, ηλεκτρόνια από 30 keV ως 30 MeV, πρωτόνια από 30 MeV ως 40 MeV καθώς επίσης και βαρέα ιόντα. Τα τρανζίστορ MOS που χρησιμοποιούνται πιο συχνά είναι τύπου-p. Τα δοσίμετρα με ανιχνευτές MOSFET αποτελούνται από τον αναγνώστη, που είναι ουσιαστικά ένα ψηφιακό κύκλωμα και τον αισθητήρα που αποτελεί το υλικό του ημιαγωγού (1).

3.1 Χαρακτηριστικά MOSFET

- **Τάση Κατωφλίου**

Σε ένα τρανζίστορ MOS η τάση κατωφλίου V_T ορίζεται η τάση για την οποία το ρεύμα μεταξύ της πηγής και του απαγωγού ενός στοιχείου MOS έχει τιμές πολύ κοντά στο μηδέν. Η τάση κατωφλίου εξαρτάται από [3]:

- A) Το είδος και το πάχος του υλικού από το οποίο έχει κατασκευαστεί η πύλη και ο μονωτής της πύλης
- B) Τη τάση που υπάρχει μεταξύ της πηγής και του υποστρώματος και την συγκέντρωση των προσμίξεων στο κανάλι

- **Αρχή λειτουργίας**

Κατά την πρόσπτωση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας πάνω στο τρανζίστορ MOSFET έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία ζεύγη ηλεκτρονίων-οπών. Το ευαίσθητο σημείο ενός τρανζίστορ MOSFET όταν εκτίθεται σε ακτινοβολία είναι το μονωτικό στρώμα της πύλης.

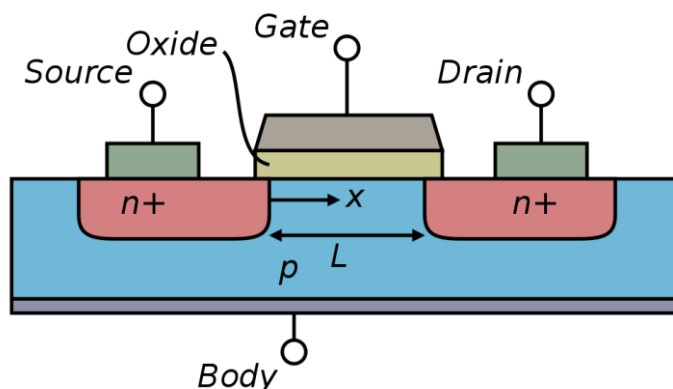
Κάποια από τα ζεύγη ηλεκτρονίων ανανεώνονται ξανά και αυτό οφείλεται στην ένταση του ηλεκτρικού πεδίου που υπάρχει στο μονωτικό στρώμα της πύλης. Ενώ τα ηλεκτρόνια των ζευγών που δεν πραγματοποιούν την επανένωση βγαίνουν από το οξείδιο της πύλης με μεγάλη ταχύτητα και αντίθετα οι οπές των ζευγών κινούνται

αργά προς την κάθοδο. Στην κάθοδο υπάρχει μια στενή περιοχή όπου εγκλωβίζονται αυτές οι οπές με αποτέλεσμα να παίρνουν την θέση παλαιότερων παγιδευμένων οπών, οι οποίες είχαν πάρει την θέση αυτή όταν σχηματίστηκε το μονωτικό στρώμα οξειδίου της πύλης. Σε εκείνη την φάση πραγματοποιείται η συσσώρευση του θετικού φορτίου με αποτέλεσμα την αύξηση της τάσης του κατωφλίου.

Η δημιουργία ενός θετικού φορτίου έχει ως αποτέλεσμα στο τρανζίστορ MOSFET την μετατόπιση της τάσης κατωφλίου V_T κατά ΔV_T . (3)

Το πόσο μεταβάλλεται εξαρτάται από τους παρακάτω παράγοντες:

- A) Την δόση της ακτινοβολίας που πέφτει πάνω στο MOSFET
- B) Την πόλωση της πύλης κατά την ακτινοβόλησή του
- Γ) Το πόσο λεπτό είναι το μονωτικό στρώμα οξειδίου της πύλης και
- Δ) Την ενέργεια της ακτινοβολίας



Εικόνα 1 Δομή MOSFET

(https://simple.wikipedia.org/wiki/MOSFET#/media/File:Lateral_mosfet.svg)

- **Μέθοδοι ακτινοβόλησης**

Η ακτινοβόληση μπορεί να γίνει με δύο διαφορετικούς τρόπους είτε με πόλωση είτε χωρίς πόλωση όπου η πηγή ρεύματος απομονώνεται από τον αισθητήρα κατά την διάρκεια της ακτινοβόλησης των αισθητήρων.

Biased Mode - Πολωμένη λειτουργία

Οι τιμές που καταγράφονται κατά την ακτινοβόληση με μικρές τιμές δόσεων παρουσιάζουν μια γραμμικότητα. Αντίθετα όταν παρατηρείται αυξημένη γραμμικότητα αυτό δείχνει την υψηλή ευαισθησία των τρανζίστορ και το πόσο

ευάλωτη είναι η τάση κατωφλίου τους η οποία μεταβάλλεται συνεχώς κατά την έκθεση σε μικρού πλήθους ακτινοβολιών.

Η υλοποίηση αυτή της λειτουργίας γίνεται πολύ απλά με το να βραχυκυκλώσει κάποιος τους ακροδέκτες του MOSFET.

Unbiased Mode - Μή πολωμένη λειτουργία

Στην μη πολωμένη λειτουργία υπάρχει η δυνατότητα να γίνει λήψη τιμών δόσεων ακτινοβολίας με μικρότερη ακρίβεια σε σχέση με την πολωμένη λειτουργία διότι υπάρχει μικρότερη ευαισθησία και αυτό το συμπεραίνει κανείς από την καμπύλη τιμών που είναι σχεδόν μη γραμμική. Σε αντίθεση με την πολωμένη λειτουργία εδώ δεν υπάρχει βραχυκύκλωμα στους ακροδέκτες ενώ η πύλη παρουσιάζει μια σταθερή τάση εξόδου λόγω της σταθερής τάσης που παρέχεται σε αυτήν.

Η συγκεκριμένη μέθοδος χρησιμοποιείται σε εφαρμογές που είναι επιθυμητή η μη ύπαρξη τροφοδοσίας. Όσον αφορά την μικρή ευαισθησία αυτό είναι κάτι που μπορεί να διορθωθεί με την μείωση του πάχους του οξειδίου και ταυτόχρονα θα υπάρξει αύξηση της ευαισθησίας. (4)

3.2 Πλεονεκτήματα-Μειονεκτήματα

Τα δοσίμετρα MOS παρουσιάζουν μεγάλη ευαισθησία σε πολλούς τύπους ενεργειών και συγκεκριμένα σε τιμές ενέργειας που είναι μικρότερες από 10 keV η ευαισθησία είναι μεγαλύτερη. Επίσης έχουν μικρές διαστάσεις και είναι ελαφριά τρανζίστορ. Έχουν ανθεκτικότητα στην υγρασία, στην υψηλή θερμοκρασία και δεν επηρεάζονται σημαντικά από την ατμοσφαιρική πίεση. Επιπλέον η τεχνολογία των ημιαγωγών είναι πλέον αρκετά ώριμη ώστε να δίνει προϊόντα σε χαμηλό κόστος (5). Μειονέκτημα των δοσιμέτρων είναι η πιθανή εξάρτηση τους από την ποιότητα των ηλεκτρονικών και από τη σταθερότητα των ηλεκτρικών συνδέσεων

4 Προτεινόμενη Συνδεσμολογία

Για την ανάπτυξη μιας συσκευής δοσιμετρίας είναι απαραίτητο οι διαστάσεις της να μην είναι μεγάλες, να έχει χαμηλή ενεργειακή κατανάλωση, να χαρακτηρίζεται από υψηλή διακριτική ικανότητα και να έχει την δυνατότητα να λειτουργεί αυτόνομα. Επιπλέον, είναι απαραίτητο να έχει σταθερό ρεύμα έντασης 100 μA κάτι που βοηθάει στην πόλωση των τρανζίστορ ώστε να μπορούν να μετράνε τις μικρές μεταβολές της τάσης.

Ειδικότερα, μια συσκευή δοσιμετρίας θα πρέπει να έχει μια οθόνη όπου θα εμφανίζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων και να υπάρχει δυνατότητα λειτουργίας του με μπαταρία διότι θα πρέπει να είναι φορητό.

Στο κύκλωμα της συσκευής είναι απαραίτητη η χρήση ενός μικροελεγκτή και ενός μετατροπέας ADC 18 bit. Τα δύο αυτά ηλεκτρονικά είναι απαραίτητα ώστε να επιτευχθούν μεγάλη ανάλυση και ακριβή αποτελέσματα των μετρήσεων. Επιπροσθέτως, το κύκλωμα θα πρέπει να διαθέτει δυο αισθητήρες MOSFET (τρανζίστορ) και έναν αισθητήρα θερμοκρασίας (τρανζίστορ). Τα τρανζίστορ MOSFET και θερμοκρασίας θα λαμβάνουν τιμές ανά τακτά χρονικά διαστήματα όπου αυτά θα καθορίζονται από τον χρήστη μέσω προγράμματος. Ο αισθητήρας θερμοκρασίας σε ένα δοσίμετρο παρέχει μεγάλη ακρίβεια στα αποτελέσματα. Η τάση εξόδου του αισθητήρα είναι γραμμική και μετράει την θερμοκρασία σε βαθμούς κελσίου ενώ δεν απαιτείται η βαθμονόμηση του αισθητήρα. Ο αισθητήρας θερμοκρασίας όπως και τα τρανζίστορ MOSFET θα συνδέονται με το μικροελεγκτή.

Τα αποτελέσματα μετά το τέλος κάθε μέτρησης θα πρέπει να αποθηκεύονται. Για την αποθήκευση θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί μια εξωτερική μνήμη διότι η εσωτερική μνήμη που διαθέτει ο μικροελεγκτής δεν έχει αρκετό χώρο με αποτέλεσμα μετά από κάποιο αριθμό μετρήσεων αυτές να χάνονται.

Επιπροσθέτως, στο κύκλωμα δοσιμετρίας είναι απαραίτητα άλλα δύο εξαρτήματα τα οποία είναι ένας καταχωρητής ολίσθησης και ένας timer. Ο καταχωρητής ολίσθησης είναι χρήσιμος για τον έλεγχο στους ηλεκτρομηχανικούς διακόπτες τους συστήματος ενώ το timer θα ενημερώνει το χρήστη για την ημερομηνία και την ώρα.

Κάποια ηλεκτρονικά εξαρτήματα που έχουν χρησιμοποιηθεί από προηγούμενες έρευνες και είναι ιδανικά για χρήση σε ένα σύστημα δοσιμετρίας είναι:

- Μικροελεγκτής Atmega328P που χρησιμοποιεί τεχνολογία CMOS και είναι 8 bit.
- Μετατροπέας αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (ADC) MAX132
- Εξωτερικής μνήμη microSD
- Ρολόι πραγματικού χρόνου (RTC) το ολοκληρωμένο DS1306
- Καταχωρητής ολίσθησης το ολοκληρωμένο CD4094BE
- Αισθητήρας θερμοκρασίας LM35

5 Ανάπτυξη Δοσιμέτρων Mosfet

Ο M. Jung et. al. 1998 (6) ερεύνησαν την θεωρητική απόδοση ηλεκτρικού ρεύματος των ανιχνευτών πυριτίου σε μικτά πεδία n (νετρονίων) και ακτίνων- γ για πολύ γρήγορες δέσμες νετρονίων. Πραγματοποίησαν μια θεωρητική προσέγγιση για τη δοσιμέτρηση σε πεδία υψηλής ενέργειας σε πραγματικό χρόνο των δεσμών νετρονίων. Λειτουργώντας σε θερμοκρασία δωματίου, ο ανιχνευτής είναι ένας αντίστροφα πολωμένος κόμβος πυριτίου. Η μέτρηση του σήματος υλοποιείται μέσω μέτρησης ρεύματος για την οποία η διαρροή ρεύματος του αισθητήρα θέτει το όριο του ανιχνευτή σε ένα εύρος με τιμή 1 Sv/s για κάθε δόση. Η ενεργειακή απόκριση του δοσιμέτρου λειτουργεί ως συνάρτηση της θωράκισης, που αποτελείται από μετατροπείς νετρονίων πολυαιθυλενίου και χαρακτηριστικά διόδων και μπορεί να παρέχει μέτρηση νετρονίων ισοδύναμη των ιστών χωρίς να επηρεάζεται αισθητά από το υπόβαθρο των φωτονίων ακτίνας γ . Για τον θεωρητικό υπολογισμό της απόδοσης του ρεύματος της συσκευής που ακτινοβολήθηκε από μονοενεργειακή ακτινοβολία (n ή γ) χρησιμοποιήθηκαν 2 κώδικες Monte Carlo. Ο ένας για τα φωτόνια (MCGET) του υποβάθρου και ο άλλος για τα νετρόνια (SEMIC).

Ο ανιχνευτής είναι τύπου N, υψηλής αντίστασης πολωμένο κόμβου στα 3.6V αρκετός για να εξαντλήσει ένα στρώμα των 30 μm . Η αποκοπή ενός ύψους παλμού βοηθάει στην απομάκρυνση του σήματος του υποβάθρου των ακτίνων γ και επιτρέπει την παρακολούθηση υψηλής ευαισθησίας. Στην περίπτωση της μέτρησης ρεύματος από όλα τα παραγόμενα φορτία, μόνος ένας πολύ ισχυρός αισθητήρας θωράκισης βοηθάει στην αποφυγή ανίχνευσης φωτονίων. Συμπερασματικά η προσέγγιση της δόσης περιβάλλοντος σε πραγματικό χρόνο ενός επιταχυνόμενου νετρονίου παρουσιάζεται με ισοδύναμου ρυθμού διόδους πυριτίου. Χρησιμοποιώντας παρόμοιους δοσιμετρητές η σύγκριση της ευαισθησίας σε ρεύματα παρόμοιου επιπέδου για ακτίνες γ είναι εφικτή (0,6 nA για κάθε Sv/s). Εφαρμόζοντας ημιαγωγούς στη μέτρηση ρεύματος, αλλάζουν τα όρια ανίχνευσης σε 1 Sv/s ρυθμό δόσης, εξαιτίας της διαρροής ρεύματος αρκετών nA. Είναι φανερό η δυσκολία μέσα σε ένα ευρύ φάσμα ενεργειών να βρεθεί μια ακριβής μέτρηση δόσης ισοδύναμου ρυθμού. Συσχετίζοντας την απόκριση των 3 αισθητήρων, ο ένας από τους οποίους αφαιρεί το υπόβαθρο των ακτίνων γ , μπορεί να υπολογισθεί με τη δόση από νετρόνια. Η βελτίωση στην ακρίβεια της δόσης επιτυγχάνεται όταν το σήμα των φωτονίων είναι

αμελητέο και ο συνδυασμός των δύο αποκρίσεων παρέχει την πληροφορία για τη μέση ενέργεια των νετρονίων.

Ο S.L. Dong et. al. 2002 (7) πραγματοποίησαν έρευνα πάνω στην εκτίμηση της μέσης αδενικής δόσης (ESAK) στη μαστογραφία (Breast entrance skin air kerma) με χρήση MOSFET. Η ανάγκη για την έρευνα έγινε απαραίτητη εξαιτίας της πιθανής σχέσης της ακτινοβολίας με καρκινογενέσεις κυρίως στην περίπτωση των μαστογραφιών. Με χρήση υψηλής ευαισθησίας δοσομετρική MOSFET έγινε μέτρηση του ESAK ανά μαστογραφική προβολή. Η γραμμικότητα ανάμεσα την απόκριση του σήματος και την ευαισθησία ήταν σε εξαιρετικά επίπεδα, η ενεργειακή εξάρτηση ήταν μικρότερη από 3%. Το υψηλής ευαισθησίας δοσίμετρο MOSFET έχει πολλά πλεονεκτήματα, όπως το μικρό μέγεθος που δεν αλλοιώνει την ποιότητα εικόνας της μαστογραφίας. Για καλύτερη αξιολόγηση των μετρήσεων των MOSFET, χρησιμοποιήθηκαν 2 διαφορετικές προσεγγίσεις. Η μία υπολόγιζε τις τιμές με βάση τον τύπο που προερχόταν από την παρούσα έρευνα και η δεύτερη ήταν οι τιμές εξόδου σύμφωνα με τα αρχεία έκθεσης των ασθενών, υπολογισμένες από θάλαμο ιονισμού. Για καλύτερη και πιο αξιόπιστη μέτρηση η μέση τιμή της απόκρισης των MOSFET υπολογίστηκε, αφού και τα 5 δοσίμετρα ακτινοβολήθηκαν ταυτόχρονα. Οι τιμές απόκρισης ήταν σχεδόν σταθερές και κινήθηκαν στο εύρος 25-30 kV. Οι αποκρίσεις των δόσεων, εντός των περιοχών μαστογραφίας ήταν σχεδόν γραμμικές, όμως στις χαμηλές τιμές δόσεις η ευαισθησία δεν ήταν σταθερή. Γεγονός το οποίο μπορεί να επηρεάσει την ακρίβεια των μετρήσεων για λεπτότερο σε πάχος μαστό.

Τα υψηλής ευαισθησίας συστήματα MOSFET παρείχαν πάρα τη σχετική αβεβαιότητα ακριβή παρακολούθηση για τις τιμές ESAK. Η μέση τιμή πάχους μαστού των 120 ασθενών ήταν στα 37 mm, τιμή η οποία είναι πολύ μικρότερη από την αντίστοιχη μέση τιμή για τις γυναίκες του δυτικού κόσμου. Η ανάγκη για μια έρευνα που θα αφορά την σχέση των μαστικών αδένων με την πυκνότητα του μαστού είναι απαραίτητο να υλοποιηθεί στο μέλλον.

Ο Tsang Cheung et. al. 2005 (8) πραγματοποίησαν μια πειραματική μελέτη πάνω στη μέτρηση της χαμηλής δόσης με MOSFET δοσίμετρα υψηλής ενέργειας στην ακτινοθεραπεία.

Τα δοσίμετρα MOSFET έχουν την ικανότητα να μετρούν χαμηλές θεραπευτικές δόσεις ενώ έχουν αξιολογηθεί για την ακρίβεια που εμφανίζουν για υψηλές ενέργειες στην απεικόνιση ακτίνων Χ. Η επαναληψιμότητα μέτρησης δόσης του συστήματος

MOSFET όταν βρίσκεται σε λειτουργία υψηλής ευαισθησίας εμφανίζει 10%, 4% και 2,5% για εκτίμηση δόσης 2, 5 και 10 cGy, αντίστοιχα. Αν συγκριθούν με τις ευαισθησίες ενός θαλάμου ιονισμού παράλληλης πλάκας 7%, 4% και 2% αλλά και με ένα θάλαμο ιονισμού μικρού όγκου Wellhofer IC4 20%, 7% και 3,5%, η ευαισθησία του MOSFET είναι καλύτερη.

Στην συγκεκριμένη μελέτη χρησιμοποιήθηκε και ακτινοβολήθηκε ένα «κλινικό σύστημα δοσιμετρίας ημιαγωγών» με ονομασία CSDS. Το δοσίμετρο MOSFET κατασκευάστηκε από το Κέντρο Ιατρικής Φυσικής Ακτινοβολίας (CMRP), του Πανεπιστημίου του Wollongong, NSW, Αυστραλία. Αποτελείται από ένα ενσωματωμένο MOSFET και ένα σύστημα ανάγνωσης ικανό να διαβάσει δέκα MOSFETS on line και να στείλει τις μετρήσεις απευθείας στον υπολογιστή μέσω σύνδεσης RS232. Τα τρανζίστορ διπλού MOSFET είναι πολωμένα και τα MOSFET είναι τύπου k και τύπου r με τάση πόλωσης πύλης +12 και +5 V, αντίστοιχα.

Μετά την ακτινοβολήση το σύστημα δοσιμέτρου CSDS MOSFET ανίχνευσε επαρκή δόση ακτινοβολίας σε χαμηλά επίπεδα δόσης με ακρίβεια λιγότερο από 10%, 5% και 2,5% για δόσεις που εφαρμόστηκαν 2, 5 και 10 cGy.

Η ακρίβεια του δοσιμέτρου MOSFET οφείλεται στη μικρή μη γραμμική απόκριση δόσης (μειωμένη απόκριση) με την ηλικία του ανιχνευτή αλλά κυρίως λόγω των διακυμάνσεων στη μετρούμενη διαφορική τάση ανά εφαρμοζόμενη δόση. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δοσίμετρο MOSFET ανίχνευε επαρκή δόση ακτινοβολίας σε χαμηλά επίπεδα και μπορεί να συγκριθεί σε ακρίβεια με τους θαλάμους ιονισμού παράλληλης πλάκας Attix όσον αφορά την εκτίμηση δόσης στο εύρος 2-10 cGy. Αυτό σημαίνει ότι αν γίνει χρήση σε χαμηλές δόσεις, παρατείνεται το προσδόκιμο ζωής της συσκευής και έχει την δυνατότητα παροχής χρήσιμων πληροφοριών σε περιοχές όπου απαιτείται εκτίμηση χαμηλής δόσης.

Ο M. Dybek et. al. 2005 (9) πραγματοποίησαν έρευνα για τη χρήση ως εργαλείο επαλήθευσης των ανιχνευτών MOSFET στην ακτινοθεραπεία και ιδιαίτερα στις θεραπευτικές δόσεις από τις ακτίνες ηλεκτρονίων.

Μέσω των μετρήσεων του ομοιώματος καταγράφηκαν όλες οι ενδείξεις από τους ανιχνευτές MOSFET. Συγκεκριμένα: η θερμοκρασία περιβάλλοντος στους ανιχνευτές, το μέγεθος του υπό ακτινοβολήση πεδίου, οι τιμές δόσης καθώς και η κατεύθυνση της πρόσπτωσης μια δέσμης ηλεκτρονίων προς τον ανιχνευτή. Επίσης δοκιμάστηκαν όλες οι αλλαγές από τα αποτελέσματα της συσσωρευμένης δόσης στην ευαισθησία

των ανιχνευτών. Για την εξασφάλιση της ισορροπίας καθ' όλη τη διάρκεια της μέτρησης αλλά και εξαιτίας των μικρών διατάσεων τους, οι ανιχνευτές τοποθετήθηκαν σε κάψουλες αλουμινίου ειδικής σχεδίασης. Οι τιμές μίας αίθουσας ιονισμού τύπου Markus με πιστοποιητικό βαθμονόμησης συγκρίθηκαν με τιμές των ενδείξεων των ανιχνευτών. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν για τις τιμές ενέργειας 6MeV , 9MeV, 12MeV, 15MeV, 18MeV, 21MeV της δέσμης ηλεκτρονίων. Από τα πειραματικά αποτελέσματα φάνηκε η γραμμική σχέση μεταξύ της τιμής της δόσης και της ευαισθησίας του ανιχνευτή. Μια πτώση μεγέθους 6% στην ευαισθησία του ανιχνευτή συνδέθηκε με την αύξηση της θερμοκρασίας περιβάλλοντος από 22ο στους 42 ο C. Αντιθέτως δεν υπάρχει γραμμική σχέση της συσσωρευμένης δόσης με την ευαισθησία του ανιχνευτή. Για το εύρος γωνιών της ακτίνας από -70ο έως +70ο οι ενδείξεις του ανιχνευτή δεν επηρεάστηκαν καθόλου. Όσον αφορά το μέγεθος του ακτινοβολημένου πεδίου, οι ενδείξεις του ανιχνευτή σε σχέση με τις τιμές της αίθουσας ιονισμού η αποκλίσεις ήταν της τάξης του 1,5%. Οι συντελεστές διόρθωσης επιτρέπουν την μέτρηση της δόσης του ηλεκτρονίου με ακρίβεια έως 2,2% όπως καθορίστηκε από τη συγκεκριμένη έρευνα. Στόχος αυτής της μελέτης εκτός από την εξέταση των ανιχνευτών MOSFET, ήταν και η συσχέτιση μεταξύ των παραμέτρων μέτρησης δόσης της δέσμης ηλεκτρονίων με τους ανιχνευτές, ώστε να είναι εφικτός ο καθορισμός της δόσης της ακτινοθεραπείας *in vivo*.

Καταλήγοντας η έρευνα αποδεικνύει τα οφέλη της χρήσης των ανιχνευτών MOSFET στη μέτρηση της δόσης των ηλεκτρονίων όπως η εύκολη μέτρηση και η απλή διαδικασία βαθμονόμησης. Οι ανιχνευτές MOSFET είναι ένα εξαιρετικό εργαλείο επαλήθευσης των θεραπευτικών δόσεων από τις δέσμες ηλεκτρονίων όπως έδειξαν οι μετρήσεις των παραμέτρων που συλλέχθηκαν κατά την *in vivo* διαδικασία μέτρησης.

Οι L. J. Asensio et. al. 2006 (10) μελέτησαν ένα εμπορικό δοσίμετρο MOSFET χαμηλού κόστους. Ο σκοπός τους ήταν να αποδείξουν ότι ένα εμπορικά διαθέσιμο τρανζίστορ το οποίο έχει κατασκευαστεί με pMOS τεχνολογία είναι κατάλληλο για χρήση στην ακτινοθεραπεία και παρουσιάζει ευκολία στη χρήση από μη εκπαιδευμένο προσωπικό. Η πειραματική μελέτη του δοσιμέτρου ήταν πάνω στην ακτινοβολία γάμμα. Το μοντέλο του τρανζίστορ pMOS ήταν το 3N163 και ήταν σε unbiased mode. Η συσκευή κατασκευάστηκε με τυπική τεχνολογία MOS τρανζίστορ χαμηλής ισχύος και ήταν χαμηλού κόστους σε σύγκριση με τα υπόλοιπα εμπορικά RADFET.

Για τη αξιολόγηση του δοσιμέτρου, χρησιμοποίησαν τριάντα ένα τρανζίστορ όπου τα ακτινοβόλησαν με μια μονάδα τηλεθεραπείας με πηγή Co-60 Theratron 780. Κατά την ακτινοβόληση η θερμοκρασία ήταν σταθερή και οι τέσσερις ακροδέκτες των τρανζίστορ ήταν σε unbiased λειτουργία, συνδεδεμένοι μεταξύ τους και χωρίς τάση πόλωσης. Η ακτινοβόληση των τρανζίστορ έγινε σε πεδίο 35 cm × 35 cm με αποστάσεις μεταξύ 30 και 160 cm από την πηγή. Αυτό εξαρτιόταν ανάλογα με τον επιθυμητό ρυθμό δόσης. Η ανάλυση των τρανζίστορ πραγματοποιήθηκε σε πέντε ομάδες όπου κάθε ομάδα υπήρχε ταυτόχρονη ακτινοβόληση ώστε να δεχτούν όλα την ίδια ακτινοβολία γάμμα.

Από τις πειραματικές μετρήσεις L. J. Asensio and M. A. Carvajal παρατήρησαν ότι η συσκευή είχε καλή επαναληψιμότητα, τέλεια γραμμικότητα και μέση τιμή ευαισθησίας 29,2 mV/Gy,. Στην περίπτωση που ο αισθητήρας έχει βαθμονομηθεί μόνος του η αβεβαιότητα των μετρήσεων ήταν 1% ενώ στην συλλογική βαθμονόμηση των 31 αισθητήρων η αβεβαιότητα ήταν 5%. Επιπροσθέτως, η γωνιακή εξάρτηση και η εξάρτηση από τη δόση ήταν παρόμοιες με των εμπορικών δοσιμέτρων pMOS.

Μετά το πέρας της μελέτης αποδείχθηκε ότι το τρανζίστορ pMOS μπορεί να χαρακτηριστεί ως κατάλληλος αισθητήρας για ένα σύστημα δοσιμετρίας χαμηλού κόστους διότι έχει την ικανότητα να μετρήσει τη δόση της ακτινοβολίας γάμμα. Επιπλέον, βρίσκει εφαρμογή σε ασθενείς για προσωπική χρήση χωρίς την ανάγκη καλωδίων αλλά και η μετατόπιση τάσης κατωφλίου μπορεί να μετρηθεί στο τέλος κάθε συνεδρίας.

Οι Amanda Cherpak et. al. 2008 (11) μελέτησαν τους ανιχνευτές MOSFETs στη διασφάλιση ποιότητας της τομοθεραπείας. Στο πείραμα χρησιμοποιήθηκαν δοσίμετρα MOSFET υψηλής ευαισθησίας και τυπικά δοσίμετρα τα οποία αφού πρώτα τα βαθμονόμησαν έπειτα τα δοκίμασαν για την εξάρτηση τους από το μέγεθος του πεδίου, την επαναληψιμότητα τους και την ακρίβεια μέτρησης τους σε τομοθεραπεία και για δέσμη 6 MV. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε ασθενείς που είχαν καρκίνο στον αυχένα και στο κεφάλι και έπρεπε να λάβουν τομοθεραπεία, στο ομοίωμα RANDO και έπειτα έκαναν σύγκριση με μετρήσεις από δοσίμετρα TLD ώστε να αξιολογήσουν συγκριτικά την απόδοση των δοσιμέτρων MOSFETs σε πεδίο ακτινοβολίας υψηλής κλίσης.

Πιο αναλυτικά πραγματοποίησαν σε κάθε ασθενή δέκα μετρήσεις σε όλη την διάρκεια της θεραπείας. Οι μετρήσεις πάρθηκαν σε πέντε ίδια σημεία. Τα δοσίμετρα

MOSFETs συνδέθηκαν δέκα λεπτά πριν αρχίσει η θεραπεία και έγιναν οι μετρήσεις των αρχικών τάσεων κατωφλίου. Τα δοσίμετρα ήταν τοποθετημένα προσεκτικά με κόλλα πάνω από τη μάσκα που φορούσε ο ασθενής και παρέμειναν εκεί κατά την διάρκεια της αξονικής τομογραφίας. Μετά την ολοκλήρωση της θεραπείας τα δοσίμετρα αποσυνδέθηκαν και αφαιρέθηκαν. Έπειτα συνδέθηκαν στον σύστημα ανάγνωσης όπου καταγράφηκαν οι μετρήσεις κάθε δύο λεπτά. Η βαθμονόμηση του συστήματα ανάγνωσης είχε προηγηθεί πριν την σύνδεση.

Οι πειραματικές μετρήσεις που κατεγράφησαν ήταν :

Για τυπικά δοσίμετρα συντελεστής βαθμονόμησης $0,901 \pm 2,4\%$ cGy/mV ενώ για δοσίμετρα υψηλής ευαισθησίας $0,345 \pm 2,5\%$ cGy/mV. Οι επιφανειακές δόσεις του δοσίμετρου υψηλής ευαισθησία παρουσίασαν μια μέση συμφωνία 1,55% σε σύγκριση με μετρήσεις θαλάμου ιόντων ενώ για τα τυπικά δοσίμετρα 5,23%. Δεν παρατήρησαν εξάρτηση από το μέγεθος του πεδίου για τα τυπικά δοσίμετρα ενώ παρουσιάστηκε μέγιστη διαφορά 5,34% για τα δοσίμετρα υψηλής ευαισθησίας. Οι μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν στο κεφάλι και στο τράχηλο των ασθενών όπου έλαβαν τομοθεραπεία τα δοσίμετρα MOSFET κατέγραψαν συγκεκριμένες δόσεις του δέρματος όπου είχαν καλή επαναληψιμότητα, με αποκλίσεις από 1,4% ως 6,6%. Τα ίδια αποτελέσματα κατεγράφησαν και στις μετρήσεις που έγιναν στο ομοίωμα RANDO.

Η Amanda Cherpak et. al. συμπέραναν ότι τα δοσίμετρα MOSFET εμφάνισαν καλή απόδοση κατά την διάρκεια της τομοθεραπείας Hi-ART διότι δεν αύξησαν το χρόνο της θεραπείας. Επιπλέον, διαπίστωσαν ότι τα MOSFET είναι ιδανικοί ανιχνευτές για την μέτρηση της επιφανειακής δόσης στην τομοθεραπεία και στις συμβατικές θεραπείες.

Ο C. J. Tung et. al. 2008 (12) μελέτησαν την δοσιμετρία in vivo για ασθενείς που εμφάνισαν καρκίνο στο κεφάλι και στο τράχηλο χρησιμοποιώντας δοσίμετρα με τεχνολογία MOSFET κατά τη διάρκεια θεραπείας με φωτόνια. Όλη η μελέτη συμβάδισε με τα πρωτόκολλα που έχει η Ευρωπαϊκή Εταιρεία Θεραπευτικής Ακτινολογίας και Ογκολογίας.

Παρατήρησαν ότι η επαναληψιμότητα των MOSFET ήταν πολύ καλή με τυπική απόκλιση $\pm 0,8\%$ για επτά συνεχόμενες μετρήσεις στα 100 MU και στο εύρος 20–200 MU η απόκριση των MOSFET ήταν γραμμικά ανάλογη με τη δόση με τιμή R^2 0,999. Επιπλέον, η απόκριση MOSFET ήταν εντός $\pm 1\%$ για δόσεις μεταξύ 80 και 400

MU ενώ η γωνιακή απόκριση των MOSFET ήταν εντός $\pm 1,6\%$ για γωνίες ακτινοβολίας μεταξύ 150° και 210° .

Όσον αφορά τις αποκλίσεις που υπήρχαν στις μετρήσεις μεταξύ των in vivo μεσαίων δόσεων και προγραμματισμένων δόσεων στόχου ήταν λόγω των χειροκίνητων υπολογισμών της δόσης που χρησιμοποιήθηκε το γεωμετρικό πάχος του ασθενούς και όχι το ακτινολογικό πάχος. Άλλοι παράγοντες που έπαιξαν ρόλο η δύσκολη τοποθέτηση των MOSFET στη μάσκα του προσώπου, οι ασύμμετρες τοποθετήσεις των MOSFET στην δεξιά και στην αριστερή πλευρά του ομοιώματος και των ασυμμετρικών ανομοιογενειών των ιστών.

Για να μειώσουν τις αποκλίσεις οι in vivo μέσης δόσης υπολογίστηκαν με τον μέσο όρο των αποτελεσμάτων για κάθε διμερώς αντίθετες πύλες και συγκρίθηκαν με τις αντίστοιχες προγραμματισμένες δόσεις στο στόχο. Μετά από αυτή την σύγκριση συμπέραναν ότι τα δοσίμετρα MOSFET είναι κατάλληλα για in vivo δοσιμετρία.

Ο I.S. Kwana et. al. 2008 (13) μελέτησαν τη δοσιμετρία του δέρματος με νέους ανιχνευτές MOSFETs. Ένας νέος ανιχνευτής με βάση το MOSFET ήταν το λεγόμενο MOSkin όπου σχεδιάστηκε από το Κέντρο Φυσικής Ακτινοβολίας με στόχο την παροχή ακριβή μετρήσεων δόσεων δέρματος για προσωπική χρήση αλλά και στην ακτινοθεραπεία.

Η Διεθνής Επιτροπή Ακτινοπροστασίας (ICRP) έχει επισημάνει ότι το ραδιοευαίσθητο βασικό στρώμα υλικού βρίσκεται σε μέσο βάθος 0,070 mm ενώ παράλληλα τα υπάρχοντα διαθέσιμα MOSFET στο εμπόριο χρησιμοποιούν μια εποξική ενθυλάκωση φυσαλίδων όπου τα καθιστά δύσκολο να μετρήσουν ισοδύναμα βάθη των 0,070 mm. Αντιθέτως το MOSkin έχει ένα νέο σχέδιο συσκευασίας που δίνει την δυνατότητα να πραγματοποιήσει μετρήσεις δόσεων σε αυτό το βάθος. Επιπροσθέτως, το συγκεκριμένο δοσίμετρο έχει αποδείξει εξαιρετική συμφωνία με τον θάλαμο Attix όταν γίνονται μετρήσεις επιφάνειας με δέσμη φωτονίων 6MV σε διάφορα μεγέθη πεδίων και παρουσιάζει πολύ λίγη γωνιακή εξάρτηση.

Ειδικότερα αποτελείται από έναν αισθητήρα MOSFET με πάχος οξειδίου πύλης στα 0,55 μ. και ολόκληρο το τσιπ που διαθέτει έχει πάχος περίπου 350 μ.

Λόγω μίας νέας ειδικής τεχνολογίας το τσιπ MOSFET έχει την δυνατότητα να είναι ερμητικά σφραγισμένο, και για αυτό το λόγω παρέχει υψηλή απόδοση μετρήσεις περίπου 0,07 mm.

Στην πειραματική μελέτη χρησιμοποίησαν έξι μεμονωμένους ανιχνευτές MOSkin για μέτρηση επιφανειακής δόσης σε ομοίωμα στερεού νερού διαστάσεων 10 × 10 cm². Το MOSkin παρουσίασε μια ομοιόμορφη γωνιακή ισοτροπία εντός 2%, σε σύγκριση με ανιχνευτή MOSFET με φυσαλίδες που ήταν άνω του 15% .

Ο I.S. Kwana et. al. έφτασαν στο συμπέρασμα ότι ο ανιχνευτής MOSkin θα πρέπει να είναι ιδανικός ανιχνευτής για προσωπική δοσιμετρία του ιατρικού προσωπικού στην ιατρική απεικόνιση και ιδανικό για χρήση στη παρακολούθηση της δόσης για τους ασθενείς που υποβάλλονται σε αξονική τομογραφία διότι η δόση που χορηγείται στους ασθενείς είναι πολύ μεγάλη.

Ο Α. Gopiraj et. al. 2008 (14) μελέτησαν τα χαρακτηριστικά απόδοσης δοσιμέτρων MOSFET στην in-vivo δοσιμετρία για ακτινοθεραπεία εξωτερικής δέσμης φωτονίων υψηλής ενέργειας.

Γενικότερα η δοσιμετρία in vivo αποτελεί βασικό εργαλείο για την διασφάλιση ποιότητας στην ακτινοθεραπεία. Η εκτίμηση της τελικής αβεβαιότητας που υπάρχει ανάμεσα της συνταγογραφούμενης δόσης με την πραγματική δόση που χορήγησαν στον ασθενή είναι ο πιο αποτελεσματικός τρόπος για το έλεγχο της δοσιμετρίας.

Η πειραματική μελέτη πραγματοποιήθηκε σε δοσίμετρα TN1002RD χαμηλής ευαισθησίας και σε δοσίμετρα TN502RD υψηλής ευαισθησίας. Τα δοσίμετρα MOSFETs αξιολογήθηκαν για την επαναληψιμότητα τους, την γωνιακή εξάρτηση, την γραμμικότητα τους, την ενεργειακή εξάρτηση τους, την μακροπρόθεσμη σταθερότητα, την εξάρτηση τους από το μέγεθος του πεδίου και την εξάρτησή τους από την απόσταση από το δέρμα (SSD).

Αναλυτικότερα τέσσερα δοσίμετρα MOSFET μπήκαν σε μια πλάκα ομοιώματος το οποίο αποτελούνταν από ειδικές αυλακώσεις. Η τοποθέτηση έγινε στην πλευρά που είχε κατεύθυνση προς την πηγή που εκπομπής ακτινοβολίας. Μια πλάκα που είχε δοσίμετρα TN502RD μπήκε μέσα σε ένα στερεό ομοίωμα. Η τοποθεσία της πλάκας ήταν στα 5 cm από την επιφάνεια του ομοιώματος και στα 20 cm από την οπίσθια πλευρά. Μια επιπρόσθετη πλάκα με δοσίμετρα TN1002RD τοποθετήθηκαν στο ίδιο ομοίωμα. Η τοποθεσία της πλάκας ήταν στα 5 cm από την οπίσθια πλευρά του ομοιώματος και στα 20 cm από την πρόσθια πλευρά του ομοιώματος. Τα δοσίμετρα MOSFET δέχθηκαν μια ακτίνα φωτονίου 6 MV για μέγεθος ζώνης 10 cm x 10 cm. Η βαθμονόμηση των MOSFET έγινε σε θάλαμο ιονισμού τύπου PTW TN30013 ο οποίος ήταν συνδεδεμένος σε ηλεκτρόμετρο, μοντέλου PTW UNIDOS E. Το ομοίωμα περιέχει μια πλάκα ειδική για την τοποθέτηση του θαλάμου ιονισμού. Οι πειραματικές μετρήσεις έγιναν με χρήση ενός γραμμικού επιταχυντή Siemens Primus.

Η επαναληψιμότητα ενός τυπικού δοσιμέτρου MOSFET χαμηλής ευαισθησίας είναι περίπου 1,4% και για ένα τυπικό δοσίμετρο υψηλής ευαισθησίας είναι 1,98%. Η γραμμικότητα των δύο MOSFET ήταν πάρα πολύ καλή $R^2 = 0,996$ ενώ η απόκριση τους ήταν γραμμικά διαφορετική για τετραγωνικά πεδία από 3 x 3 cm² ως 30 x 30 cm². Όταν η γωνία δέσμης ήταν από $\pm 45^\circ$ τότε η απόκριση των MOSFET κυμαινόταν από - 3% έως + 3%. Ο μέσος συντελεστής βαθμονόμησης ήταν 0,9065 cGy/mV για τα MOSFET χαμηλής ευαισθησίας και 0,3412 cGy/mV για τα MOSFET υψηλής ευαισθησίας. Οι μέσοι συντελεστές διόρθωσης είχαν διακύμανση μεταξύ 0,968 και

1,027 και για τους δύο τύπους MOSFET σε εύρος κλινικών από 80 cm έως 120 cm. Όσον αφορά τους συντελεστές διόρθωσης μεγέθους πεδίου παρουσίασαν διακύμανση από 1,00 έως 1,02 και στους δύο τύπους MOSFET.

Ο A. GOPIRAJ et. al. μετά το τέλος της πειραματικής μελέτης συμπέραναν ότι τα χαρακτηριστικά των δοσιμέτρων MOSFET είναι τα κατάλληλα για in vivo δοσιμετρία που σχετίζεται με θεραπεία 6 MV και επίσης τα καθιστά καλούς αντικαταστάτες των δοσιμέτρων TLD στη δοσιμετρία ακτινοθεραπείας.

Ο Esther J. Bloemen-Van Gurp et. al. 2009 (15) μελέτησαν ένα νέο δοσίμετρο συστοιχίας MOSFET με στόχο την αξιολόγηση της δόσης στην ουρήθρα μετά από την τοποθέτηση μόνιμου εμφυτεύματος προστάτη.

Πρώτο βήμα ήταν να γίνουν μετρήσεις σε ομοίωμα ώστε να προσδιοριστεί η ακρίβεια της μέτρησης, η τεχνική που θα χρησιμοποιήσουν και ο καθορισμός των επιπέδων δράσης για κλινικές μετρήσεις. Στην συνέχεια στις μετρήσεις των ασθενών τοποθετήθηκαν μια συστοιχία MOSFET στον καθετήρα ούρων αμέσως μετά τη διαδικασία εμφύτευσης. Μετά την τοποθέτηση υπολογίστηκαν οι τιμές δόσης μέσω της αξονικής τομογραφίας σε 17 ασθενείς και στην συνέχεια συγκρίθηκαν με τις τιμές που υπολογίστηκαν κάνοντας χρήση του ομοιώματος.

Ο ESTHER J. BLOEMEN-VAN GURP et. al. παρατήρησαν μετά την σύγκριση των μετρήσεων ότι πρέπει να γίνουν απαραίτητες διορθώσεις όσον αφορά την εξάρτηση της απόκρισης των MOSFET από την θερμοκρασία και στην εξασθένηση των φωτονίων στον καθετήρα. Η αβεβαιότητα στη διαδικασία μέτρησης ήταν 8,0% στο πείραμα με το ομοίωμα. Για εύρος δόσεων μεγαλύτερο από 100 Gy (υψηλές δόσεις) οι τιμές δόσης παρουσίασαν συμφωνία εντός $1,7\% \pm 10,7\%$ ενώ για εύρος δόσεων μικρότερο από 100 Gy παρατηρήθηκαν μεγάλες αποκλίσεις.

Η μελέτη αυτή απέδειξε ότι οι ανιχνευτές MOSFET μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην in vivo δοσιμετρία κατά τη διάρκεια βραχυθεραπείας και πιο συγκεκριμένα για καρκίνο του προστάτη. Παρόλα αυτά είναι εφικτό η εμφάνιση ενός ποσοστού σφάλματος $\pm 16\%$ κατά τη διαδικασία εμφύτευσης το οποίο όμως δεν είναι ανησυχητικό.

Η Μ. Fragoroulou et. al. 2009 (16) μελέτησαν την θερμική δοσιμετρία νετρονίων με χρήση δοσιμέτρων MOSFET. Πιο συγκεκριμένα χρησιμοποίησαν τρανζίστορ τύπου pMOSFET με οξειδίο πύλης πάχους 1,6 nm. Για να ενισχύσουν την ευαισθησία των ανιχνευτών απέναντι στα θερμικά νετρόνια τοποθέτησαν μια σκόνη LiF. Η σκόνη τοποθετήθηκε σε επαφή με την επιφάνεια της πύλης των τρανζίστορ. Η διαδικασία της ακτινοβολίας πραγματοποιήθηκε, στον αντιδραστήρα στον Δημόκριτο στην Αθήνα, αλλά και στον αντιδραστήρα του Εργαστηρίου Πυρηνικής Φυσικής στη Θεσσαλονίκη.

Η πύλη των τρανζίστορ κατά την ακτινοβολία ήταν θετικά πολωμένη ή δεν ήταν καθόλου πολωμένη.

Στις χαμηλές δόσεις νετρονίων παρατηρήθηκε μία γραμμική απόκριση και στις δύο περιπτώσεις ενώ η ευαισθησία των ανιχνευτών ήταν ως συνάρτηση της δόσης θερμικού νετρονίου βρέθηκε να είναι πρακτικά γραμμική έως 100 mSv. Αυτό σημαίνει ότι η χαμηλότερη ανιχνεύσιμη δόση εξαρτάται κατά κύριο λόγο από το ρυθμό της δόσης.

Ο D. Manigandan et. al. 2009 (17) μελέτησαν τα χαρακτηριστικά ενός δοσιμέτρου MOSFET που χρησιμοποιείται για κλινικές δέσμες ηλεκτρονίων. Πιο συγκεκριμένα η πειραματική μελέτη ήταν πάνω στα θεμελιώδη δοσιμετρικά χαρακτηριστικά του δοσιμέτρου, όπως η γωνιακή εξάρτηση, η γραμμική δόση, η δοκιμή εξασθένησης, η επαναληψιμότητα και η εξάρτηση από το πεδίο των ανιχνευτών MOSFET όπου μελετήθηκαν με μεγάλη λεπτομέρεια κάνοντας χρήση διαφόρων κλινικών δεσμών ηλεκτρονίων διαφορετικών ενεργειών οι οποίες κυμάνθηκαν από 4 ως 18 MeV. Επιπροσθέτως μελέτησαν την εξάρτηση από την δόση, την εξάρτηση από την θερμοκρασία και την ενεργειακή εξάρτηση του δοσιμέτρου στη περίπτωση που ακτινοβολείται με δέσμες ηλεκτρονίων.

Στην πειραματική διαδικασία χρησιμοποιήθηκαν 5 ίδιοι τύποι ανιχνευτών MOSFET TN-502-RD για μετρήσεις. Η γραμμική δόση των ανιχνευτών μελετήθηκε σε βάθος μέγιστης δόσης για το εύρος δόσεων 100 - 630 cGy κάνοντας χρήση ενεργειών ηλεκτρονίων 6, 9, 12 και 15 MeV. Όσον αφορά την επαναληψιμότητα, οι ανιχνευτές εκτέθηκαν για δέκα φορές σε 100 MU συνεχόμενα πάνω στην επιφάνεια ενός ομοιώματος από PMMA υλικό. Οι διαστάσεις του ομοιώματος ήταν 30 x 30 x 10 cm. το μέσο όρο από Οι δόσεις για την επαναληψιμότητα ήταν από 100 cGy και πάνω. Αρχικά υπολόγισαν τις διαδοχικές μετρήσεις και στην συνέχεια υπολόγισαν τη

ποσοστιαία διαφορά μεταξύ της αρχικής μετρήσεις και των μετρήσεων που κατέγραψαν τα MOSFET. Σε όλα τα πειράματα εκτός από την επαναληψιμότητα, τα δοσίμετρα δέχτηκαν ακτινοβολία τρεις φορές ώστε να υπολογιστούν οι μέσοι όροι. Επιπλέον παρατήρησαν το φαινόμενο ξεθώριασης του σήματος πριν από τη χρήση κάθε δοσιμέτρου, όπου επαληθεύτηκε από την ανάγνωση του δοσιμέτρου κατά την ακτινοβολία και δεκαπέντε λεπτά μετά την ακτινοβολία. Το ξεθώριασμα προσδιορίζει τη μείωση του φορτίου όπου βρίσκεται παγιδευμένο μέσα σε ένα MOSFET σε συνάρτηση με το χρόνο μετά την έκθεση του στην ακτινοβολία.

Οι πειραματικές μετρήσεις έδειξαν ότι τα MOSFET παρουσιάζουν εξαιρετική γραμμικότητα έναντι δόσεων που μετρήθηκαν χρησιμοποιώντας θάλαμο ιόντων στο εύρος δόσεων 20 ως 630 cGy. Τα MOSFET εμφάνισαν καλύτερη επαναληψιμότητα στις υψηλές δόσεις. Για ενέργειες από 4 ως 12 MeV, τα δοσίμετρα έδειξαν λιγότερη γωνιακή εξάρτηση στις αξονικές κατευθύνσεις και μεγαλύτερη γωνιακή εξάρτηση στις κατευθύνσεις κλίσης και επιπλέον δεν παρουσιάστηκε καμία εξάρτηση από τη δόση μεταξύ 100 και 600 MU/min. Παρόλα αυτά τα δοσίμετρα MOSFET εμφάνισαν υπο-απόκριση κατά την μείωση της δόση ανά παλμό της δέσμης ενώ δεν καταγράφηκε αποτέλεσμα απόκρισης για εύρος θερμοκρασιών 23 ως 40 C. Για δέσμες ηλεκτρονίων 4 MeV η ενεργειακή εξάρτηση ήταν 5,5% ενώ από 6 ως 18 MeV ήταν 3,0%. Στο τέλος με γνώμονα τις πειραματικές μετρήσεις ο D. Manigandan et. al. έφτασαν στο συμπέρασμα ότι οι ανιχνευτές MOSFET είναι κατάλληλοι για χρήση στη δοσιμετρία όσον αφορά δέσμες ηλεκτρονίων στην περιοχή ενέργειας 4 ως 18 MeV.

Η M. Fragoroulou et. al. 2010 (18) μελέτησαν τα δοσίμετρα νετρονίων που έχουν υψηλή ευαισθησία και έχουν ως βάση τα τρανζίστορ MOSFET. Τα συγκεκριμένα δοσίμετρα κατασκευάστηκαν στο εργαστήριο LAAS-CNRS της Γαλλίας και παρουσιάζουν ευαισθησία στα νετρόνια και στην ακτινοβολία γάμμα. Για να τα χρησιμοποιήσουν την ανίχνευση νετρονίων πρόσθεσαν ένα λεπτό φιλμ φθοριούχου λιθίου στην επιφάνεια της πύλης του δοσιμέτρου. Τα κύρια χαρακτηριστικά του δοσιμέτρου όπου διερεύνησαν ήταν η εξάρτηση της απόκρισης του στα νετρόνια δόσης αλλά και στο ρυθμό της δόσης. Όπως παρατηρήθηκε από τη έρευνα τους τα δοσίμετρα που μελετήθηκαν παρουσίασαν μεγάλη ευαισθησία στις ακτίνες γάμμα σε σχέση με άλλα δοσίμετρα και ταυτόχρονα η αντίδρασή που είχαν σε θερμικά νετρόνια ήταν πολύ υψηλότερη από ό, τι στις ακτίνες γάμμα και τα νετρόνια.

Τα δοσίμετρα νετρονίου παρουσιάζουν πάχος πύλης πάχους 1,6 mm και έχουν χαμηλή αρνητική τάση κατωφλίου. Για να ενισχύσουν την ευαισθησία τους στα νετρόνια ενσωματώθηκε ένα στρώμα 6LiF πάνω από την επιφάνεια της πύλης των τρανζίστορ MOSFETs. Επιπλέον τα δοσίμετρα ήταν σε λειτουργία unbiased (μη πολωμένα τρανζίστορ) και ακτινοβολήθηκαν με ενδιάμεσης ταχύτητας νετρόνια θερμικά νετρόνια έως 1 eV σε δύο διαφορετικές δόσης. Αρχικά στα θερμικά νετρόνια η ανταπόκριση ήταν περίπου 50-55 mV/mGy. Αυτό μεταφράζεται ότι η ανταπόκριση τους για τα θερμικά νετρόνια ήταν δύο φορές υψηλότερη από αυτήν που μετρήθηκε στα νετρόνια ενδιάμεσης ταχύτητας αλλά και αυτά που μετρήθηκαν για ακτίνες γάμμα.

Η M. Fragoroulou et. al. 2010 παρατήρησαν στο τέλος των μετρήσεων την γραμμική απόκριση των νέων p-MOSFET που εμφάνισαν και αυτή η γραμμική απόκριση παρουσιάζεται για φάσμα δόσεων από mSv ως Sv κάτι που δείχνει την ευελιξία των p-MOSFET για προσωπική χρήση αλλά και για χρήση στο περιβάλλον. Επιπροσθέτως, ο ρυθμός της δόσης είχε αμελητέα επιρροή πάνω στην καμπύλη απόκρισης για τις συγκεκριμένες ακτινοβολίες. Με αυτό το τρόπο έφτασαν στο τελικό συμπέρασμα ότι το εύρος απόκρισης για νετρόνια ενδιάμεσης ταχύτητας και θερμικά νετρόνια αλλά και ακτίνες γάμμα παρέχει την δυνατότητα ανάπτυξης δοσιμέτρων ανιχνεύοντας δόσεις νετρονίων και γάμμα ακτινοβολίας.

Ο M.A. Carvajal et. al. 2010 (19) μελέτησαν διάφορες τεχνικές ανάγνωσης οι οποίες βελτιώνουν τη ανάλυση και τη γραμμικότητα των δοσιμέτρων MOSFET.

Ειδικότερα παρουσίασαν διαφορετικές νέες μεθόδους μέτρησης για την βελτίωση του θόρυβου στα pMOS τρανζίστορ και τροποποίησαν τη συνηθισμένη τεχνική ανάγνωσης των παραμέτρων σε αυτού του είδους τους αισθητήρες. Ο M.A. Carvajal et. al. πρότειναν να συμπεριληφθεί ένα επιπρόσθετο ρεύμα αποστράγγισης ώστε να επεκταθεί το γραμμικό εύρος και να αλλαχτούν τα ρεύματα αποστράγγισης ώστε να μειωθούν τα επίπεδα θορύβου.

Η μελέτη έγινε πάνω σε ένα χαμηλού κόστος τρανζίστορ pMOS 3N163. Η απόκριση του μελετήθηκε ενώ δεν ήταν πολωμένο και χωρίς καμία σύνδεση κατά τη διάρκεια της ακτινοβολίας. Ο M.A. Carvajal et. al. εξέτασαν τέσσερις διαφορετικές μέθοδοι ανάγνωσης ανάλογα με το ρεύμα τρανζίστορ πόλωσης. Οι μέθοδοι ανάγνωσης ήταν μόνο με ένα παλμικό ρεύμα, με δύο παλμικά ρεύματα, με ένα ρεύμα DC και με δύο ρεύματα DC.

Με την χρήση ενός ρεύματος DC και ενός παλμικού ρεύματος μετρήθηκε η τυπική απόκλιση του σήματος και παρουσίασε μια βελτίωση θορύβου 20% στη δεύτερη μέθοδο. Επιπλέον, ανάλογα με τη μέθοδο ανάγνωσης, οι πειραματικές μετρήσεις εμφάνισαν σημαντικές διαφορές όσον αφορά τη γραμμικότητα της απόκρισης ακτινοβολίας του αισθητήρα.

Το γραμμικό εύρος του αισθητήρα διαπιστώθηκε ότι αυξήθηκε από 6,8 Gy, με την χρήση ενός ρεύματος DC, σε 10,3 Gy με την χρήση δύο ρευμάτων DC.

Στην παλμική λειτουργία, το γραμμικό εύρος με δύο ρεύματα ήταν 16,9 Gy, σε σύγκριση με μόνο ένα ρεύμα που ήταν 8,8 Gy. Αυτό σήμαινε ότι το γραμμικό εύρος στην παλμική λειτουργία ήταν καλύτερο από ό, τι στις λειτουργίες DC.

Αφού η μέθοδος των δύο παλμών ρεύματος αυξάνει το γραμμικό εύρος και ταυτόχρονα αποκτά την υψηλότερη τιμή εύρους σε σύγκριση με τις άλλες μεθόδους, με 2,5 φορές μεγαλύτερο εύρος από αυτό που επιτυγχάνεται με ένα συνεχές ρεύμα, η οποία είναι μια σύγχρονη μέθοδος στη δοσιμετρία βασισμένο σε ένα MOSFET.

Ο M.A. Carvajal et. al. συμπέραναν ότι οι προτεινόμενες απλές τεχνικές ανάγνωσης που μελετήθηκαν έχουν την δυνατότητα να διευρύνουν το πεδίο εφαρμογής των χαμηλών σε κόστος δοσιμέτρων.

Ο Zhen-Yu Qi et. al. 2011 (20) εξέτασαν την in vivo σε πραγματικό χρόνο δοσιμετρία για ασθενείς με καρκίνου στο κεφάλι ή στο λαιμό που υποβλήθηκαν σε σειρά τομογραφιών με χρήση ανιχνευτών MOSFET. Ο στόχος ήταν μέσω ενός πρόσφατα σχεδιασμένου MOSFET να γίνει επαλήθευση της δόσης σε πραγματικό χρόνο. Έγινε αξιολόγηση για τη διασφάλιση ποιότητας της διαμορφωμένης έντασης θεραπείας ιονισμού ακτινοβολίας για το σύστημα δοσιμετρίας. Ερευνήθηκαν οι σημαντικοί παράμετροι των ανιχνευτών MOSFET, οι οποίοι επηρεάζουν την ακρίβεια των μετρήσεων. Η δυνατότητα χρήσης ενός τέτοιου ανιχνευτή στην μέτρηση της δόσης IMRT επαληθεύθηκε σε σύγκριση με μέτρηση ενός IMRT ομοιώματος σε μία αίθουσα ιονισμού. Για πεδία μικρότερα από 20x20cm² η ευαισθησία MOSFET δεν άλλαξε. Οι μετρήσεις της αίθουσας ιονισμού και του συστήματος MOSFET διέφεραν μόνο κατά 5%. Η μέση διάφορα που μετρήθηκε για τους 8 ασθενείς για τις 48 μετρήσεις μέσω MOSFET και των υπολογιζόμενων τιμών ήταν 3.33% , ενώ το εύρος κυμαίνονταν μεταξύ 2,2%-7,89%. Η τυπική απόκλιση ήταν σε τιμές κάτω του 5% για το 90% των μετρήσεων. Κατά τη διάρκεια της θεραπείας με χρήση IMRT η πραγματική δόση μπορεί να αξιολογηθεί αποτελεσματικά με τη χρήση MOSFET. Τα αποτελέσματα των

in vivo μετρήσεων σε πραγματικό χρόνο, κατά τη διάρκεια τομοθεραπείας σε ασθενείς με καρκίνο της ρινοφαρυγγικής περιοχής. Λόγω ιδιαίτερα μικρού μεγέθους οι ανιχνευτές MOSFET κρίθηκαν ιδανικοί για να χρησιμοποιηθούν για τη μέτρηση της δόσης σε ασθενείς υπό θεραπεία. Η χυτή στοματική πλάκα με ενσωματωμένους τους ανιχνευτές κατασκευασμένη ειδικά για κάθε ασθενή απέδειξε πως η συγκεκριμένη μέθοδος μπορεί να λειτουργήσει σε όλες τις περιπτώσεις ασθενών που οι ρινοφαρυγγικές δόσεις μπορεί να προκαλέσουν κάποια ανησυχία.

H V.A. Smyntyna et. al. 2011 (21) μελέτησαν τα δοσίμετρα MOSFET τα οποία έγιναν διαθέσιμα στην αγορά πρόσφατα και τις αλληλεπιδράσεις των υλικών των δοσιμέτρων με την ακτινοβολία. Με την κυκλοφορία των δοσιμέτρων MOSFETs το κύριο θέμα ήταν η διερεύνηση της επίδρασης των υλικών στη ευαισθησία και στη θερμοσταθερότητα κατά ακτινοβολία του Si MOSFET για αυτό το λόγο εστίασε εκεί η συγκεκριμένη μελέτη.

Παρατήρησαν ότι τα επιφανειακά στρώματα πυριτίου έχουν πολύπλοκη δομή η οποία αποτελείται από ένα στρώμα πυριτίου και από ένα στρώμα δικτύων. Οι κόκκοι του πυριτίου σχηματίζουν επιπλέον επίπεδα ενέργειας όπου κατά την ακτινοβολία ιονίζονται και στην συνέχεια σχηματίζουν θετικό φορτίο το οποίο προστίθεται στο φορτίο του οξειδίου και συνεπώς αυξάνει την ευαισθησία των ανιχνευτών Si MOSFET στην ακτινοβολία. Επίσης η κατάσταση αυτή δημιουργεί αύξηση της θερμοκρασίας με αποτέλεσμα επιρροή στους παραμέτρους του ανιχνευτή. Το πάχος του στρώματος εξαρτάται κυρίως από το μέγεθος ελαστικών τάσεων στη διεπαφή ενώ οι ελαστικές τάσεις εξαρτώνται το πάχος του διοξειδίου της πύλης και τους παραμέτρους της διαδικασίας οξείδωσης. Όσο πιο παχύ είναι το φιλμ διοξειδίου παρατήρησαν αύξηση του στρώματος και ταυτόχρονα την αύξηση στην ευαισθησία και υποβάθμιση της θερμοσταθερότητα.

Ο Nikola D. et. al. 2012 (22) κατασκεύασε ένα δοσίμετρο βασισμένο πάνω σε έναν μικροελεγκτή. Το σύστημα είχε διαστάσεις 14cm X 8cm X 3cm, βάρος 180gr και καταναλώνει περίπου 1W. Ο νέος ανιχνευτής RADFET (pMOS) έχει την δυνατότητα να μετρά την τάση κατωφλίου VT και να υπολογίζει την απορροφούμενη δόση D. Διαθέτει οθόνη αφής για τον έλεγχο του συστήματος και τα δεδομένα VT και D αποθηκεύονται στη μνήμη MCU. Ο μετατροπέας ADC ήταν εξωτερικός με 13-bit, με ακρίβεια $\pm 2\text{LSB}$ και συνδεόταν μέσω της διεπαφής SPI με έναν μικροελεγκτή, παρέχοντας τέσσερις διαφορετικές εισόδους. Ο μέγιστος ρυθμός δειγματοληψίας ήταν 100.000 δειγμάτων ανά δευτερόλεπτο. Για τον υπολογισμό της θερμοκρασίας του περιβάλλοντος χρησιμοποίησαν έναν αισθητήρα Pt-100. Ο μικροελεγκτής διαθέτει μνήμη EEPROM και ο αναγνώστης επικοινωνούσε με ασύρματη επικοινωνία με έναν υπολογιστή ώστε να υπάρχει δυνατότητα δοσιμέτρησης σε πραγματικό χρόνο, όπως για παράδειγμα στην ακτινοθεραπεία. Επιπλέον έχει την δυνατότητα να λειτουργεί με άλλα MOSFET, επιτρέποντας την ευέλικτη εφαρμογή.

Ο M.A. Carvajal et. al. 2012 (23) κατασκεύασαν ένα χαμηλού κόστους σύστημα δοσιμετρίας το οποίο έχει ως βάση τρανζίστορ MOSFET για χρήση στην in vivo ακτινοθεραπεία. Πιο αναλυτικά το σύστημα δοσιμετρίας αποτελείται από μια μονάδα ανάγνωσης και ένα σύνολο αισθητήρων βασισμένο στο τρανζίστορ 3N163 pMOS. Η μονάδα ανάγνωσης εφαρμόζει τη μέθοδο μέτρησης τριών ρευμάτων.

Πιο αναλυτικά ο αισθητήρας βασίζεται σε pMOS transistor γενικής χρήσης ο οποίος τοποθετείται πάνω σε μια πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος (PCB). Το τρανζίστορ δεν έχει καμία προστασία από τυχαία έγχυση ηλεκτροστατικού φορτίου κάτι που σημαίνει ότι υπάρχει δυνατότητα το ηλεκτροστατικό φορτίο να προκαλέσει σοβαρή ζημιά στη συσκευή ή να προκαλέσει ψευδείς αυξήσεις της VT. Στην μονάδα του αισθητήρα συμπεριλαμβάνεται ένα JFET καναλιού όπου συνδέεται με την πύλη και βραχυκυκλώνεται κατά τη διάρκεια ακτινοβολίας και της αποθήκευσης. Το δοσίμετρο χρησιμοποιεί μικροελεγκτή MMBF4391 του NXP Semiconductor όπου έχει τάση διακοπής -10 V και αντίσταση ON 30 και βρίσκεται και αυτός συγκολλημένος στο κάτω στρώμα του PCB. Η μονάδα ανάγνωσης αποτελείται από τρία λειτουργικά μπλοκ: την κεντρική μονάδα μικροελεγκτή (MCU) με εξωτερική μνήμη, τη διεπαφή χρήστη και το αναλογικό κύκλωμα.

Η επικοινωνία με το χρήστη γίνεται μέσω ενός πληκτρολογίου, μιας οθόνης LCD και των κυκλωμάτων που χρειάζονται ώστε να γίνει η σύνδεση με τον υπολογιστή μέσω θύρας USB. Επιπλέον το σύστημα διαθέτει μια μνήμη EEPROM ώστε εκεί να αποθηκεύονται οι παραμέτρων έως και 256 διαφορετικών μονάδων αισθητήρα. Κάθε μονάδα αισθητήρα αναγνωρίζεται από το σύστημα κάνοντας εισαγωγή έναν αριθμό αναγνώρισης (ID) χρησιμοποιώντας το πληκτρολόγιο για μηδενισμό και για μετρήσεις δόσης.

Η τάση στο MOSFET δίνεται από προγραμματιζόμενη τρέχουσα πηγή ενώ το ρεύμα εξόδου ελέγχεται από το MCU με την χρήση ενός μετατροπέα ψηφιακού σε αναλογικό (DAC). Ο μετατροπέας που χρησιμοποιείται είναι ο DAC8551 του Texas Instruments με ανάλυση 16-bit, έχοντας δύο κανάλια εξόδου και μια θύρα επικοινωνίας I2C. Για τη μείωση του θορύβου $1/f$ και τη βελτίωση της γραμμικότητας η συσκευή χρησιμοποιεί ένα διπολικό τρανζίστορ (BJT) το οποίο ελέγχεται από έναν χρονοδιακόπτη 555 με την παραγωγή ενός παλμικού σήματος.

Στην πειραματική διαδικασία ακτινοβόλησαν τα δοσίμετρα με ένα γραμμικό επιταχυντή το οποίο περιλαμβάνει ένα LINAC και μια πηγή ^{60}Co χρησιμοποιώντας ακτίνες φωτονίων ενεργειών 6 και 18 MV αντίστοιχα. Τα δοσίμετρα τοποθετήθηκαν στο κέντρο των πηγών. Τα πεδία ακτινοβολίας για το ^{60}Co ήταν $25 \times 25 \text{ cm}^2$ για το πρώτο και για το LINAC ήταν $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Σε κάθε συνεδρία ακτινοβολίας ένας θάλαμος ιοντισμού χρησιμοποιήθηκε για τον έλεγχο της σταθερότητας.

Τα δοσίμετρα χωρίστηκαν σε ομάδες ώστε να γίνουν οι αναλύσεις όπως για παράδειγμα η ανάλυση του ξεθωριάσματος έγινε για μια ομάδα πέντε τρανζίστορ. Για τη μελέτη τη γραμμικότητας πραγματοποιήθηκε βαθμονόμηση του ^{60}Co κάνοντας χρήση έξι αισθητήρες. Για δέσμη φωτονίων 6 MV η απόκριση μελετήθηκε με τη χρήση δεκατεσσάρων αισθητήρων: τεσσάρων αισθητήρων για τη γωνιακή απόκριση με καλύμματα συσσώρευσης 0,5 mm και δύο σετ των πέντε MOSFET, με καλύμματα 0,2 και 0,5 mm, αντίστοιχα, με σκοπό τον προσδιορισμό της ευαισθησίας και τη μελέτη της γραμμικότητας. Για δέσμη φωτονίων 18 MV, έγινε χρήση πέντε δοσιμέτρων, με καπάκι 0,5 mm. Για τη μέτρηση της τάσης πηγής η μονάδα ανάγνωσης διαμορφώθηκε στα 30, 120 και 270 A ώστε να υπολογιστούν οι μετατοπίσεις της τάσης κατωφλίου. Για την αξιολόγηση της θερμικής μετατόπισης του δοσιμέτρου, το δοσίμετρο τοποθετήθηκε μέσα σε ένα θερμικό θάλαμο ο οποίος παράγει θερμοκρασία από 20 έως 36 °C με αβεβαιότητα 0,5 °C. Το δοσίμετρο ήταν σε σύνδεση με το σύστημα ανάγνωσης. Ο προσδιορισμός της τάσης κατωφλίου έγινε

για διαφορετικές θερμοκρασίες για δέκα επιπλέον αισθητήρες όπου ο κάθε ένας συνδεόταν με τη μονάδα ανάγνωσης.

Οι πειραματικές μετρήσεις έδειξαν ότι το νέο σύστημα έχει τις κατάλληλες τιμές και έχει τις κατάλληλες προδιαγραφές ισοδύναμες με τον ήδη υπάρχοντων εμπορικών δοσιμέτρων για την παρακολούθηση in vivo θεραπειών ακτινοθεραπείας.

Ο Sarraayrouse et. al. 2012 (24) μελέτησαν την ακρίβεια και το όριο της χαμηλής δόσης των δοσιμέτρων ιοντίζουσας ακτινοβολίας MOS υψηλής ευαισθησίας τα οποία κατασκευάστηκαν στο πανεπιστήμιο LAAS-CNRS. Η μελέτη που πραγματοποίησαν τους οδήγησε σε δοσίμετρα τα οποία έχουν πάχος οξειδίου πύλης ως 1,6 mm, με μικρή τάση κατωφλίου όπου η ευαισθησία που εμφανίζουν όταν βρίσκονται σε παθητική λειτουργία είναι ως 0,5V/Gy σε χαμηλή δόση. Επιπλέον, παρουσιάζουν σταθερή θερμοκρασία, μικρό ξεθώριασμα και το εύρος κάλυψή τους είναι ως 105 Gy. Τέλος βρίσκουν εφαρμογή σε όλα τα πεδία στο εύρος δόσεων 40.05Gy.

Ο στόχος ήταν να διερευνήσουν τους περιορισμούς που έχει το δοσίμετρο LAAS στη μέτρηση μιας χαμηλής δόσης. Η ελάχιστη μετρήσιμη δόση και η ευκρίνεια του δοσιμέτρου μπορεί να επηρεαστεί σημαντικά από τον ηλεκτρονικό θόρυβο του συστήματος μέτρησης αλλά και όλης της συσκευής. Παρόλα αυτά υπάρχει δυνατότητα σχεδίασης ηλεκτρονικών με πολύ χαμηλό θόρυβο για αυτό το λόγω ο Ο Sarraayrouse et. al. έδωσαν έμφαση κυρίως στο θόρυβο που παράγει το ίδιο το MOSFET. Επιπλέον, η ακρίβεια απόκρισης του δοσιμέτρου επηρεάζεται σημαντικά από τις αστάθειες χρόνου ανάγνωσης που μπορεί να εμφανιστούν ενώ παρουσιάζει ευαισθησία στις διάφορες μεταβολές της θερμοκρασίας. Τέλος, υπάρχει η περίπτωση η βαθμονόμηση της απόκρισης της συσκευής να περιορίσει την μέτρηση της ελάχιστης δόσης. Όλοι οι παραπάνω περιορισμοί αξιολογήθηκαν στα δοσίμετρα LAAS όπου διαθέτουν ανιχνευτές MOS με πάχος οξειδίου πύλης 1,6 mm.

Αρχικά καταγράφηκαν τα χαρακτηριστικά τους ρεύματος και της τάσης εξόδου πριν και μετά την ακτινοβολία του πολωμένου τρανζίστορ, ο οποίο δεχόταν τάση μέσω μιας σταθερής πηγής ρεύματος, μέσω ενός αναλυτή παραμέτρων ημιαγωγών (Keithley 4200). Στην συνέχεια ελεγχόταν η θερμοκρασία μεταξύ τους -30C και 100C η οποία ανέβαινε ανά 10 C/mn με την χρήση μέσω ενός ειδικού εξοπλισμού (Temptronic Thermostream). Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν μέσω μιας βαθμονομημένης διόδου η οποία βρισκόταν ενσωματωμένη με το τρανζίστορ MOS. Ακτινοβολία των τρανζίστορ πραγματοποιήθηκε με ακτίνες X μέσω μιας γεννήτρια

και οι ρυθμοί δόσης ακτινοβολίας ήταν μεταξύ 2×10^{-4} Gy/mn και 3Gy/mn. Οι μετρήσεις ελήφθησαν μεταβάλλοντας την απόσταση μεταξύ του δείγματος και της γεννήτριας.

Μετά το πέρας της πειραματικής μελέτης και των μετρήσεων παρατηρήθηκε η ύπαρξη πολύ χαμηλού επιπέδου θορύβου παρά το μεγάλο πάχος του οξειδίου της πύλης και μια ανάλυση δόσης μικρότερη από 100 mGy στα πρώτα 200 ms. Επιπλέον, παρατηρήθηκε αβεβαιότητα των μετρήσεων στην τάση εξόδου. Αυτό οφείλεται στην αστάθεια του χρόνου ανάγνωσης, η οποία ήταν μικρότερη από 10 mV πριν από την ακτινοβολία του δοσιμέτρου που αντιστοιχούσε σε δόση 20 mGy και αυξανόταν κάτι λίγο από 1%. Οι αλλαγές της θερμοκρασίας μεταξύ μετρήσεων ήταν κάτι που παρατηρήθηκε πριν και μετά την ακτινοβολία ενώ στο εύρος 0-200 mGy η απόκριση του δοσιμέτρου διαπιστώθηκε ότι ήταν γραμμική έως τουλάχιστον 4mGy.

Τέλος, έφτασαν στο συμπέρασμα ότι το δοσίμετρο LAAS με οξείδιο πύλης πάχους 1,6 nm, επιτρέπει τη μέτρηση της δόσης σε παθητική λειτουργία στην περιοχή των mGy με καλό επίπεδο ακρίβειας. Εξαιτίας των παραπάνω αβεβαιοτήτων για να λειτουργεί σωστά το δοσίμετρο σε εκτεταμένο εύρος απαιτείται η βαθμονόμηση του.

Ο J.Koivisto et. al. 2012 (25) μέσω της έρευνας τους αξιολόγησαν, χρησιμοποιώντας τρανζίστορ επίδρασης πεδίου μεταλλικού οξειδίου (MOSFET) και Monte Carlo προσομοιώσεις, την πιθανή έκθεση ακτινοβολίας για οδοντική αξονική τομογραφία κωνικής δέσμης.

Σκοπός της έρευνας ήταν η διερεύνηση της αποτελεσματικής δόσης της απεικόνισης από οδοντική αξονική τομογραφία κωνικής δέσμης με χρήση τρανζίστορ MOSFET, σύμφωνα με την Διεθνή επιτροπή ακτινολογικής προστασίας (ICRP). Η ερευνητική ομάδα χρησιμοποίησε προσομοιώσεις Monte Carlo για να αξιολογήσει τα αποτελέσματα των μετρήσεων. Πιο συγκεκριμένα 20 ανιχνευτές τύπου MOSFET τοποθετήθηκαν στη γνάθο και στο λαιμό του ομοιώματος, στα 8 σημεία που θεωρούνται περισσότερο ραδιοευαίσθητα. Σαρωτές CBCT συνέλλεξαν τις τιμές που χρησιμοποιήθηκαν για προσομοιώσεις PCXMC, από το γινόμενο δόσης επιφάνειας DAP. Οι ανιχνευτές τύπου MOSFET απέδωσαν τιμές 153 Sv για βήμα 0,5 cm, ενώ η τιμή των 136 Sv ήταν το αποτέλεσμα των προσομοιώσεων PCXMC.

Συμπερασματικά τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων Monte Carlo και των ανιχνευτών MOSFET που τοποθετήθηκαν στο ομοίωμα κεφαλιού, ήταν σχεδόν όμοια. Επίσης σημαντική επίδραση στην αποτελεσματική δόση είχαν και οι μικρές κάθετες

αλλαγές στη χωροθέτηση του ομοιώματος κεφαλής. Τα παραπάνω συνηγόρησαν ότι για την εκτίμηση της δόσης στην περιοχή της γνάθου, οι δοσομετρητές MOSFET μπορούν να αποτελέσουν μια αξιόπιστη επιλογή.

Ο C.P.L. Lian et. al. 2013 (26) μελέτησαν την απόδοση ενός δοσιμέτρου MOSkin που βρίσκει εφαρμογή σε κλινικές εξετάσεις αξονικής τομογραφίας (MSCT) και πιο συγκεκριμένα μέτρηση δόσεων σε πραγματικό χρόνο σε γυναικείο ανθρωπόμορφο ομοίωμα.

Τα δοσίμετρα MOSkin τα τοποθέτησαν μέσα στο ομοίωμα με σκοπό την μέτρηση των απορροφημένων σημειακών δόσεων από τα όργανα για δύο άτομα. Συγκεκριμένα πραγματοποιήθηκε σάρωση των νεφρών και των πνευμόνων. Το εύρος της σάρωσης των νεφρών ξεκίνησε από την άνω περιοχή του διαφράγματος μέχρι την ηβική σύμπτωση του ανθρωπόμορφου ομοιώματος, με συνολικό μήκος σάρωσης 250 mm σε μήκος. Για την σάρωση των πνευμόνων, η σάρωση ξεκίνησε από το άνω άκρο της κορυφής του πνεύμονα μέχρι τη κάτω περιοχή του διαφράγματος του ανθρωπόμορφου ομοιώματος. Το μήκος της σάρωσης ήταν 300 mm σε μήκος. Σε κάθε αριθμημένη πλάκα του ομοιώματος, τοποθέτησαν τα δοσίμετρα μέσα στα όρια της περιοχής οργάνων που είχαν οριοθετήσει. Την κάθε μέτρηση της δόσης του σημείου την επανέλαβαν δύο φορές ώστε να μην υπάρξουν τυχαία σφάλματα. Η μέτρηση της δόσης στο υπόλοιπα όργανα, έγινε με την χρήση ενός μόνο δοσιμέτρου το οποίο το τοποθέτησαν στο κεντροειδές του οργάνου.

Χρησιμοποιήθηκαν διάφορες τεχνικές απεικόνισης ώστε να ξεπεραστεί το όριο ανίχνευσης χαμηλής δόσης των δοσιμέτρων. Για παράδειγμα στις μετρήσεις του νεφρού, διπλασίασαν το ρεύμα του σωλήνα και το νεφρό σαρώθηκε τρεις φορές πριν από τη μέτρηση της δόσης.

Οι μετρήσεις που καταγράφηκαν για τις δόσεις οργάνων ήταν στην περιοχή δόσεων 4,7 mGy ως 9,5 mGy και 16.2 mGy ως 27.4 mGy για τα πρωτόκολλα σάρωσης νεφρού και πνευμόνων. Οι πειραματικές μελέτες έδειξαν ότι και τα δύο δοσίμετρα μεμβράνης MOSkin και XR-QA2 είναι κατάλληλα για την εκτίμηση των δόσεων βάθους λόγω της ισοδύναμη απόκριση σε βάθος που εμφάνισαν με αυτή του ιστού για εύρος δόσης 20 mG ως 100 mGy με δυναμικό κλινικού σωλήνα 150 kVp. Επιπλέον, το δοσίμετρο MOSkin έχει ένα επιπλέον πλεονέκτημα έναντι του δοσιμέτρου XR-QA2 διότι μπορεί να μετρά δόσεις σε πραγματικό χρόνο. Οι δόσεις οργάνων που μετρήθηκαν σε αυτή η μελέτη υπήρχε συμφωνία 20% ανάμεσα στο

δοσομετρητή MOSkin και XR-QA2. Μεγάλες διαφορές παρατηρήθηκαν μεταξύ των δύο δοσιμέτρων λόγω των διαφορών στη θέση έναρξης του σωλήνα ακτίνων X αλλά και στη τελική γωνία διότι η ελικοειδής δέσμη του CT δεν πέφτει στην ίδια θέση οργάνου και στο ίδιο σημείο του τόξου. Με αυτό το τρόπο έφτασαν στο συμπέρασμα ότι το δοσίμετρο MOSkin μπορεί να χρησιμοποιηθεί στη κλινική διάγνωση αξονικής τομογραφίας και η χρήση του μπορεί να οδηγήσει σε βελτιωμένη επικοινωνία των στοχαστικών κινδύνων με την υγεία των ασθενών αφού πρώτα έχει ληφθεί υπόψη η ηλικία, το φύλο και ο σωματότυπος.

Οι Svetlana Pejovic et. al. 2013 (27) μελέτησαν τα χαρακτηριστικά ενός δοσιμέτρου MOSFET το οποίο είναι κατάλληλο για χρήση στην ακτινοθεραπεία. Ο σκοπός τους ήταν να διερευνήσουν περαιτέρω την ευαισθησία, την απόκριση της δόσης και το ξεθώριασμα του σήματος που παρουσιάζουν τα p-channel MOSFETs όταν δέχονται ακτινοβολία γάμμα σε μια σειρά από τυπικές δόσεις στην ακτινοθεραπεία. Στην πειραματική μελέτη χρησιμοποίησαν MOSFET τα οποία είχαν πάχη στρώματος οξειδίου πύλης 1 mm και 400 nm. Η χρήση των δοσιμέτρων pMOS έγινε στα διαστήματα 0,1-1 Gy, 1-5 Gy και 5-35 Gy. Τα συγκεκριμένα εύρη δόσεων είναι τα ιδανικά για ακτινοθεραπεία διότι συνήθως οι καρκινοπαθείς λαμβάνουν ημερήσιες δόσεις 2 Gy περίπου.

Στις πειραματικές μετρήσεις κύριος παράγοντας ήταν η μετατόπιση τάσης κατωφλίου και τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα δοσίμετρα με πάχος 1 mm στρώματα οξειδίου πύλης όταν ακτινοβολούνται σε παθητική λειτουργία είναι αποτελεσματικά και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την μέτρηση δόσεων άνω του 0,1 Gy. Η μέτρηση της δόσης είναι απλή διότι υφίσταται μια γραμμική εξάρτηση με τη μεταβολή τάσης κατωφλίου στην περιοχή δόσεων 0,1 ως 5 Gy. Ακόμα παρατήρησαν ότι τα δοσίμετρα μπορούσαν να διατηρήσουν τις μετρήσεις που κατέγραψαν για μεγάλο χρονικό διάστημα. Αντίθετα τα δοσίμετρα με πάχος 400 nm παρουσίασαν μεγάλη ευαισθησία σε δόσεις πάνω από 5 Gy και έχασαν τις πληροφορίες που κατέγραψαν πιο γρήγορα. Για αυτό το λόγο τα δοσίμετρα με στρώση οξειδίου πάχους 400 nm είναι κατάλληλοι για μέτρηση δόσεων άνω των 5 Gy.

Ο A. Sors et. al. 2014 (28) μελέτησαν μια βελτιωμένη μέθοδος βαθμονόμησης σε θεραπεία με ακτινοχειρουργική δέσμη με χρήση δοσιμέτρων MOSFET. Η μέτρηση της επιφάνειας έγινε με ακτινοχειρουργικό σχήματος δέσμης ενέργειας 6 MV και για μεγέθη πεδίου έως 18 x18 mm².

Τα δοσίμετρα MOSFET βρίσκουν εφαρμογή για την επαλήθευση δόσης σε διαδικασίες ακτινοθεραπείας, γιατί η ευαίσθητη περιοχή των MOSFET ικανοποιεί τις απαιτήσεις μεγέθους για δοσιμετρία μικρών πεδίων. Ο A. Sors et. al. προσδιόρισε δύο σύνολα συντελεστών ευαισθησίας χρησιμοποιώντας δοσίμετρα TN-502RD MOSFET πραγματοποιώντας πειραματική και υπολογισμένη βαθμονόμηση. Η βαθμονόμηση του δοσιμέτρου στη θέση εφαρμογής του έγινε χρησιμοποιώντας το νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου, σε σχέση με την απόσταση της γνωστής παροχής του ακτινοθεραπευτικού συστήματος. Όλες οι μετρήσεις έγιναν με την χρήση ενός ανθρωπομορφικού ομοιώματος. Οι τιμές δόσης που ανίχνευσε το δοσίμετρο MOSFET συγκρίθηκαν μεταξύ τους ενώ για τη βαθμονόμηση ελήφθησαν μετρήσεις με διάστημα καθυστέρησης ανά πέντε λεπτών.

Οι πειραματικές μετρήσεις έδειξαν ότι η μέθοδος βαθμονόμησης με το αντίστροφο νόμο τετραγώνου μείωσε τον αριθμό των μετρήσεων που είναι απαραίτητες για τη βαθμονόμηση του δοσιμέτρου. Επιπλέον, οι μετρήσεις έδειξαν ότι ο συνδυασμός του νόμου του αντίστροφου τετραγώνου και θεωρητικών εξισώσεων διαμόρφωσε μια υποτίμηση έως και 4% της δόσης που μετρήθηκε από τα MOSFET για σύνθετες γεωμετρικές δέσμης. Η εξασθένηση της δόσης ήταν κοντά στα 2 % ανεξάρτητα από το μέγεθος του πεδίου και αυτό συμβαίνει λόγω του ορίου συσσώρευσης πάνω από το MOSFET. Επιπλέον, η ομοιομορφία παρτίδας βρέθηκε να είναι εντός 2% .

Τέλος τα αποτελέσματά της μελέτης έδειξαν ότι τα MOSFET είναι κατάλληλοι αισθητήρες για δοσιμετρία όταν χρησιμοποιούνται στην ακτινοχειρουργική και σε σχήμα δέσμης έως 18 x 18 mm².

Ο Belén Juste et. al. 2014 (29) πραγματοποίησαν μία μελέτη πάνω στα δοσίμετρα MOSFET όπου τα χρησιμοποίησαν για την επικύρωση του υπολογισμού της ακτινοβολίας μέσω της θεραπείας Monte Carlo πάνω σε ένα ανθρωπομορφικό ομοίωμα. Η χρήση των δοσιμέτρων MOSFET γίνεται όλο και περισσότερο στην ακτινοθεραπεία και ο σχεδιασμός της θεραπείας με ακτινοθεραπεία μέσω της προσομοίωση Monte Carlo δίνει την δυνατότητα για έναν ακριβή υπολογισμό της δόσης.

Για τους λόγους αυτούς ο Belén Juste et. al. Χρησιμοποίησαν εξομοίωση Monte Carlo με στόχο να προσομοιώσουν την ακτινοβόληση ενός ανθρωπομορφικού ομοιώματος με ιατρικό γραμμικό επιταχυντή.

Το λεπτομερές μοντέλο του Elekta Precise πολλαπλών φύλλων (Multi Leaf Collimator) με χρήση δέσμης φωτονίων 6MeV σχεδιάστηκε και μελετήθηκε με διαφορετικά μεγέθη και σχήματα δέσμης σε προηγούμενες εργασίες. Υπήρχε καλή συμφωνία μεταξύ των μετρήσεων MOSFET και των υπολογισμών Monte Carlo.

Ο M.S. Martínez-García et. al. 2014 (30) μελέτησαν διαφορετικά μοντέλα τρανζίστορ MOSFETs χαμηλού κόστους pMOS τα οποία μπορούσαν να ανιχνεύσουν δέσμες ηλεκτρονίων. Ειδικότερα μελέτησαν την απόκριση των αισθητήρων στην ακτινοβολία όπως δηλαδή την επαναληψιμότητα και την ευαισθησία. Τα χαρακτηριστικά αυτά προσδιορίστηκαν χρησιμοποιώντας αλγόριθμους μέτρησης.

Η ενδοεγχειρητική ακτινοθεραπεία είναι μία μονή συνεδρία ακτινοβολίας και η ευαισθησία του δοσιμέτρου είναι απαραίτητη να είναι πολύ πιο υψηλή σε σχέση με συμβατικές θεραπείες διότι πρέπει να λαμβάνεται αξιόπιστη μέτρηση δόσης. Κατά την ενδοεγχειρητική ακτινοθεραπεία, η θερμική επαφή μεταξύ του σώματος του ασθενούς και του δοσιμέτρου MOSFET μπορεί να μην είναι καλή. Για τον λόγο αυτό είναι αναγκαία η αντιστάθμιση της θερμοκρασίας με σκοπό την μείωση λαθών κατά τη διαδικασία της ανάγνωσης. Συνήθως τα MOSFET του εμπορίου εμφανίζουν μικρά πάχη οξειδίου, πολωμένα και σε stacked συνδεσμολογία ώστε να αυξάνεται η ευαισθησία του αισθητήρα.

Στη συγκεκριμένη μελέτη ο M.S. Martínez-García et. al. χρησιμοποιούν τέσσερις διαφορετικές περιπτώσεις μοντέλων pMOS όσον αφορά την λειτουργία και την συνδεσμολογία των τρανζίστορ (μονή και διπλή συνδεσμολογία, πολωμένα και μη). Τα τρανζίστορ pMOS που χρησιμοποιήθηκαν ήταν τα BS250F, ZVP3306, ZVP4525 και CD4007.

Οι πειραματικές μετρήσεις έδειξαν ότι σε όλες τις περιπτώσεις για εύρος δόσεων μεταξύ 3 και 13 mV/Gy υπήρχε υψηλή γραμμική απόκριση και χαμηλή διασπορά. Η ευαισθησία με συνδεσμολογία δύο τρανζίστορ και όταν ήταν πολωμένα ήταν πιο υψηλή. Αξιολογώντας τα κάθετα pMOS (BS250F, ZVP3306 και ZVP4525) δεν εμφάνισαν μηδενική περιοχή θερμοκρασίας στις καμπύλες I -V, κάτι που δείχνει ότι αλγόριθμοι θερμικής αντιστάθμισης δεν ήταν σε θέση να εφαρμοστούν.

Το τρανζίστορ CD4007 ως αισθητήρας ακτινοβολίας για δέσμες ηλεκτρονίων (με δόσεις περίπου 20 Gy) έδειξε μια υποσχόμενη συμπεριφορά έχοντας με μέγιστη ευαισθησία 12,7 mV/Gy με δύο στοιβαγμένα τρανζίστορ και πολωμένα 0,6V κατά τη διάρκεια της ακτινοβολίας.

Ο Marcin Dybek et. al. 2014 (31) αξιολόγησαν την εφαρμογή των ανιχνευτών MOSFET πάνω στην ακτινοθεραπεία. Ειδικότερα πραγματοποίησαν έλεγχο σε ανιχνευτές MOSFET ευαισθησίας 1 mVcCy^{-1} όσον αφορά την ακρίβεια των μετρήσεων της δόσης στην ιατρική απεικόνιση χρησιμοποιώντας φωτόνια και ηλεκτρόνια.

Όσον αφορά τη διαδικασία του πειράματος, η απόκριση έκθεσης του δοσιμέτρου συγκρίθηκε με τη δόση ακτινοβολίας όπου την υπολόγισαν με την χρήση ανθρωπόμορφου ομοιώματος. Οι ανιχνευτές MOSFET τοποθετήθηκαν μέσα στο ομοίωμα κατά τη διάρκεια της ακτινοβολίας και μελέτησαν τρία διαφορετικές υποθέσεις για τις περιοχές της λεκάνης και του θώρακα.

Ο πρώτος στόχος της μελέτης ήταν να ελέγξουν την εξάρτηση της απόκρισης των ανιχνευτών MOSFETs έχοντας ως κύριους παράγοντες την γραμμικότητα ανάγνωσης ανιχνευτή, τη ποιότητα ακτινοβολίας, τη θερμοκρασία περιβάλλοντος, τη κατεύθυνση της δέσμης ακτινοβολίας, τη συσσωρευμένη δόση και το μέγεθος πεδίου της θεραπείας. Ο δεύτερος στόχος ήταν να αξιολογήσουν την ακρίβεια των ανιχνευτών MOSFET για μέτρηση δόσεων που απορροφούνται από το ετερογενές μέσο του ομοιώματος χρήση ακτίνων 6 και 15 MV.

Πριν την πειραματική διαδικασία οι ανιχνευτές MOSFET βαθμονομήθηκαν. Τα συστήματα Oncentra MasterPlan και MONACO όπου είναι ειδικά συστήματα σχεδιασμού ακτινοθεραπευτικής θεραπείας, και διαθέτουν αλγόριθμους υπολογισμού παρείχαν τη σωστή κατανομή δόσης. Οι αλγόριθμοι που χρησιμοποιήθηκαν ήταν το Collapsed Cone Convolution, το Pencil Beam και ο αλγόριθμος Monte Carlo. Οι αλγόριθμοι του Monte Carlo και του Collapsed Cone Convolution έδωσαν τα πιο ακριβή αποτελέσματα και σε ανατομικές περιοχές που η μεταβλητότητα των ιστών ήταν υψηλή. Τέλος, η χρήση ενός ανθρωπόμορφου ομοιώματος σε συνδυασμό με ανιχνευτές MOSFET τοποθετημένους πάνω σε αυτούς είναι κατάλληλο εργαλείο για την αξιολόγηση αλγορίθμων υπολογισμού δόσης ακτινοβολίας και στην ακτινοθεραπεία.

O Reena Phurailatpam et. al. 2015 (32) μελέτησαν την χρήση του δοσίμετρου MOSFET και την δυνατότητα εφαρμογής του στη βραχυθεραπείας Ir-192 HDR. Το δοσίμετρο MOSFET παρουσίασε γωνιακή εξάρτηση, γραμμικότητα δόσης στην περιοχή 50-1000 cGy και με βάθος εξάρτησης δόσης από 2 ως 7 cm. Ο θόρυβος τους σήματος ελέγχθηκε για δύο εβδομάδες.

Τα πειραματικά αποτελέσματα ήταν τα εξής: η γραμμικότητα της δόσης παρουσιαζόταν 2% στο εύρος δόσεων 50 με 1000 cGy. Για απόσταση ανιχνευτή από την πηγής 2 έως 7 cm παρουσίασε απόκριση το δοσίμετρο εντός 8,07% . Η ανταπόκριση του MOSFET με την εποξειδική πλευρά προς την πηγή δηλαδή σε 0° μοίρες ήταν υψηλότερη σε σχέση με την απόκριση που παρατηρήθηκε στις 90° και στις 270° μοίρες όπου ήταν χαμηλότερη. Κατά την περίοδο της μελέτης το σήμα ήταν σταθερό. Στο τέλος έφτασαν στο εξής συμπέρασμα ότι ο ανιχνευτής έδειξε γραμμικότητα στις υψηλές δόσης χωρίς ουσιώδες θόρυβο. Λόγω του βάθους εξάρτησης και της γωνιακής εξάρτησης για την κλινική εφαρμογή του δοσιμέτρου απαιτείται επιπλέον διερεύνηση.

Πιο αναλυτικά οι πειραματικές μετρήσεις έγιναν με χρήση ενός ομοιώματος νερού (PhantomTM). Οι τιμές για την γραμμικότητα της δόσης ήταν σύμφωνοι με την υπάρχουσα βιβλιογραφία. Σε προηγούμενες μελέτες οι Bharanidharan et al. για ενέργειες Co-60, 6-MV και 15-MV και ακτίνες X είχαν παρατηρήσει βαθμό γραμμικότητας υψηλό για το ίδιο MOSFET με γραμμικότητα συντελεστής $R=0,9999$ ενώ οι Chung et al. εκθέτοντας τα δοσίμετρα σε δέσμη ηλεκτρονίων 9MeV παρατήρησαν γραμμικότητα έως 600 cGy (0,3% σε 1 SD), για τιμές $R=0,9927$ και $0,9954$. Στην συγκεκριμένη μελέτη η τιμή του συντελεστή γραμμικότητας ήταν $0,999$ και η μέση γωνιακή απόκριση για 180° μοίρες παρατηρήθηκε μικρότερη κατά 8,3% από την απόκριση σε γωνία αναφοράς όπου είναι σε συμφωνία με την προυπάρχουσα βιβλιογραφία.. Η σταθερότητα της ανάγνωσης των δοσιμέτρων ήταν εντός $\pm 2,5\%$ για δύο εβδομάδες. Η εξάρτηση με τη θερμοκρασία δεν διερευνήθηκε και διότι σε προυπάρχουσες μελέτες έχει αποδειχθεί ότι η εξάρτηση διορθώνεται με τη συνδεσμολογία διπλού Τρανζίστορ MOSFET.

Ο Ο. F. Siebel et. al. 2015 (33) μελέτησαν ένα δοσίμετρο χαμηλού κόστους το οποίο βασίζεται στη συστοιχία CD4007 MOSFET και είναι ιδανικό για χρήση στην in vivo ακτινοθεραπεία. Αρχικά μελέτησαν τις μακροπρόθεσμες επιπτώσεις που έχουν τα MOSFET στην ιοντίζουσα ακτινοβολία. Έπειτα μελέτησαν τις μεθόδους την εξαγωγή της τάσης κατωφλίου και πώς η τάση κατωφλίου επηρεάζεται από τη δόση. Στο τέλος έφτασαν στο συμπέρασμα ότι το συγκεκριμένο δοσίμετρο είναι ιδανικό για in vivo δοσιμετρία.

Το δοσίμετρο MOSFET που μελέτησαν είχε μία απλή και συγκεκριμένη διαδικασία ανάγνωσης. Το μέγεθος του ήταν μικρό και το κόστος ήταν χαμηλό. Ο αισθητήρας του δοσιμέτρου συνδεόταν χωρίς καλώδιο και είχε μπαταρία.

Στο πειραματικό κομμάτι το δοσίμετρο ακτινοβολήθηκε με ιοντίζουσα ακτινοβολία και πιο συγκεκριμένα ακτίνες X με ενέργεια 6 MV και η διαδικασία πραγματοποιήθηκε στο Centro de Pesquisas Oncologicas (CEPON) με χρήση γραμμικών επιταχυντών για τον έλεγχο του δοσιμέτρου MOSFET.

Οι πειραματικές μετρήσεις έδειξαν ότι το δοσίμετρο εμφάνισε ευαισθησία 6,7 mV/Gy για ακτινοβολία περίπου 100 mV/Gy. Η θερμική εξάρτηση του δοσιμέτρου ήταν 0,5 cGy/C, η εξασθένηση της ακτινοβολίας ήταν πολύ μικρή και πιο συγκεκριμένα 0,14% και η επαναληψιμότητα ήταν 2,6%.

Ο Μ. Α. Carvajal et. al. 2017 (34) μελέτησαν ένα συμπιεσμένο MOSFET ως σύστημα δοσιμετρίας ενσωματωμένο σε Smartphone ή σε ετικέτα NFC. Το Smartphone είναι η πηγή ενέργειας της ετικέτας η σχεδίαση της οποίας έχει βασιστεί σε ολοκληρωμένα κυκλώματα του εμπορίου. Η ετικέτα χρησιμοποιείται σαν μονάδα αποθήκευσης, μονάδα ανάγνωσης και διεπαφή χρήστη. Για καλύτερη επαγωγική σύζευξη το πηνίο του Smartphone και το πηνίο της ετικέτας είναι ευθυγραμμισμένα. Με ακτινοβολήση 3 τρανζίστορ με δέσμες φωτονίων υλοποιήθηκε η αξιολόγηση του συστήματος δοσιμετρίας. Δεδομένου ότι οι τιμές της μέσης ευαισθησίας ήταν $4,75 \pm 0,15$, αποδείχθηκε πως το μικροσκοπικό σε μέγεθος σύστημα δοσιμετρίας ήταν μια χαμηλού κόστους πολλά υποσχόμενη επιλογή για τον έλεγχο των ραδιοθεραπειών. Μια εφαρμογή ανάγνωσης των μετρήσεων της δόσης, για συστήματα με android λειτουργικό έχει σχεδιαστεί για να μπορεί να χρησιμοποιηθεί από Smartphone με δυνατότητα NFC. Για αυτό τον λόγο δεν απαιτείται και ολόκληρη μονάδα μέτρησης της δόσης. Άλλωστε υλοποιήθηκε σύγκριση ανάμεσα σε μία μονάδα μέτρησης συμβατικής τεχνολογίας και στην εφαρμογή για συστήματα με λειτουργικό android και τα αποτελέσματα ήταν όμοια. Μεγάλος αριθμός προσομοιώσεων με στόχο τη βελτιστοποίηση της λειτουργίας της κεραίας των ετικετών πραγματοποιήθηκε με χρήση ADS (Advance Design Simulator). Η θερμική μετατόπιση ήταν η μεγαλύτερη πηγή αβεβαιότητας για την έρευνα. Τόσο τα διπολικά τρανζίστορ, αλλά και τα τρανζίστορ MOSFET πολώθηκαν κατάλληλα για να επιτύχουν τη μείωση του θερμικού συντελεστή κατά 65% μέσω συλλέκτη ρευμάτων. Για την ιδανικότερη επικοινωνία μεταξύ του Smartphone και της ετικέτας NFC κατασκευάστηκε μια δομή από ξύλο. Οι τιμές ευαισθησίας κρίθηκαν ικανοποιητικές παρά τη σαφώς μεγαλύτερη αβεβαιότητα του μετρητή NFC (0,15 έναντι 0,08), παρόλα αυτά έγινε σαφές πως η βαθμονόμηση πριν τη χρήση είναι απαραίτητη.

Ο M. Garcia-inza et. al. 2018 (35) προέβησαν στην μελέτη του πάχους οξειδίου ενός δοσιμέτρου MOSFET στην ακτινοθεραπεία. Η συγκεκριμένη συσκευή FOXFET έχει ένα τρανζίστορ N-καναλιού και κατασκευάστηκε κατά την διαδικασία CMOS κάνοντας χρήση για μονωτή πύλης ένα πεδίο οξειδίου. Η πύλη του αποτελούταν από μια ταινία πολυπυριτίου η οποία τοποθετείται πάνω στο οξειδίο πεδίου πάχους 600 nm. Το τσιπ ήταν συνδεδεμένο με ένα σύρμα σε PCB και καλυπτόταν με πλαστική θήκη. Στην μελέτη που πραγματοποίησαν η M. Garcia-Inzaa et. al. έγινε εκτίμηση του ξεθωριάσματος, της ευαισθησίας, της γωνιακής απόκρισης, της εξάρτησης της πύλης από την τάση πόλωσης και της ποσοστιαίας δόσης βάθους με την χρήση ενός LINAC 6 MV. Κατά την διάρκεια του πειράματος παρατήρησαν ότι, η πρώτη μέτρηση είχε το μεγαλύτερο ξεθώριασμα, και αυτό μειωνόταν για κάθε ακτινοβολία κατά 1 Gy. Αυτό ήταν κάτι που αναμέναν λόγω του μεγάλου όγκου φόρτισης όπου ήταν παγιδευμένος κατά τη διάρκεια της ακτινοβολίας. Για αυτό το λόγω έχοντας κατά νου την εφαρμογή του στη in-vivo δοσιμετρία, η συσκευή δεν πρέπει να ακτινοβοληθεί με τάση πύλης διαφορετική από μηδέν. Επιπλέον το δοσίμετρο κάθε φορά που το τοποθετούσαν στο σώμα του ασθενούς μεταβαλλόταν η θερμοκρασία του.

Οι πειραματικές μετρήσεις έδειξαν ότι υπάρχει η δυνατότητα εκτίμησης της δόσης σε εύρος έως 85 Gy με αβεβαιότητα 3% και μέση ευαισθησία 62 mV/Gy ενώ η ισοδύναμη δόση θορύβου όπου ανίχνευσε το σύστημα μέτρησης ήταν 3 mGy. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η αβεβαιότητα στην εκτίμηση της δόσης αυξάνεται καθώς η συσκευή ακτινοβολείται, λόγω της μείωσης της ευαισθησίας και της αύξηση του φαινομένου εξασθένησης. Υπήρχε δυνατότητα διατήρησης της αβεβαιότητας κάτω από το 1,4% στην περίπτωση που η συσσωρευμένη δόση ήταν κάτω από 85 Gy. Στο συγκεκριμένο εύρος η ευαισθησία άλλαζε από 74 σε 50 mV/Gy. και λόγω ότι στην ακτινοθεραπεία η ανεκτικότητα είναι ανεκτή στο 3%, η γωνία και η θερμοκρασία θα πρέπει να βρίσκονται κάτω από το 1,6%. Αυτό είναι κάτι που σκέφτηκαν και έθεσαν ως στόχο για επόμενες μελέτες ενώ για να το επιτύχουν θα έπρεπε να εφαρμόσουν ένα ενεργό έλεγχο στη θερμοκρασία που έχει το σύστημα μέτρησης κατά την ανάγνωση και να τοποθετήσουν το δοσίμετρο με προσοχή ώστε να εξασφαλίζουν την κανονική συχνότητα της δέσμης της ακτινοβολίας.

Ο Milić M. et. al. 2018 (36) μελέτησαν το δοσίμετρο VDMOSFET ως υποψήφια συσκευή για δοσιμετρία στην ακτινοθεραπεία. Ο κύριος στόχος της μελέτης ήταν να διερευνήσουν τα χαρακτηριστικά απόδοσης που έχει το εμπορικό δοσίμετρο VDMOSFET IRF9520 ως ανιχνευτή φωτονίων για δόση που κυμαινόταν από 10 ως 50 Gy. Για αυτό το λόγο διερεύνησαν τη γραμμικότητα της απόκρισης του δοσιμέτρου στη δόση και την ευαισθησία που έχει κατά τη διάρκεια της ακτινοβόλησης του. Επίσης, διερεύνησαν και τη σταθερότητα των μετρήσεων του δοσιμέτρου για μακροπρόθεσμη χρήση μετά την ακτινοβόληση του σε θερμοκρασία δωματίου 150°C.

Η διαδικασία του πειράματος ήταν η εξής: τα δοσίμετρα VDMOSFET χωρίστηκαν πρώτα σε πέντε ομάδες πριν την ακτινοβόληση τους. Κάθε δοσίμετρο είχε μια συγκεκριμένη τάση κατωφλίου 0, 1.25, 2.5, 3.75 ή 5 V. Η ακτινοβόληση στο οξειδίο του πυριτίου των VDMOSFET έγινε σε θερμοκρασία δωματίου έως 50 Gy χρησιμοποιώντας πηγή Co-60 με ρυθμό δόσης 0,02 Gy/s. Μετά το τέλος της ακτινοβόλησης, τα δοσίμετρα παρέμειναν για εκατό μέρες σε θερμοκρασία δωματίου ενώ όλα τα τρανζίστορ ήταν γειωμένα. Η διακύμανση της ευαισθησίας των συσκευών ήταν εντός 5% σε όλες τις περιπτώσεις.

Οι πειραματικές μετρήσεις έδειξαν ότι η απόκριση των δοσιμέτρων VDMOSFET για δόσης ακτινοβολίας γάμμα στο εύρος τιμών από 10 έως 50 Gy και για τάση κατωφλίου από 0 ως 5 V ήταν σχεδόν ίδια με την απόκριση των RADFET έχοντας το ίδιο πάχος του στρώματος οξειδίου πύλης. Επιπλέον, παρατήρησαν γραμμική σχέση μεταξύ της δόσης ακτινοβολίας και της μετατόπισης της τάσης κατωφλίου και της δόσης ακτινοβολίας. Όσον αφορά την ευαισθησία τους παρατήρησαν ότι η ευαισθησία των VDMOSFET ήταν λίγο μεγαλύτερη από εκείνη των RADFET στη διάρκεια της ακτινοβόλησης τους.

Επίσης, το ξεθώριασμα στο σήμα του VDMOSFET όταν διατηρήθηκαν σε θερμοκρασία δωματίου για εκατό μέρες ήταν σχεδόν παρόμοιο με εκείνο των RADFET ενώ όσο αφορά τις πληροφορίες του δοσιμέτρου παρατήρησαν κάποιες απώλειες και αυτό αποδόθηκε στη εξουδετέρωση του θετικού φορτίου που είναι εγκλωβισμένο στο οξειδίο της πύλης που υφίσταται από την ακτινοβολία.

Ο L. M. Pereira et. al. 2019 (37) μελέτησαν το δοσίμετρο MOSkin για διαγνωστικές ακτίνες X. Ο σκοπός τους ήταν να αξιολογήσουν την απόκριση του δοσιμέτρου MOSkin MOSFET για ακτίνες X. Ειδικότερα η πειραματική μελέτη ήταν πάνω στην ευαισθησία, στην επαναληψιμότητα, στο ξεθώριασμα, στην γωνιακή εξάρτηση της απόκρισης της δόσης και στην ενεργειακή εξάρτηση του δοσιμέτρου. Η αξιολόγηση του δοσιμέτρου έγινε για τρεις ακτινοβολίες RQT 8, RQT 9 και RQT 10 σε ένα εργαστήριο μετρολογίας.

X-ray tube voltage (kV)	Effective Energy (keV)	1st HVL(mm Al)	Air kerma rate (mGy/min)
100	48.0	6.89	13.20
120	55.6	8.50	17.42
150	65.1	10.26	30.16

Το air kerma και τη δόση την αξιολόγησαν με την χρήση ενός ομοιώματος σε ένα αξονικό τομογράφο και η δόση συγκρίθηκε με ένα ομοίωμα CPMMA μετρημένο με λεπτό θάλαμο ιοντισμού.

Μετά την πειραματική διαδικασία οι μετρήσεις έδειξαν ότι το MOSkin παρουσίασε γραμμική απόκριση και υπήρχε επαναληψιμότητα στις δόσεις κατά την αξονική τομογραφία. Η ενεργειακή εξάρτηση υπολογίστηκε έως 1,19 στις ενέργειες ακτίνων X ενώ η γωνιακή εξάρτηση της απόκρισης δεν υπέρβαινε το 7,8% για εύρους γωνίας από 0° ως 90° μοίρες. Επιπροσθέτως, το MOSkin αξιολόγησε με ακρίβεια τη δόση και το air kerma κατά την αξονική τομογραφία ενώ το ξεθώριασμα του σήματος ήταν σχεδόν αμελητέο.

Ο L. M. Pereira et. al. μετά το τέλος της πειραματικής μελέτης συμπέραναν ότι MOSkin έχει την δυνατότητα εφαρμογής του στη δοσιμετρία CT.

Ο L.Herrnsdorf et. al. 2020 (38) πραγματοποίησαν μελέτη πάνω σε ένα μικρό δοσίμετρο σιλικόνης με γεωμετρία 4π με κύριο σκοπό την βελτιστοποίηση της ενέργειας και της απόκρισης του ώστε να χρησιμοποιηθεί για ποιοτικό έλεγχο των μονάδων CT/CBCT.

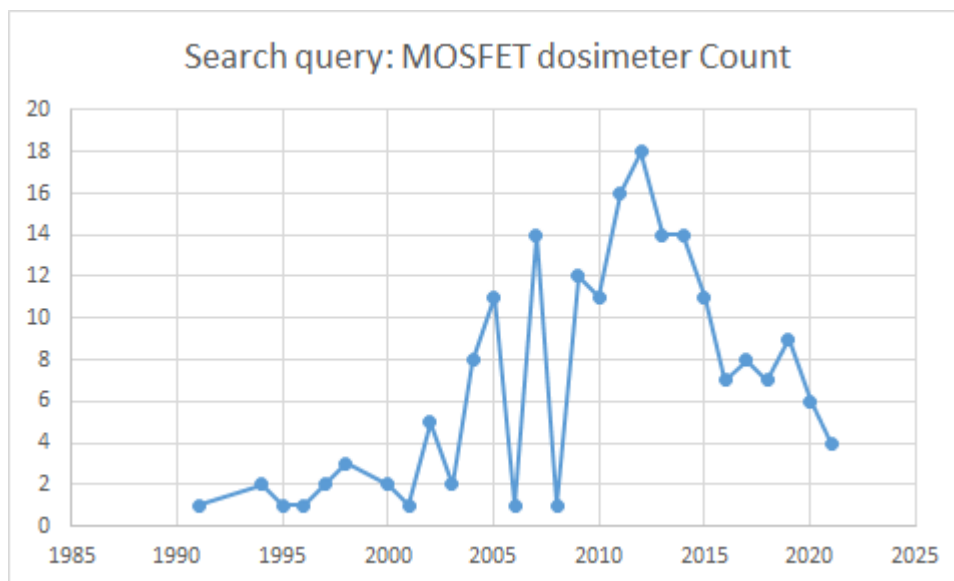
Αρχικά πρώτα έπρεπε να σχεδιάσουν ένα ανθεκτικό και ευαίσθητο δοσίμετρο πυριτίου έχοντας γωνιακές επιδόσεις και τη βέλτιστη ενέργεια. Για αυτό το λόγο θα έπρεπε να αποφύγουν να χρησιμοποιήσουν υλικό υψηλού Z κοντά στον ευαίσθητο όγκο και να συνδυαστεί με ένα 3D ενεργειακό φίλτρο "4π" ώστε να διορθώσουν η ενεργειακή εξάρτηση των αισθητήρων. Το δοσίμετρο θα έπρεπε να τηρεί τα πρότυπα IEC και να έχει υψηλή χρονική και χωρική ανάλυση ώστε να έχει την δυνατότητα μέτρησης της δόσης στη διαγνωστική ακτινολογία.

Στο πειραματικό κομμάτι σχεδίασαν ένα δοσίμετρο ακτινοβολίας 4π όπου έχει εφαρμογή στην ιατρική ακτινολογία. Το δοσίμετρο αποτελείται από έναν ανιχνευτή πυριτίου στερεάς κατάστασης, έναν αισθητήρα από πυρίτιο, μια κάρτα flex και γύρω από τον ανιχνευτή με κατανομή οπών υπάρχει ένα τρισδιάστατο στήριγμα από πλαστικό και ένα φίλτρο σφαιρικό ανοξειδωτού χάλυβα με κατανομή οπών γύρω από τον ανιχνευτή. Ο ανιχνευτής είναι ενσωματωμένος στο πυρίτιο κάνοντας χρήση υλικού χαμηλού Z μόνο. Η σχεδίαση του φίλτρου έγινε με την βοήθεια της προσομοίωσης Monte Carlo ώστε να επιτύχουν όσο καλύτερη και ομοιόμορφη απόκριση ενέργειας. Το μοτίβο των οπών και το φίλτρο κατασκευάστηκαν χρησιμοποιώντας μεταλλική τρισδιάστατη εκτύπωση.

Το δοσίμετρο το σχεδίασαν ώστε να παρουσιάζει γωνιακή και ενεργειακή εξάρτηση λιγότερη από 5% για ιδιότητες δέσμης IEC RQR και RQT στην περιοχή 65-145 kV.

Τέλος, τα αποτελέσματα από τις προσομοιώσεις Monte Carlo έδειξαν ότι ο συνδυασμός της γωνιακής και ενεργειακής εξάρτησης ήταν λιγότερο από 3% στην περιοχή 100-150 kV κάτι που απέδειξε την σωστή κατασκευή και λειτουργία του δοσιμέτρου.

6 Δημοσιεύσεις τα τελευταία χρόνια που ασχολούνται με δοσίμετρα mosfet



Εικόνα 2 Δημοσιεύσεις μελετών MOSFET ανά χρονολογία

(<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>)

Στην εικόνα 2 φαίνεται ο αριθμός δημοσιεύσεων ανά έτος στη διεθνή επιστημονική βιβλιογραφία. Ως πηγή χρησιμοποιήθηκε η βάση δεδομένων pubmed. Από το σχήμα παρατηρούμε ότι η πρώτη δημοσίευση ήταν το 1991, αλλά αυξητικές τάσεις παρουσιάστηκαν μετά το 2000. Το μέγιστο πλήθος των δημοσιεύσεων παρουσιάστηκε τη μεταξύ του 2005 και του 2015. Μια δικαιολόγηση για αυτό μπορεί να είναι η ωρίμανση της τεχνολογικής ανάπτυξης που είχε συντελεστεί τα προηγούμενα χρόνια κι έδωσε τη δυνατότητα κατασκευής ολοκληρωμένων συστημάτων χαμηλότερου κόστους και υψηλότερων επιδόσεων.

7 Πιθανά προβλήματα και προτάσεις βελτίωσης

Σύμφωνα με τις παραπάνω μελέτης παρατηρήθηκε ότι κατά την διάρκεια των πειραματικών μετρήσεων τα δοσίμετρα MOSFET εμφάνισαν κάποιες αδυναμίες κατά την ακτινοβολή τους με ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Οι αδυναμίες αυτές είχαν αρνητική επιρροή στο τελικό αποτέλεσμα. Για παράδειγμα σε πολλές από τις παραπάνω μελέτες ο λανθασμένος υπολογισμός της δόσης της ακτινοβολίας οφειλόταν σε μικρό ποσοστό στις μεταβολές της θερμοκρασίας και την επιρροή που είχε στη τιμή της τάσης του κατωφλίου. Για αυτό το λόγο γίνεται η χρήση ενός θερμίστορ το οποίο θα καταγράφει τις μεταβολές θερμοκρασίας και στην συνέχεια θα μπορεί να γίνεται η διόρθωση των τελικών τιμών της ραδιενεργούς δόσης.

Ένας άλλος σημαντικός παράγοντας στις μετρήσεις παρατηρήθηκε ότι ήταν η ευαισθησία. Στις περισσότερες μελέτες κατά την πειραματική διαδικασία γίνονταν λόγος για διάφορες τεχνικές που είχαν ως στόχο την αύξηση της ευαισθησίας των MOSFET. Κάποιες από τις πιο σημαντικές τεχνικές ήταν η αύξηση της έντασης του ηλεκτρικού πεδίου κατά την ακτινοβολή και η αύξηση του πάχους του οξειδίου της πύλης ώστε να αυξηθεί ταυτόχρονα και η περιοχή που εγκλωβίζονται τα φορτία. Τέλος σε κάποιες μελέτες χρησιμοποιήθηκε η συνδεσμολογία stacked τριών ή και παραπάνω τρανζίστορ MOSFET με σκοπό την αύξηση της ευαισθησίας.

8 Πατέντες

- **Συσκευή συγκράτησης για ανάλυση χαρακτηριστικών δοσιμέτρου**

Η παρούσα εφεύρεση σχετίζεται με μια συσκευή συγκράτησης που έχει ως στόχο την ανάλυση των χαρακτηριστικών ενός δοσιμέτρου. Η συσκευή συγκράτησης αποτελείται από ένα στήριγμα όπου στηρίζεται το δοσίμετρο ώστε να βρίσκεται στην σωστή κατεύθυνση της ακτινοβολίας, το σώμα της συσκευής έχει σφαιρικό σχήμα με καμπυλότητα συγκεκριμένων διαστάσεων ενώ στην θήκη του δοσιμέτρου υπάρχουν πολλές οπές στερέωσης. Η συσκευή συγκράτησης έχει την δυνατότητα ανάλυση χαρακτηριστικών όχι μόνο ενός δοσιμέτρου αλλά και περισσότερων και τα δοσίμετρα μπορούν να βρίσκονται σε όποια γωνία και θέση επιθυμούν σε σχέση με έναν πομπό ακτινοβολίας. Τα χαρακτηριστικά των δοσιμέτρων αναλύονται με ακρίβεια και το πρόγραμμα θεραπείας με ακτινοβολία εκτελείται αποτελεσματικά. (39)

- **Ευέλικτος αισθητήρας ακτινοβολίας**

Η παρούσα εφεύρεση σχετίζεται με έναν εύκαμπτο αισθητήρα ακτινοβολίας. Ο αισθητήρας ακτινοβολίας αποτελείται από ένα ζευγάρι μονωμένα τρανζίστορ εφέ πεδίου πύλης (MOSFET). Το ζευγάρι τρανζίστορ βρίσκεται ενσωματωμένο στο ίδιο υπόστρωμα και το καθένα έχει την δική του πηγή, πύλη και απαγωγό. Επιπλέον τα τρανζίστορ βρίσκονται κολλημένα πάνω σε μια εύκαμπτη πλακέτα κυκλώματος. Η πλακέτα περιέχει διαδρομές αγωγίμες ώστε η πηγή, η πύλη και ο απαγωγός κάθε τρανζίστορ να συνδέονται στο αντίθετο άκρο της πλακέτας κυκλώματος. Αυτό το άκρο σύνδεσης έχει την δυνατότητα να συνδεθεί με κατάλληλο κύκλωμα ανάγνωσης των διαφορικών τάσεων κατωφλίου και με κύκλωμα διαφορικής πόλωσης για την πόλωση των τρανζίστορ. Αυτή η διαφορική τάση κατωφλίου είναι η μέτρηση που λαμβάνουν τα τρανζίστορ όταν είναι σε κατάσταση πόλωσης και ακτινοβολούνται. Το εύκαμπτο κύκλωμα επιτρέπει να γίνεται χρήση καθετήρες ή σε παρόμοιο ιατρικό εξοπλισμό. (40)

- **Συσκευή δοσιμετρίας με αισθητήρα μαγνητικής θέσης**

Η παρούσα εφεύρεση σχετίζεται με την κατασκευή ενός δοσιμέτρου με στόχο την αντιμετώπιση των δυσκολιών που παρουσιάζονται κατά την κίνηση του αντικειμένου που ακτινοβολείται. Για αυτό το λόγο κύριο μέλημα της εφεύρεσης αυτής είναι η αντιστάθμιση της κίνησης του στόχου. Η συσκευή δοσιμετρίας χρησιμοποιεί ένα

δοσίμετρο με έναν τουλάχιστον έναν ανιχνευτή ακτινοβολίας MOSFET και έναν αισθητήρα μαγνητικής θέσης ο οποίος βρίσκεται σε προκαθορισμένη απόσταση μεταξύ τους. Οι μετρήσεις επιπέδου της ακτινοβολίας που υπολογίζονται από τον ανιχνευτή και οι ενδείξεις θέσης που υπολογίζεται από τον αισθητήρα μαγνητικής θέσης συσχετίζονται κατάλληλα μεταξύ τους και ανάλογα με το χρόνο, λαμβάνεται η θέση του ανιχνευτή ακτινοβολίας όταν έγινε η ανίχνευση ενός συγκεκριμένου επιπέδου ακτινοβολίας. (41)

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην παρούσα διπλωματική εργασία πραγματοποιήθηκε μια μελέτη όσον αφορά την επιστήμη της δοσιμετρίας και πιο συγκεκριμένα πάνω στα δοσίμετρα που χρησιμοποιούν τρανζίστορ MOS και είναι ευρέως γνωστά με την ονομασία MOSFET. Μετά από την αξιολόγηση που έγινε σε υπάρχουσες πειραματικές μελέτες για το χρονικό διάστημα από το 1997 ως σήμερα παρατηρήθηκε αρχικά ότι τα δοσίμετρα MOSFETs χρησιμοποιούνται ευρέως στην ιατρική απεικόνιση. Επιπλέον, παρατηρήθηκε μέσα από τις πειραματικές διαδικασίες και μετρήσεις των παραπάνω μελετών ότι τα δοσίμετρα MOSFET χαρακτηρίζονται για την χαμηλή ενεργειακής τους κατανάλωση, την υψηλή διακριτική ικανότητα τους, την υψηλή ευαισθησία τους και την εξαιρετική γραμμικότητα τους, παρέχοντας στους χρήστες μετρήσεις αξιόπιστες και με μεγάλη ακρίβεια. Επιπροσθέτως, αποδείχθηκε η καταλληλότητα των MOSFET για χρήση σε ένα ευρύ πεδίο της ιατρικής απεικόνισης. Τα δοσίμετρα MOSFET μπορούν να χρησιμοποιηθούν είτε για προσωπική χρήση είτε για παρακολούθηση της δόσης σε ασθενείς που υποβάλλονται σε αξονική τομογραφία ή ακόμα και για ασθενείς που έχουν εμφανίσει καρκίνο στο κεφάλι ή στο τράχηλο κατά τη διάρκεια θεραπείας με φωτόνια. Επίσης, χρησιμοποιούνται για την διασφάλιση ποιότητας της τομοθεραπείας, στη δοσιμετρία όσον αφορά δέσμες ηλεκτρονίων στην οδοντική αξονική τομογραφία κωνικής δέσμης, για εκτίμηση της μέσης δόσης στη μαστογραφία και υπάρχει δυνατότητα εφαρμογής του στη βραχυθεραπεία. Τέλος, τα δοσίμετρα MOSFET λόγω της υψηλής ευαισθησίας που τα χαρακτηρίζει είναι ιδανικές συσκευές για μέτρηση της χαμηλής δόσης στην ακτινοθεραπεία.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Τσαρδακλής Π. (2007) “Ανάπτυξη συστήματος data logging για την καταγραφή ιοντίζουσων ακτινοβολιών με τη χρήση ανιχνευτών mosfet”, Διπλωματική εργασία, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Φυσικής.
- [2] J. Izewska and G. Rajan, “Chapter 3 RADIATION DOSIMETERS,” Podgorsak, E.B., Ed., Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency-IAEA, pp. 71–99.
- [3] Κατσιδης Κ. (2007) , “Δομές MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor),” Εισαγωγή στη Μικροηλεκτρονική ,pp. 1–24.
- [4] M. Soubra, J. Cyler, G. Mackay (1994) “Evaluation of dual bias dual metal oxide-silicon semiconductor field effect transistor detector as radiation dosimeter” Medical Physics 21, 567
- [5] Λυτροσυγγούνης Χ. (2014), “Σύστημα Μέτρησης Ιοντίζουσας Ακτινοβολίας με Αισθητήρες MOSFET Βασισμένο σε μικροελεγκτή”, Πτυχιακή εργασία, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Φυσικής.
- [6] M. Jung, C. Teissier, and P. Siffert, “Theoretical current response of silicon detectors to fast neutron beams in mixed n , fields,” Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A vol. 408, pp. 503–510, 1998.
- [7] S. L. Dong et al., “Estimation of mean-glandular dose from monitoring breast entrance skin air kerma using a high sensitivity metal oxide semiconductor field effect transistor (MOSFET) dosimeter system in mammography,” Applied Radiation and Isotopes vol. 57, pp. 791–799, 2002.
- [8] T. Cheung, P. K. N. Yu, and M. J. Butson, “Low-dose measurement with a MOSFET in high-energy radiotherapy applications,” Radiation Measurements vol. 39, pp. 91–94, 2005, doi: 10.1016/j.radmeas.2004.04.007.
- [9] M. Dybek, W. Łobodziec, A. Kawa-iwanicka, and T. Iwanicki, “MOSFET detectors as a tool for the verification of therapeutic doses of electron beams in radiotherapy,”

- Reports of Practical Oncology & Radiotherapy vol. 10, no. 6, pp. 301–306, 2005, doi: 10.1016/S1507-1367(05)71103-2.
- [10] L. J. Asensio and M. A. Carvajal, “Evaluation of a low-cost commercial mosfet as radiation dosimeter,” *Sensors and Actuators A* vol. 125, pp. 288–295, 2006, doi: 10.1016/j.sna.2005.08.020.
- [11] A. Cherpak, R. C. N. Studinski, and J. E. Cygler, “MOSFET detectors in quality assurance of tomotherapy treatments,” *Radiotherapy and Oncology* vol. 86, pp. 242–250, 2008, doi: 10.1016/j.radonc.2007.10.025
- [12] C. J. Tung, L. C. Wang, H. C. Wang, C. C. Lee, and T. C. Chao, “In vivo dose verification for photon treatments of head and neck carcinomas using MOSFET dosimeters,” *Acta Oncologica* vol. 43, pp. 870–874, 2008, doi: 10.1016/j.radmeas.2007.11.050.
- [13] I. S. Kwan et al., “Skin dosimetry with new MOSFET detectors,” *Radiation Measurements* vol. 43, pp. 929–932, 2008, doi: 10.1016/j.radmeas.2007.12.052.
- [14] A. Gopiraj, R. S. Billimagga, and V. Ramasubramanian, “Performance characteristics and commissioning of MOSFET as an in-vivo dosimeter for high energy photon external beam radiation therapy,” *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy* vol. 13, no. 3, pp. 114–125, 2008, doi: 10.1016/S1507-1367(10)60001-6.
- [15] R. K. K. C. H. Aanstra et al., “In Vivo Dosimetry Using A Linear Mosfet-Array Dosimeter To Determine The Urethra Dose In 125 I Permanent Prostate Implants,” *International Journal of Radiation Oncology*Biography*Physics* vol. 73, no. 1, pp. 314–321, 2009, doi: 10.1016/j.ijrobp.2008.08.040.
- [16] M. Fragopoulou, S. Siskos, M. Manolopoulou, M. Zamani, and G. Sarrabayrouse, “Thermal neutron dosimetry using MOSFET doseimeters,” *Radiat. Meas.*, vol. 44, no. 9–10, pp. 1006–1008, 2009, doi: 10.1016/j.radmeas.2009.10.082.
- [17] V. Patil, R. Tamarasani, S. Vasanthan, and S. Ganesan, “Dosimetric characteristics of a MOSFET dosimeter for clinical electron beams,” *Phys. Medica*, vol. 25, no. 3, pp. 141–147, 2009, doi: 10.1016/j.ejmp.2008.11.003.

- [18] M. Fragopoulou, V. Konstantakos, M. Zamani, S. Siskos, T. Laopoulos, and G. Sarrabayrouse, "Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A High sensitivity MOSFET-based neutron dosimetry," *Nucl. Inst. Methods Phys. Res. A*, vol. 621, no. 1–3, pp. 611–614, 2010, doi: 10.1016/j.nima.2010.06.095.
- [19] M. A. Carvajal, M. Vilches, D. Guirado, A. M. Lallena, J. Banqueri, and A. J. Palma, "Physical Readout techniques for linearity and resolution improvements in MOSFET dosimeters," *Sensors and Actuators A* : vol. 157, pp. 178–184, 2010, doi: 10.1016/j.sna.2009.11.034.
- [20] M. I. L. Erch, P. E. M. Etcalfé, A. N. R. Osenfeld, and T. O. K. Ron, "REAL-TIME IN VIVO DOSIMETRY WITH MOSFET DETECTORS IN SERIAL TOMOTHERAPY FOR HEAD AND NECK CANCER PATIENTS," *International Journal of Radiation Oncology*Biography*Physics* vol. 80, no. 5, pp. 1581–1588, 2011, doi: 10.1016/j.ijrobp.2010.10.063.
- [21] V. A. Smyntyna, O. A. Kulinich, I. R. Iatsunskyi, and I. A. Marchuk, "Influence of structural defects on thermostability and radiation sensitivity of Si MOSFET dosimeters," *Radiat. Meas.*, vol. 46, no. 12, pp. 1650–1653, 2011, doi: 10.1016/j.radmeas.2011.04.010.
- [22] N. D. Vasovi and G. S. Risti, "A new microcontroller-based RADFET dosimeter reader," *Radiation Measurements* vol. 47, pp. 272–276, 2012, doi:10.1016/j.radmeas.2012.01.017.
- [23] M. A. Carvajal, F. Simancas, D. Guirado, M. Vilches, A. M. Lallena, and A. J. Palma, "Sensors and Actuators A : Physical A compact and low cost dosimetry system based on MOSFET for in vivo radiotherapy," *Sensors Actuators A. Phys.*, vol. 182, pp. 146–152, 2012, doi: 10.1016/j.sna.2012.05.024.
- [24] G. Sarrabayrouse and S. Siskos, "Low dose measurement with thick gate oxide MOSFETs," *Radiat. Phys. Chem.*, vol. 81, no. 3, pp. 339–344, 2012, doi: 10.1016/j.radphyschem.2011.11.020.
- [25] J. Koivisto, T. Kiljunen, M. Tapiovaara, J. Wolff, and M. Kortensniemi, "Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computerized tomography with the use of metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters and Monte

- Carlo simulations,” *OOOO*, vol. 114, no. 3, pp. 393–400, 2012, doi: 10.1016/j.oooo.2012.06.003.
- [26] C. P. L. Lian, A. Young, D. Cutajar, N. Freeman, and A. B. Rosenfeld, “Organ point dose measurements in clinical multi slice computed tomography (MSCT) examinations with the MO Skin Ô radiation dosimeter,” *Radiat. Meas.*, vol. 55, pp. 56–59, 2013, doi: 10.1016/j.radmeas.2013.03.007.
- [27] S. Pejovic, P. Bosnjakovic, O. Ciraj-bjelac, and M. M. Pejovic, “Characteristics of a pMOSFET suitable for use in radiotherapy,” *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 77, pp. 44–49, 2013, doi: 10.1016/j.apradiso.2013.02.012.
- [28] A. Sors et al., “Physica Medica An optimized calibration method for surface measurements with MOSFETs in shaped-beam radiosurgery,” *Phys. Medica*, vol. 30, no. 1, pp. 10–17, 2014, doi: 10.1016/j.ejmp.2013.03.005.
- [29] B. Juste, R. Miró, V. Abella, A. Santos, and G. Verdú, “Use of MOSFET dosimeters to validate Monte Carlo radiation treatment calculation in an anthropomorphic phantom,” *Radiat. Phys. Chem.*, vol. 116, pp. 208–213, 2015, doi: 10.1016/j.radphyschem.2015.04.025.
- [30] M. S. Martínez-garcía, F. Simancas, A. J. Palma, and A. M. Lallena, “Sensors and Actuators A : Physical General purpose MOSFETs for the dosimetry of electron beams used in intra-operative radiotherapy,” *Sensors Actuators A. Phys.*, vol. 210, pp. 175–181, 2014, doi: 10.1016/j.sna.2014.02.019.
- [31] M. Dybek and B. Koz, “Evaluation of the applicability of MOSFET detectors in radiotherapy,” *Radiation Measurements* vol. 71, pp. 412–415, 2014, doi: 10.1016/j.radmeas.2014.08.004.
- [32] R. Phurailatpam, R. Upreti, S. Nojin, S. V Jamema, and D. D. Deshpande, “Physica Medica Characterization of commercial MOSFET detectors and their feasibility for in-vivo HDR brachytherapy,” *Phys. Medica*, vol. 32, no. 1, pp. 208–212, 2016, doi: 10.1016/j.ejmp.2015.08.009.
- [33] O. F. Siebel, J. G. Pereira, R. S. Souza, F. J. Ramirez-fernandez, M. C. Schneider, and C. Galup-montoro, “A very-low-cost dosimeter based on the off-the-shelf CD4007

- MOSFET array for in vivo radiotherapy applications,” *Radiat. Meas.*, vol. 75, pp. 53–63, 2015, doi: 10.1016/j.radmeas.2015.03.004.
- [34] M. A. Carvajal, P. Escobedo, M. Jiménez-melguizo, and M. S. Martínez-garcía, “Sensors and Actuators A : Physical A compact dosimetric system for MOSFETs based on passive NFC tag and smartphone,” *Sensors Actuators A. Phys.*, vol. 267, pp. 82–89, 2017, doi: 10.1016/j.sna.2017.10.015.
- [35] M. Garcia-inza, M. Cassani, S. Carbonetto, M. Casal, E. Redín, and A. Faigón, “6MV LINAC characterization of a MOSFET dosimeter fabricated in a CMOS process,” *Radiat. Meas.*, vol. 117, no. April, pp. 63–69, 2018, doi: 10.1016/j.radmeas.2018.07.009.
- [36] M. Pejovi and S. M. Pejovi, “VDMOSFET as a prospective dosimeter for radiotherapy,” vol. 132, no. March 2017, pp. 1–5, 2018, doi: 10.1016/j.apradiso.2017.11.001.
- [37] L. M. Pereira, H. J. Khoury, M. E. A. Andrade, V. S. M. Barros, D. Cutajar, and A. B. Rosenfeld, “Physica Medica Evaluation of the MOSkin dosimeter for diagnostic X-ray CT beams,” *Phys. Medica*, vol. 60, no. March, pp. 150–155, 2019, doi: 10.1016/j.ejmp.2019.03.030.
- [38] L. Herrnsdorf, M. Andersson, M. Gunnarsson, and S. Mattsson, “Optimization of energy and directional response of a small 4 π silicon dosemeter for quality control of CT / CBCT-units – A 3D CAD , Monte-Carlo , AM approach,” *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 158, no. September 2019, p. 109050, 2020, doi: 10.1016/j.apradiso.2020.109050.
- [39] J. Beom et al., “(12) United States Patent,” vol. 2, no. 12, 2011.
- [40] N. Electronics and A. E. Hanig, “United States Patent (19) 11 Patent Number ;,” no. 19, 1995.
- [41] S. N. A. Robert and W. Ashton, “Medical City (SA), Joanna Ewa Cygler,” vol. 2, no. 12, 2010.