

Κεφάλαιο 32

Ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια

Μ. Τρίχας

Α. Πανουσάκη

ΦΥΣΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΚΑΙ ΚΛΙΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Η δέσμη ταχέων ηλεκτρονίων έχει χρησιμοποιηθεί στην ακτινοθεραπεία από το 1950, αρχικά από βητατρόνια και γεννήτριες Van der Graaff και μετά στην δεκαετία του 1970, από γραμμικούς επιταχυντές.

Στους γραμμικούς επιταχυντές χρησιμοποιείται ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα πολύ υψηλής συχνότητας (RF) για την επιτάχυνση ηλεκτρονίων σε πολύ υψηλές ενέργειες. Ηλεκτρόνια από το νήμα εκτοξεύονται σε κατάλληλους χρόνους πάνω στο ηλεκτρομαγνητικό κύμα (RF = 3.000 MHz περίπου) και επιταχύνονται. Ο επιταχυντικός σωλήνας διατηρείται σε πολύ υψηλό κενό. Τα ηλεκτρόνια εκτοξεύονται με αρχική ενέργεια περίπου 50 KeV και αυξάνουν την ενέργειά τους συνεχώς μέχρις ότου φθάσουν στο παράθυρο εξόδου, παίρνοντας ενέργεια από το ηλεκτρομαγνητικό κύμα.

Η δέσμη των ηλεκτρονίων εξέρχεται εστιασμένη με διάμετρο 3 mm περίπου. Στους μεγάλους γραμμικούς επιταχυντές (με ενέργεια μεγαλύτερη από 6 MV) η δέσμη κάμπτεται κατά 90° πριν χτυπήσει τον στόχο. Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται συνήθως αχρωματικοί μαγνήτες, οι οποίοι κάμπτουν όλα τα ηλεκτρόνια κατά γωνία 270° άσχετα από μικρές διαφορές στην ενέργειά τους.

Προκειμένου να ληφθούν δέσμες ηλεκτρονίων, το φίλτρο και ο στόχος βολ-

φραμίου απομακρύνονται από το γραμμικό επιταχυντή και ενεργοποιείται το σύστημα σκέδασης της δέσμης ηλεκτρονίων ώστε να γίνει δυνατή η λήψη πεδίων μεγάλων διαστάσεων. Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιείται, είτε ένα λεπτό φύλλο Al ως σκεδαστής, είτε ηλεκτρομαγνητικό σύστημα σάρωσης της δέσμης.

Οι αλληλεπιδράσεις που συμβαίνουν καθώς τα υψηλής ενέργειας ηλεκτρόνια διασχίζουν έναν ιστό οφείλονται στις δυνάμεις Coulomb. Πρόκειται για ανελαστικές κρούσεις με ατομικά ηλεκτρόνια και με πυρήνες καθώς επίσης ελαστικές κρούσεις με ατομικά ηλεκτρόνια και με πυρήνες. Έτσι κατά τη σύγκρουση ένα τυχαίο ηλεκτρόνιο αλληλεπιδρά με ένα ατομικό ηλεκτρόνιο προκαλώντας την εκπομπή του ατομικού ηλεκτρονίου και τη διέγερση ή τον ιονισμό του ατόμου.

Τα εκπεμπόμενα ηλεκτρόνια εφόσον έχουν ικανή ενέργεια μπορούν να προκαλέσουν επιπλέον ιονισμό και ονομάζονται δευτερογενή ηλεκτρόνια ή ακτινοβολία δ. Κατά την αλληλεπίδραση του τυχαίου ηλεκτρονίου με τον πυρήνα παράγεται ακτινοβολία χ, γνωστή ως ακτινοβολία πέδησης (Bremsstrahlung).

Επειδή τα ηλεκτρόνια σκεδάζονται εύκολα στον αέρα, ο ορισμός του πεδίου πρέπει να γίνεται κοντά στο δέρμα του ασθενή. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιούνται δευτερεύοντα διαφράγματα ή κώνοι, που απορροφούν τα δευτερογε-

νώς παραγόμενα ηλεκτρόνια και την ακτινοβολία πεδήσεως.

Η απώλεια ενέργειας των ηλεκτρονίων η οφειλόμενη στη σύγκρουση, χρησιμεύει για την απόσπαση του ηλεκτρονίου από το άτομο, και τη δημιουργία ενός ασταθούς πυρήνα. Όσο πιο δυνατά συγκρατείται το ηλεκτρόνιο, τόσο μεγαλύτερη είναι η ενέργεια που χρειάζεται για να αποσπαστεί, δηλαδή τόσο μεγαλύτερη η απώλεια ενέργειας του θεραπευτικού ηλεκτρονίου. Άρα όσο μικρότερος είναι ο ατομικός αριθμός του ιστού που ακτινοβολείται (Z), τόσο μεγαλύτερη είναι η απώλεια ενέργειας του θεραπευτικού ηλεκτρονίου¹.

Ο μέσος ρυθμός μείωσης της ενέργειας των ηλεκτρονίων στον ανθρώπινο ιστό είναι περίπου 2 MeV cm^{-1} , μεταβάλλόμενο εκθετικά. Αυτό σημαίνει πως μία δέσμη ηλεκτρονίων ενέργειας 10 MeV θα έχει ένα θεραπευτικό εύρος 3 cm. Αυτό είναι κλινικά σημαντικό καθώς δεν υπάρχει δόση στους υποκείμενους ιστούς άλλη, εκτός από την οφειλόμενη στην ακτινοβολία την παραγόμενη από την πέδηση (ακτινοβολία x).

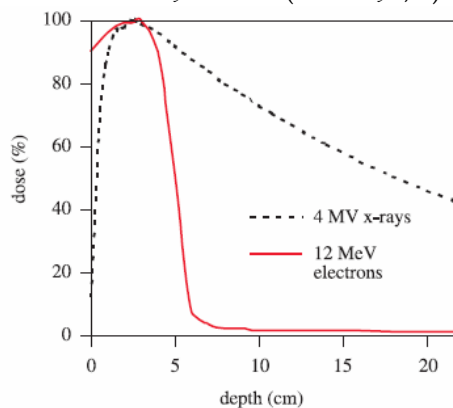
Για τους περισσότερους γραμμικούς επιταχυντές η ακτινοβολία πέδησης δεν ξεπερνά το 5% της δόσης στο σημείο D_{\max} (απόσταση από το δέρμα εντός του ιστού όπου παρατηρείται η μέγιστη δόση)².

Η κατανομή της δόσης μιας δέσμης ηλεκτρονίων, πέρα από την ενέργεια εξαρτάται επίσης και από το μέγεθος των πεδίων. Στα μικρά πεδία είναι δύσκολο να προβλεφθεί εξαιτίας της σκέδασης των ηλεκτρονίων και των build up effects³.

Τα κλινικά χαρακτηριστικά των δεσμών ηλεκτρονίων έχουν σχέση επίσης με το είδος του γραμμικού επιταχυντή

που τα παράγει. Οι κυριότερες παράμετροι που διαφέρουν μεταξύ των γραμμικών επιταχυντών είναι η ενέργεια, η κατασκευή, η λειτουργία του θαλάμου ελέγχου, η χρήση ελασμάτων σκέδασης ή μαγνητών και ο σχεδιασμός του κατευθυντήρα. Για τη ρύθμιση του μηχανήματος και το σχεδιασμό θεραπείας πρέπει να λαμβάνονται υπ' όψη οι τεχνικές παράμετροι του εκάστοτε γραμμικού επιταχυντή όσο και τα ανατομικά χαρακτηριστικά του κάθε ασθενή.

Η δέσμη ηλεκτρονίων είναι κατάλληλη για τη θεραπεία επιφανειακών όγκων μέχρι πέντε-έξι εκατοστά από την επιφάνεια του δέρματος. Η καμπύλη βάθους - δόσης δείχνει ότι αντίθετα με τα φωτόνια, η δόση ελαττώνεται απότομα με την απόσταση από την επιφάνεια μετά από μια μέγιστη τιμή. Τόσο η απόσταση D_{\max} , όσο και η κλιμάκωση μείωσης της δόσης ποικίλουν ανάλογα με την αρχική ενέργεια των ηλεκτρονίων. Οι κλινικά χρήσιμες ενέργειες κυμαίνονται από 4 έως 20 MeV (εικόνες 1, 2).



Εικόνα 1. Καμπύλες δόσης - βάθους φωτονίων και ηλεκτρονίων.

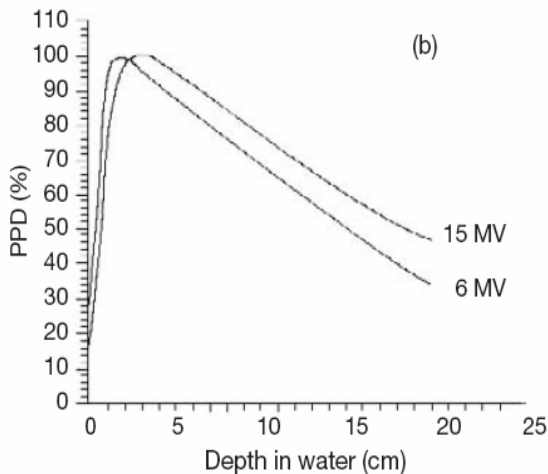
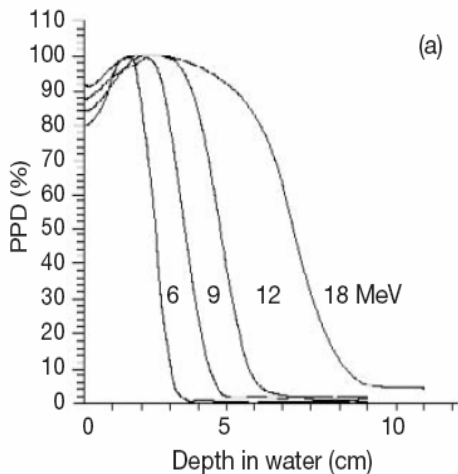
ΑΝΤΙΔΡΑΣΗ ΥΓΙΩΝ ΙΣΤΩΝ

Δέρμα και χείλη

Η ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια χρησιμοποιείται με επιτυχία για τη θερα-

πέια νεοπλασμάτων του δέρματος ακανθοκυτταρικού ή βασικοκυτταρικού ιστολογικού τύπου με αποτελέσματα

συγκρίσιμα με αυτά της χειρουργικής εξαίρεσης.



2. Εικόνα Καμπύλες δόσης - βάθους ηλεκτρονίων σε διάφορες ενέργειες

Ωστόσο, η μεγάλη πλειοψηφία των νεοπλασμάτων του δέρματος εκδηλώνεται ως πρώιμες βλάβες, εύκολα εξαίρεσιμες χειρουργικά.

Η Χειρουργική αφαίρεση σε σύγκριση με την Ακτινοθεραπεία, ως μέθοδος είναι πιο απλή, εξίσου αποτελεσματική ως προς την ίαση και το κοσμητικό αποτέλεσμα, ενώ παράλληλα επιτρέπει την ιστολογική εκτίμηση του παρασκευάσματος. Εξάλλου, το χρονικό διάστημα που απαιτείται για τη χορήγηση της ακτινοθεραπείας, καθώς επίσης για την αποκατάσταση των ιστικών βλαβών από την ακτινοβολία, είναι μεγάλη. Έτσι, η ακτινοθεραπεία σπάνια χρησιμοποιείται για τη θεραπεία μικρών όγκων.

Η ακτινοθεραπεία έχει εφαρμογή κυρίως σε περιπτώσεις πρωτοπαθών ακανθοκυτταρικών και βασικοκυτταρικών όγκων που βρίσκονται σε ανατομικές θέσεις δύσκολα προσπελάσιμες χειρουργικά (βλέφαρα, μύτη, αυτιά) ή σε επίμονους, υποτροπιάζοντες όγκους όπου η χειρουργική θεραπεία πρέπει να

συμπληρωθεί από ακτινοθεραπεία, ώστε να βελτιωθεί ο τοπικός έλεγχος της νόσου^{4,5,6,7,8,9,10,11,12,13}.

Άλλες ενδείξεις για τη χορήγηση ακτινοθεραπείας σε ασθενείς με καρκίνο του δέρματος αποτελούν οι πολλαπλές, επιφανειακές, πρακτικά μη εξαίρεσιμες βλάβες, η προδιάθεση για σχηματισμό χηλοειδών, η αδυναμία χειρουργικής εξαίρεσης για ιατρικούς λόγους, η αποφυγή ακρωτηριαστικών επεμβάσεων και η μεγάλη ηλικία. Τέλος η ακτινοθεραπεία είναι η ιδανική λύση για την παρηγορική αντιμετώπιση ανεγχείρητων τοπικά προχωρημένων νεοπλασμάτων του δέρματος.

Το ακτινοθεραπευτικό πεδίο στην περίπτωση μικρών, επιφανειακών βασικοκυτταρικών και καλά διαφοροποιημένων με ομαλά όρια ακανθοκυτταρικών όγκων, πρέπει να περιλαμβάνει τη μακροσκοπικά ορατή νόσο με ένα ελάχιστο όριο ασφάλειας 1 cm. Αντίθετα σε μεγάλα διηθητικά νεοπλάσματα απαιτούνται όρια 2 έως 3 cm, καθώς επίσης και ακτι-

νοβόληση των επιχώριων λεμφαδένων, όταν υπάρχει μεγάλη πιθανότητα αυτοί να είναι διηθημένοι.

Οι περισσότερες βλάβες που εντοπίζονται στα βλέφαρα, την παρειά, τη μύτη ή το αυτί είναι επιφανειακές και θεραπεύονται με δέσμες ηλεκτρονίων με ενέργεια 6 έως 9 MeV. Αν η μάζα φτάνει σε βάθος μεγαλύτερο από 2 cm τότε χρησιμοποιούνται ηλεκτρόνια ενέργειας 9 έως 12 MeV. Η ημερήσια χορηγούμενη δόση ακτινοβολίας πρέπει να είναι 2 Gy.



Εικόνα 3. Καλά διαφοροποιημένος καρκίνος του κάτω χείλους (άνω). Ο ίδιος όγκος μετά από έξι μήνες (κάτω).

Η ολική δόση που χορηγείται επικουρικά μετά από ολική εξαίρεση της βλάβης πρέπει να ανέρχεται στα 50 Gy, στην περίπτωση θετικών χειρουργικών οριών στα 66–70 Gy, ενώ σε ανεχειρήτους όγκους στα 70–74 Gy. Τέλος, υπάρχουν θεραπευτικά σχήματα για την αντιμετώπιση μικρών T1 βλαβών διαμέ-

τρου μικρότερης των 2 cm που περιλαμβάνουν λίγες συνεδρίες (4 έως 12). Τα θεραπευτικά πρωτόκολλα που χρησιμοποιούν μικρότερη ημερήσια δόση εξασφαλίζουν καλύτερο θεραπευτικό και κοσμητικό αποτέλεσμα (εικόνα 3).

Το σχήμα του πεδίου διαμορφώνεται με ειδικούς κώνους για ηλεκτρόνια, οι οποίοι εφαρμόζουν στην κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή και δημιουργούν τετράγωνα πεδία μεγέθους $5 \times 5 \text{ cm}^2$ έως $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

Προστατευτικά εξαρτήματα από μολύβδο (blocks) πρέπει να κατασκευάζονται για κάθε πεδίο έτσι ώστε το σχήμα του να προσαρμόζεται στο σχήμα και το μέγεθος του όγκου που πρόκειται να θεραπευθεί. Το πάχος του block εξαρτάται από την ενέργεια της δέσμης. Παραδείγματος χάριν για ενέργεια 7 MeV απαιτείται block πάχους 2,8 mm προκειμένου να επιτευχθεί απόλυτη προστασία, καθώς αυτό απορροφά το 98% της δέσμης, ενώ για ενέργεια 11 MeV αυτό πρέπει να φθάνει τα 4,3 mm.

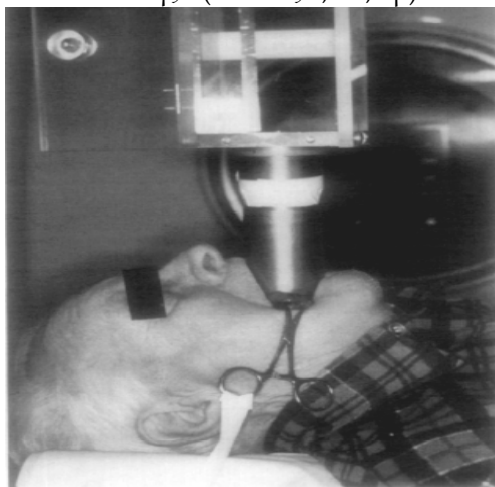
Blocks μολύβδου χρησιμοποιούνται επίσης για την προστασία των εν των βάθει ιστών. Στη θεραπεία καρκίνου παρειάς ή χειλέων τοποθετούνται ειδικοί ενδοστοματικοί κώνοι εξατομικευμένοι για κάθε ασθενή, με σκοπό να προφυλαχθούν επαρκώς τα γειτονικά με τη νόσο, ούλα ή γλώσσα. Τέλος, στη θεραπεία του καρκίνου των βλεφάρων, τοποθετούνται ειδικά blocks μολύβδου κάτω από το βλέφαρο για την προστασία του οφθαλμού¹⁴.

Ανώτερη αναπνευστική και πεπτική οδός

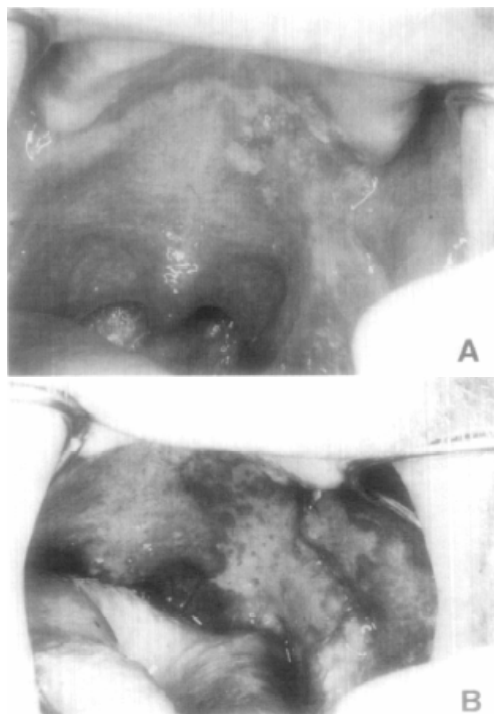
Η ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια μπορεί να χρησιμοποιηθεί και στη θεραπεία όγκων που εξορμούνται από την ανώτερη αναπνευστική και πεπτική οδό,

όπως π.χ.σε βλάβες που εδράζονται στην στοματική κοιλότητα, τον στοματοφάρυγγα, τον υποφάρυγγα καθώς και την υπεργλωττιδική μοίρα του λάρυγγα. Συνήθως προηγείται εξωτερική ακτινοθεραπεία με φωτόνια ή σε ορισμένες εξ αυτών έπεται ενδοϊστική βραχυθεραπεία .

Στις περιπτώσεις όγκων της στοματικής κοιλότητας η ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια, είτε ως συμπληρωματική θεραπεία της εξωτερικής ακτινοθεραπείας με φωτόνια, είτε ως ριζική θεραπεία, μπορεί να χορηγηθεί με τη χρήση ενδοστοματικών κώνων. Με τη μέθοδο αυτή συγκεντρώνεται υψηλή δόση στην περιοχή της πρωτοπαθούς εστίας, με ταυτόχρονη προστασία της γνάθου, των οδόντων, των ούλων και των σιελογόνων αδένων. Έτσι επιτυγχάνεται τοπικός έλεγχος της νόσου με τις λιγότερες δυνατές παρενέργειες από τους υγιείς ιστούς. Η ενέργεια της δέσμης ηλεκτρονίων (6, 9 ή 12 MeV) εκλέγεται ανάλογα με τα χαρακτηριστικά του νεοπλασματος, της θέσης και της πιθανής μικροσκοπικής του επέκτασης¹⁵ (εικόνες 4, 5α, 5β).



Εικόνα 4. Ενδοστοματικός κώνος για τη χορήγηση ακτινοθεραπείας με ηλεκτρόνια.



Εικόνα 5. Νεόπλασμα της υπερώας πριν και μετά τη θεραπεία με ηλεκτρόνια με ενδοστοματικό κώνο.

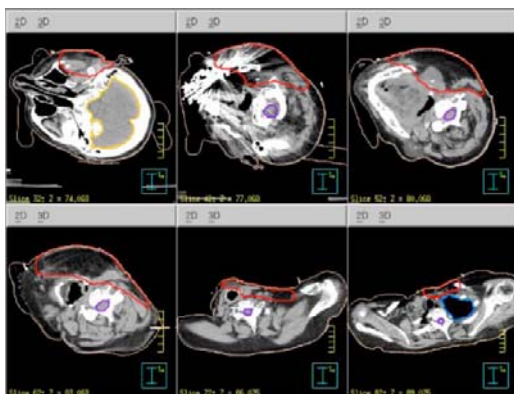
Όγκοι σιελογόνων αδένων και τραχηλικοί λεμφαδένες

Είναι γνωστό πως η μετεγχειρητική ακτινοθεραπεία ελαττώνει τον κίνδυνο τοπικής υποτροπής στις περιπτώσεις υψηλού βαθμού κακοήθειας νεοπλασμάτων των σιελογόνων αδένων¹⁶. Στις περιπτώσεις αυτές η θεραπεία χορηγείται με ηλεκτρόνια (σε ποσοστό 75-80% της ολικής δόσης) σε συνδυασμό με φωτόνια. Η ακτινοβολούμενη περιοχή περιλαμβάνει την περιοχή της παρωτίδας και τις εγχειρητικές τομές σε όλη τους την έκταση. Η ομόπλευρη τραχηλική χώρα ακτινοβολείται όταν ο πρωτοπαθής όγκος είναι υψηλού βαθμού κακοήθειας, όταν υπάρχει διήθηση του συνδετικού ιστού και των λεμφαγγείων ή τέλος όταν υπάρχουν διηθημένοι λεμφαδένες στο εγχειρητικό παρασκεύασμα. Η

θεραπεία του τραχήλου μπορεί να γίνει με δέσμη ηλεκτρονίων ενέργειας 9 MeV (εικόνες 6, 7).



Εικόνα 6. Ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια σε όγκους της παρωτίδας με τη χρήση bolus.



Εικόνα 7. Κατανομή της δόσης στη σύμμορφη ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια στην περιοχή της παρωτίδας και του τραχήλου.

Σημαντικό πρόβλημα στη χορήγηση της θεραπείας δημιουργεί η ανομοιογένεια των ιστών της κεφαλής και του τραχήλου και το ανώμαλο περίγραμμα της επιφάνειας της περιοχής αυτής, με αποτέλεσμα να εμφανίζονται θερμά και ψυχρά σημεία κατά την κατανομή της δόσης και ακτινοβόληση υγιών ιστών και κριτικών οργάνων. Η βελτίωση τόσο της κατανομής όσο και της ομοιογένειας της δόσης μπορεί να επιτευχθεί με τη χρήση ειδικών επιθεμάτων επί της ακτινοβολούμενης περιοχής (bolus).

Αυτά κατασκευάζονται με τη βοήθεια εξειδικευμένων συστημάτων σχεδιασμού της θεραπείας (treatment planning

systems - TPS) και συμβάλλουν στο να κατανεμηθεί η ακτινοβολία μόνο στην περιοχή που έχει επιλέξει ο ακτινοθεραπευτής-ογκολόγος (PTV)¹⁷. Αντίστοιχες τεχνικές χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις νεοπλασμάτων της ανώτερης αναπνευστικής και πεπτικής οδού, όταν πρόκειται να ακτινοβληθούν προληπτικά ή ριζικά οι λεμφαδένες του τραχήλου.

Καρκίνος του μαστού

Η θεραπεία με ηλεκτρόνια έχει σημαντική θέση στην αντιμετώπιση του καρκίνου του μαστού, είτε στα πλαίσια της χορήγησης επιπλέον δόσης (boost) στην κοίτη του όγκου, μετά από συντηρητική χειρουργική επέμβαση και εξωτερική ακτινοθεραπεία με φωτόνια, είτε ως ριζική θεραπεία για την εκρίζωση της υποκλινικής νόσου στο θωρακικό τοίχωμα, τους έσω μαστικούς, τους υπερκλείδιους και μασχαλιαίους λεμφαδένες μετά από τροποποιημένη ριζική μαστεκτομή.

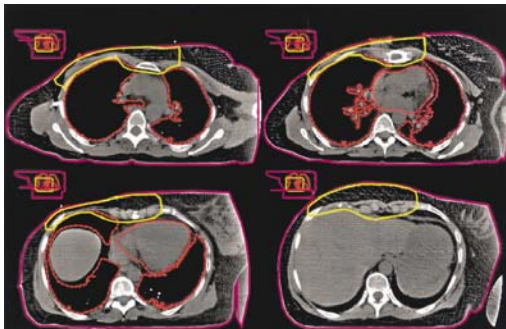
Κατά τη διάρκεια της θεραπείας η ασθενής πρέπει να είναι σε ύπτια θέση με το άνω άκρο σε απαγωγή 90° και το αντιβράχιο σε όρθια θέση με τη βοήθεια συσκευής ακινητοποίησης (breast board). Κατάλληλοι χειρισμοί του γραμμικού επιταχυντή πρέπει να γίνουν έτσι ώστε η δέσμη των ηλεκτρονίων να πέφτει κάθετα στην επιφάνεια του σώματος της ασθενούς.

Σημαντική πρόκληση για τον ακτινοθεραπευτή - ογκολόγο αποτελεί η χορήγηση μετεγχειρητικής ακτινοθεραπείας στο θωρακικό τοίχωμα. Η κατανομή της ακτινοβολίας πρέπει να είναι τέτοια ώστε να περιλαμβάνει το σύστοιχο θωρακικό τοίχωμα και τους περιοχικούς λεμφαδένες, ενώ ταυτόχρονα να ελαχιστοποιεί τη δόση στους φυσιολογικούς ι-

στους (σύστοιχος πνεύμονας, καρδιά ετερόπλευρος μαστός). Το διαφορετικό πάχος, οι ανωμαλίες στην τομή καθώς και η καμπυλότητα του θωρακικού τοιχώματος προσθέτουν επιπλέον δυσκολίες στην τεχνική της ακτινοθεραπείας. Παλαιότερα οι τεχνικές ακτινοθεραπείας του θωρακικού τοιχώματος ήταν συνυφασμένες με πολλές επιπλοκές, κυρίως από την καρδιά και τον πνεύμονα^{18,19}. Βελτιστοποίηση την ομοιογένειας και της κατανομής της δόσης ηλεκτρονίων στο θωρακικό τοίχωμα και τους περιοχικούς λεμφαδένες (μασχαλιαίους, υπερκλειδίους και έσω μαστικούς) επιτυγχάνεται με την εφαρμογή επιθεμάτων (bolus) (εικόνα 8). Ειδικά τρισδιάστατα συστήματα σχεδιασμού χρησιμοποιούνται εξατομικευμένα για την κάθε ασθενή²⁰ (εικόνα 9).



Εικόνα 8. Σύμμορφη ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια του θωρακικού τοιχώματος με τη χρήση bolus



Εικόνα 9. Κατανομή της ακτινοβολίας στο θωρακικό τοίχωμα με σύμμορφη ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια

Άλλα νεοπλάσματα

Λεμφώματα με εντόπιση στο δέρμα ή

τον υποδόριο ιστό μπορούν να αντιμετωπιστούν με ακτινοβολία δέσμης ηλεκτρονίων. Σε πολλές περιπτώσεις σαρκωμάτων μαλακών μορίων, τα ηλεκτρόνια μπορούν να χρησιμοποιηθούν, είτε ως αποκλειστική θεραπευτική τεχνική, είτε σε συνδυασμό με φωτόνια με σκοπό αφ' ενός τη θεραπεία της νόσου με παράλληλη διατήρηση της λειτουργικότητας των οργάνων και αφετέρου τον περιορισμό των παρενεργειών. Τέλος, πρωτοπαθή ή υποτροπιάζοντα νεοπλάσματα του αιδοίου, του κατώτερου τριτημόριου του κόλπου και της ουρήθρας μπορούν να θεραπευθούν αποκλειστικά με ακτινοβολία δέσμης ηλεκτρονίων.

ΕΙΔΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

Ολική ακτινοβολία του δέρματος (Total skinelectron beam irradiation)

Η ακτινοβολία όλου του δέρματος με ηλεκτρόνια αποτελεί θεραπεία εκλογής για τη σπογγοειδή μυκητίαση και άλλες μορφές CTCL. Οι σύγχρονες τεχνικές χρησιμοποιούν τρία αντιπαράλληλα ζεύγη δεσμών ηλεκτρονίων, συνολικά έξι πεδία. Ο ασθενής τοποθετείται μπροστά από δέσμη ενέργειας 3 έως 6 MeV σε έξι θέσεις. Η πρόσθια, η δεξιά οπίσθια λοξή και η αριστερή οπίσθια λοξή δέσμη χορηγούνται την πρώτη ημέρα του κύκλου, ενώ η οπίσθια, η δεξιά πρόσθια λοξή και η αριστερή πρόσθια λοξή τη δεύτερη μέρα του κύκλου θεραπείας. Όλο το δέρμα λαμβάνει συνολικά 1,5 έως 2 Gy σε κάθε κύκλο δύο ημερών. Η θεραπεία χορηγείται τέσσερις ημέρες την εβδομάδα. Η συνολικά χορηγούμενη δόση στο δέρμα ανέρχεται σε 10 έως 20 Gy, σε παρηγορικές θεραπείες και σε 30 έως 40 Gy σε περιπτώσεις ασθενών που αντιμετωπίζονται ριζικά με ενδιάμεση διακοπή 1 ή 2 εβδομάδων.

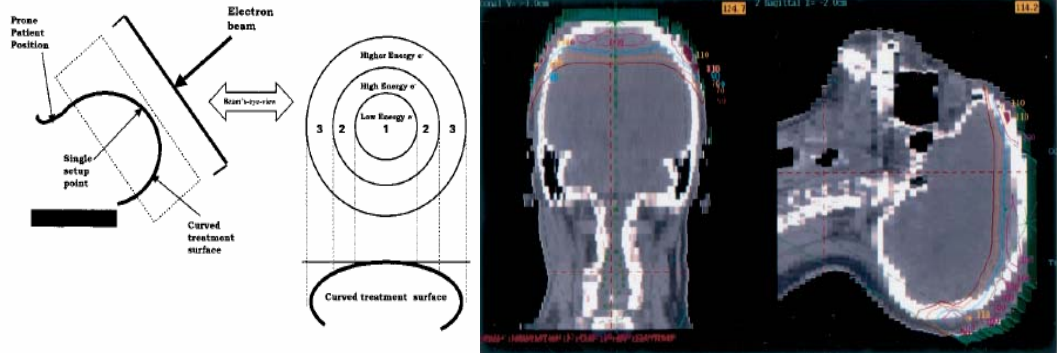
Κατά τη διάρκεια της θεραπείας λαμβάνεται μέριμνα για την προστασία των οφθαλμών. Περιοχές που δεν μπορούν άμεσα να εκτεθούν στη δέσμη ηλεκτρονίων (πέλματα, περίνεο, άνω έσω περιοχή των μηρών, οπισθοωτιαία χώρα, άνω τμήμα του κρανίου και δερματικές πτυχές) υποβάλλονται σε θεραπεία με ξεχωριστά πεδία ηλεκτρονίων.

Ολική ακτινοβόληση του κρανίου (Total scalp irradiation)

Η ομοιογενής ακτινοβόληση του κρανίου με ηλεκτρόνια παραμένει ένα δύσκολο πρόβλημα εξαιτίας της ανώμαλης μορφολογίας της κεφαλής. Η χρήση πολλαπλών πεδίων ηλεκτρονίων δημιουργεί σημαντικά προβλήματα στη

δοσιμετρία, ιδιαίτερα στα σημεία επαφής των πεδίων. Βελτιωμένες τεχνικές αναπτύχθηκαν από τον Hogstrom και συνεργάτες, οι οποίες προσφέρουν καλύτερη ποιότητα και μικρότερη διάρκεια θεραπείας.

Μία από αυτές χορηγείται με έξι πεδία ενέργειας 7 MeV και τοποθέτηση bolus επί της κεφαλής. Η άλλη μέθοδος διενεργείται με τοξοειδή τεχνική.²¹ Μια τρίτη τεχνική που αναπτύχθηκε στο Albert Einstein College of Medicine, θεωρεί την επιφάνεια του κρανίου ως ένα σύνολο ομόκεντρων κύκλων που θεραπεύονται με ξεχωριστές δέσμες ηλεκτρονίων με διαφορετική ενέργεια²² (εικόνες 10α, 10β, 11α, 11β).



Εικόνα 10. α) Περιγραφή της τεχνικής ακτινοβόλησης του κρανίου με ηλεκτρόνια, β) Κατανόμη της δόσης στο κρανίο.



Εικόνα 11. α) Αρχική εικόνα του κρανίου του ασθενή, β) Τέσσερις μήνες μετά την ολοκλήρωση της ακτινοθεραπείας

Διεγχειρητική ακτινοθεραπεία (Intraoperative radiation therapy - IORT)

Ως διεγχειρητική ακτινοθεραπεία ορί-

ζεται ή χορήγηση μίας συνεδρίας ακτινοθεραπείας κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης. Αποτελεί μια θεραπευτική μέθοδο που συνδυάζει τη χειρουργική με την ακτινοθεραπεία με σκοπό τη βελτίωση του τοπικού ελέγχου της νόσου.

Στις μέρες μας η χορήγηση της διεγχειρητικής ακτινοθεραπείας με ηλεκτρόνια διενεργείται σε ειδικές χειρουργικές αίθουσες, με τη βοήθεια μικρών κινητών γραμμικών επιταχυντών (Mobetron και NOVAC-7) οι οποίοι παρά-

γουν ηλεκτρόνια. Ο γραμμικός επιταχυντής μετακινείται δίπλα στο κρεβάτι του ασθενούς μετά την εξαίρεση του όγκου, ο ειδικός κώνος ηλεκτρονίων τοποθετείται επί του εγχειρητικού πεδίου, αφού πρώτα απομακρυνθούν οι ευαίσθητοι στην ακτινοβολία υγιείς ιστοί και τοποθετηθούν μολύβδινα blocks για την προστασία των υποκείμενων ιστών (εικόνα 12).



Εικόνα 12. Διεγχειρητική ακτινοθεραπεία του μαστού.

Η εκλογή της κατάλληλης ενέργειας και δόσης της δέσμης ηλεκτρονίων εξαρτάται από την υπολειπόμενη νόσο. Η τελευταία κυμαίνεται μεταξύ 10 και 20 Gy.

Κύριες ενδείξεις διεγχειρητικής ακτινοθεραπείας με ηλεκτρόνια αποτελούν ο καρκίνος του παγκρέατος, του στομάχου, του παχέος εντέρου, τα σαρκώματα μαλακών μορίων και σε μικρότερο βαθμό ο γυναικολογικός καρκίνος και οι νεοπλασίες της κεφαλής και του τραχήλου, του νεφρού, της ουροδόχου κύστης, του πνεύμονα και του μαστού.

ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ

Την τελευταία δεκαετία η τρισδιάστα-

τη σύμμορφη ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια και η ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια μεταβαλλόμενης έντασης και ενέργειας αποτελούν έναν από τους στόχους στην εξέλιξη της ακτινοθεραπείας.

Η σύμμορφη θεραπεία με ηλεκτρόνια (electron conformal therapy, ECT) χρησιμοποιεί μία ή περισσότερες δέσμες ηλεκτρονίων με σκοπό α) να περιλάβει την περιοχή του σώματος του ασθενή που πρέπει να ακτινοβοληθεί (PTV) εντός της καμπύλης που περιγράφει το 90% της ολικής δόσης, β) να κατανέμει τη δόση ομοιογενώς στην περιοχή αυτή και γ) να ακτινοβολούνται με την ελάχιστη δυνατή δόση οι υποκείμενοι υγιείς ιστοί και κριτικά όργανα.

Η διαμορφούμενη ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια (Modulated Electron Therapy, MET) είναι η σύμμορφη θεραπεία μη ηλεκτρόνια η οποία όμως χρησιμοποιεί διαμορφούμενη ενέργεια ή διαμορφούμενη ένταση. Η διαμόρφωση της ενέργειας μπορεί να επιτευχθεί είτε με μικρά βήματα (continuous steps $<0,2$ MeV) με τη βοήθεια επιθεμάτων (bolus), είτε με διακριτά βήματα (discrete steps 1,5 – 4 MeV) χρησιμοποιώντας ένα μικρό αριθμό δεσμών ηλεκτρονίων ενός κοινού γραμμικού επιταχυντή^{23,24,25,26}.

Η ευρεία κλινική εφαρμογή των μεθόδων αυτών χορήγησης ηλεκτρονίων δεν είναι εφικτή στην καθ' ημέρα πράξη καθώς απαιτούν, αφ' ενός την υποστήριξη των συστημάτων σχεδιασμού θεραπείας με εξειδικευμένα λογισμικά προγράμματα, αφετέρου είναι χρονοβόρες όσον αφορά στη χορήγηση της θεραπείας.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. ICRU: Report No 35: Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies between 1 and 50 MeV, p 107. Washington, DC, ICRU

- 1984
2. Almond PR: Characteristics of current medical electron accelerator beams. In Chu F, Loughlin J eds: *Proceedings of the Symposium on Electron Beam Therapy*, p 47. New York, Memorial Sloan Kettering Cancer Center, 1981
 3. Tarpley N ed: *Clinical Application of the Electron Beam*, p 46 New York, Wiley, 1976) (Mayer JA, Palta JR, Hogstrom KR: *Phys Med Biol* 11:676, 1984
 4. Petrovich Z. et al Carcinoma of the lip and selected sites of the head and neck skin. A clinical study of 896 patients. *Radiother Oncol* 1987; 8:11-17
 5. Mazon JJ et al Radiation therapy of carcinomas of the skin of nose and nasal vestibule: a report of 1676 cases by the Groupe Europeen de Curietherapie. *Radiother Oncol* 1988; 13:165-173
 6. Lovet RD et al External irradiation of epithelial skin cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990; 19:235-242
 7. Mendenhall WM et al T2-T4 carcinoma of the skin of the head and neck treated with radical irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1987; 13:975-981
 8. Ashby MA et al Treatment of nonmelanoma skin cancer in a large Australian center. *Cancer* 1989; 63:1863-1871
 9. Avril MF et al. Basal cell carcinoma of the face: surgery or radiotherapy? Results of a randomized study. *Br J Cancer* 1997; 76:100-106
 10. Churchill-Davidson I et al. Rodent ulcers: an analysis of 711 lesions treated by radiotherapy. *British Medical Journal* 1954; 1465-1468
 11. Fitzpatrick PJ et al. basal and squamous cell carcinoma of the eyelids and their treatment by radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1984; 10:449-454.
 12. Hall VL et al. Treatment of basal cell carcinoma: comparison of radiotherapy and cryotherapy. *Clin Radiol* 1986; 37:33-34
 13. Wilder RB et al. Recurrent basal cell carcinoma treated with radiation therapy. *Arch Dermatol.*1991;127:1668-1672
 14. Khan FM. *The Physics of Radiation Therapy*, Lippincott, Williams and Wilkins, Baltimore, MD (2003)
 15. Wang CC, Biggs PJ. Technical and Radiotherapeutic Considerations of Intra-Oral Cone Electron Beam Radiotherapy for Head and Neck Cancer. *Sem. Radiat Oncol*;1992;2:171-179
 16. Joseph, R.S. Salivary Glands In: *Principle and Practice of Radiation Oncology*, 3rd edn., pp.961-979. Editors: C.A. Perez and L.W. Brady. Lippincott, Philadelphia, 1997
 17. Kudchadker R.J. et al. Utilization of custom electron bolus in head and neck radiotherapy. *Journal of applied clinical medical physics.* 2003; 4:321-333.
 18. Fowble B, et al. Radiotherapy for the prevention of local regional recurrence in high risk patients post mastectomy receiving adjuvant chemotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988; 14: 627-631
 19. Janjan NA, et al. Dose to the cardiac vascular and conduction systems in primary breast irradiation. *Med Dosim* 1990; 14: 81-87
 20. Perkins GH, et al. A custom three dimensional electron bolus technique for optimization of postmastectomy irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 51: 1142-1151
 21. Hogstrom KR et al. Comparison of experimental and calculated dose distribution: A review of electron beam dose planning at the M.D. Anderson Hospital. *Acta Radiol* 364 (suppl): 89, 1983
 22. Yaparpalvi R et al. Improved dose homogeneity in scalp irradiation using a single set up point and different energy electron beams. *The British Journal of radiology* 2002;75: 670-677
 23. Low DA et al. Electron bolus design for radiotherapy treatment planning: bolus design algorithms. 1992; *Med Phys*: 19. 115-124
 24. Starkschall G et al. Effects of dimensionality of heterogeneity corrections on the implementation of a three-dimensional electron pencil-beam algorithm 1991. *Phys Med Biol*; 36:207-227

25. Zackrisson B, Karlsson M. Matching of electron beams for conformal therapy of target volumes at moderate depths 1996. *Radiother Oncol.*; 39: 261-70
26. Hyodynmaa et al. Optimization of conformal electron beam therapy using energy- and fluence- modulated beams 1996. *Med Phys*; 23: 659-66