

†

第1章 放射線治療

放射線治療は、正常組織に比べ腫瘍組織での放射線感受性が高いことを利用した治療法である。手術は腫瘍がある臓器や周囲の正常組織に損傷を与えるという欠点があるが、放射線治療は腫瘍のみを消失させることができるため、臓器の形態と機能が温存され、これは治療後の患者の QOL(quality of life) を高めることに繋がる。放射線治療では、腫瘍と正常組織との兼ね合いにより分割照射が行われるため、数週間から一ヶ月以上にわたって治療が行われるが、多くの場合入院などを必要としない。以下では、従来型 X 線治療と新型陽子線治療の比較を述べる。

1.1 X 線治療

X 線治療は最も一般的な放射線治療である。人体に X 線を照射すると、そのエネルギーは皮下組織で最大となり、その後は緩やかに減衰する (図-参照)。したがって、X 線の通り道となるがん細胞の手前の正常組織には、常に病巣よりも多量の放射線が照射されるほか、X 線の強い透過力ゆえに、がん細胞奥側の正常細胞にも影響を及ぼす。X 線治療における体中での線量分布のイメージ図を図 1.1 に示す。X 線治療計画においては、X 線の通り道にある正常細胞が耐えられる限界線量を常に考える必要があり、多方向からターゲット領域を挟み込むように照射することで、がん細胞により多くの線量が照射されるよう工夫する必要がある。

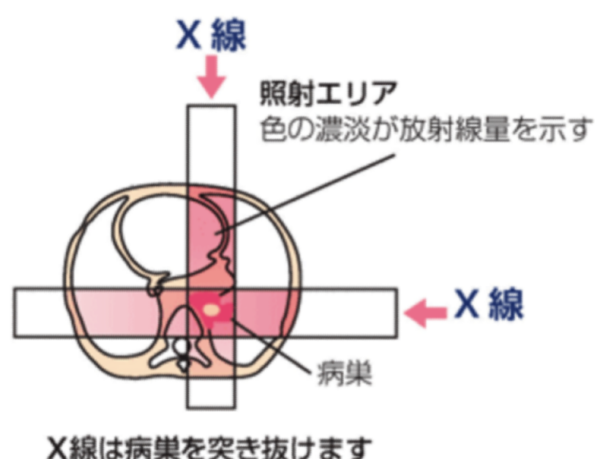


図 1.1 X 線治療における線量分布 [4]

1.1.1 陽子線治療

陽子線がブラッグピークと呼ばれる高い線量集中性を持つことは先に述べた。エネルギーが高いほど陽子線の飛程は長くなり深部まで到達することから、照射エネルギーに幅を持たせることで拡大ブラッグピークが形成され、病巣の大きさに合わせた治療線量域を作成することができる(図-参照)。陽子線治療における体中での線量分布のイメージ図を図 1.2 に示す。

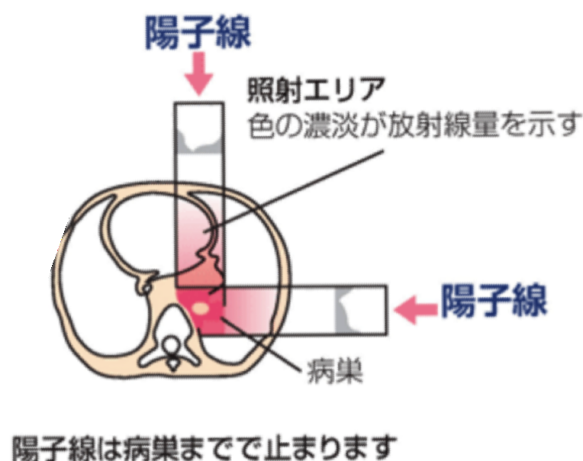


図 1.2 陽子線治療における線量分布 [4]

陽子線治療の利点として、正常組織への影響、副作用が少なく、放射線感受性の高い組織付近にあるがん細胞にも照射できる可能性があることが挙げられる。

1.2 放射線治療計画

放射線治療計画においては、照射する放射線が体内でどのように相互作用し、分布するのかを計算する必要がある。照射体積は、照射法、臓器や患者の動き、治療中のセットアップの不正確さによる変動等を考慮したマージンを含めて決定する。

1.2.1 CT

CTはComputed Tomography(コンピューター断層撮影)の略であり、多方向から放射線を照射し、投影データをコンピューター処理によって処理し、断面再構成画像を得る技術である。X線CT技術は、1972年に誕生してから40年あまりで急速に発展した。図 1.3 に現在医療現場で用いられているCT装置の外観例を、図 1.4 に動作原理を示す。X線管からビーム状に切り出されたX線は、患者の体内で光電効果、コンプトン散乱により減弱しながら直進し、反対側に設置された検出器によって、「投影データ」と呼ばれる強度分布が測定される。CT装置は、構造上の特徴から5世代に分類出来るが、現在最も主流である第三世代CTは、被写体の周りにX線管とその対向にアレイ状検出器が設置

されており、X線管と検出器が一体で回転しながら投影データを収集する。



図 1.3 X線 CT 装置外観 [5]

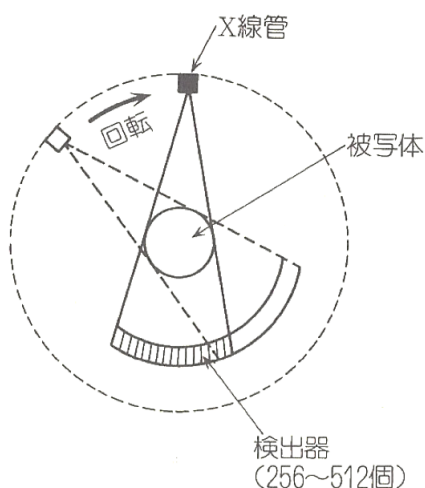


図 1.4 X線 CT の原理 [6]

X線 CT より求まる値は線減弱係数 μ であり、CT 画像の画素値は CT 値と呼ばれる μ に関する値である。

$$\text{CT 値 [HU]} = 1000 \times \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \quad (1.1)$$

ここで、 μ_w は水の線減弱係数を表す。CT 値の単位は HU (Hounsfield unit) である。したがって、水の CT 値は 0、空気の CT 値は -1000 となる。以下に、現状の X 線 CT が抱える問題を述べる。

異なる物質であっても CT 値が同一になること

線減弱係数 μ は、物質の質量減弱係数と密度の積で表される。質量減弱係数は X 線エネルギーと原子番号に依存するため、X 線エネルギーが一定であれば物質特有の値である。したがって、CT 値は物質の密度と原子番号の 2 つに依存するため、異なる物質であって

も CT 値が同一となることがありうる。

ビームハードニングアーチファクト

X 線は連続的なエネルギー分布をもつ。したがって、このような混合エネルギー X 線が物質を透過する際には、低エネルギー X 線は高エネルギー X 線より多く吸収され、透過 X 線のエネルギー分布が高エネルギー側にシフトするため、実効エネルギーが高くなる (図 1.5 参照)。

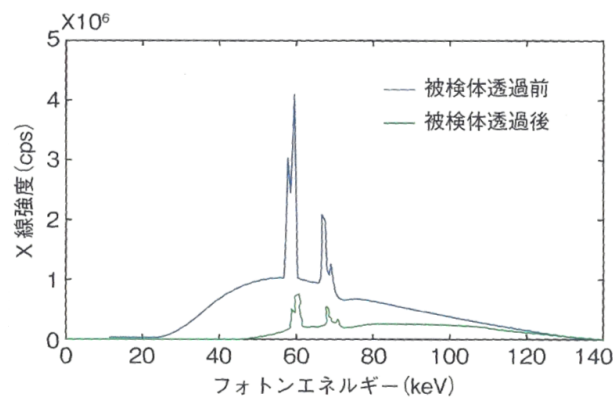


図 1.5 ビームハードニングアーチファクト [7]

1.2.2 治療計画

腫瘍の体積、大きさ、位置は、臨床検査や X 線 CT といった画像診断により決定ができる。X 線治療における腫瘍への照射線量は、X 線 CT から得られる CT 値の情報によって計算する。ターゲットに適切な線量を処方する一方で、正常組織への線量を最小限に抑える照射を行うべきであり、根治照射においては患者の長期生存を考慮し、放射線生物学の観点から 1 回の照射を少なめにし分割照射 (通常 1 日 1 回、週 5 回、1 回の照射線量は 1.8 ~ 3Gy が主) として複数回にわたり多方向から照射を行うことで、正常組織への晩期有害事象の発現を抑制する。陽子線治療においては、陽子が物質との相互作用により失うエネルギーを表す陽子阻止能の情報が必要である。陽子阻止能が電子密度に依存する変数であることは先にも述べたが、現状の治療計画では X 線 CT で得られた画像から、近似的に CT 値と陽子阻止能を結びつけたテーブルを用いて陽子阻止能を算出している。CT 値は密度と原子番号の 2 つの変数に依存するため、電子密度が異なる 2 種類の物質で CT 値が同じに表されてしまうことから、この算出には不定性がある。これは、陽子線で体内の構造を取得し直接陽子阻止能の情報を得ることで解決が図れるため、本研究では陽子線で CT 画像を取得することを目的とする。

1.2.3 陽子線 CT における物理量

陽子線 CT 再構成における物理量に被写体で落としたエネルギーを用いると、得られる情報は単位画素値あたりのエネルギー損失となるが、エネルギー損失は距離に比例し

て変化するため、これは使用出来ない。したがって、新たな指標としてエネルギーと一対一対応の WEL(water equivalent length) を用いる。これは、陽子線の水中の飛程を表す。WEL と陽子阻止能 SP の関係は、陽子線が透過する被写体の長さ L を用いて次式で表される。

$$\begin{aligned} \text{WEL}_{\text{phantom}} &= \text{WEL}_{\text{in}} - \text{WEL}_{\text{out}} \\ &= \int_L \frac{\text{SP}_{\text{phantom}}(l)}{\text{SP}_{\text{water}}(l)} dl \end{aligned}$$

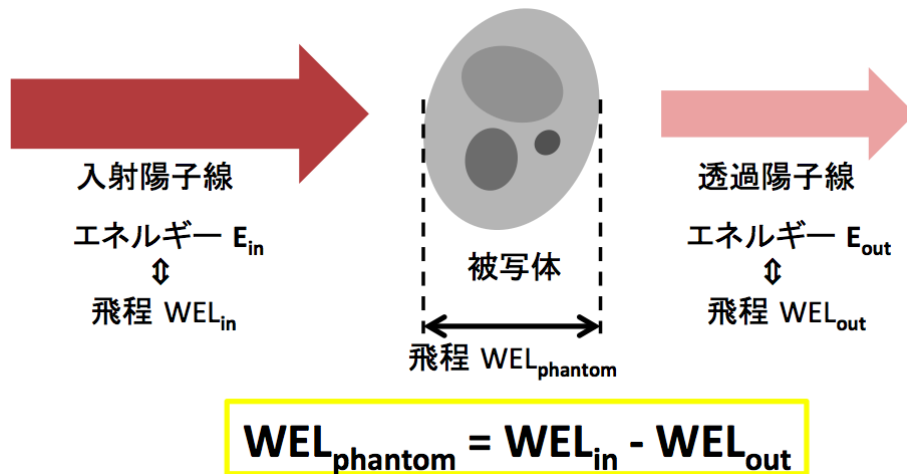


図 1.6 陽子線 CT における再構成物理量