



Doctoral Thesis

Range precision of therapeutic proton beams

Author(s):

Schaffner, Barbara

Publication Date:

1997

Permanent Link:

<https://doi.org/10.3929/ethz-a-001891967> →

Rights / License:

[In Copyright - Non-Commercial Use Permitted](#) →

This page was generated automatically upon download from the [ETH Zurich Research Collection](#). For more information please consult the [Terms of use](#).

Range precision of therapeutic proton beams

A dissertation submitted to the
EIDGENÖSSISCHE TECHNISCHE HOCHSCHULE ZÜRICH
SWISS FEDERAL INSTITUTE OF TECHNOLOGY ZÜRICH

for the degree of
Doktor der Naturwissenschaften
Doctor of Natural Sciences

presented by
Barbara Schaffner
Dipl. Phys. ETH
born July 28, 1968
from Hausen b. Brugg, AG

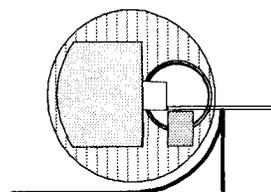
accepted on the recommendation of
Prof. Dr. Peter Niederer examiner
Prof. Dr. Peter Rügsegger co-examiner
Dr. Eros Pedroni co-examiner



1997

This work was performed at PSI in the Division of Radiation Medicine.

PAUL SCHERRER INSTITUT



Abstract

Radiotherapy is one of the most important therapeutic methods used against cancer. Proton beams - compared to the conventionally used photon and electron beams - offer a favourable depth dose curve with a pronounced peak at the end of the proton range, the so-called Bragg peak. High dose can be delivered to the target volume with relatively low dose being deposited proximal to the target and no dose distally. Due to the high dose gradients at the end of the protons range, a considerable sparing of healthy tissue can be achieved. This allows the delivery of higher doses to the target and less dose to the surrounding tissue than it is possible with conventional techniques. Thus better tumor control rates and/or less side effects are expected. The full potential of the Bragg peak can however only be used if the range of the protons and therefore the position of the peak is known very accurately. Additionally, density differences along the beam path can cause a spreading of the range spectrum, which results in a degradation of the shape of the Bragg peak. Therefore this thesis deals with the range precision of therapeutic proton beams.

The first part deals with methods and precision of determining the relative stopping power of the tissues in the patients body, which define the range of a proton beam of known energy. A theoretical method - based on literature data of the elemental composition of biological tissue - is presented to calibrate conventional X-ray CT images of patients into relative proton stopping power values. The validity of this calibration curve is confirmed with measurements on animal tissue samples. The uncertainty in the range of protons due to inaccurate calibration of CT images and beam hardening artefacts is estimated to be $\pm 1.1 \%$ of the total range in soft tissue and $\pm 1.8 \%$ in cortical bone. In practice one will account for this uncertainty with a safety margin added to the target volume.

In the second part the effects of multiple Coulomb scattering on the proton ranges and angular components of the phase space of the beam in the presence of inhomogeneities in the patient are discussed. These effects cause a dilution of the ranges in an initially monoenergetic beam. A simple and quick analytical calculation of the range dilution in a heterogeneous medium has been developed. Different analytical dose calculation algorithms have been written and their accuracy has been evaluated. In most cases an elemental pencil beam dose calculation has been found to be most accurate. The PSI spot-scanning system requires however a fast spot by spot dose calculation to be used for the iterative optimisation procedure of the spot intensities. Such an algorithm has been developed and found to be accurate enough in most situations.

By a comparison to Monte Carlo simulated dose distributions it is shown that the accuracy of all analytical algorithms is lowest in the areas where a high range dilution is obtained. Similarly, high dose errors due to random set-up errors of the patient during a fractionated treatment appear in the same areas. Thus it is crucial for a precise treatment to choose beam incidence angles, which avoid critical areas. The calculation of the range dilution and their display in the beams-eye-view is an important tool which helps identifying optimal beam angle(s).

Concluding, a strategy is presented to deal with uncertainties in the range of proton beams for therapeutic applications. The precise knowledge of stopping power properties of the tissue and of the effects of multiple Coulomb scattering on the dose distribution in

the presence of tissue heterogeneities and set-up errors allows the planner to take suitable actions such as the appropriate choice of safety margin and gantry angle.

If the irradiation can be performed such that no high range dilution is found in the target, the total uncertainty is dominated by the uncertainty in the CT-calibration distally of the target and laterally by set-up uncertainties. These errors can be easily dealt with by a safety margin.

In the case where a high range dilution in the target cannot be avoided, Monte Carlo simulations of the situation with different calibration curves and including set-up errors can be performed. Appropriate consequences can then be taken if necessary.

Following this procedure, an adequate coverage of the target and a maximal sparing of neighbouring tissue can be achieved. This is crucial for a successful treatment of individual patients and for proton therapy as a treatment modality.

Zusammenfassung

Radiotherapie ist eine der wichtigsten Therapien im Kampf gegen den Krebs. Protonen - im Gegensatz zu den konventionell gebräuchlichen Photonen und Elektronen - bieten eine vorteilhafte Tiefendosiskurve mit einem hohen Dosispeak am Ende der Reichweite, dem sogenannten Bragg Peak. Dadurch kann eine hohe Dosis im Target appliziert werden, während die Dosis proximal des Targets tief gehalten und die Dosis distal ganz vermieden werden kann. Durch diesen starken Dosisgradienten am Ende der Protonenreichweite kann das gesunde Gewebe beträchtlich geschont werden. Dadurch können höhere Dosen auf das Target und tiefere Dosen in der Umgebung appliziert werden als dies mit konventionellen Techniken möglich ist. Höhere Tumorkontrollraten und/oder weniger Nebenwirkungen werden erwartet. Um die ganzen Möglichkeiten der Bragg Kurve auszunützen zu können, muss die Reichweite der Protonen - also die Position der Spitze der Bragg Kurve - genau bekannt sein. Ein zusätzliches Problem entsteht durch Dichteunterschiede entlang des Strahls. Dadurch kann das Reichweitespektrum der Protonen verbreitert werden, was zu einer Degradation der Bragg Kurve führt. Aus diesen Gründen handelt diese Dissertation von der Reichweitenpräzision von therapeutischer Protonenstrahlung.

Der erste Teil behandelt Methoden und Präzision der Bestimmung von relativen Stopping Power Werten im Patienten. Diese definieren die Reichweite eines Protonenstrahls bekannter Energie. Eine theoretische Methode - basierend auf Literaturwerten für die Zusammensetzung von biologischem Gewebe - zur Konvertierung von konventionellen Röntgen-CT Bildern von Patienten in relative Stopping Power Werte wird vorgestellt. Die Richtigkeit dieser Kalibrationskurve wurde durch Messungen an tierischen Gewebeproben bestätigt. Die Unsicherheit in der Protonenreichweite wegen Ungenauigkeiten der Kalibrationskurve und Strahlhärungsartefakten in den CT Bildern wird auf $\pm 1.1\%$ der Reichweite in Weichteilen und $\pm 1.8\%$ in kompakten Knochen geschätzt. Für diese Unsicherheit wird in der Praxis eine Sicherheitsmarge zum Tumolvolumen addiert.

Im zweiten Teil werden die Auswirkungen der Coulomb Vielfachstreuung und der Winkelunsicherheit des Phasenraumes des Protonenstrahls auf die Dosisverteilung in der Umgebung von Inhomogenitäten diskutiert. Diese Einflüsse bewirken eine Unsicherheit in der Reichweite von Protonen mit derselben Anfangsenergie. Eine einfache und schnelle Berechnung der Verschmierung von Protonenreichweiten im heterogenen Medium wurde entwickelt. Verschiedene analytische Dosisberechnungsmethoden wurden entworfen und auf ihre Genauigkeit untersucht. Meistens erwies sich ein pencil-beam Algorithmus als der genaueste. Für das PSI spot-scanning System wird jedoch ein schneller Algorithmus benötigt, der auf einer individuelle Berechnung aller applizierten Dosispunkte beruht. Damit wird iterativ die Gewichtung der einzelnen Spots in einer Optimierungsroutine berechnet. Ein solcher Algorithmus wurde gefunden und ist in den meisten Fällen genau genug.

Durch Vergleiche von Dosisverteilungen berechnet mit Monte Carlo Techniken zu den Resultaten der analytischen Rechnung wurde gezeigt, dass die Genauigkeit aller analytischen Algorithmen in denjenigen Bereichen am tiefsten ist, für die auch eine hohe Reichweitenverschmierung errechnet wird. Ebenso ergeben sich in denselben Gebieten grosse Dosisfehler aufgrund von zufälligen Positionierungsfehlern des Patienten während einer fraktionierten Behandlung. Für eine präzise Behandlung ist es deshalb äusserst

wichtig, den Eintrittswinkel des Strahls so zu wählen, dass kritische Gebiete vermieden werden. Die Berechnung der Reichweitenverschmierung und deren Darstellung in der beams-eye-view ist ein wichtiges Instrument für die Identifikation von optimalen Einstrahlrichtungen.

Zusammenfassend wird eine Strategie präsentiert, wie mit dem Problem der Reichweitenunsicherheit umgegangen werden soll. Der Planer benötigt ein genaues Wissen über das Bremsvermögen des Gewebes und die Effekte, die die Vielfachstreuung im inhomogenen Gewebe auf die Dosisverteilung hat. Dieses Wissen erlaubt ihm angepasste Massnahmen zu treffen, wie die Wahl eines geeigneten Sicherheitssaumes oder Gantry Winkels.

Wenn die Bestrahlungswinkel so gewählt werden können, dass keine hohen Reichweitenverschmierungen im Targetbereich auftreten, dann wird die totale Unsicherheit im distalen Bereich des Targets dominiert durch die Unsicherheit in der CT-Kalibration. Diese Fehler können einfach durch einen Sicherheitssaum kompensiert werden.

Im Fall, wo eine grosse Reichweitenverschmierung nicht vermieden werden kann, können Monte Carlo Simulationen durchgeführt werden, die auch unterschiedliche Kalibrationskurven und Positionierungsfehler berücksichtigen. Falls nötig können angemessene Massnahmen ergriffen werden.

Unter Beachtung dieser Abläufe, kann eine gute Abdeckung des Tumorvolumens bei gleichzeitiger maximalen Schonung des umliegenden Gewebes erreicht werden. Dies ist entscheidend für die erfolgreiche Behandlung von individuellen Patienten, aber auch für die Protonentherapie als Behandlungsmethode.