الفصل الرابع والثلاثون

تجهيزات المعالجة الإشعاعية
RADIOTHERAPY EQUIPMENT

إن السرطان هو أحد الأسباب المؤدية للموت في العالم. ويتم تدبيره علاجياً الآن باستخدام واحدة من أو اتحاد من طرق المعالجة الثلاثة: الجراحة و المعالجة الكيميائية والمعالجة الإشعاعية. يتلقى أكثر من نصف مرضى السرطان جميعاً المعالجة الإشعاعية إما كمعالجة رئيسية وإما مساعدة. من المحتمل أن يزداد عدد مرضى المعالجة الإشعاعية بقوة بسبب ازدياد نسبة الكهولة في السكان، الذي يعني أن حدوث السرطان سوف يزداد أيضاً. تُعتبر المعالجة الإشعاعية الطريقة المُفضلة في التدبير العلاجي بين المرضى بمعدل نجاح جيد وتكلفة إجمالية أقل.

(٣٤,١) استخدام آلات الأشعة السينية ذات الجهد العالي
Use of High Voltage X-Ray Machine

أُستخدمت الأشعة السينية لمعالجة السرطان بعد أن تم اكتشافها في عام ١٨٩٥م بفترة قصيرة. و لقد كانت أجهزة الأشعة السينية البدائية هذه ذات قيمة محدودة لمعالجة عدة أنواع من السرطان حيث إن اختراق الإشعاع لم يكن كافياً لمعالجة الأورام الموجودة عميقاً دون أن يسبب ضرراً كبيراً في الأنسجة الطبيعية السليمة التي تعلو الورم. تم تنفيذ المعالجة الإشعاعية بشكل حصري تقريباً بواسطة آلات الأشعة السينية التي تعمل على جهود أنابيب في مجال الـ ٤٠٠ كيلو فولت. تنتج مثل هذه الآلات حزم أشعة سينية لها طيف عريض من طاقات الأشعة السينية بمعدل يساوي ثلث القيمة الأعظمية أو أقل. وبذلك يمكن أن تتوافق آلة الـ ٤٠٠ كيلو فولت مع طاقة وحيدة بحدود ١٣٣ كيلو إلكترون فولت (KeV).

تم بنفس الوقت تقريباً وضع آلات إشعاعية بطاقة أعلى في الاستخدام الطبي من أجل لاستخدام في أبحاث فيزيائية ذات طاقة عالية مثل المحول الرنان ومولد فان دي غراف Van de Graff. استخدمت هذه الأجهزة طرق التسريع المباشرة للحصول على طاقات تساوي ١ أو ٢ مليون إلكترون فولت (MeV). وبالرغم من أنها تؤمن أشعة سينية أكثر نفاذاً فإنها أجهزة بطيئة للاستخدام وكانت صعبة التشغيل والصيانة. وكنتيجة لذلك لم تلاقي هذه الأجهزة قبولاً واسعاً.

(٣٤,٢) تطور البيتاترون
Development of Betatron

إن الجهاز الأكثر انتشاراً بين هذه الأجهزة كان البيتاترون، الذي أُستخدم لمعالجة السرطان في الخمسينيات (1950s). أنتج البيتاترون حزم أشعة سينية بطاقة عالية بالإضافة إلى حزم إلكترونات متعددة بطاقات مختلفة. وفّرت بعض وحدات البيتاترون أشعة سينية وطاقات إلكترونات عالية حتى ٤٥ MeV. جلب التنوع الكبير لحزم المعالجة من البيتاترون بُعداً جديداً للمعالجة الإشعاعية. وُجد أن حزم الأشعة السينية ذات الطاقة العالية من البيتاترون مناسبة بشكل جيد لمعالجة أورام الحوض والجذع وذلك بسبب اختراقها الأكبر من خلال مقاطع الجسم السميكة. لقد تم الإثبات بأن حزم إلكترونات البيتاترون مفيدة بشكل خاص لأنها تضع معظم جرعة إشعاعها ضمن سنتمترات قليلة من السطح وسمحت بمعالجة الإصابات السطحية بينما تُبقي على النسيج الطبيعي والتراكيب الحرجة تحت الورم.

من ناحية ثانية وبالرغم من ميزاتها فإن للبيتاترونات مشاكل جدّية حدّت من تطبيقاتها. كانت البيتاترونات ذات الطاقة العالية (٢٥ MeV أو أكثر) أجهزة كبيرة وثقيلة وليست سهلة القيادة وبطيئة. وكانت صعبة المناورة حول المريض بسبب وزنها الثقيل و حجمها الكبير. إن عدم وجود دوراناً كاملاً بزاوية مقدارها ٣٦٠ درجة لوحدة المعالجة حول المريض الثابت جعل من الصعب على هذه الأجهزة تحقيق إعدادات دقيقة للمريض أثناء سير المعالجة.

بالرغم من أن أكثر البيتاترونات المُدمجة التي طاقتها بحدود ١٨ MeV كانت سهلة المناورة نسبياً لكنها تستطيع فقط إنتاج خرج أشعة سينية منخفض جداً. إن حجم الحقل الأعظمي كان محدوداً أيضاً إلى حوالي ٢٠×٢٠ سنتمتر. ومن أجل حقول أكبر وجب إعطاء المعالجات على مسافات ممتدة، مما يؤدي إلى تقليل خرج الإشعاع. لقد حدَّ هذا الخرج المنخفض مع الصعوبة في توضع المريض كلاهما بشكل عام من الإنتاجية بما يخص عدد المرضى الذين يمكن معالجتهم في يوم واحد. وأخيراً كانت البيتاترونات أجهزة معقدة وغالباً ما تحتاج إلى شخص خبير فنياً ليكون موجود في مكان العمل ليصون الوحدة. وبسبب هذه المشاكل لم تصبح البيتاترونات شعبية وبقي استخدامها مُقتصراً على مرافق المعالجة الضخمة فقط.

(٣٤,٣) آلة الكوبالت –٦٠
Cobalt-60 Machine

تم إدخال وحدة الكوبالت في أوائل الخمسينيات (1950s) إلى الاستخدام الطبي. إن الكوبالت هو مادة معدنية قاسية ويملك عدداً ذرياً مقداره ٢٧ ووزناً ذرياً يساوي ٥٨,٩٣٣ وكثافة كتلة مقدارها ٨٩٠٠ كيلو غرام/متر مكعب ويذوب عند حوالي ١٥٠٠ درجة مئوية. لقد كان جهاز معالجة بإشعاع ذو طاقة منخفضة بسيط ومدمج وموثوق يستخدم حبيبة من نظير الكوبالت المُشِع كمنبع للإشعاع. سببت وحدة الكوبالت عملياً الاستخدام الواسع الانتشار للمعالجة الإشعاعية، ليس فقط في مراكز المعالجة الضخمة والمستشفيات الجامعية، بل وفي المستشفيات

والمستوصفات في كل مكان من العالم. أثار الاستخدام الزائد للإشعاع كوسيلة علاجية أهمية تأمين منابع مدمجة أكثر لإشعاع بطاقة أعلى منتظم من أجل المعالجة.

لا يوجد النظير المشع كوبالت-٦٠ (^{60}Co) في الطبيعة. إنه من صنع الإنسان و يتم إنتاجه عندما يتم قذف نظير كوبالت مستقر، ^{59}Co، بواسطة النيوترونات في مفاعل نووي.

يملك النظير المشع ^{60}Co نصف عمر طويل نسبياً (٥,٢٦ سنة) وعندما يتلاشى فإنه ينتج إشعاعين من أشعة غاما (γ) بطاقات تساوي ١,١٧ و١,٣٣ MeV على التوالي. ويتم إنتاج هذه الإشعاعات بعدد متساوي ويمكن تقريبها من خلال متوسطاتها، ١,٢٥ MeV، لتشكيل إشعاع له اختراق عالي في المادة. تجعل هذه الخصائص من الـ ^{60}CO منبعاً فريداً للإشعاع من أجل معالجة السرطان. إن وحدات الكوبالت هي أجهزة بسيطة ميكانيكياً وكهربائياً وبعد إدخالها أصبحت بشكل سريع الآلة القياسية لمعالجة كل أنواع السرطان تقريباً.

مباشرة بعد أن أصبحت وحدة الكوبالت متوفرة تجارياً، وإنتاج منابع الكوبالت وبعد أن انتشرت وحدات الكوبالت بمقدار كبير تم خلال ٣٠ سنة تنفيذ معالجة إشعاعية بالكوبالت-٦٠ أكثر من المعالجة بكل الأنواع الأخرى للإشعاعات المُوحَدة. تملك آلات الكوبالت ميزة هائلة لإنتاج حزمة إشعاعية ذات طاقة عالية نسبياً موثوقة ومستقرة وقابلة للتنبؤ بالكامل وهي أيضاً سهلة الإصلاح نسبياً عندما يكون ذلك مطلوباً.

إنتاج المنبع ^{60}Co: إن أية مادة تقريباً موضوعة ضمن حقل إشعاع نيوتروني لمفاعل نووي سوف تصبح مشعة. يُحدد النشاط الذي يتم إنتاجه في حالة ^{60}Co بواسطة كثافة جريان النيوترون في المفاعل والمقطع العرضي لالتقاط النيوترون وكمية الكوبالت-٥٩ التي تم إدخالها إلى المفاعل وطول الزمن الذي تُركت فيه هناك.

تتضمن المعالجة الإشعاعية البسيطة بشكل نموذجي جرعة مُمتصة عند الورم تعادل ٢,٥ غري (Gr) (٢٠٠ راد). وبسبب التضعيف في الأنسجة وعوامل أخرى متعددة يمكن أن يتضمن هذا تعرضاً يساوي ٢٠٠ رونتجن (R) تقريباً. ينبغي أن لا يستمر جزء التشعيع للمعالجة لأكثر من دقيقة و نصف وسوف يتطلب هذا نشاطاً لمنبع قريب جداً من الـ ٤٠٠٠ كيوري (Ci). وبقصد بلوغ هذا المستوى من النشاط الإشعاعي يجب أن يوضع الكوبالت في المفاعل لوقت طويل حيث إن ^{60}Co يتلاشى أيضاً حتى أثناء تشكيله. ويمكن أن يكون النشاط الناتج مجموع النشاط الذي يتم إنتاجه و الكمية التي تتلاشى.

يمكن أن تبين الحسابات الرياضية المُفصلة بأنه لإنتاج منبع بقوة ٤٠٠٠ كيوري، فإنه يجب أن يبقى الكوبالت في المفاعل لأكثر من سنتين. مع ذلك فإن جريانات المفاعل تزداد بمرور الزمن. وقد سمح هذا بتقصير زمن التشعيع وبجعل حجم المنبع أصغر.

إن المنابع في الممارسة الفعلية ليست مُشَعَّعة كإسطوانات صلبة. على العكس فإنه يتم ترتيبها في كبسولة عند الطلب من قضبان أو حبيبات مُشَعَّعة مسبقاً لانتقاء نشاطات محددة. يتم احتواء الحبيبات في زوج حاويات من الستانلس ستيل. يتم تلقيم الحبيبات إلى إسطوانة بالإضافة إلى مباعدات يتم إدخالها لإبقاء الحبيبات في الموضع،

وأخيراً يتم إدخال هذه الإسطوانة مغلقة من النهايتين إلى إسطوانة أخرى مغلقة باللحام على البارد. يتم تنفيذ جميع هذه العمليات عن بعد في خلية حارة. وأخيراً يتم شحن المنبع في حاوية محمية بشكل جيد ومحجبة ليتم تلقيمها إلى وحدة الكوبالت.

(٣٤,٣,١) التفاصيل البنيوية لآلة الكوبالت Constructional Details of the Cobalt Machine

تتألف آلة الكوبالت من الأجزاء الجزئية الرئيسية التالية : (الشكل رقم ٣٤,١) :

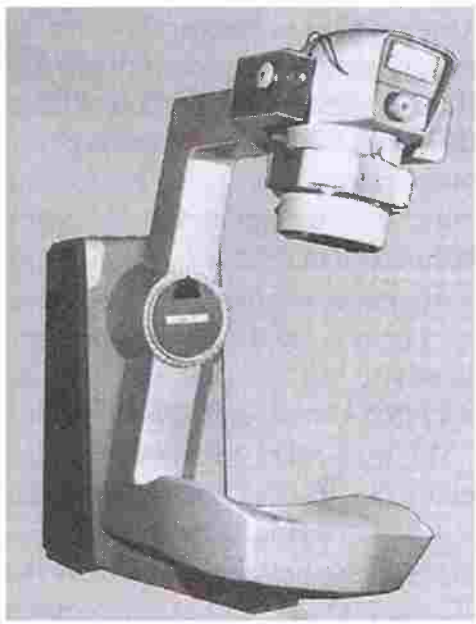
١- رأس منبع الكوبالت.

٢- تركيبات الرأس.

٣- محدد الساحة.

٤- طاولة المعالجة.

٥- منصة التحكم وأقفال السلامة التشابكيه interlocks.

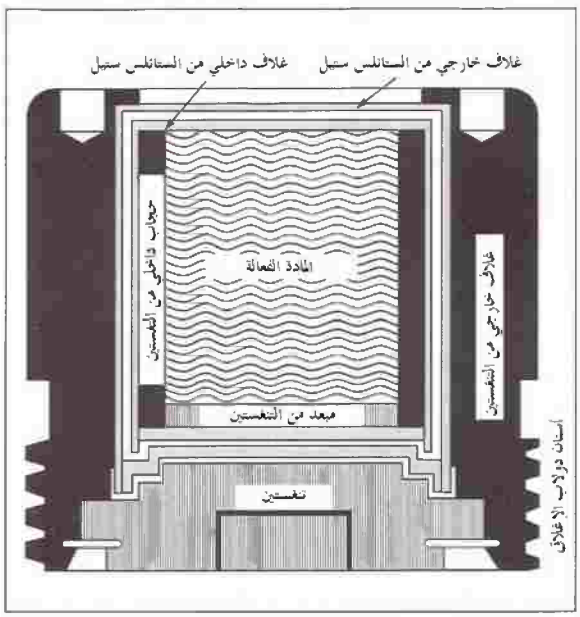


الشكل رقم (٣٤,١). الأنظمة الجزئية المتعددة في آلة الكوبالت.

رأس منبع الكوبالت : إن قلب النظام هو منبع الكوبالت. ويتم وضعه قرب مركز حاوية كبيرة من الفولاذ مملوءة بالرصاص (الشكل رقم ٣٤,٢). تم ابتكار عدد من الطرق لتحريك المنبع من وضعية "الإطفاء" إلى وضعية "التشغيل". يبين الشكل رقم (٣٤,٣) الطريقتين المُستعملتين عموماً. يتم تركيب المنبع في الشكل رقم (أ ٣٤,٣) في

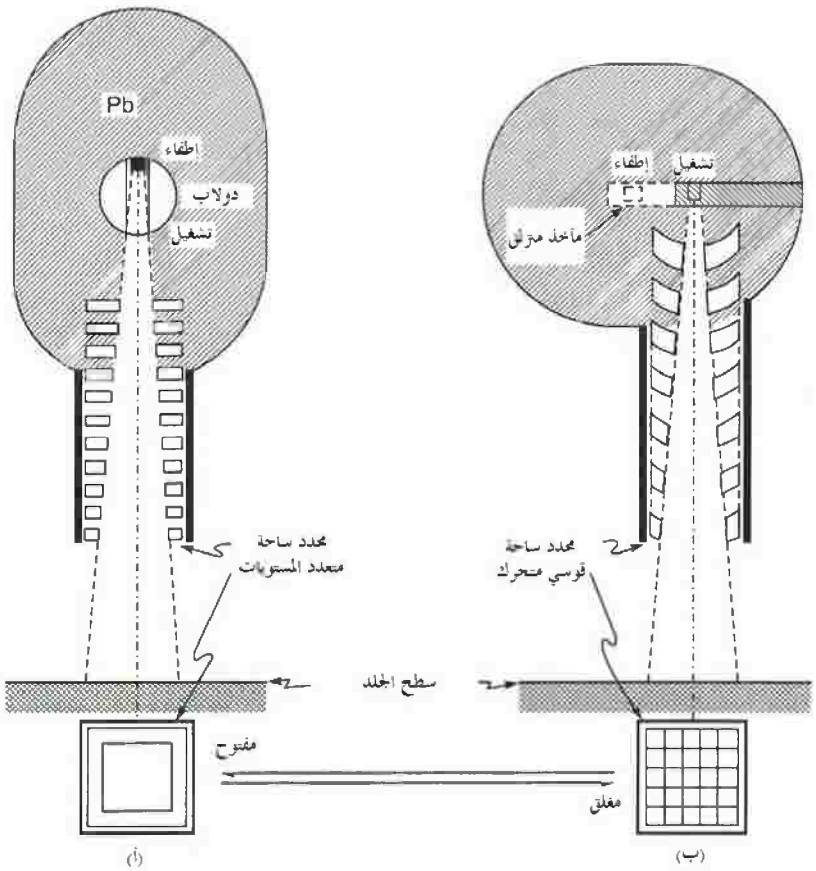
معدن ثقيل مشابه لدولاب تنغستين يتم تدويره خلال ١٨٠ درجة ليحمل المنبع من وضعية "الإطفاء" إلى وضعية "التشغيل". يحدث التحويل بين وضعيات "الإطفاء" و"التشغيل" بأقل من ثانيتين من أجل دقة تَعَرُّض تماثل رأس الدبوس. تعمل قيادة المحرك ضد نابض ذو عزم دوران عالي التحمل يعيد المنبع إلى وضعية "الإطفاء" فوراً من أجل إنهاء التعرض النظامي وفي حال حدوث خلل ما بالطاقة الكهربائية.

يتم إنجاز الوسائل الكهربائية لإعادة المنبع فورياً إلى وضعية "الإطفاء" من خلال الضغط على قضيب دفع للطوارئ في آلية التحكم لجهاز قياس يعكس اتجاه المحرك بحيث يتم قيادة المنبع عائداً إلى وضعية "الإطفاء". بالإضافة إلى ذلك يتم مراقبة دولاب يدوي كبير بشكل دائم على الصفيحة الأمامية لرأس المنبع من أجل إرجاع المنبع يدوياً. يتم تركيب المنبع في الشكل رقم (ب ٣٤,٣) في مأخذ منزلق أو درج يحمل المنبع من وضعية "الإطفاء" إلى وضعية "التشغيل". لقد أصبحت هذه الطريقة هي الأكثر استخداماً بشكل عام في الآلات التجارية.



الشكل رقم (٣٤,٢). مخطط تصميم لمنبع كوبالت.

يجب ترتيب جميع الآلات بحيث تكون آمنة ضد الفشل، وهذا يعني، أنه يجب أن يبقى المنبع في وضعية "التشغيل" من خلال التطبيق المستمر لقوة ما بحيث أنه إذا فشلت الطاقة فيجب أن يعود المنبع سريعاً إلى وضعية "الإطفاء". يتم عادةً تأمين هذا بواسطة نابض قوي وكلتا الطريقتين اللتين تم وصفهما أعلاه تدعمان هذا التدبير الاحتياطي.



الشكل رقم (٣٤,٣). آلية من أجل حركة منبع الكوبالت في وضعيتي "التشغيل" و"الإطفاء". (أ) يتم تركيب المنبع في دولاب يدور ليحمل المنبع من الوضعية المُحجبة "الإطفاء" إلى وضعية "التشغيل". (ب) يتم تركيب المنبع في درج أو مكبس مترلق يحرك المنبع من وضعية "الإطفاء" إلى وضعية"التشغيل".تبين المخططات محدد ساحة متعدد المستويات ذات قضبان قابلة للحركة لتحديد حجم الحزمة.

إن سماكة الحاوية المملوءة بالرصاص هي ٢٥ سنتمتر من جميع جهات المنبع. وينبغي أن يضمن تصميمها أن إشعاع التسرب الآتي من خلال سماكتها سوف لن يسبب تَعَرُّضاً زائداً لأي شخص يقيم على سطحها لفترات طويلة من الزمن. يمكن أن يتضمن هذا مكافئ جرعة سنوي ليس أكثر من ٥٠ ميلي سيفرت (mSv) (أو ~ ٥٠٠ ميلي ريم (mrem)) على مسافة ١ متر من المنبع. إن السيفرت هي وحدة مكافئ الجرعة . إن سيفرت واحد سوف ينتج عنه نفس الأثر البيولوجي الذي ينتج عن ١ غري (Gr) من الأشعة السينية التقليدية.

إذا افترضنا أن قوة المنبع الأعظمية هي ١٠٠٠٠ كيوري و إذا استخدمنا مرة أخرى معدل تَعَرُّض ثابت مقداره ١,٣١ ريم مربع/ساعة كيوري ($Rm^2h^{-1}Ci^{-1}$)، وإذا افترضنا أن ١ رونتجن يتطابق مع مكافئ جرعة يساوي ٠,٠١ سيفرت فإن هذا سوف يتضمن سماكة بحدود ٢٣ طبقة نصف – قيمة. إن طبقة نصف – القيمة في الرصاص

من أجل إشعاع الكوبالت هي بحدود ١,١ سنتمتر، وسوف يتضمن هذا الحساب سماكة بحدود ٢٥ سنتمتر. إن القيمة من ٢٠-٢٥ سنتمتر في الواقع هي في حدود السماكة لمعظم رؤوس وحدات الكوبالت. يعطي المنبع 9000Rhm ^{60}Co ٢٣٤ رونتجن/الدقيقة (R/min) عند محور الدوران. لا يتجاوز مستوى الإشعاع المنقول ١٠ ميلي رونتجن/الساعة (mR/h) عند ١٠٠ سنتمتر من المنبع في أية نقطة و ينبغي أن لا تتجاوز ٢,٠ ميلي رونتجن/الساعة كمتوسط إجمالي في حالة إطفاء الحزمة.

التركيبات: توجد طريقتان أساسيتان لتركيب و"تثبيت" وحدات المعالجة الإشعاعية. يتم إبقاء رأس الوحدة في التصميم البدائي للآلة في رباط يمكن تحريكه للأعلى والأسفل أو إلى الأمام والخلف ويمكن تدويره حول المحور. إن الوحدة مُجهزة بِمُطَبِّق معالجة يتم تركيبه عند نهاية محدد الساحة. تسمح حركات التركيب بوضع الوحدة على مجال عريض من الاتجاهات و تُمَكِّن العامل من وضع نهاية مُطَبِّق المعالجة مقابل جلد المريض في الموقع المُفترض. إن المسافة من المنبع إلى جلد المريض (SSD) هي عادة مُثَبَّتة على ٨٠ سنتمتر كما أن مركز الإعداد هو سطح المريض.

يتم في هذه الحالة تعليق تركيب الرأس بمجموعة من السكك المربوطة إلى السقف. ويتم في حالات أخرى تركيب الوحدة على عمود ذو حركة عمودية و محور من أجل دوران الرأس.

إن التركيب البديل هو ما يُدعى بتركيب مركز التساوي أو التركيب بمسافة- محور- منبع ثابتة (SAD). يتم تركيب الرأس المُصندق في غطاء بلاستيكي انسيابي على قنطرة تستطيع الدوران حول محور أفقي. تسند القنطرة رأس المنبع ثنائي المستوى المُركَّب على الرباط عند إحدى النهايات و حاجز الإشعاع أو الوزن المعاكس (counter-weight) الاختياري عند النهاية المعاكسة.

وتحافظ القنطرة بشكل صارم على مسافة ٨٠ سم من المنبع إلى محور الدوران المُحدد على مسافة ١٢٠ سنتمتر فوق الأرض. تملك القنطرة دوراناً مستمراً مقداره ٣٦٠ درجة إما باتجاه حركة عقرب الساعة وإما عكس اتجاه حركة عقرب الساعة. تُقاد كلتا الحركتين لرأس المنبع بمحرك عند ٠,٢٥ دورة في الدقيقة (rpm). تتألف القيادة من محرك تيار مستمر (DC) مع تحكم بالحالة الصلبة ودارات فرملة ديناميكية تضمن دوراناً منتظماً وتحكماً دقيقاً بحركة القنطرة.

يتم تركيب القنطرة على عمود دعم عمودي يتألف من إطار من الفولاذ المُقسّى ذو حجم ثقيل وذو قاعدة سميكة ٢,٥ سنتمتر وصفائح ارتكاز لغطاء النهاية. يتم تثبيت صفيحة القاعدة إلى الأرض بواسطة مسماري ارتكاز ملولبين تقليدين. تؤمن مجموعة التعليق والحمل حركة خالية من الاهتزازات بالإضافة إلى سكك التوجيه العمودية. يتم تأمين التحكم بالحركة العمودية من خلال مفتاح مُعلق تقليدي.

محددات الساحة: يبين الشكل رقم (٣٤,٣) نوعين من محددات الساحة أيضاً. وكلاهما يتألف من مجموعة من القضبان التي تستطيع إنتاج حزمة إشعاعية ذات مقطع عرضي مستطيل. تبين المخططات في الأسفل منظر عمودي لقضبان محدد الساحة في الوضعيتين المفتوحة و المغلقة. يدور محدد الساحة بزاوية مقدارها ٣٦٠ درجة حول

محور حزمته وتقوم نتوءات دَوَّارة بتثبيت الوضعية المطلوبة. تتم معايرة تدريج المؤشر بتزايدات مقدارها ١ درجة. إن حجم الحقل متغير باستمرار ليسمح بتشكيل حقول مربعة أو مستطيلة من ٣×٣ سنتمتر إلى ٣٥×٣٥ سنتمتر عند مسافة تساوي ٨٠ سنتمتر من المنبع. تتم قيادة ريَش محدد الساحة بمحرك و تضبط هذه الريش حجم الحقل.

يتم تركيب محدد الساحة من أربع مجموعات من الريَش المسطحة و المتداخلة بالرصاص مع قضبان من التنغستين داخلية مُزَوَّاة (ذات زوايا) من أجل أحجام حقول متغيرة باستمرار. عندما تتحرك الريَش فإن قضبان التنغستين المحددة للحزمة تُزَوَّ (تأخذ زاوية) بشكل آلي لتتبع تباعد الحزمة. يُسْقِطْ النظام المُدمج في الجهاز حقلاً ضوئياً على جلد المريض ليشير بدقة إلى الحقل الإشعاعي عند ٥٠ ٪ من خط شبه الظل الهندسي (خط الفصل الهندسي بين التعتيم الكامل والإضاءة الكاملة). يُسْقِطْ الجهاز الضوئي المُدمج في الجهاز تدريجاً سهل القراءة على جلد المريض لِيُسَهِّل القراءة المباشرة. وهو يشير من ٦٠ إلى ١٠٠ سنتمتر بتزايدات مقدارها ١ سنتمتر. عندما يتم تركيب العدد المطلوب على تقاطعات صغيرة فإن جلد المريض يكون عند المسافة المطلوبة من المنبع.

طاولة المعالجة : يستلقي المريض على سرير يمكن رفعه أو خفضه أو تحريكه جانبياً بحيث يتم وضع الورم على هذا المحور حيث إنه من أجل أية زاوية للقنطرة فإن الحزمة سوف تمر من خلال الورم. إن محور الدوران هو مسافة ثابتة عن المنبع ويُحدد حجم الحزمة بواسطة حجمها عند المحور. إن مركز الاهتمام الآن هو عند الورم أكثر منه عند السطح. يُدعى التركيب بمركز التساوي لأن محور دوران القنطرة يتقاطع مع المحور المركزي للحزمة (محور الدوران لمحدد الساحة) ، بحيث يدوران معاً حول نفس المركز.

بالإضافة إلى ذلك يستطيع السرير أن يدور عادةً حول محور عمودي ماراً أيضاً من خلال مركز التساوي. يسمح سطح الطاولة المتحرك بعتلة وذو المنضدة المتنقلة بتوضع دقيق للمريض قبل المعالجة بحزمة إشعاعية ثابتة أو متحركة. يتم التحكم بتنقلات سطح الطاولة الطولانية والعرضية يدوياً. إن الرفع العمودي مُقاد بواسطة محرك. بالإضافة إلى ذلك تدور كامل الطاولة بزاوية قدرها ١٨٠ درجة حول محور الحزمة العمودي.

تتألف مجموعة الحمل من ألمنيوم مصبوب مُركَّب تحت سطح الطاولة مباشرةً. وتتضمن مجموعات من سطوح الارتكاز وتحكمات التوضُّع. تركب سطوح الارتكاز الكروية في مسارات فولاذية مُقسّاة من أجل التنقل الطولي. تتحرك سطوح الارتكاز الكروية الخطية على أعمدة فولاذية مُقسّاة من أجل التنقل العمودي. يتم تزويد سرير المريض بواقيات متعدد لحماية المريض و المعالِج.

منصة التحكم و أقفال السلامة التشابكية : تُوضع منصة التحكم خارج غرفة المعالجة وتُسّهل التحكم بوظائف متعددة. تسمح منصة التحكم باختيار تقنيات المعالجة مثل الدوران أو التذبذب أو حذف المسح أو الفهرسة متعددة المداخل. يحدد مُنتقي الاتجاه دوران القنطرة باتجاه حركة عقرب الساعة أو عكس حركة عقرب الساعة. يقوم مؤقت التَعَرُّض بالعد تنازلياً عندما يقل زمن المعالجة و يتم إظهاره بواسطة وحدة قراءة للخرج ذات ديودات إصدار

الضوء (LED) رباعية الأرقام. بشكل متشابه يتم إظهار العد التصاعدي لزمن التَعَرُّض مع تقدم المعالجة. يقطع زر الطوارئ تيار قيادة المنبع من أجل إعادة نابض عزم التدوير لحدٍ ما إلى حالة "إطفاء الحزمة" من خلال تشغِّيل خاطف. بشكل مشابه يسمح القفل التشابكي لباب الدخول بالاتصال مع مفتاح السلامة عند باب الدخول. ويتم إنهاء التَعَرُّض آلياً إذا فُتح باب الدخول بينما يكون المنبع في حالة "التشغيل". يتحكم "مفتاح السلامة الرئيسي" بآلية انتقال المنبع ليمنع أي استخدام غير مصرح به.

إن وحدة الكوبالت بسيطة ميكانيكياً وخرجها قابل للتنبؤ بالكامل وموثوق. يمكن بسهولة إنتاج منابع ذات قوة كافية لتسمح بأزمنة معالجة قصيرة. إن ميزات الحزمة معروفة بشكل جيد وسهلة القياس نسبياً. إنه لمن السهل أيضاً صنع مرشحات خاصة ومُعَدِّلات حزمة من أجل احتياجات المعالجة الخاصة.

يجب تجديد المنابع بفواصل زمنية بحدود خمس سنوات ؛ لأن المنبع يتلاشى، ولكن هذا الإجراء سهل تماماً ونفقته أكثر مقابل كلفة الصيانة المنخفضة للآلة.

(٣٤,٤) آلة المسرع الخطي الطبي
Medical Linear Accelerator Machine

تم إدخال المسرعات الخطية التقليدية للمعالجة الإشعاعية و التي تنتج أشعة سينية و/أو حزم إلكترونات إلى الممارسة الإكلينيكية خلال الستينيات (1960s) وحققت قبولاً واسع الانتشار في المجتمع الإكلينيكي خلال السبعينيات (1970s). إن المسرع الخطي هو جهاز معالجة دقيق وموثوق مع مجال واسع من المقدرات. يتم اليوم إجراء معظم معالجات المعالجة الإشعاعية باستخدام المسرعات الخطية التقليدية للمعالجة الإشعاعية.

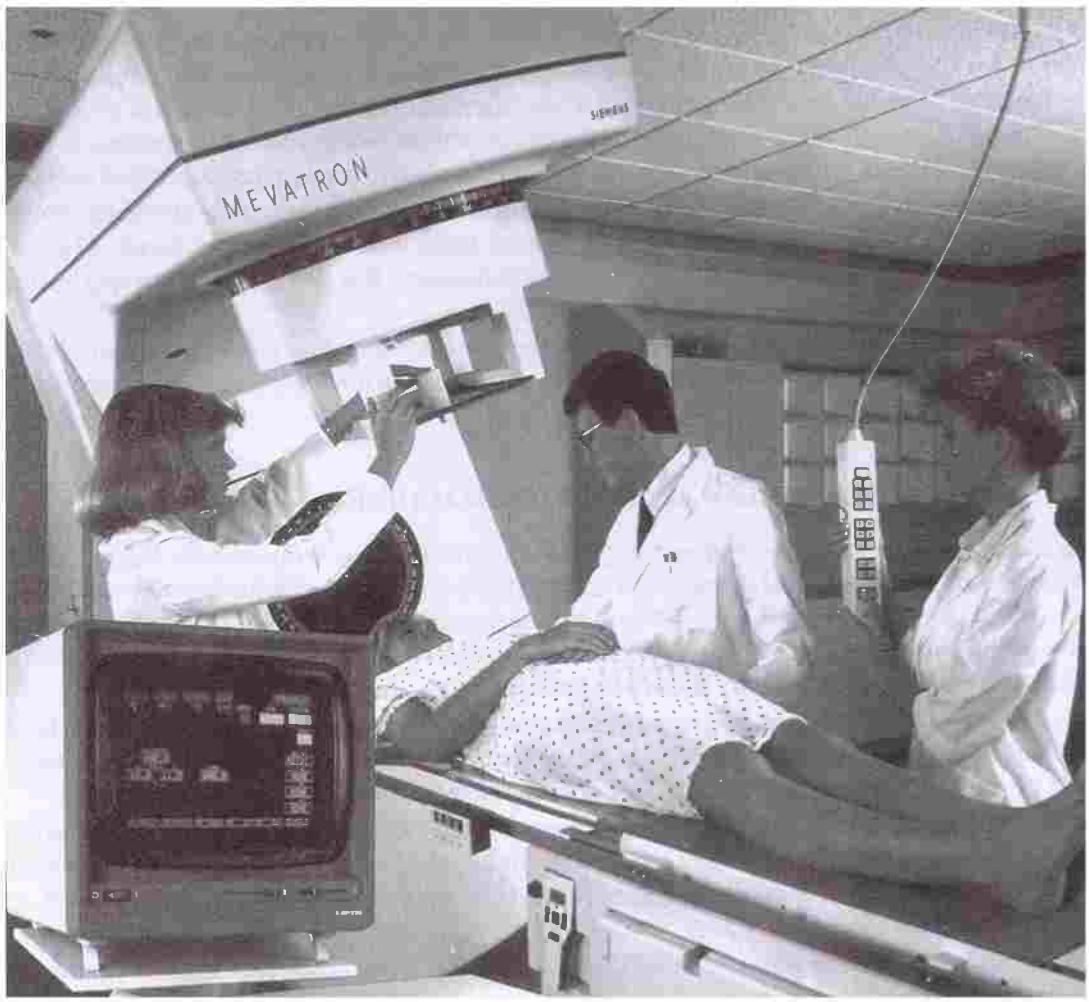
عند التحدث بشكل دقيق، يُطبّق مصطلح "المسرع الخطي" فقط على ذلك الجزء من النظام حيثما يتم تسريع الإلكترونات إلى المستوى المطلوب للطاقة. من ناحية ثانية يُستخدم المصطلح في هذه المعالجة لوصف كامل النظام المُستخدم من أجل المعالجات بالمعالجة الإشعاعية.

يُصَمَّم المسرع لتأمين حزمة أشعة سينية بالميغا فولت مع المميزات الضرورية من أجل تقنيات المعالجة الإشعاعية الحديثة. يتضمن المسرع الخطي بالمظهر الفيزيائي ثلاث مكونات رئيسية : (أ) القنطرة والحامل و(ب) سرير المعالجة و(ج) منصة التحكم.

يتم توليد حزمة المعالجة بواسطة دليل موجة المسرع الخطي الموضوعة في القنطرة وينتج حزمة فوتونات مُسَطَّحَة بطاقة تتراوح من ٤ إلى ٢٠ MeV. إن دليل المسرع هو تصميم بموجة مستقرة مع فجوات ترابط جانبية تسمح بتكييف الموجة المستقرة الرنانة التي تقلل فقدان الطاقة إلى أدنى حد في المسرع وتزيد فعالية امتصاص الطاقة من خلال الإلكترونات المحقونة. يتم تحجيب دليل المسرع لتخفيض إشعاع التسرب إلى أقل من ٠,١ ٪ من شدة الحزمة الأولية. إن تركيب المسرع متسامت مع حزمة الفوتونات التي ينتجها. يستخدم المسرع هدفاً من التنغستين ومدفع إلكترونات بجهد تشغيل لا يتجاوز ٣٥ كيلو فولت.

يتم تركيب مجموعة المسرع الكاملة في قنطرة دوارة (الشكل رقم ٣٤,٤) مع مسافة بين المحور- الهدف تبلغ ١٠٠ سنتمتر. تحتوي القنطرة أيضاً على نظام لتحديد ساحة الأشعة السينية. يتم تركيب إظهارات رقمية على القنطرة عند محور الدوران لكل من زاوية الدوران وفتحة محدد الساحة و زاوية دوران محدد الساحة. يدعم الحامل القنطرة بواسطة تركيب سطح ارتكاز بالغ الدقة من أجل دوران القنطرة بمركز تساوي دقيق. يحتوي الحامل على نظام دارات إلكترونية للتحكم بالمحرك والتغذية بالطاقة ذات الجهد العالي من أجل منبع الأمواج الميكروية ومدفع الإلكترونات.

يتضمن نظام تحديد الساحة من محدد ساحة أولي ومن زوجين من محددات الساحة الثانوية القابلة للتحريك. تتحرك محددات الساحة الثانوية عمودية تقريباً على حافة حقل الإشعاع. يحتوي نظام محدد الساحة أيضاً على مُكْتَشِف المجال وضوء محدد الحقل من أجل تحديد المسافة بين الجلد-الهدف وحجم الحقل على سطح الجلد.



الشكل رقم (٣٤,٤). آلة مسرع خطي في الاستخدام. عن (Courtesy: M/s Siemens).

يتم تحديد موقع مرشح التسطيح لحزمة الفوتونات و حجرتي أيونات إرسال محكمتي الإغلاق مستقلتين، فوق محددات الساحة القابلة للتحريك وذلك من أجل قياس الجرعة المتكاملة ومعدّل الجرعة. يتم فحص التكامل لنظام قياس الجرعات إلكترونياً قبل كل معالجة. تُصَمَّم كل حجرة أيونات حتى توقف المعالجة بشكل مستقل عندما يتم تزويد الجرعة المتكاملة المطلوبة. تحتوي حجرة التأين أيضاً على نماذج إلكترودات خاصة لمراقبة تناظر الحزمة في محوريٍّ حزمة متعامدين. تراقب حجرة التأين، بالاتحاد مع نظام دارات إلكترونية آخر، طاقة الحزمة.

تُصَمَّم منصة التحكم لتتحكم بعمل الآلة. ويتم التحكم بالمعالجة عند المنصة من خلال إعدادات التحويل لمعدل الجرعة وللجرعة المتكاملة التي يجب تزويدها وللمدة الزمنية للمعالجة ولزاوية التوقف وللجرعة في كل درجة من أجل المعالجة القوسية. تبين مؤشرات مُضاءة حالة الأقفال التشابكية للجهاز ويتم تأمين إظهارات لمعدل الجرعة وللجرعات المتكاملة لقنوات الجرعة معاً وللزمن ولزاوية القنطرة وللمعالجة القوسية ولاتجاه الدوران (مع حركة عقرب الساعة أو عكس حركة عقرب الساعة) ولنمط التشغيل إما الثابت أو المعالجة قوسية.

يتضمن سرير المعالجة أربع حركات مزودة بمحركات ذات سرعة متغيرة ويتم التحكم بها بكبل معلق يُحمل باليد ومتصل إلى سرير المعالجة. ويمكن التحكم أيضاً بالحركات الطولانية والجانبية لسطح سرير الطاولة بواسطة التجاوز اليدوي. يمكن تدوير سطح السرير بـ ١٨٠ درجة بقصد وضع أياً من نهايتي المقطع.

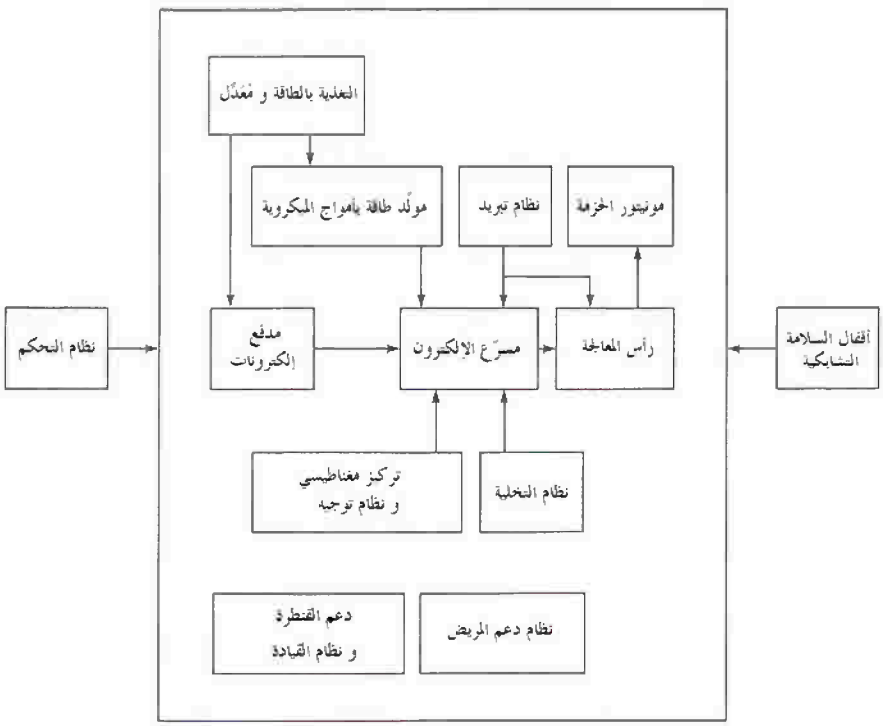
المسرع: إن قلب آلة المسرع الخطي للمعالجة الإشعاعية هو المسرع. وتحتوي كل المسرعات على أربعة مكونات رئيسية: المُعَدِّل ومدفع الإلكترونات ومنبع الطاقة ذو التردد الراديوي (RF) ودليل المسرع الذي يكون موصولاً كما هو مُبين في الشكل رقم (٣٤,٥).

إن مسرع الإلكترون هو تركيب ذو دليل موجة مزود بالطاقة عند تردد الموجة الميكروية، إلى أبعد حد عند ٣٠٠٠ ميغا هرتز عموماً. يتم تزويد إشعاع الموجة الميكروية على شكل نبضات قصيرة و طويلة لبضعة مايكرو ثانية. يتم إنتاج هذه النبضات من خلال تزويد نبضات ذات جهد عالي بحدود ٥ كيلو فولت من المُعَدِّل إلى مولد الموجة الميكروية، الذي يكون إلى أبعد حد صمام ماغنترون عموماً. يُستخدم في المسرعات ذات الطاقة الأعلى صمام كليسترون كمنبع طاقة بموجة ميكروية. إن مدفع الإلكترونات نبضي أيضاً بحيث يتم حقن إلكترونات ذات سرعة عالية إلى دليل الموجة المسرِّع بنفس الوقت الذي يتم فيه تزويده بالطاقة. يجب أن يكون مدفع الإلكترونات ونظام دليل الموجة المسرِّع مفرغّين إلى ضغط ما بحيث يكون المسار الحر الوسطي للإلكترونات بين التصادمات الذرية طويل مقارنة مع مسار الإلكترون خلال النظام.

المُعَدِّل: إن الوظيفة الأولية لدارة المُعَدِّل هي تزويد نبضات ذات جهد عالي إلى مولد الموجة الميكروية. ويرفع المُعَدِّل تغذية الطاقة ثلاثية الطور الرئيسية للدخل (٣٨٠ فولت – ٤٤٠ فولت) إلى حوالي ٥٠ كيلو فولت قبل تقويمها إلى DC. ينتج نظام الدارات الكهربائية المُتخصص ضمن المُعَدِّل نبضات جهد بمعدل يساوي بضعة مئات من النبضات في الثانية لِيُزَوِّد بالطاقة بشكل متزامن مدفع الإلكترونات ومنبع الطاقة ذو التردد الراديوي (RF). يحتوي

المُعَدِّل على ثيراترون والذي هو جهاز تحويل بطاقة عالية وهو ضروري لتوجيه نبضات الجهد العالي المُولَّدة بواسطة المُعَدِّل إلى مدفع الإلكترونات ومنبع الطاقة ذو التردد الراديوي. يُحدد تردد إعادة النبضة من خلال مولد النبضة الذي يتحكم بشبكة الثيراترون. يُحدد جهد القمة و طاقة القمة والطاقة المتوسطة المطلوبة من هذه الدارة من خلال شروط العمل لمولد الموجة الميكروية. يتم تنظيم معدَّل الجرعة من الدليل المسرِّع بواسطة التحكم بتردد إعادة النبضة. إن طول النبضة المُستخدم هو من ٣-٦ مايكرو ثانية بشكل نموذجي.

من الممكن وضع المُعَدِّل إما في القنطرة أو في الحامل الداعم للقنطرة وإما في خزانة مستقلة يمكن وضعها على مسافة قريبة من المسرع. يتم القيام بالتوصيلات الكهربائية إلى مدفع الإلكترونات ومنبع الطاقة ذي التردد الراديوي بواسطة كابلات الجهد العالي.



الشكل رقم (٣٤,٥). الأنظمة الجزئية لآلة المسرع الخطي.

مدفع الإلكترونات: يُنبَّض مدفع الإلكترونات بواسطة المُعَدِّل و يحقن نبضات من الإلكترونات لفترة من بضعة مايكرو ثانية إلى دليل المسرع عند طاقات بحدود ١٥-٤٠ KeV. يتم فيما بعد تسريع الإلكترونات في دليل المسرع إلى مستوى الطاقة المطلوب. يمكن أن يكون مدفع الإلكترونات إما جهاز ديود بتسخين مباشر أو غير مباشر للمهبط أو أن يكون جهازاً لصمام ثلاثي يمكن أن يتم فيه استخدام الشبكة للحصول على تحكم بتيار الإلكترونات

المحقون في نمط الإلكترون. تُستخدم التصاميم الثلاثة جميعها في المسرعات التجارية. تستخدم جميع مدافع الإلكترونات إما مُسَخِّناً أو فتيلاً يحترق حتى النهاية و عندها يحتاج إلى تبديل.

منبع الطاقة ذو التردد الراديوي (RF): إن منبع الطاقة RF هو إما ماغنيترون أو كليسترون. تُستخدم الكليسترونات عموماً في مسرعات الطاقة العالية والماغنيترونات في مسرعات الطاقة المنخفضة أو المتوسطة. تستخدم هذه الأجهزة عدداً من فجوات RF إما في دائرة ما (ماغنيترون) أو في خط مستقيم (كليسترون). وتُستخدم حزمة إلكترونات من مهبط ما لتهييج الطاقة RF في هذه الفجوات. تُغذى الطاقة RF المُضخمة إلى دليل موجة – أنبوب معدني مجوف خاص مُستخدم لنقل الأمواج الميكروية، موصول إلى المسرع. يؤمن منبع الطاقة RF المُنَبَّض أيضاً بواسطة المُعَدِّل أمواج إلكترومغناطيسية ذات تردد عالي (٣٠٠٠ ميغا هرتز) تسرِّع الإلكترونات المحقونة من مدفع الإلكترونات إلى أسفل دليل المسرع. يتم التقاط الإلكترونات المحقونة إلى دليل المسرِّع وتحزيمها بواسطة الحقل الكهربائي المسرِّع عند الطور الأمثل تماماً لدورة موجة الـ RF بحيث تصبح مُسَرَّعة.

دليل موجة المسرع: إن الجزيئة المشحونة المنتقلة على طول المحور لسلسلة من الأنابيب المَوَصِّلة الموصولة إلى جهد متناوب تصبح مُسَرَّعة وتحتاج إلى طاقة عندما تمر خلال كل ثغرة بين الأنابيب. شَكَّلَ النظام الذي يستخدم تغذية ذات تردد راديوي وجزيئات ذات عدد ذري متوسط القاعدة للمسرعات الخطية البدائية. لقد وُجدَ أن التقنية ليست عملية لأن السرعة العالية التي تم الوصول إليها بواسطة الجزيئات سوف تحتاج إلى سرب من الأنابيب طويل جداً عندما تم استخدم التردد الراديوي. من ناحية ثانية أصبح من الممكن تسريع الإلكترونات عند ترددات الأمواج الميكروية إلى طاقات مقدارها عدة ملايين من الإلكترون فولت.

إن بنية المسرع أو دليل الموجة مصنوع في الواقع من فجوات نحاسية رنانة بالأمواج الميكروية مُقولَبة بشكل خاص ومكسوة بالنحاس الأصفر معاً لتشكيل بنية وحيدة. سوف يتغير طول دليل موجة المسرع من حوالي ٣٠ سنتمتر إلى ٢,٥ سنتمتر اعتمادا على طاقة الإلكترون النهائية التي يجب تحقيقها وعلى نوع البنية المُستخدمة. يُستخدم عدد من التراكيب المسرعة المختلفة في المسرعات الطبية. بما أن شكل الفجوات الرنانة الفردية وطريقة حقن طاقة الـ RF إلى دليل المسرع سوف تتغير تبعاً للمُصنِّع، فإن جميع تراكيب المسرع هي من نوعين أساسيين: الموجة المتنقلة (TW) أو الموجة المستقرة (SW).

من ناحية ثانية يسرِّع نظام الموجة المستقرة الإلكترونات في حقل ذو مطال ثابت، بينما يتم تضعيف الحقل في نظام الموجة المتنقلة عندما يتحرك على طول الدليل وسوف يعطي المُشَكِّل طاقة إلكترون أعلى بنفس طول الدليل من أجل مستوى طاقة مُعطى للموجة الميكروية. هذا يعني بأنه حيثما يكون طول دليل المسرِّع عامل تصميم حرج، فإن نظام الموجة المستقرة يملك ميزة محددة. ولكن هذه الميزة قابلة للتطبيق فقط على مسرعات عاملة على مجال MeV منخفض. يصبح طول الدليل من أجل طاقات فوق الـ ٤ MeV طويلاً جداً وبالتالي لا يبقى الاختلاف في طول دليل الموجة المسرع عاملاً حاسماً بين أنظمة الموجة المستقرة وأنظمة الموجة المتنقلة.

تميل الإلكترونات المسرِّعة إلى التباعد، جزئياً من خلال التنافر المتبادل ولكن ذلك يحدث بالدرجة الأولى، لأن الحقل الكهربائي في بنية دليل الموجة يحتوي على مُكَوِّن نصف قطري. يمكن تركيز هذه الإلكترونات وإعادتها إلى مسارها المستقيم باستخدام حقل مغناطيسي محوري يتم تزويده من خلال وشائع تكون نفسها محورية مع دليل الموجة المسرِّع. توجد أيضاً وشائع إضافية توجه حزمة الإلكترونات بطريقة تنشأ بها هذه الحزمة عن بنية المسرِّع عند الموضع والاتجاه المطلوبين.

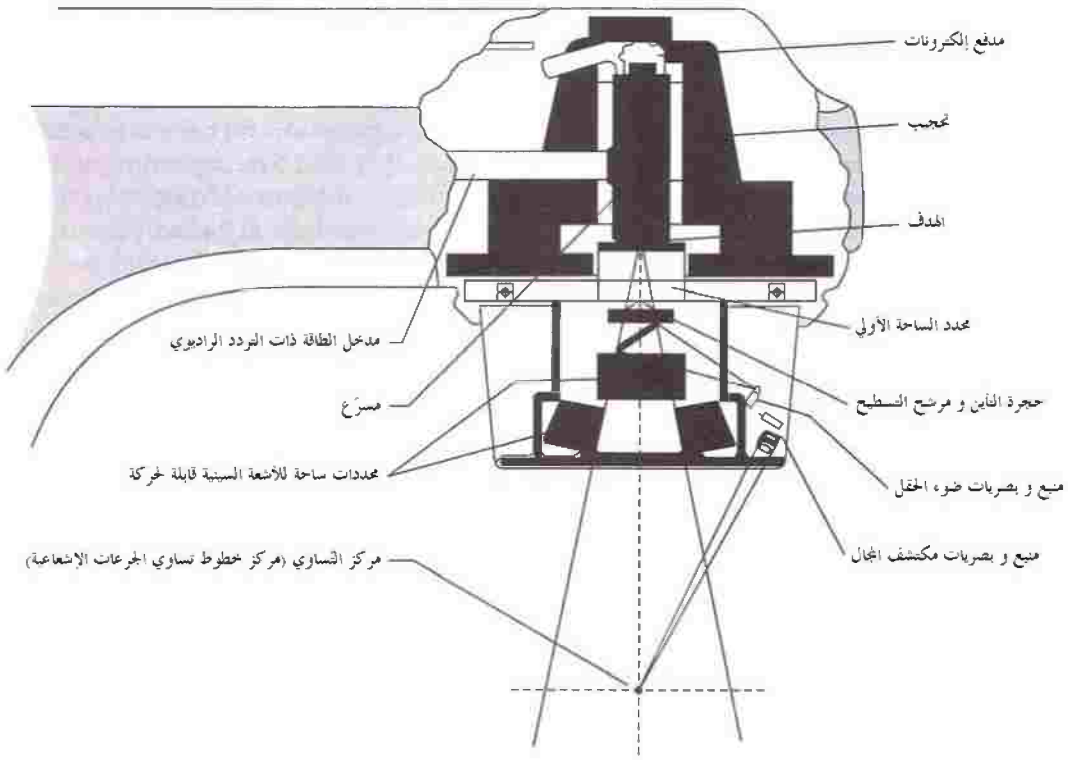
إن التسامحات الميكانيكية في بناء دلائل المسرع هي من المرتبة ٠,٠١ ميليمتر. إن دليل مسرع الإلكترونات سوف يسخن في التشغيل بسبب كلاً من الضياعات المقاومة في جدران الدليل ولأن بعض الإلكترونات يمكن أن تضرب البنية. بناءً على ذلك يمكن أن يؤدي التمدد الحراري إلى تغيرات ذات معنى في الأبعاد. يتم تأمين نظام تبريد بالماء لدليل الموجة على شكل جاكيت مائية يتم من خلالها تدوير ماء مُتحكم بحرارته بمعدل محدد مسبقاً. إن القطر الخارجي لبنية دليل الموجة هو ١٥ سنتمتر نموذجياً و طولها من واحد إلى ثلاثة أمتار ووزنها عدة مئات من الكيلو غرام.

من الضروري خلق شروط تخلية في دليل موجة المسرع حيث أنه لا ينبغي أن يتم انحراف الإلكترونات المُسرَّعة من خلال التصادمات بذرات الغاز. ومن أجل هذا الغرض تُستخدم مضخة أيونات تملك مجال عمل من $١٠^{-٣}$ إلى $١٠^{-٨}$ تور (torr).

نظام التبريد: إن درجة الحرارة لأجزاء محددة من الآلة حرجة من أجل العمل الفعال. يجب بشكل خاص التحكم بدرجة حرارة بنية الدليل المسرِّع وصمام الموجة الميكروية لأن تغيرات الأبعاد المُرافقة للتمدد الحراري سوف تغير صفاتها المميزة بشكل كبير. ومن الضروري أن يتم تبريد هدف الأشعة السينية أيضاً. يُستخدم بشكل عام نظام تبريد مبني على أساس الماء الدوَّار ويتم تشغيله باستخدام ترموستات.

رأس المعالجة: يحتوي رأس المعالجة على هدف الأشعة السينية ونظام الترشيح وكواشف مراقبة الحزمة ونظام تحديد الحزمة (الشكل رقم ٣٤,٦).

حالما يتم تسريع الإلكترونات إلى مستوى الطاقة الصحيح، فإنها إما أن تصطدم بهدف معدني وتنتج أشعة سينية من خلال التصادمات الذرية في المعدن في رأس المعالجة وإما أن تُستخدم للمعالجة مباشرة. بعد أن يتم إنتاج الأشعة السينية في الهدف فإنها تنبثق على شكل فص موجه للأمام يجب أن يكون توزع شدته مُسطحاً من أجل الاستخدام الإكلينيكي. يتم إنجاز هذا بواسطة إدخال ماص معدني دائري متناظر الشكل، يُدعى مرشح التسطيح، في مسار الأشعة السينية. إن المرشح هو جهاز مخروطي الشكل يمتص الإشعاع باتجاه مركز الحزمة بشكل تفاضلي، هذا يعني، أنه فعلياً يخفِّض معدل الجرعة عند مركز الحزمة بحيث يعطي جرعة منتظمة على كامل المنطقة ذات الاهتمام. إذا كانت حزمة الإلكترونات سوف تُستخدم للمعالجة، فإنها سوف تنبثق من نظام التخلية من خلال نافذة رقيقة إلى رأس المعالجة، حيث تتم مراقبتها و بعثرتها، إذا كان ذلك ضرورياً، لتعطي تغطية الحقل المطلوبة.



الشكل رقم (٣٤,٦). رسم تخطيطي للأنظمة الجزئية لمسرع ومحدد ساحة.

محدد الساحة: تحتوي معظم وحدات المعالجة الحديثة على مجموعتين من فكوك محدد الساحة القابلة للضبط والتي تسمح بضبط حقل مستطيل للتَشَعُّع لتقريب منطقة الهدف الذي يجب تشعيعه. إن نظام فَكّ محدد الساحة هو جزء من مجموعة محدد الساحة. ينبغي أن تمتص فكوك محدد الساحة بشكل نموذجي ٩٩ ٪ أو أكثر من الإشعاع وينبغي أن تكون الفتحة متغيرة إلى ٤٠×٤٠ سنتمتر عند مركز التساوي لتسهيل معالجات الحقول الكبيرة. ينبغي أن تكون فكوك محدد الساحة قابلة للإغلاق تماماً من أجل عمليات تحكم محددة بالنوعية، ولكن من الضروري أن تكون قابلة للضبط إلى فتحة صغيرة تصل إلى ٢×٢ سنتمتر فقط من أجل معظم الاستخدامات الإكلينيكية. يمكن أن تدور مجموعة محدد الساحة بالكامل حول محور يمر من خلال مركز حقل المعالجة و مركز التساوي ونقطة في الفراغ حيث يتقاطع محور قنطرة المسرع مع محور محدد ساحة الدوران. تسمح القدرة على تدوير محدد الساحة بتدوير حقل المعالجة إذا كان ذلك مطلوباً.

يتحرك عادةً كل فك من زوج فكوك محدد الساحة بشكل متزامن وبشكل متناظر حول محور محدد الساحة. يمكن في بعض المسرعات الحديثة أن يتحرك على الأقل فك واحد من زوج فكوك محدد الساحة بشكل مستقل أيضاً عن الفك الآخر لتأمين حقول متناظرة. تحتوي مجموعة محدد الساحة أيضاً على منبع ضوئي يُسْقِط حقلاً ضوئياً على

المريض لتحديد موضع دخول حقل الإشعاع أثناء إعداد المريض. يُسقط مُكتَشِف مجال ضوئي المسافة من الهدف إلى سطح المريض.

إن جميع المسرعات الخطية المُصنَّعة حالياً هي وحدات معالجة ذات مركز تساوي. إن الاستقرار الميكانيكي لبنية القنطرة و مكونات رأس الإشعاع أثناء الدوران يضمنان بشكل عام أن يمر محور الحزمة ضمن ±٢ ميليمتر من نقطة تساوي المركز هذه. هذا يعني أنه يمكن أن يكون الورم مُركَّزاً على مركز التساوي وأنه يمكن تدوير وحدة المعالجة دون الحاجة لتغيير وضعية المريض. وهكذا يمكن إعطاء حقول ثابتة متعددة بدقة وفعالية كبيرتين.

المرشحات الوتدية: يُجهَّز المسرع بمرشحات وتدية وصينيات إعاقة، ومن أجل الوحدات القادرة على المعالجة بحزمة الإلكترونات، يُجهَّز بمُطبِّقات إلكترونات. إن المرشحات الوتدية هي أجهزة وتدية الشكل معدنية تمتص إشعاع الأشعة السينية بشكل انتقائي، عندما يتم وضعها تحت مرشح التسطيح، مسببة توزع جرعة مائل عن زاوية السقوط النظامية بمقدار يساوي أسمياً زاوية المرشح الوتدي المتداخل في الحزمة. ولتأمين استخدام إكلينيكي كامل ينبغي أن تكون زاوية الوتد متغيرة من ١٥ إلى ٦٠ درجة و تغطي حجم حقل يساوي ٢٠ سنتمتر في الاتجاه الوتدي الشكل وعلى الأقل ٢٥ سنتمتر في الاتجاه غير الوتدي الشكل. على الرغم من أنه غالباً ما يتم استخدام أحجام حقول وتدية الشكل أصغر، فإن حقولاً وتدية الشكل بهذا العرض و هذا الطول على الأقل تكون مطلوبة عموماً لمعالجة سرطان الثدي.

آلات الطاقة المزدوجة/ الحزمة المزدوجة: تستخدم بعض وحدات المعالجة المسرع الخطي ذو طاقة الأشعة السينية المزدوجة. تؤمن هذه الوحدات طاقتي أشعة سينية، حزمة أشعة سينية بطاقة منخفضة عند ٦ MeV وحزمة أشعة سينية بطاقة أعلى تساوي على الأقل ١٠ MeV بالإضافة إلى مجال من حزم الإلكترونات من ٤ إلى ٢٢ MeV. وهذه الوحدات قادرة على معالجة معظم المرضى. من ناحية ثانية ما تزال المسرعات الخطية ذات الطاقة المنخفضة مطلوبة بكثرة لأن معظم المرضى المحتاجين لمعالجة إشعاعية يتطلبون أشعة سينية ذات طاقة منخفضة. وهي أيضاً أقل غلاءً مبدئياً وأقل كلفة للصيانة من وحدات الطاقة المزدوجة بسبب تصميمها الأبسط بشكل متأصل.

تتطلب وحدات الطاقة العالية بشكل نموذجي منابع RF ذات طاقة عالية وتراكيب مسرع أطول وأكثر غلاءً. بناءً على ذلك فإنها تحتاج إلى نظام دارات كهربائية معقداً أكثر وأنظمة لقياس الجرعات. كذلك فإن غرف معالجة أكثر غلاءً تكون مطلوبة أيضاً بسبب التحجيب الإسمنتي الإضافي في الجدران والسقف الضروري لامتصاص الأشعة السينية ذات الطاقة العالية. أيضاً ومن أجل طاقات أشعة سينية فوق ١٠ MeV فإنه يجب أن تكون غرفة المعالجة محمية بالنسبة إلى النيوترونات، التي يتم إنتاجها بواسطة هذه الأشعة السينية ذات الطاقة الفعالة جداً. يتم انجاز حماية النيوترون عموماً من خلال بناء نوع خاص من متاهة الدخول ووضع حوالي ١٠ سنتمتر لتحجيب النيوترون بالبولي إتيلين على باب المعالجة. يجهز بعض المُصنِّعين وحدات المعالجة الخاصة بهم بأدوات إيقاف حزمة تمتص بعض الإشعاع وتخفض كلفة غرفة المعالجة.

معدل الجرعة: على الرغم من أن طاقة الحزمة هي الاعتبار الرئيسي في اختيار وحدة المعالجة عموماً، فإن معدل الجرعة هو مهم أيضاً. ينبغي أن تكون معدلات الجرعة على الأقل ٢٠٠ سنتغراي/الدقيقة (cGy/mint) من أجل جميع الطاقات. وغالباً ما تكون معدلات الجرعة الأعلى مرغوب فيها من أجل معالجات على مسافات ممتدة أو لمعالجة الأطفال أو المرضى غير المتعاونين أو العاجزين بسرعة. وكلما كان معدل الجرعة أعلى كان زمن المعالجة أقصر وكان احتمال حركة المريض أثناء المعالجة أصغر.

المعالجة القوسية: من أجل بعض المعالجات فإنه من المرغوب فيه إنتاج الإشعاع أثناء دوران القنطرة. يُدعى مثل هذا النوع من المعالجة بالمعالجة القوسية و يمكن أن تكون إما معالجة بالأشعة السينية أو معالجة بالإلكترونات. ومن أجل المرونة في المعالجة القوسية فإنه من المرغوب فيه أن يكون الدوران في كلا الاتجاهين. إن الجرعات الضرورية لأجل المعالجة القوسية بالإلكترونات تصل حتى ٨ سنتغراي/الدرجة (cGy/°) بحيث يمكن انجاز التشعيع في عملية دوران وحيدة. ومن أجل المعالجة القوسية بالأشعة السينية فإن ٣ سنتغراي/الدرجة (cGy/°) كافية عموماً. من المهم عادةً أن تكون الجرعة منتظمة أثناء الدوران. يتم انجاز هذا بواسطة تدوير القنطرة بسرعة ثابتة وضبط معدل الجرعة ديناميكياً أثناء الدوران للمحافظة على جرعة منتظمة عند كل زاوية للقنطرة. بشكل طبيعي فإن نوعية الحزمة وتسطحها واستقرارها ودقتها البالغة وقابلية إعادة إنتاجها هي أشياء هامة في إعطاء الحزمة الدورانية.

طرائق لتركيب المسرع: توجد طريقتين مُستخدمتين من أجل تحريك حزمة الإشعاع بالنسبة إلى المريض. وهي مبينة في الشكل رقم (٣٤,٧).

هاتان الطريقتان هما:

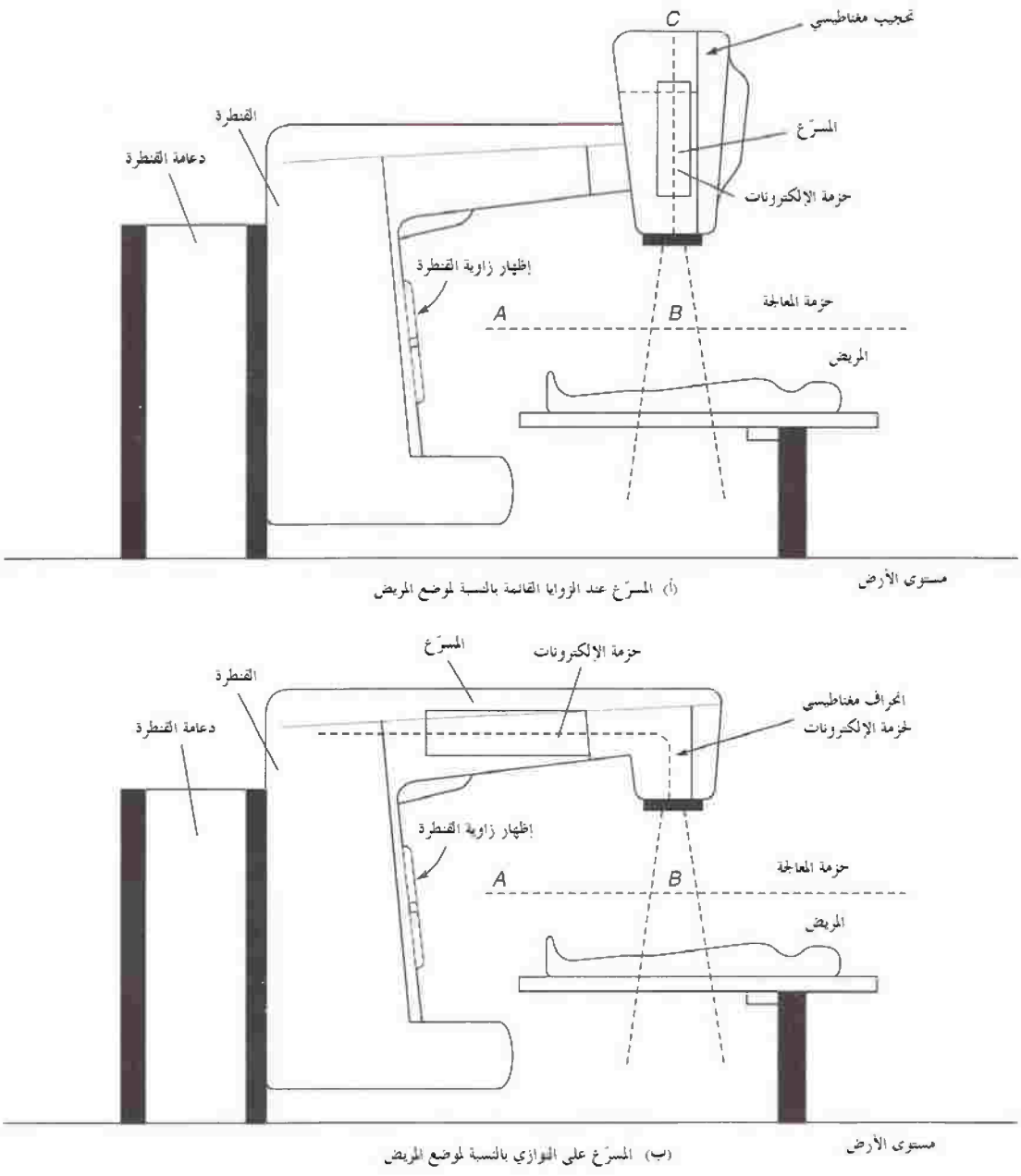
١- المسرع على الخط مع حزمة المعالجة- قابل للتطبيق فقط في الآلات ذات الطاقة المنخفضة، عندما لا يسمح طول بنية المسرع للآلات ذات الطاقة العالية بدوران مقداره ٣٦٠ درجة، وخصوصاً تحت سرير المعالجة.

٢- مسرع الإلكترون على التوازي مع محور دوران القنطرة- يتطلب هذا أن تكون حزمة الإلكترونات من دليل الموجة منحنية خلال ٩٠ درجة أو ٢٧٠ درجة على هدف الأشعة السينية. يمكن أن تُستخدم دلائل مسرِّعة بطول من عدة أمتار. يمكن تدوير القنطرة بشكل مريح خلال ٣٦٠ درجة.

القنطرة: يتم تركيب دليل الموجة المسرِّع ووشائع التركيز والتوجيه ورأس المعالجة وتحجيب الدوران على ذراع أفقي للقنطرة التي تدور حول المحور الأفقي. يتم دعم القنطرة بحامل عمودي مُثبت بشكل متين إلى إطار مطمور في الأرض. يتم تأمين الدعم من خلال حلقة منزلقة وسطح ارتكاز منغرز ذو قطر كبير يستطيع دعم العزوم حول المحورين الأفقي والعمودي معاً. إن الحامل العمودي والدعم الرئيسي هي تراكيب صندوقية.

يتم تأمين دوران القنطرة من خلال عمود قيادة موصول إلى محرك قيادة سيرفو بواسطة ترس ذي قطر كبير أو دولاب مُسنن تتم قيادته من علبة التروس الرئيسية. يمكن أن يُستخدم بديلاً عن ذلك محرك تيار مستمر (DC) يمكن

التحكم بسرعته بواسطة مُتحكم سرعة مبني على أساس ثايرستور. إن سرعة القنطرة متغيرة باستمرار من ٠,١ إلى ١ دورة بالدقيقة (rpm). تدور القنطرة خلال مجال مفيد كامل مقداره ٣٦٠ درجة في اتجاه حركة عقارب الساعة وعكس اتجاه حركة عقارب الساعة معاً.



الشكل رقم (٣٤,٧). تصميم تخطيطي لمسرع بالنسبة للمريض.

منصة التحكم: يتم التحكم بالمسرع بواسطة منصة مدمجة موضوعة خارج غرفة المعالجة. بالرغم من أن مُصنِّعين مختلفين سوف يدمجون صفات مختلفة في أنظمة التحكم الخاصة بهم، فإن كل المنصات تمكِّن من تشغيل الوحدة، وتسمح باختيار الجرعة التي يجب أن تُعطى للمعالجة، وتحتوي على نظام دارات للأقفال التشابكية مُصَمَّم لحماية المريض ووحدة المعالجة معاً.

بالإضافة إلى تحويل الإشعاع بين الإطفاء و التشغيل تسمح بعض منصات التحكم بالتحكم عن بعد بالحركة الميكانيكية للمسرع الخطي. وبالإضافة إلى ضبط حجم الحقل من منصة التحكم، فإنه من المرغوب فيه غالباً أن تكون هناك قدرة على ضبط البارامترات الميكانيكية الأخرى من دون وجوب دخول غرفة المعالجة مرة ثانية. على سبيل المثال فإن القياسات المأخوذة أثناء معايرة الآلة الأولية وعمليات التحكم المستمرة بالنوعية تكون مريحة أكثر إذا أمكن ضبط حجم الحقل من المنصة. إن القدرة على وضع القنطرة من منصة التحكم مفيدة أيضاً في تقنيات معالجة قوسية محددة من أجل توضع القنطرة من الخارج وإجراء قياسات التحكم بالنوعية.

يتم تصميم نظام القفل التشابكي للآلة لتعزيز السلامة أثناء الاستخدام الروتيني للجهاز. ويتم تصميم الأقفال التشابكية لإطفاء الآلة في حال حدث فشل وظيفي في نظام التبريد ونظام التخلية والمُعَدِّل والتغذية بالطاقة ذات الجهد العالي وجهد الخط أو في المكونات الأخرى المهمة من الآلة. يتم إقفال الآلة تشابكياً حيث أن، في نمط المعالجة بحزمة ثابتة، أية حركة في بارامترات المسرع (القنطرة أو محدد الساحة أو حجم الحقل أو سرير المعالجة) سوف توقف المعالجة. يتم في المعالجة القوسية تصميم قفل تشابكي لكشف حركة أياً من بارامترات المسرع أعلاه باستثناء دوران القنطرة لإيقاف التشعيع. بالإضافة إلى ذلك فإن نظام الدارات الكهربائية للآلة يسمح بتضمين، من خلال المستخدم، أقفال تشابكية خارجية مثل مفاتيح الباب وقواطع الطوارئ في غرفة المعالجة وأضواء التحذير.

تحتوي لوحة منفصلة عن منصة التحكم على دارات مراقبة و أدوات ضبط أخرى محددة. تسمح دارات المراقبة للمعالجين أو الأشخاص الفنيين الآخرين بمراقبة بارامترات متعددة للجهاز. يتم وضع أزرار ضغط للقطع الطارئ على المنصة وعلى كلا الجانبين للحامل وعلى سرير المعالجة.

سرير المعالجة: يتم انجاز حركة سرير المعالجة من خلال تحكمات موضوعة على جانب السرير أو من خلال جهاز يدعى المعلق. إن المعلق إما أن يكون متدلي من السقف وإما مربوط بواسطة كبل مرن إلى سرير المعالجة. إن بعض الأجهزة المعلقة التي تتحكم بحركات السرير تتحكم أيضاً بحركات المسرع (حجم الحقل ودوران القنطرة ودوران مجموعة محدد الساحة)، بينما تتطلب الأنظمة الأخرى جهازاً معلقاً مستقلاً للتحكم بوظائفها. إن تهيئة المريض في الآلات الحديثة مؤتمت من خلال التحكم الكمبيوتري. ونظراً لأن أزمنة إشعاع المعالجة بالمسرعات الحديثة قصيرة جداً، بشكل نموذجي أقل من ١ أو ٢ دقيقة، فإن تحسينات في وجهات النظر التشغيلية لعملية التهيئة سوف تسمح للمسرع بمعالجة مرضى أكثر وبالتالي تجعل المعالجات فعالة أكثر من حيث الكلفة. ينبغي أن يملك سرير المعالجة مجال انتقال كاف جانبياً وطولياً وعمودياً.

ويتم في بعض الأحيان إضافة لوح تمدد رأسي إلى السرير لزيادة طوله من أجل مطابقة طول مريض استثنائي. يُعتقد عموماً بأن ٢٥ سنتمتر للحركة الجانبية للسرير من موقع خط وسطه كافية لأنها تسمح بمسافة معالجة من المنبع- إلى- الجلد مقدارها ١٠٠ سنتمتر لمعظم المرضى عندما تكون القنطرة عند وضعية ٩٠ درجة.

يحتوي سرير المعالجة على محور دوراني أيضاً يمر من خلال مركز التساوي. وبما أن تدوير سرير المعالجة أسهل بكثير من محاولة إعادة ضبط زاوية استلقاء المريض على السرير فإن الدوران ببضع درجات يكون عادة كاف لضمان أن المريض موضوع بدقة وبشكل مناسب. أخيراً يجب أن ينزل السرير إلى الأسفل كفاية ليسمح بشكل مريح للمريض بالصعود إليه والنزول منه وبحيث يمكن نقل المرضى غير القادرين على المشي بسهولة من عربة المستشفى أو الكرسي المدولب إلى سرير المعالجة. ينبغي أن يرتفع السرير بشكل كاف ليسمح على الأقل بحقل ٤٠×٤٠ سنتمتر لاحقاً.

يتم وضع المريض و محاذاته بشكل مناسب على سرير المعالجة باستخدام الحقل الضوئي الذي يحاكي حقل الإشعاع وبواسطة الليزرات الموضوعة على جدران وسقف غرفة المعالجة. تُسْقِط الليزرات بقعة مقدارها ٢ ميليمتر أو خطوط رفيعة أو تقاطعات صغيرة عند مركز التساوي. تتقاطع هذه الخطوط أو البقع مع مَعْالِم المريض التي توضع عليه أثناء عملية المحاكاة. تُستخدم ليزرات سهمية لإسقاط خط على المريض وعلى كامل طول السرير. إن محاذاة المريض بواسطة هذا الخط سوف تضمن بأن المريض عمودياً على مستوي دوران الوحدة كما تضمن محاذاةً حرجة جداً من أجل المعالجة القوسية ومعالجات بمركز تساوي بحقول متعددة.

من الممكن الملاحظة بأن مجال التقنيات المُستخدمة في نظام المسرع الخطي عريض جداً. يتطلب نظام المسرع إلكترونيات ذات استطاعة عالية نسبياً من مرتبة الميغا واط ، في حين أنه من جهة أخرى يجب على نظام مراقبة الجرعة قياس تيارات من مرتبة 10^{-12} أمبير. لقد مَكَّنَ استخدام تقنية المعالج الميكروي في التحكم بتشغيل الآلة والأقفال التشابكية للسلامة من الحصول على أنظمة موثوقة. بالإضافة إلى ذلك تحتاج القنطرة ونظام دعم المريض ونظام تحديد الحزمة جميعها إلى جودة عالية وهندسة ميكانيكية بالغة الدقة.