



Dosimetrische Planung einer perkutanen Strahlentherapie

Dr. Roberto Mini

Dosimetrischen Therapieplanung

Ausgangspunkt

Die Energiedosis im Patienten wird durch zwei Faktoren bestimmt:

- den strahlenphysikalischen Eigenschaften der vom Beschleuniger emittierten Strahlung.

(Energiespektrum und Zahl der pro Raumwinkel emittierten Teilchen)

- die Wechselwirkungsprozesse der einfallenden Strahlenteilchen mit den Atomen des bestrahlten Gewebes

(Absorption der Primärteilchen, Wechselwirkungskaskade durch Streuung und Absorption der Sekundärteilchen)

Es ist Aufgabe der klinischen Dosimetrie, diese beiden Hauptkomponenten in einem schnellen und zuverlässigen Dosisberechnungsalgorithmus zusammenzuführen.



Ziel der dosimetrischen Therapieplanung

Ziel der dosimetrischen Therapieplanung ist die Bestimmung einer optimalen Bestrahlungsgeometrie, die sich mit grösstmöglicher Sicherheit und Genauigkeit in der Routine realisieren lässt und welche zu

- gleichmässig hohen Dosen im Zielvolumen
 - und
 - möglichst kleinen Dosen in den strahlenempfindlichen gesunden Geweben und Organen
- führt.

Dank den Möglichkeiten der mikrobiologischen Bildgebung wird heute auch die gezielte Variation der Dosis im Zielvolumen (**dose painting**) vermehrt in Betracht gezogen.



Dosimetrischen Verfahren für die Planung perkutaner Strahlenfelder

1. Konventionelle analytische Verfahren

- Basisdosimetrie (gemessene Dosisverteilungen in Standardfeldern)
- Patientengeometrie (CT-Daten; lokale Elektronendichten)
- analytische Umrechnungsverfahren (Konturen- und Inhomogenitätskorrekturen)

Beispiele:

- Matrixverfahren
- Näherungsverfahren mit speziellen Funktionen
- Separationsverfahren



Konventionelle Therapieplanung

Ausgangspunkt

Ausgangspunkt ist die Vorstellung, dass die Gewebe grösstenteils aus Wasser bestehen. Man berechnet daher zunächst die resultierende Dosisverteilung in einem Wasserphantom.

Die Dosis in Geweben mit einem vom Wasser abweichenden Absorptionsverhalten werden dann bei vielen Dosisumrechnungsverfahren als Korrektur der Wasserenergiedosis aufgrund der unterschiedlichen Elektronendichten berechnet.

Schliesslich unterscheidet sich in der Regel auch die Form der Patientenoberfläche von derjenigen der Messphantome. Auch dieser Unterschied wird analytische bzw. geometrisch durch Anpassung der gemessenen Isodosen korrigiert.



Basisdosimetrie



Für die Basisdosimetrie behilft man sich in der Regel mit homogenen, geometrisch geformten Phantomanordnungen. Sie weisen überall die gleiche Dichte auf und stimmen bez. Dichte und effektiver Ordnungszahl (Absorptions- und Streuverhalten) weitgehend mit menschlichem Weichteilgewebe überein (Wasserphantom, Blöcke oder Platten aus Plexiglas usw.).

Als Basisdosimetrie für die dosimetrische Therapieplanung werden für eine Vielzahl von Geräteeinstellungen die in diesen Phantomen resultierenden Dosisverteilungen gemessen.

Erfassung und Darstellung von Dosisverteilungen

Eine vollständige Darstellung dreidimensionaler Dosisverteilungen ist nur mit Hilfe mathematischer Ausdrücke oder Tabellen möglich. In der Praxis werden diese in der Regel durch folgende Angaben beschrieben:

Absolutdosimetrie

- Kenndosisleistung im Referenzpunkt
(Dosismaximum)

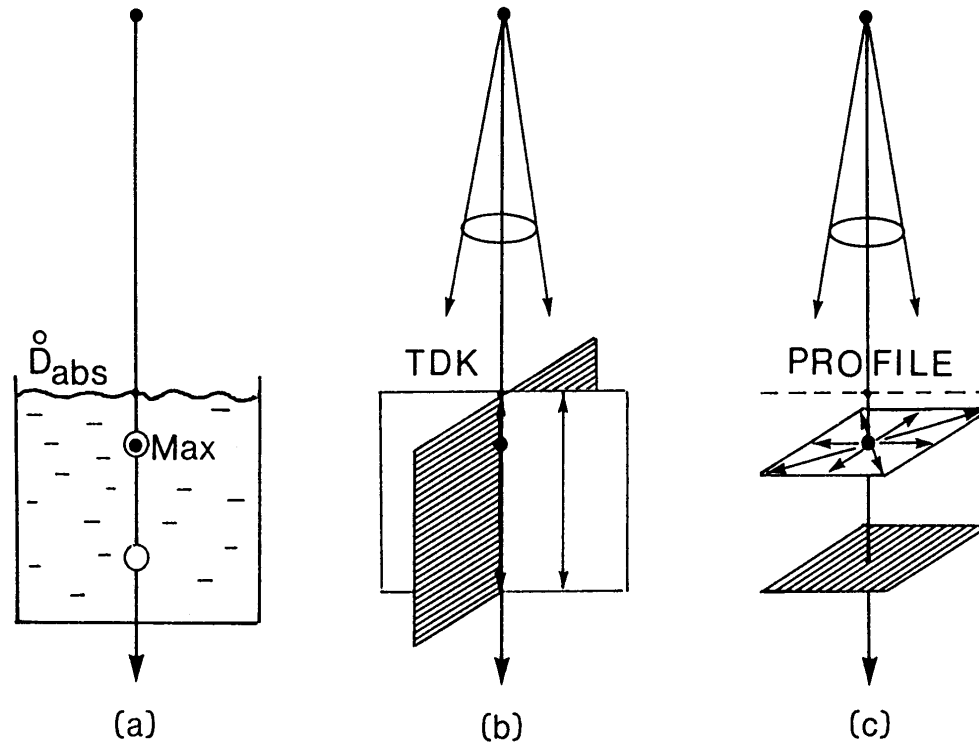
Relativdosimetrie

- Tiefendosiskurve auf dem Zentralstrahl
- orthogonale Querprofile
(in verschiedenen Tiefen)

Sehr nützlich sind auch Isodosenlinien (Linien gleicher Dosen) in ausgewählten Ebenen.



Darstellung von Dosisverteilungen



Darstellung dreidimensionaler perkutaner Photonen-Dosisverteilungen durch (a): absolute Dosisleistung an Referenzpunkten (z. B. im Dosismaximum Max oder einer DIN-Referenztiefe: offener Kreis), (b): Tiefendosiskurven (TDK), (c): Dosisquerprofile in verschiedenen Phantomtiefen (z. B. x- und y-Profile).

Dosimetrischen Verfahren für die Planung perkutaner Strahlenfelder

2. Stochastische Superpositions-Verfahren oder MC-Algorithmen

- Basisdosimetrie (gemessene oder MC-simulierte Strahlenfeld-daten)
- Patientengeometrie (CT-Daten; lokale Elektronendichten)
- Superpositions-Verfahren oder MC-Algorithmen zur Simulation der Strahlenwirkung im Patienten

Beispiele:

- Superpositions-Verfahren
 - Nadelstrahl-Superposition
 - Punktkernfunktions-Superposition
- Monte-Carlo Methoden

Eigenschaften:

- verbesserte Berücksichtigung der seitlichen Streuverhältnisse
- MC: genaue Wiedergabe der mikroskopischen Wirkungsverteilungen (Dosisverteilung an Inhomogenitätsgrenzen)





Photonendosimetrie

Absolutdosimetrie

Kenndosisleistung

Absolute Dosis im Referenzpunkt

Zur Charakterisierung einer perkutanen Strahlen-quelle dient die **Kenndosisleistung**. Ihre Definition unterscheidet sich nach der Art der Strahlenquelle und deren Verwendungszweck (DIN 6814):

-diagnostische Röntgen- und Gammastrahler:

Luft- oder Wasser-Kermaleistung im Zentralstrahl in 1m Abstand vom Strahlerort (Fokus) bei einer Feldgrösse von $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

-therapeutische perkutane Strahlenquellen:

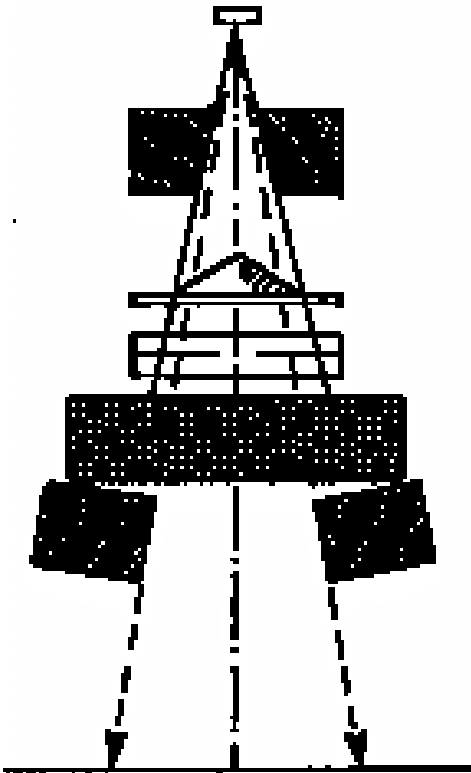
Wasser-Energiedosisleistung in einem Phantom im Maximum der Zentralstrahldosis für ein Hautfeld von $10 \times 10 \text{ cm}^2$ im häufigsten therapeutischen Fokusabstand.



Kenndosisleistung bei Beschleunigeranlagen

Bei therapeutische **Bestrahlungsanlagen** mit **konstanter Dosisleistung** werden die Bestrahlungszeiten über Doppeluhren geregelt und kontrolliert. Die bei einer Exposition erwünschte **Kenndosisleistung** kann direkt mit den geräteinternen Uhren gesteuert werden. Die resultierende Messgrösse ist eine **Dosis pro Zeit** (Dosisleistung).

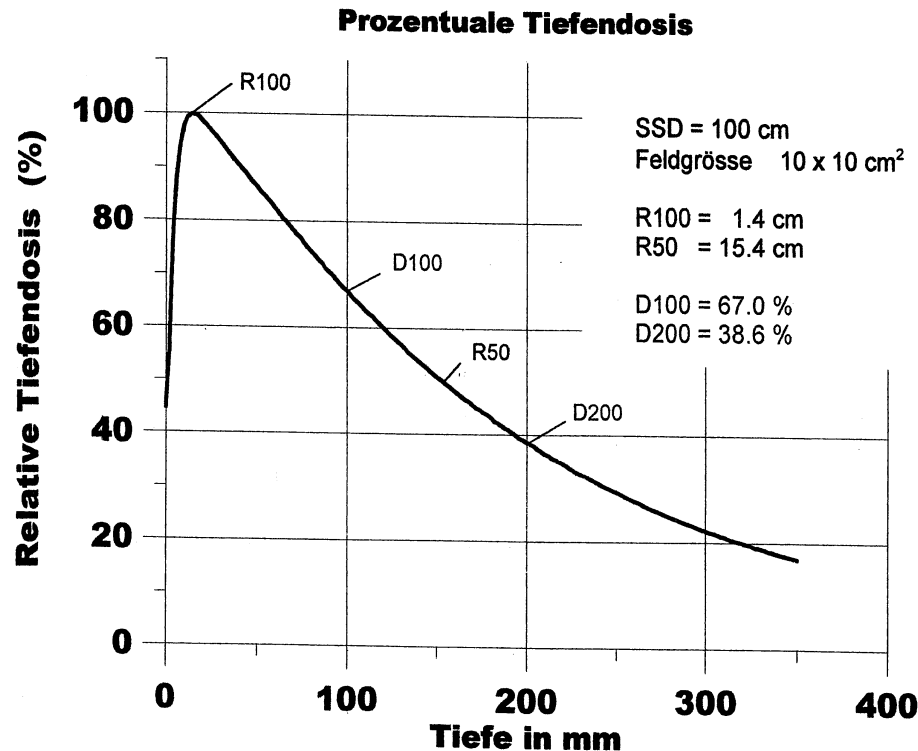
Da bei **Beschleunigern** die **Dosisleistung** schwanken kann, wird diese fortwährend mit einem **Monitorsystem** überwacht. Bei einer Strahlenexposition werden nicht ein Zeitintervall sondern eine Anzahl Monitoreinheiten vorgegeben. Entsprechend beziehen sich auch die Kenndosisleistungen von Beschleunigeranlagen auf eine **Dosis pro Monitoreinheit** und sind deshalb keine Dosisleistungen im engeren Sinn.



Kenndosisleistung für Photonenstrahlungen

Bei ultraharter Photonenstrahlung wird die Dosisleistung meist aus praktischen Gründen in grösserer Tiefe gemessen (5 cm oder 10 cm)

Linac 2 - Photonen 6 MV



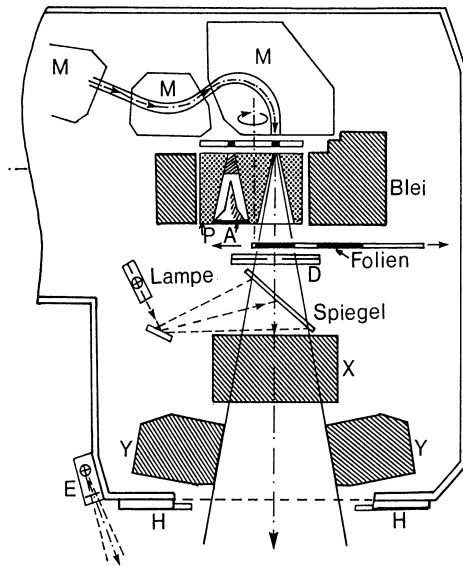
Abhängigkeit der Kenndosisleistung von verschiedenen Expositionsparametern

Bei Elektronenbeschleunigern setzt sich die gemessene **Kenndosisleistung** aus der Dosisleistung der **Primärstrahlung** und der Dosisleistung verschiedener **Streustrahlenquellen** zusammen:

- Streustrahlenquellen im Bestrahlungsgerät (Strahlerkopfstreuung)
- Streustrahlenquellen im bestrahlten Medium (Patient- bzw. Phantomstreuung)

Entsprechend ändert sich die Kenndosisleistung in Abhängigkeit von:

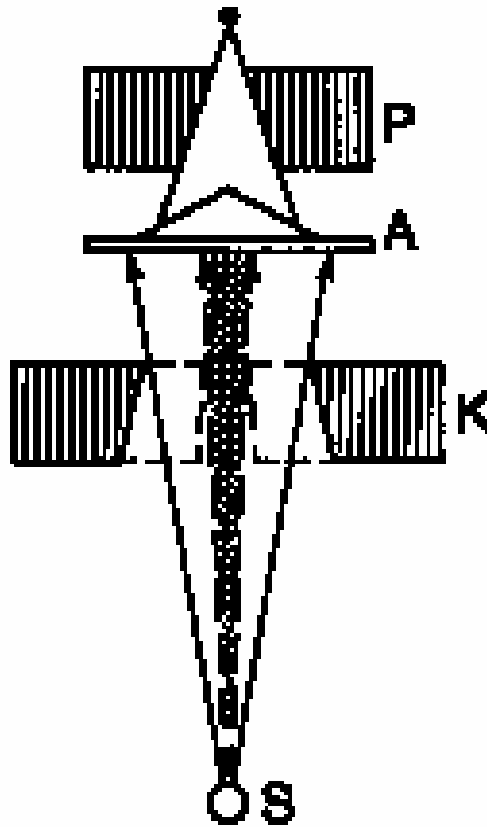
- Feldgrösse
- Feldform
- Fokus-Haut-Abstand



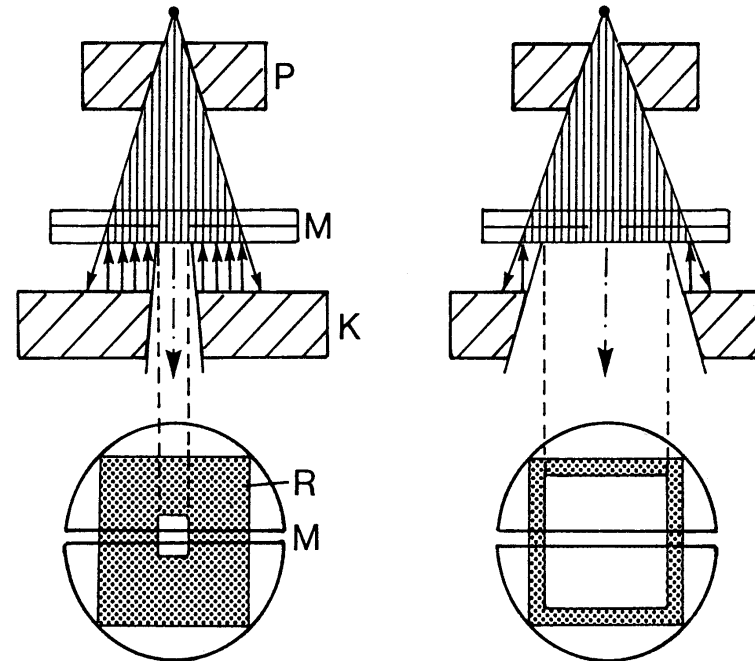
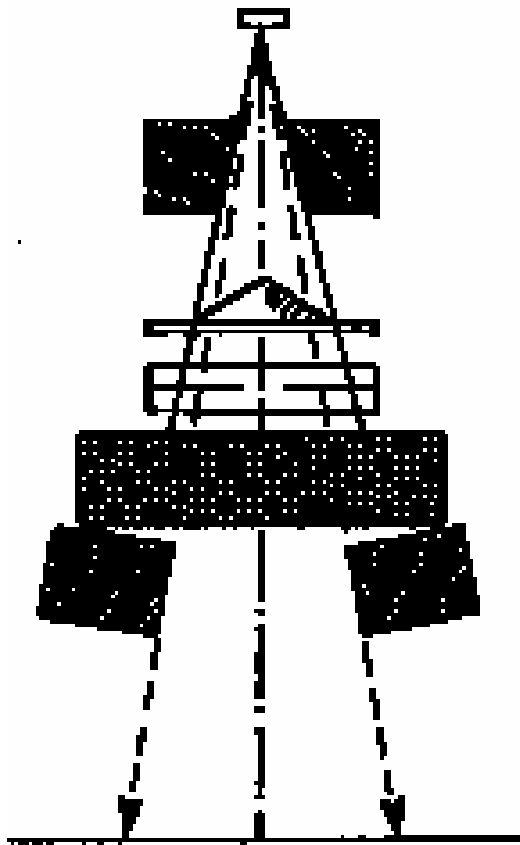
Typischer Strahlerkopf eines modernen medizinischen Elektronen-Linearbeschleunigers. (M: Slalom-Magnete für die Strahlumlenkung, D: Doppeldosismonitor, P: Primärkollimator, A: Photonenungleichkörper mit vorgeschaltetem Beamhardener und Elektronenfänger, Folien: Ausgleichsfolien für Elektronen, E: Entfernungsmesser, H: Halter für Tubusse und Filter, X,Y: Kollimatorblenden, Lampe und Spiegel: Lichtvisier).

Einfluss der Feldgrösse und der Feldform auf die Kenndosisleistung

1. Streustrahlung der Kollimatoren und des Ausgleichskörpers



2. Kollimatorrückstreuung in die Monitorkammern

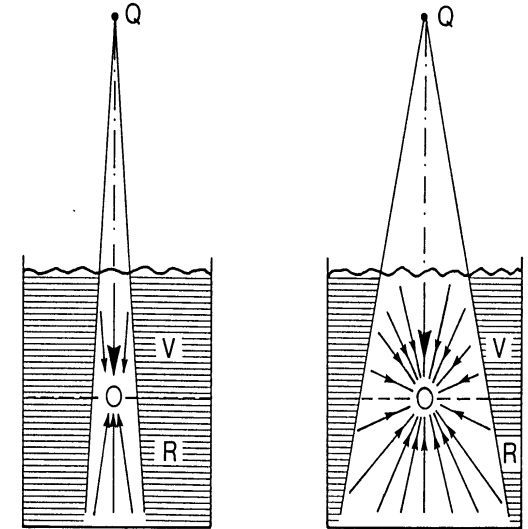


Änderung der Monitoranzeige durch Monitorrückstreuung bei Beschleunigern. Die punktierten Flächen zeigen schematisch die von Rückstreustrahlung getroffenen Monitorflächen R (P: Primärkollimator, M: Durchstrahlmonitor, K: beweglicher Kollimator, untere Zeichnungen: Aufsicht auf den Monitor).

3. Phantomstreuung

Die Phantomstreuung hängt ab vom:

- durchstrahlten Volumen
(Fokus-Oberflächen-Abstand, Feldgrösse, Phantomtiefe)
- Eigenschaften des Mediums
(Ordnungszahl und Dichte)
- Strahlenart- und Qualität



Erhöhung der Dosisleistung auf dem Zentralstrahl durch Vorwärtstreuung (V) und Rückstreuung (R) und die Zunahme der Streubeiträge zum Signal in der Sonde mit dem mit der Feldgröße zunehmendem Streuvolumen (dicke Pfeile: Primärstrahlung).

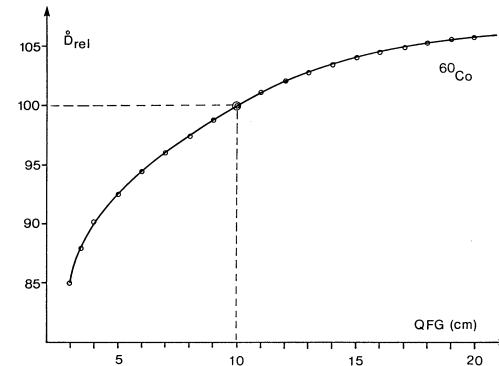
Zur Trennung der Phantomstreuung von anderen Streubeiträgen können **Frei-Luft-Messungen** als Referenz dienen.

Feldgrössenabhängigkeit der Zentralstrahldosisleistung

Da die Kenndosisleistungen bei perkutanen Bestrahlungsanlagen in Abhängigkeit der Feldgrösse ändern, müssen diese für alle klinisch möglichen Feldgrössen bestimmt werden.

Zur Beschreibung der Feldgrössenabhängigkeit der Kenndosisleistung im Zentralstrahl verwendet man für jede Strahlenenergie

relative Dosisleistungsfaktoren
(engl.: outputfactor)



Relative experimentelle Feldgrössenfaktoren einer Kobaltbestrahlungsanlage mit nicht konvergierendem Blockkollimator (mit einem Fehler von $\pm 1\%$ gültig für Fokus-Haut-Abstände von 50-90 cm, normiert auf $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -Feld, QFG: Quadratfeldgrösse = Seitenlänge des quadratischen Feldes).

FELDGRÖSSE (cm)	OUTPUT - FAKTOR (cGy/Monitor-Einheit)
3	0.909
5	0.944
7	0.971
9	0.992
10	1.000
15	1.033
20	1.054
25	1.070
30	1.084
35	1.095
40	1.103

Einfluss der Fokus-Kammer-Distanz auf die Kenndosisleistung

- Divergenz des Strahlenbündels
(Abstandsquadratgesetz)
- unterschiedliche Streuzusätze
 - Ausgleichskörper
 - Kollimatoren
- unterschiedliche Monitorzusätze
 - Kollimatorstellung
- unterschiedliches Phantomvolumen





Photonendosimetrie

Relativdosimetrie

Tiefendosiskurven (TDK) Querprofile (QP)

Tiefendosischarakteristiken

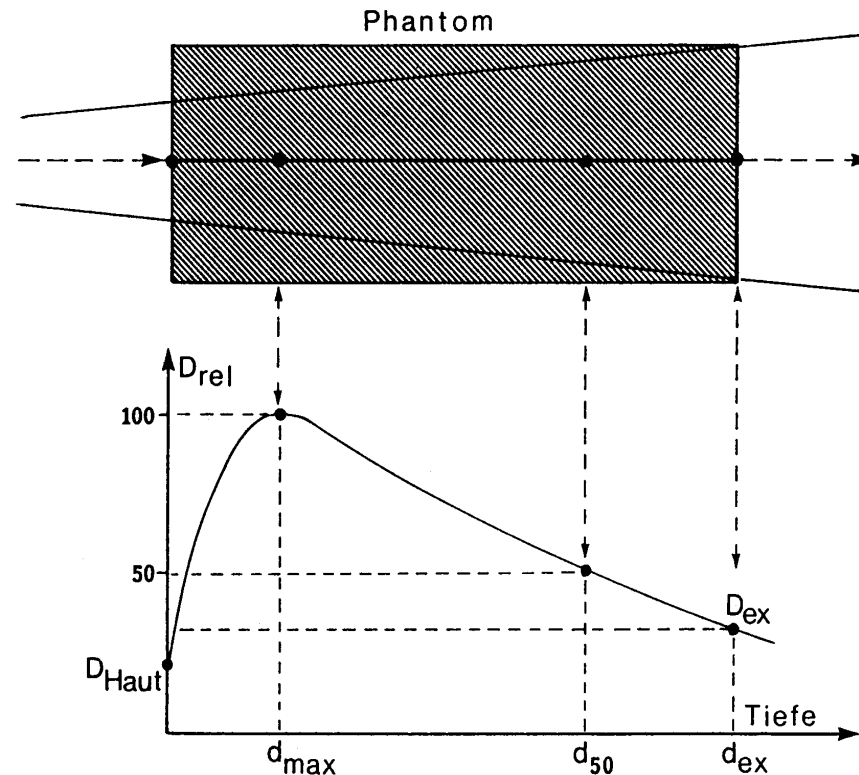
Die Tiefendosis­kurve einer Photonenstrahlung hängt ab von:

- mittlere Photonenenergie
- Aufhärtung (Filterung) der Photonen
- Kontamination:
 - niederenergetische Photonen
 - gestreute Elektronen (Strahler)
- Feldgrösse:
 - Streuung Ausgleichskörper
 - Kollimatorstreuung
 - Phantomstreuung
- Fokus-Haut-Abstand



Tiefendosiskurven ultraharter Photonenstrahlungen

- 1) Oberflächendosis
- 2) Dosisaufbau
- 3) Dosismaximum
- 4) Dosisabfall



Kenngößen von perkutanen Tiefendosiskurven ultraharter Photonenstrahlung (D_{Haut} : relative Hautdosis; D_{rel} : relative Dosis bezogen auf das Dosismaximum; d_{max} : Maximumstiefe; d_{50} : Halbwerttiefe; d_{ex} : Dicke des Phantoms; D_{ex} : Austrittsdosis; (schraffiert: Phantom).

1) Oberflächendosen

Oberflächendosen spielen in der Strahlentherapie wegen möglicher Hautreaktion eine grosse Rolle.

Bei therapeutischen Photonenstrahlungen werden folgende Oberflächendosen gemessen:

-Co-60 : 15 – 80 %

-Beschleuniger : 10 – 60 %

Ursachen dieser feldgrössenabhängigen Dosen sind:

-Elektronenkontaminationen

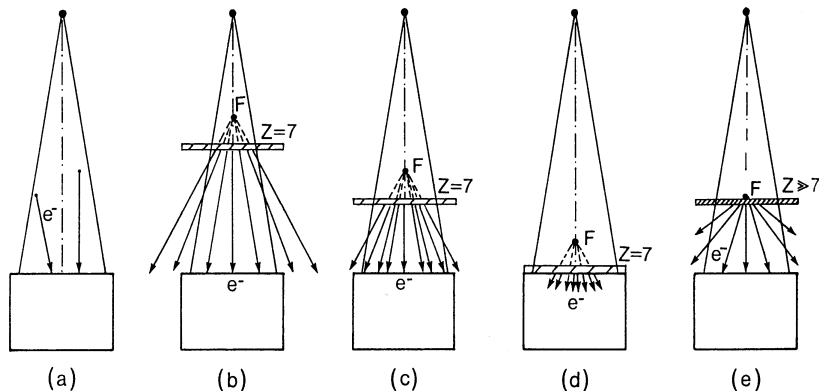
-Rückstreuprozesse im Absorber

Oberflächendosen lassen sich was die Elektronenkontamination betrifft durch technische Massnahmen reduzieren.

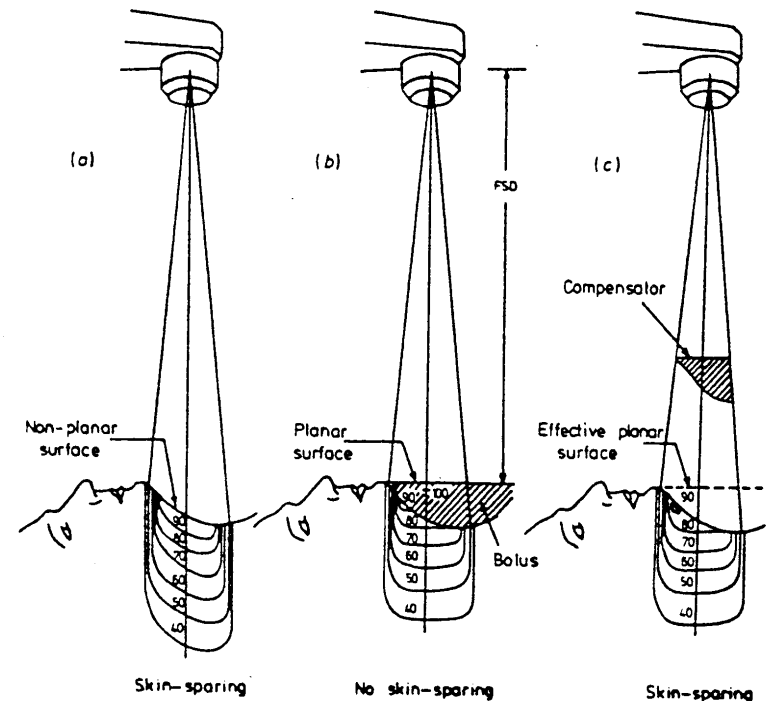


Beeinflussung der Oberflächendosen durch die Bestrahlungsgeometrie

Moulagetechnik



Veränderungen der Oberflächendosis bei ultraharter Photonenstrahlung mit der Bestrahlungs-Geometrie. (a): Nur Luftstreuung. (b-d): Zunahme der Hautdosis durch Elektronenkontamination des Photonenstrahlenbündels für Plexiglassträger mit kleiner werdendem Abstand. Den virtuellen Fokus (F) für die Sekundärelektronen aus den Trägern erhält man durch rückwärtige Verlängerung der stärker als die Primärstrahlung divergierenden Sekundärelektronenstrahlen. (d): Bei Auflage der Plexiglasplatte auf das Phantom (Moulagentechnik) verschiebt sich das Dosismaximum in Richtung Oberfläche, da der Sekundärteilchenfluß vollständig auf das Phantom auftrifft. (e): Geringere Hautdosis durch höhere Divergenz der Elektronen aus Streukörpern mit hohem Z . (b, c, e): Entstehung einer Oberflächendosis außerhalb des geometrischen Strahlenfeldes durch Streustrahlung aus den Trägern.



2) Dosisaufbaubereich

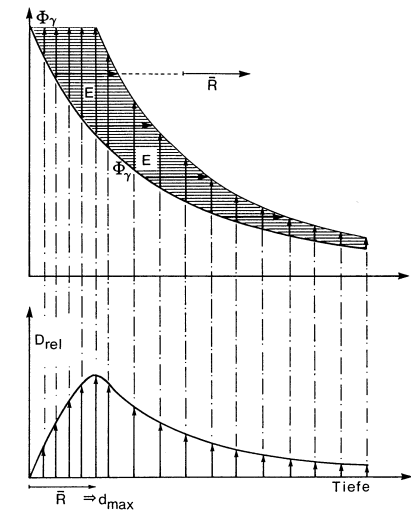
Der Dosisaufbaubereich ist der Bereich von der Absorberoberfläche bis zum Dosismaximum.

Beim Eintritt in den Absorber nimmt der Fluss der Primärphotonen durch Wechselwirkungen mit dem Absorber ab. Gleichzeitig entsteht ein Fluss von Sekundärelektronen dessen Entstehungsrate proportional zum örtlichen Photonenfluss ist.

Die geladenen Sekundärelektronen übertragen innerhalb ihrer Reichweite ihre kinetische Energie auf den Absorber und sind damit für die Entstehung der Energiedosis verantwortlich.

Wegen der endlichen Reichweite der Sekundärelektronen kommt es auf der Eintrittsseite des Strahles in den Absorber zu einer Überlagerung von Dosisdepositionen durch Sekundärelektronen aus verschiedenen Entstehungstiefen und führt bis zur Maximumtiefe zu einem Dosisanstieg.

Wegen des abnehmenden Photonen- und damit auch des Sekundärelektronenflusses nimmt die Dosis mit grösserer Tiefe wiederum ab.

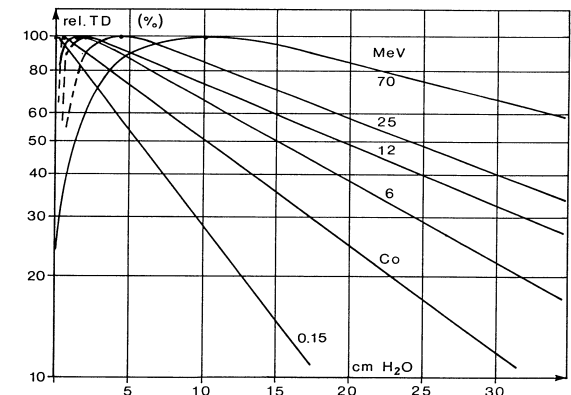


Entstehung des Dosisaufbaueffektes für perkutane ultraharte Photonenstrahlung (schematische Darstellung). Oben: zur Kerma proportionale Photonenfluenz Φ und durch sie ausgelöste Sekundärelektronen (E , schraffiert) mit der mittleren Reichweite R (Pfeile). Unten: Verlauf der durch Sekundärelektronen lokal pro Massenelement auf den Absorber übertragene und dort absorbierte Energie (Energiedosis D_{rel}) mit der Phantomtiefe.

3) Dosismaximumstiefe

Die Maximumstiefe hängt von der mittleren Reichweite der Sekundärelektronen aus den oberflächennahen Absorberschichten ab und korreliert mit der mittleren Energie des Photonenspektrums. Mit zunehmender Energie wandert das Dosismaximum in die Tiefe:

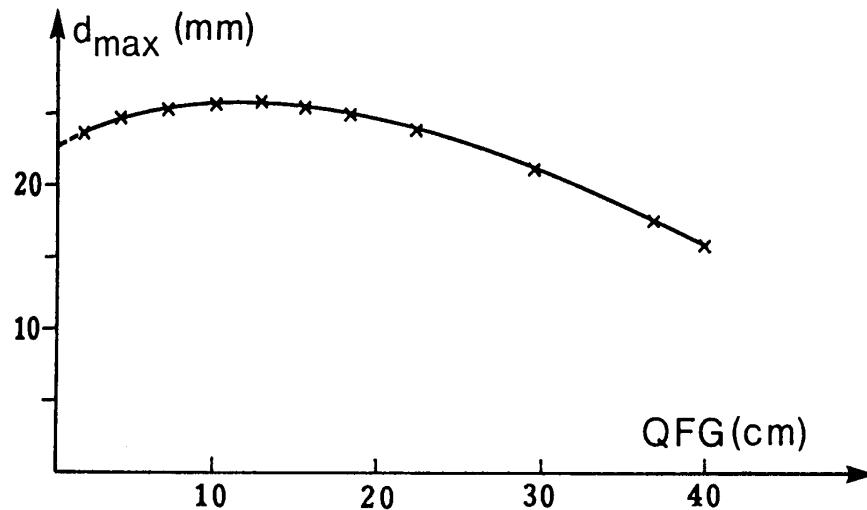
- Cs-137 (662 keV) D_{\max} in 3 mm Wassertiefe
- Co-60 (1.25 MeV) D_{\max} in 5 mm Wassertiefe
- Ultraharte Photonenstrahlung (10-45 MV)
 D_{\max} in 1 - 5 cm Wassertiefe



Relative Tiefendosiskurven in Wasser für verschiedene Photonenenergien (schematisch, normiert auf das jeweilige Dosismaximum, rel. TD: relativer Tiefendosisverlauf, Energien an den Kurven in MeV, Co: ^{60}Co -Strahlung, die Ordinate ist logarithmisch gestaucht).

Beeinflussung der Maximumstiefe durch Elektronenkontaminationen durch Streustrahlungen aus dem Strahlerkopf

Feldgrössenabhängigkeit der Tiefe des Dosismaximums



Wanderung der Lage des Dosismaximums (d_{\max}) für Photonenstrahlung in Wasser mit der Quadratfeldgröße (QFG: Seitenlänge der quadratischen Felder im Isozentrum, am Beispiel der 12-MeV-Photonenstrahlung aus einem medizinischen Elektronenlinearbeschleuniger).

Kleine Felder:

- Phantomstreuung
- Kollimatorstreuung

Grosse Felder:

- Streuung Ausgleichskörper bzw. neg. Aufhärtung

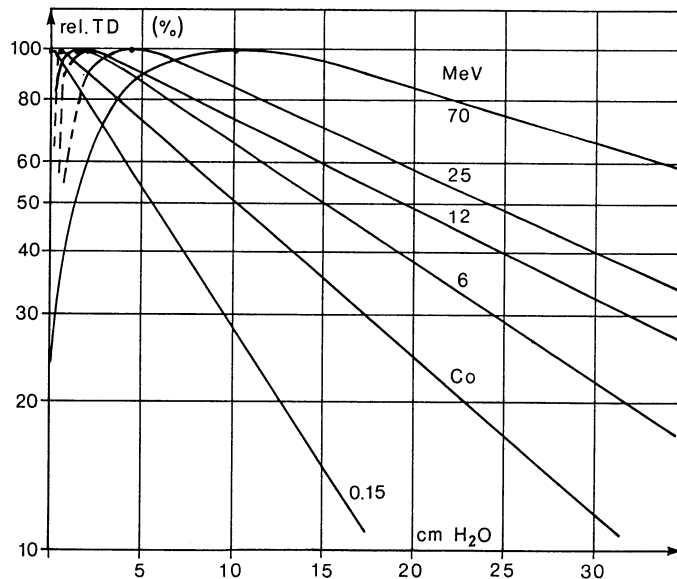
4) Tiefendosisabfall ultraharter Photonenstrahlungen

Tiefendosisabfall hängen ab von:

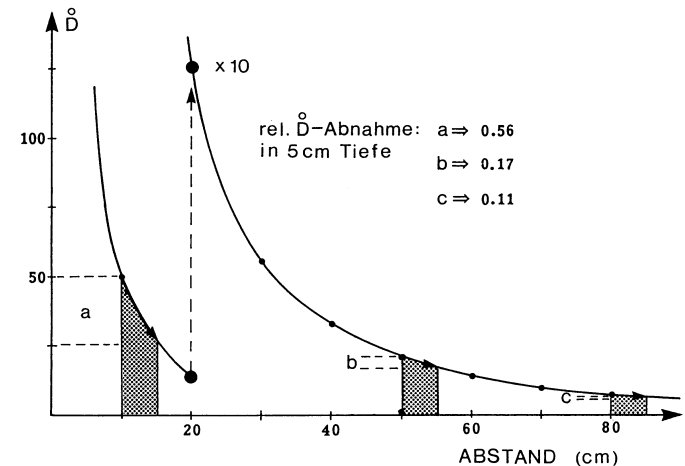
- Strahlenqualität (Absorption und Streuung)
- Bestrahlungsgeometrie
 - Fokus-Haut-Abstand (Divergenz)
 - Feldgrösse



Tiefendosiskurven ultraharter Photonenstrahlungen



Relative Tiefendosiskurven in Wasser für verschiedene Photonenenergien (schematisch, normiert auf das jeweilige Dosismaximum, rel. TD: relativer Tiefendosisverlauf, Energien an den Kurven in MeV, Co: ^{60}Co -Strahlung, die Ordinate ist logarithmisch gestaucht).

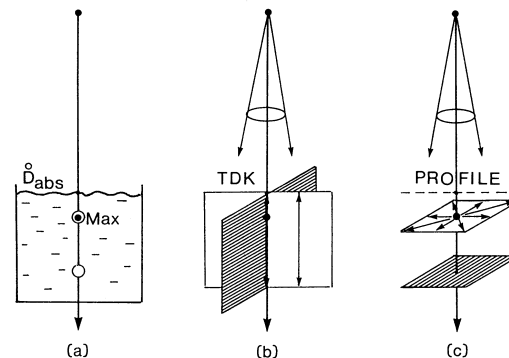


Einfluß des Fokus-Haut-Abstandes auf den Verlauf der Tiefendosiskurven von Photonenstrahlung (ohne Schwächung). (a): Fokus-Haut-Abstand FHA = 10 cm (Bereich der Nahdistanztherapie). (b): FHA = 50 cm. (c): FHA = 80 cm (Teletherapie), schraffiert eingezeichnet ist eine Schichtdicke von je 5 cm ab der Phantomoberfläche (Dosis = 100%). Die relativen Dosisleistungsabnahmen (ohne Absorption und Streuung) nach dem Abstandquadratgesetz in den Phantomentiefen von 5 cm berechnet betragen 56% für (a), 17% für (b) und 11% für Fall (c).

Dosisquerverteilung; Profile

Unter Dosisquerverteilungen oder Profilen versteht man die Verteilungen der Energiedosis in Ebenen bzw. Linien senkrecht zum Zentralstrahl des Strahlenbündels.

In der Praxis werden Profile so gemessen, dass diese den Zentralstrahl einschliessen. Sie können diagonal oder parallel zu den geometrischen Feldgrenzen verlaufen und in beliebigen Phantomtiefen oder frei in Luft gemessen werden.



Darstellung dreidimensionaler perkutaner Photonen-Dosisverteilungen durch (a): absolute Dosisleistung an Referenzpunkten (z. B. im Dosismaximum Max oder einer DIN-Referenztiefe: offener Kreis), (b): Tiefendosiskurven (TDK), (c): Dosisquerverprofile in verschiedenen Phantomtiefen (z. B. x- und y-Profil).

Einflussgrößen von Dosisquerverteilung; Profile

Dosisquerverteilungen hängen von verschiedenen Faktoren ab:

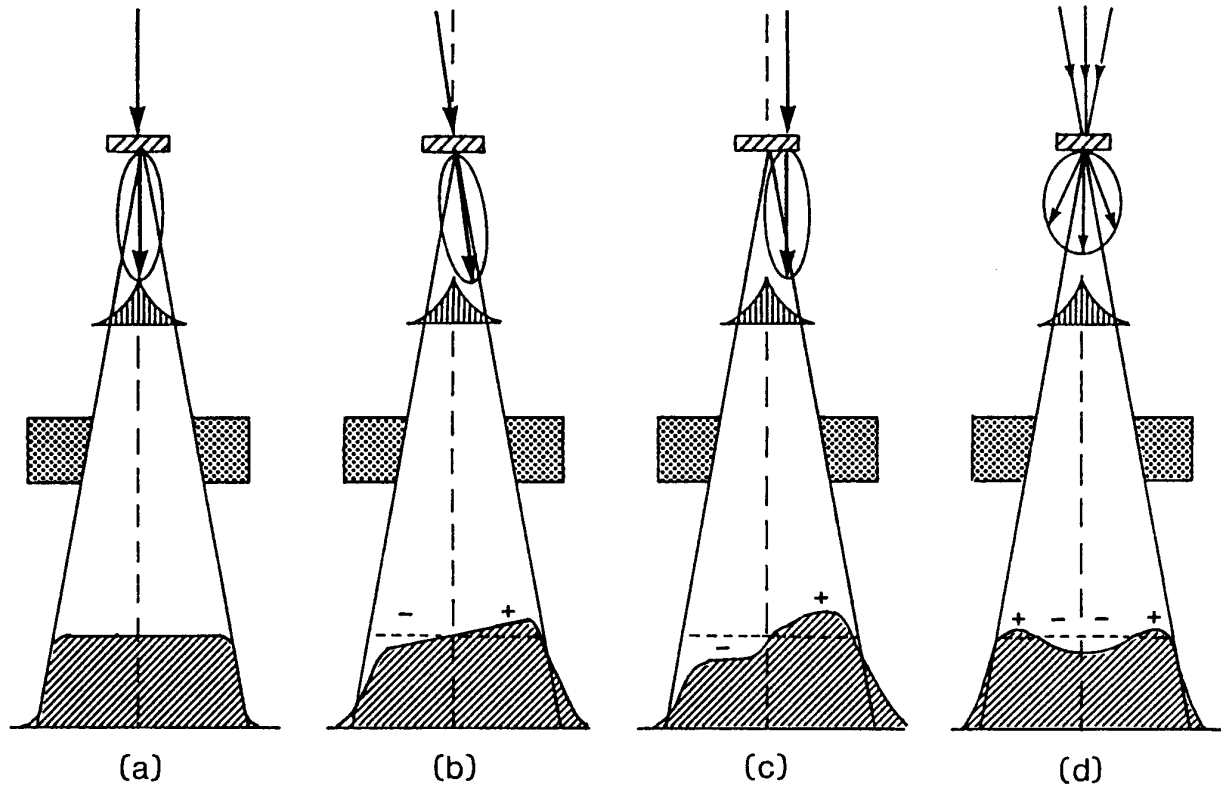
-Strahlführung

-Strahlkollimation

-Bestrahlungsgeometrie

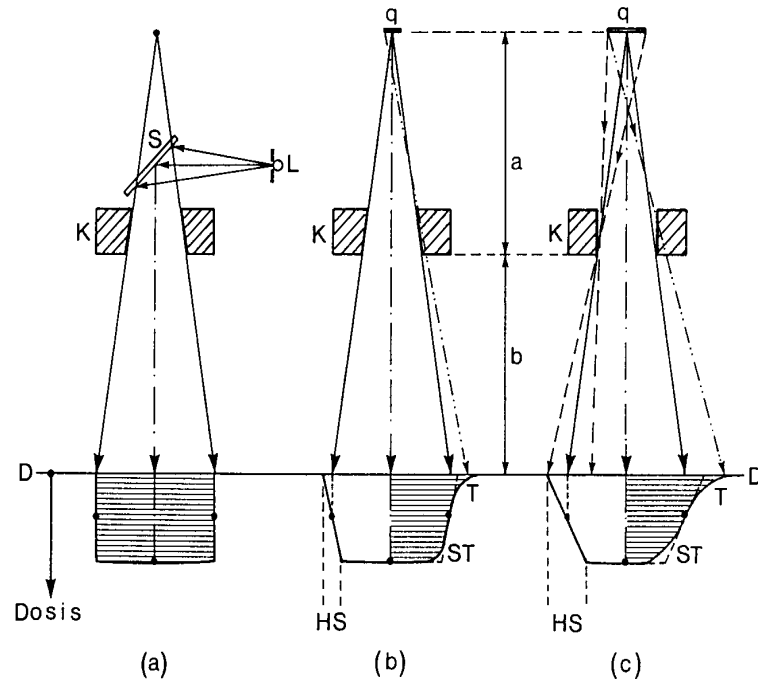


Strahlenführung

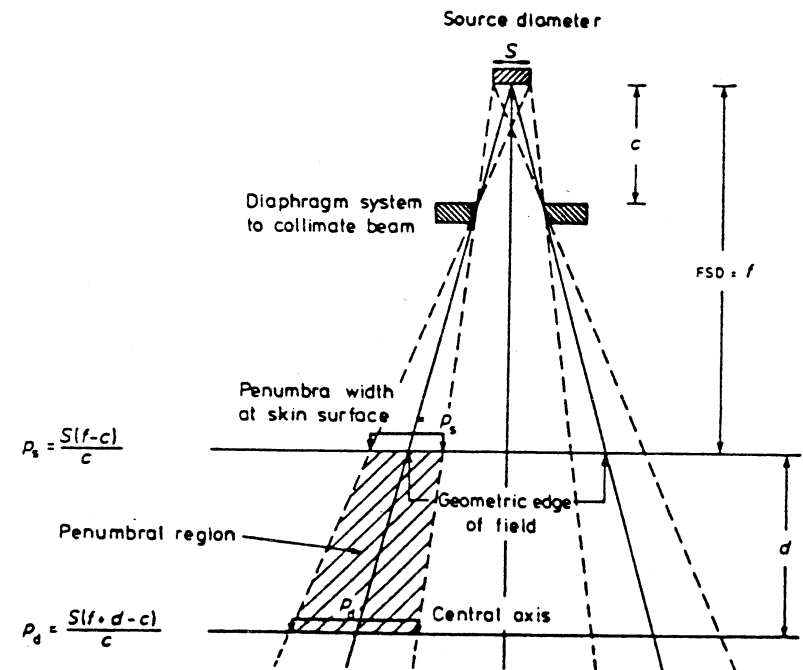


Wirkung der Fehllage des Elektronenstrahls auf den Feldaussgleich im Photonenbetrieb.
(a): Korrekte Strahlrichtung und Divergenz, (b): Strahl geneigt, (c): Strahl versetzt,
(d): Strahl zu divergent oder mit zu geringer Energie.

Strahlkollimation und Bestrahlungsgeometrie



$$HS = q \cdot b/a$$



Kenngrossen von Dosisquerverteilung; Profile

Zur Beschreibung der Dosisquerverteilungen dienen folgende Kenngrossen:

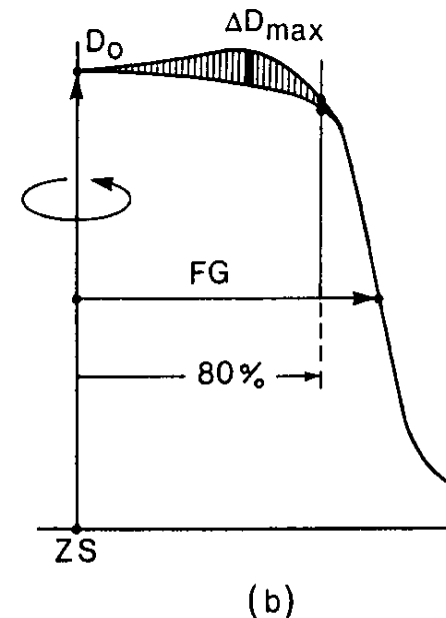
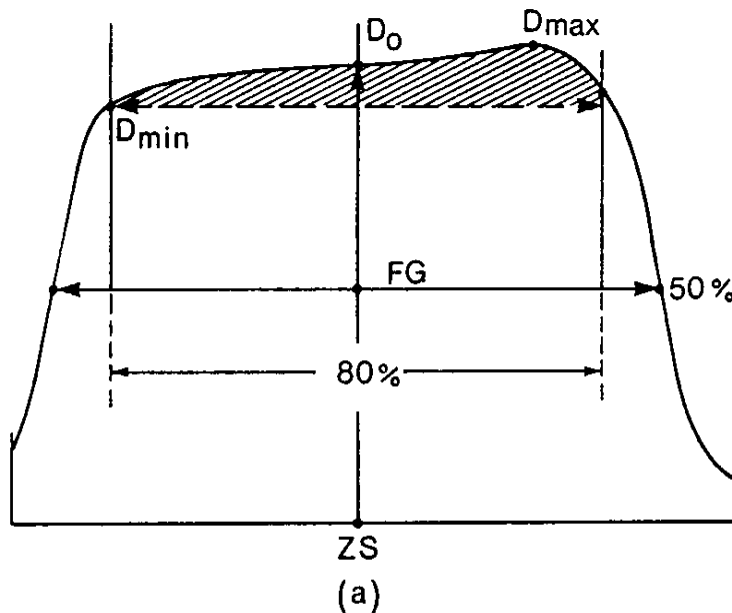
-Feldgrösse

-Homogenität

-Symetrie



Bestimmung der Feldgrösse



Definition von Felddhomogenität und Symmetrie an Querprofilen. (a): Dosiswerte und verwendeter Profilbereich zur Bestimmung der Homogenität (nach Gl. 4.17 und 4.18). (b): Verfahren zur Bestimmung der Symmetrie an übereinander gezeichneten Profilhälften

ZS: Zentralstrahl mit Dosisleistung D_0 ,

Dosimetrischen Verfahren für die Planung perkutaner Strahlenfelder

Konventionelle analytische Verfahren

- Matrixverfahren
- Näherungsverfahren mit speziellen Funktionen
- Separationsverfahren

Eigenschaften:

- eindimensionale Korrektur bezüglich Konturen und Inhomogenitäten
- keine Berücksichtigung lateraler Dichteschwankungen (seitlich Streuungen)
- nur bedingt anwendbar für irreguläre Strahlenfelder



Matrixverfahren

Bei den Matrixverfahren werden die experimentell bestimmten Dosisverteilungen in Form von mehrdimensionalen Datentabellen (Dosismatrizen) im Planungsrechner gespeichert (Speicherkapazität). Diese Daten können in kartesischen oder in angepassten Koordinaten erfasst werden (Divergenz der Photonenstrahlung).

Die Datenmenge lässt sich reduzieren, wenn für die Ermittlung der Profile und Tiefendosisverläufe einzelner Strahlenfelder Interpolationsalgorithmen verwendet werden (Beschränkung der Anzahl Felder).



Feldgeometriekorrekturen beim Martixverfahren

Abweichung der Geometrie von den einfachen Referenzbedingungen bei der Messung werden durch empirische Korrekturfaktoren berücksichtigt:

-Abstandsquadratgesetz

-Isodosentranslation

Matrixverfahren berücksichtigen die im Vergleich zu den Referenzbedingungen möglichen Abweichungen der lokalen Streuverhältnisse nicht und eignen sich deshalb kaum für die Berechnung von Volumendosisverteilungen in heterogenen Medien.

Das Matrizenverfahren lässt sich im weitem nicht auf irreguläre Felder anwenden.



Näherungsverfahren mit speziellen Funktionen

Die speicherplatzsparende Alternative zu den Matrixverfahren ist die Verwendung empirischer analytischer Formalismen zur Beschreibung der gemessenen Dosisverteilungen.

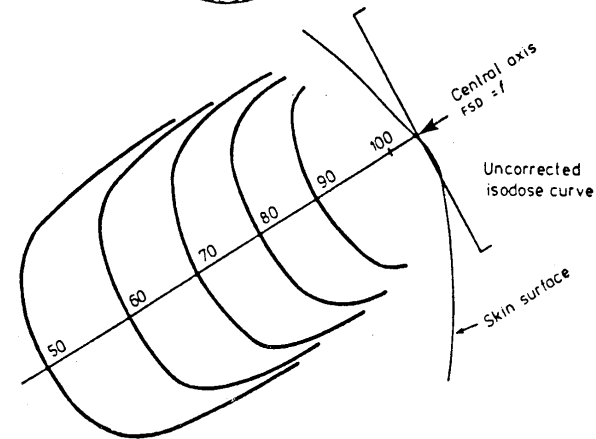
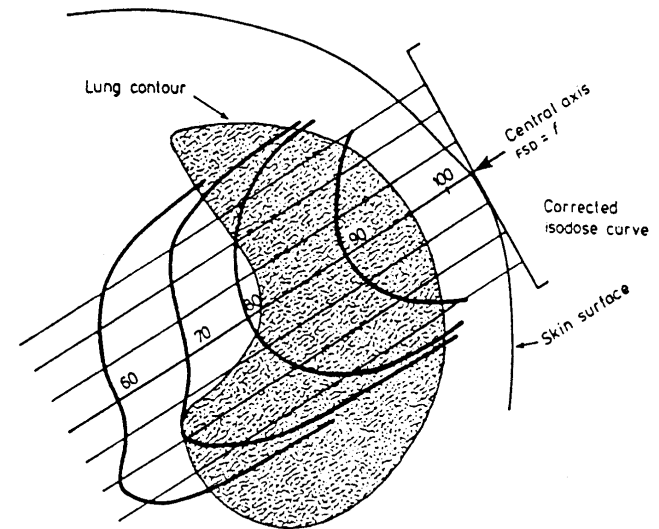
Dosisverteilungen in homogenen Medien lassen sich mit ausreichender Genauigkeit beschreiben durch:

- Kenndosisleistung
- Tiefendosisverteilungen
- Querprofilen



Isodosenanpassungen

- Oberflächenkontur
- Inhomogenitätenkorrektur



Näherungsverfahren mit speziellen Funktionen bei perkutanen Photonenfeldern

Die verschiedenen Dosisformalismen unterscheiden sich durch die zur Darstellung der Dosisverteilungen verwendeten Näherungsalgorithmen.

Für ultraharte Photonenstrahlung beruhen wegen der untergeordneten Bedeutung der Streuung viele Ansätze auf der geradlinigen Ausbreitung der Photonenstrahlenbündel in Materie.

Das wichtigste Verfahren ist das:

Dekrementlinienverfahren.



Dekrementlinien

Dekrementlinien sind Linien gleicher relativer Dosisleistungen, bezogen auf die Zentralstrahldosisleistung in gleicher Phantomtiefe.

Beispiel:

Die 50%-Dekrementlinie erhält man dadurch, dass diejenigen Orte auf den Querprofilen verschiedener Tiefen im Phantom verbunden werden, deren Dosisleistung gerade 50% der Zentralstrahldosisleistung in entsprechender Tiefe entspricht.

Dekrementlinien für ultraharte Photonenstrahlungen ergeben in homogenen Medien in erster Näherung Geraden, die ihren Ursprung im Strahlfokus haben.



Dekrementlinienverfahren

Beim Dekrementlinienverfahren wird die Dosisverteilung zerlegt in die feldgrössenabhängigen Grössen:

- Kenndosisleistung D_0 ,
- relative Zentralstrahl-Tiefendosisverteilung TD ,
- Dosisdekrement QP bzw. relative Querprofile

Die Dosisverteilung in einem Punkt (x,y,z) ergibt sich dann:

$$D(x,y,z) = D_0 \cdot TD(z) \cdot QP_z(x,y)$$

Die Berücksichtigung der Kontur- und der Inhomogenitäten kann wie bei der Matrizenmethode nur in Richtung des Primärstrahles durch Isodosentranslation erfolgen.



Separationsverfahren

Beim Separationsverfahren wird das therapeutische Strahlenbündel in ein vom Phantom bzw. Patienten unabhängiges Primärstrahlenbündel und ein erst im Phantom oder Patienten entstehendes, feldgrößen- und tiefenabhängiges Streustrahlenbündel aufgeteilt.

$$D(x,y,z) = D_{\text{primär}}(x,y,z) + D_{\text{streu}}(x,y,z)$$



Separationsverfahren

Das Primärstrahlenbündel unterliegt allen Einflüssen des Strahlers, des Strahlerkopfes (Kollimatorsystem usw.), der Strahlmodifikatoren wie Keilfilter, Blöcke und Kompensatoren sowie der geometrischen Einflüsse der Feldgrösse, allerdings ohne die im Phantom entstehende Streustrahlung.

Für die Bestimmung der primären Strahlenprofile können die Ergebnisse von [Frei-Luft-Messungen](#) verwendet werden.

Merke: Für höhere Photonenenergien müssen die primären Dosisprofile aus Messungen von Dosisprofilen in Phantomen unter [BRAGG-GRAY-Bedingungen](#) abgeleitet werden.



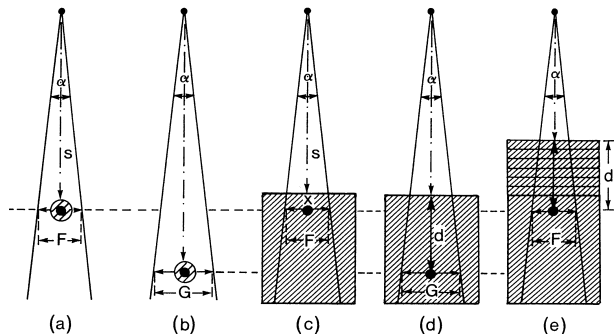
Separationsverfahren

Für die Therapieplanung anhand des Separationsverfahrens werden experimentelle Daten zur Erstellung der Parametersätze für die verschiedenen Teilfunktionen verwendet.

An Stelle der TD-Werte bevorzugt man folgende Ersatzgrössen:

-Gewebe-Luft-Verhältnis

-Gewebe-Maximum-Verhältnis



Aufbau und Geometrie zur Messung und Definition relativer und absoluter Dosigrößen für ^{60}Co -Gammastrahlung (F und G: Feldgrößen am Sondenort, x: Maximumtiefe, s: Abstand Quelle-Oberfläche bzw. Sonde (in a+c), d: beliebige Tiefe bzw. Gewebeschichtdicke vor der im Maximum befindlichen Sonde, α : Divergenzwinkel). Die Dosigrößen sind, sofern sie von der Tiefe im Phantom abhängen, durch "Feldgröße", "Tiefe" gekennzeichnet. Der Index "gew" bedeutet "mit vorgeschaltetem Gewebe"

Bezeichnung	Kürzel	Definition	Gl.
Relative Tiefendosis	"(d/c)"	$\text{TD}(G, d) = D(G, d) / D_{\text{max}}(F, x)$	(4.6)
Rückstreuungsfaktor	"(c/a)"	$\text{BSF}(F) = D_{\text{max}}(F, x) / D_{\text{luft}}(F, s)$	(4.7)
Gewebeluftverhältnis	"(e/a)"	$\text{TAR}(F, d) = D_{\text{gew}}(F, d) / D_{\text{luft}}(F, s)$	(4.8)
Gewebeluftverhältnis	"(d/b)"	$\text{TAR}(G, d) = D_{\text{gew}}(G, d) / D_{\text{luft}}(G, s+d)$	(4.9)
Gewebemaximumverhältnis	"(e/c)"	$\text{TMR}(F, d) = D_{\text{gew}}(F, d) / D_{\text{max}}(F, x)$	(4.10)
Abstandsquadratgesetz	"(b/a)"	$D_{\text{luft}}(G, s+d) / D_{\text{luft}}(F, s)$	(4.11)

Tab. Definitionen der verschiedenen relativen Dosigrößen für Photonenstrahlungen unter 3 MeV
max: Dosismaximum, gew: Messung im Gewebe, luft: Messung frei Luft.

Streustrahlenbündel

Der Streustrahlenanteil zur Dosisleistung im Phantom berechnet man aus den zur Feldgrösse Null extrapolierten experimentellen Gewebe-Luft-Verhältnissen (TAR) bzw. Gewebe-Maximum-Verhältnissen (TMR) in der jeweiligen Phantomtiefe.

Die Differenz der $TAR(z,FG)$ - bzw. $TMR(z,FG)$ -Werte bei einer Feldgrösse FG und derjenigen bei verschwindender Feldgrösse ($FG=0$) bezeichnet man die Streu-Luft-Verhältnisse (SAR: Scatter-Air-Ratio) bzw. die Streu-Maximum-Verhältnisse (SMR: Scatter-Maximum-Ratio)

$$SAR(z,FG) = TAR(z,FG) - TAR(z,FG=0)$$

$$SMR(z,FG) = TMR(z,FG) - TMR(z,FG=0)$$



Dosisberechnung nach dem Separationsverfahren

Die Dosisverteilung des Primärstrahlenbündels wird ähnlich wie bei den analytischen Verfahren durch Näherungsfunktionen dargestellt, die an die experimentellen Dosisverteilungen nach Abzug der Streuanteile angepasst werden.

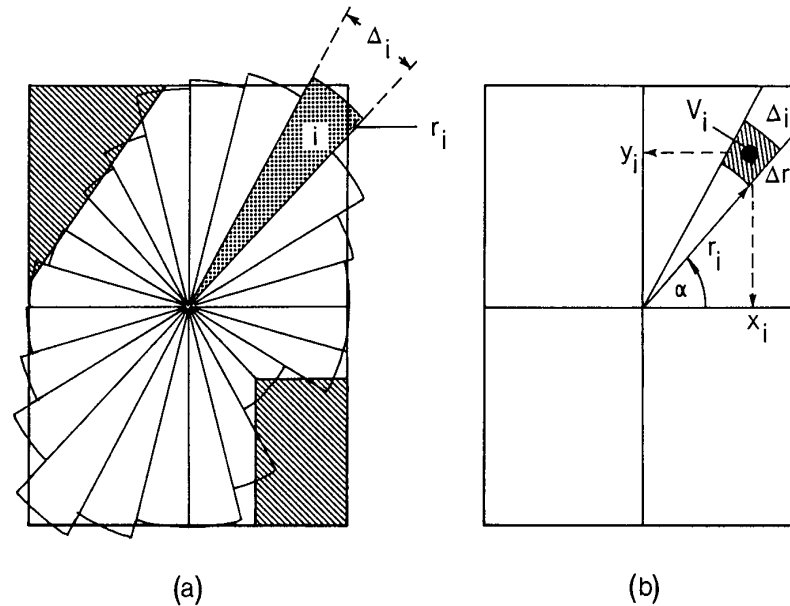
Die Streuanteile werden in erster Näherung durch tabellierte, feldgrößen- und tiefenabhängigen Streu-Luft- oder Streu-Maximum-Verhältnisse berücksichtigt.

$$D(z,FG) = D_a(FG) \cdot [TAR(z,FG=0) + SAR(z,FG)]$$



Dosisberechnung nach dem Separationsverfahren

Nicht reguläre Strahlenfelder



$$D_{\text{streu}}(z, \text{FG}) = D_a(z, \text{FG}) \cdot \sum_{i=1}^n \text{SAR}(z, r_i, \Delta_i) \cdot \frac{\Delta_i}{2\pi}$$

Dosisberechnung nach dem Separationsverfahren

Volumendosisberechnung

Soll die Dosis an einem Punkt (x,y,z) ausserhalb des Zentralstrahles berechnet werden, wird eine Querprofilfunktion $f(x,y)$ eingeführt, die die Veränderung des Strahlenprofils in Abhängigkeit von der Entfernung vom Zentralstrahl beschreibt:

$$D(x,y,z,FG) = D_a(z,FG) \cdot [f(x,y) \cdot TAR(z,FG=0) + SAR(z,FG)]$$



2. Stochastische Superpositions-Verfahren oder MC-Algorithmen

- Basisdosimetrie (gemessene oder MC-simulierte Strahlenfeld-daten)
- Patientengeometrie (CT-Daten; lokale Elektronendichten)
- Superpositions-Verfahren oder MC-Algorithmen zur Simulation der Strahlenwirkung im Patienten

Beispiele:

- Superpositions-Verfahren
 - Nadelstrahl-Superposition
 - Punktkernfunktions-Superposition
- Monte-Carlo Methoden

Eigenschaften:

- verbesserte Berücksichtigung der seitlichen Streuverhältnisse
- MC: genaue Wiedergabe der mikroskopischen Wirkungsverteilungen (Dosisverteilung an Inhomogenitätsgrenzen)



Dosisberechnung nach einem Superpositions-Verfahren

Die Hauptschwierigkeit einer genauen Dosisberechnung ergibt sich aus der korrekten Erfassung der Streueffekte, die bei jedem eingestrahlten Photon zu zahlreichen Dosisbeiträgen ausserhalb seiner ursprünglichen Flugbahn führen.

Die Energiedeposition der primären Photonen lässt sich demgegenüber ausserhalb des Aufbaubereiches relativ einfach durch das Schwächungsgesetz beschreiben.



Dosisberechnung nach einem Superpositions-Verfahren

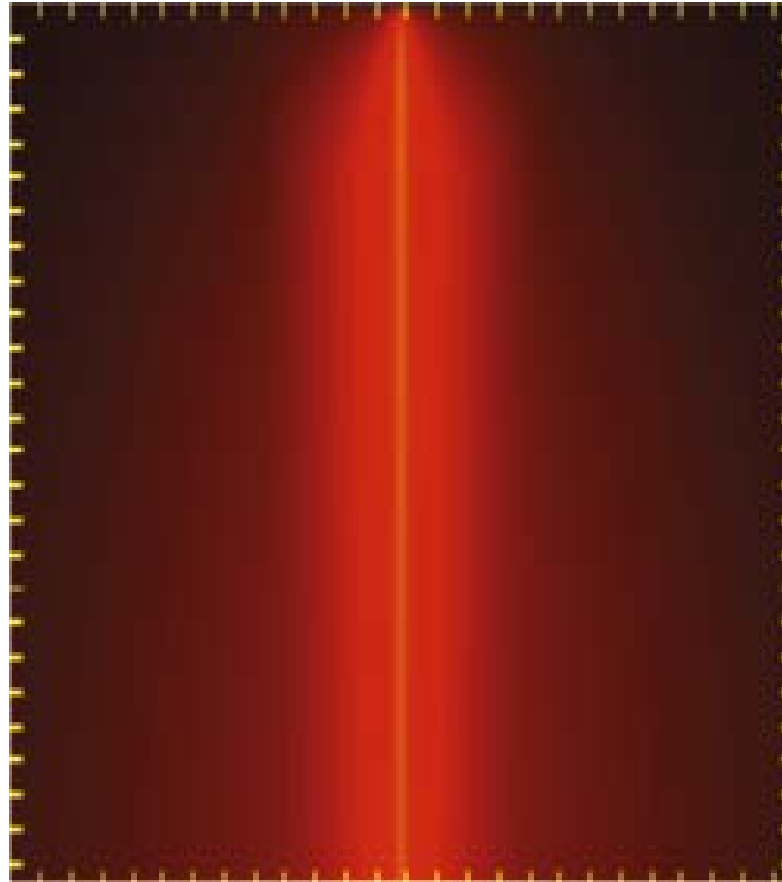
-Nadelstrahl-Superpositionen

-Punktkernfunktions-Superpositionen

Im Vergleich mit den rein analytischen Verfahren wird bei diesen Verfahren durch eine Faltung mit dreidimensionalen Kernfunktionen die seitliche Streuung der durch die Primärstrahlung im Phantom (Patient) deponierten Energie in verbesserter Weise berücksichtigt.

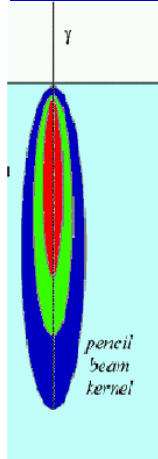


Nadelstrahl – Superposition (pencil beam convolution)



Dosimetrischen Therapieplanung perkutaner Strahlenfelder

Nadelstrahl-Superpositions-Verfahren



Medical Physics Methods – Pencil Beam

Approximation of dose $D(r)$ at point r :

$$D(r) = \int_E \iint_S \Phi_E(\rho) \Pi(E, r, \rho) d^2 \rho dE$$

where

Π pre-calculated pencil kernels (energy imparted to semi infinite medium from a point monodirectional beam)

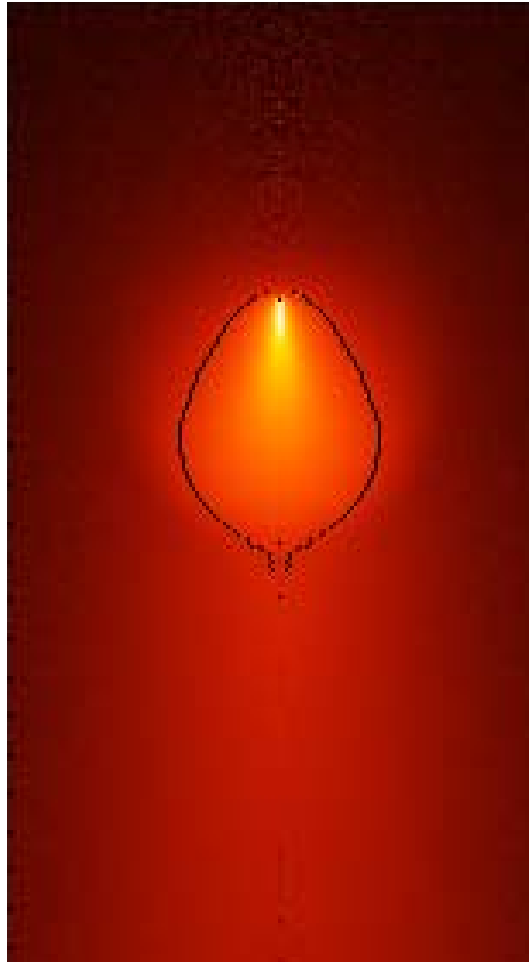
Φ incident particle fluence

Bei diesem Verfahren berechnet man die Dosisverteilung grosser Strahlenfelder aus der Summe der Dosisverteilungen vieler kleiner Strahlenbündel, den sog. Nadelstrahlen.

Dieses Verfahren gehört zu den Berechnungsmodellen, die auf einer Faltung des Strahlenflusses mit einer speziellen Matrix, dem sog. Faltungskern, beruhen. Dieser dreidimensionale Faltungskern beschreibt die Ausbreitung der Sekundärelektronen und der seitlich gestreuten Photonen sowie die resultierenden Dosisbeiträge durch Mehrfachstreuung.

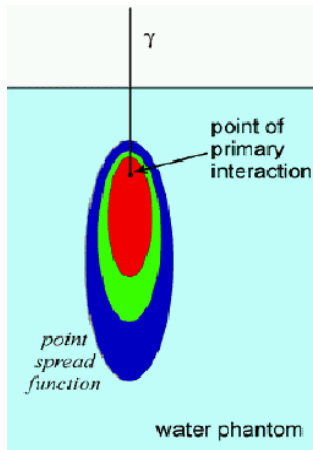


Superposition von Punktkernfunktionen (collapsed cone convolution)



Dosimetrischen Therapieplanung perkutaner Strahlenfelder

Punktkernfunktions-Superpositions-Verfahren



Medical Physics Methods – Convolution

Approximation of dose $D(r)$ at point r :

$$D(r) = \int_E \iiint_V T_E(s) h(E, r - s) d^3s dE$$

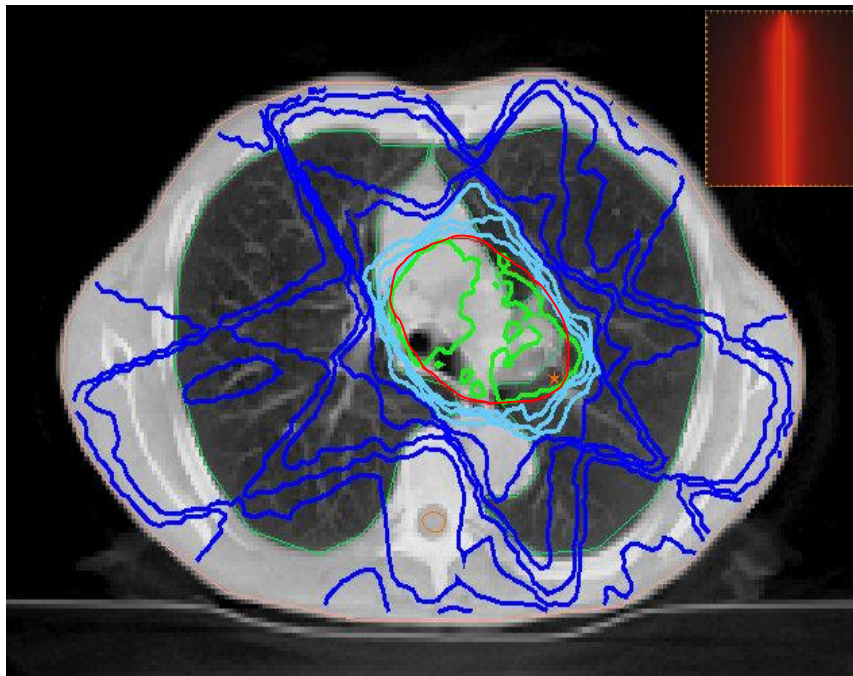
where

h pre-calculated dose spread kernel (energy imparted to infinite medium around primary photon interaction site)

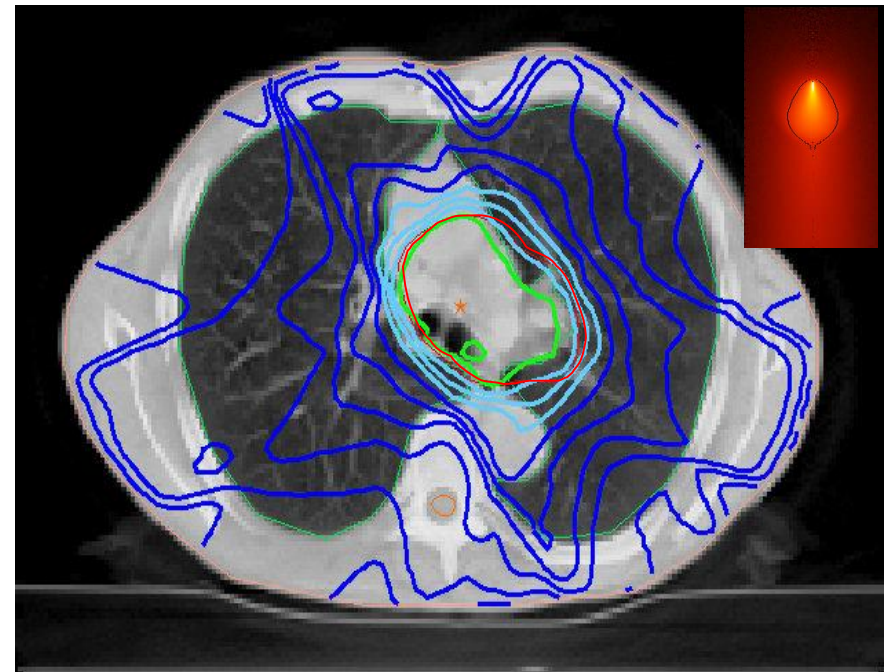
T terma (energy lost by the primary photon beam)

Bei diesem Verfahren berechnet man die Dosisverteilung grosser Strahlenfelder durch Faltung der durch die Primärstrahlung im Phantom (Patienten) deponierten Energie mit gespeicherten Matrizen, den sog. Punktkernfunktionen. Diese dreidimensionalen Punktkernfunktionen beschreiben die räumliche Verteilung dieser Energie durch die Sekundärteilchen.

Vergleich der Ergebnisse beider Superpositions-Verfahren



Nadelstrahl - Superposition
(pencil beam convolution)



Superposition von Punktkernfunktionen
(collapsed cone convolution)

AMS

Dosimetrischen Therapieplanung perkutaner Photonenfelder

Monte-Carlo Methoden

Bei den Monte-Carlo Methoden wird der Weg einzelner Photonen durch das absorbierende Medium mikroskopisch verfolgt. Dabei werden für alle Photonen der Weg bis zur nächsten Wechselwirkung, die Art der Wechselwirkung sowie die Streuwinkel der Folgeteilchen und deren Energie anhand von Zufallszahlen bestimmt („gewürfelt“). Diese Zufallszahlen werden in die physikalischen Formeln für die Wechselwirkungsorte und die Absorption oder Streuung der Photonen im Medium eingesetzt.

Monte Carlo Simulationen liefern die genauesten Ergebnisse sind aber sehr rechenintensiv!



Grundlagen für die dosimetrischen Therapieplanungen mit Monte Carlo (MC)-Simulationen

- MC basierte Algorithmen für die Ermittlung von Phasenraumdaten in Abhängigkeit der verwendeten Strahlenqualitäten und Feldgeometrien
- Computertomographische (CT-) Daten (Hounsfield-Einheiten) zur Anatomie des Patienten
- MC-Algorithmen für die Simulation der Strahlenwirkungen in den Patienten und die Berechnung der resultierenden Dosisverteilungen



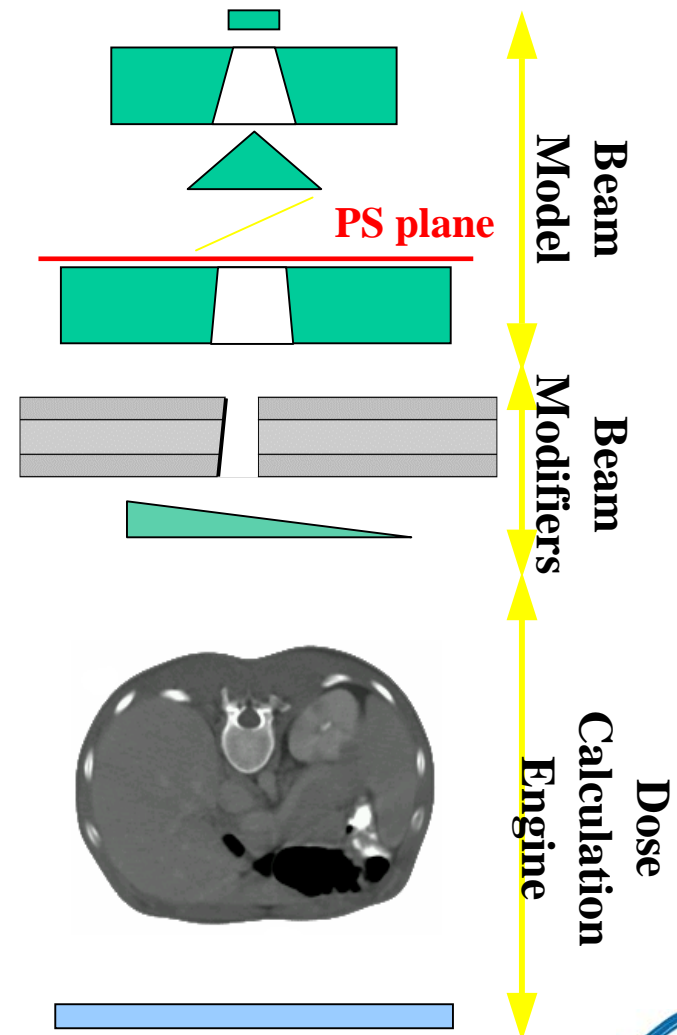
Components for photon beam planning

Beam model

- Multiple source model
- Beam modifiers:
 - included in beam model or
 - explicit MC radiation transport

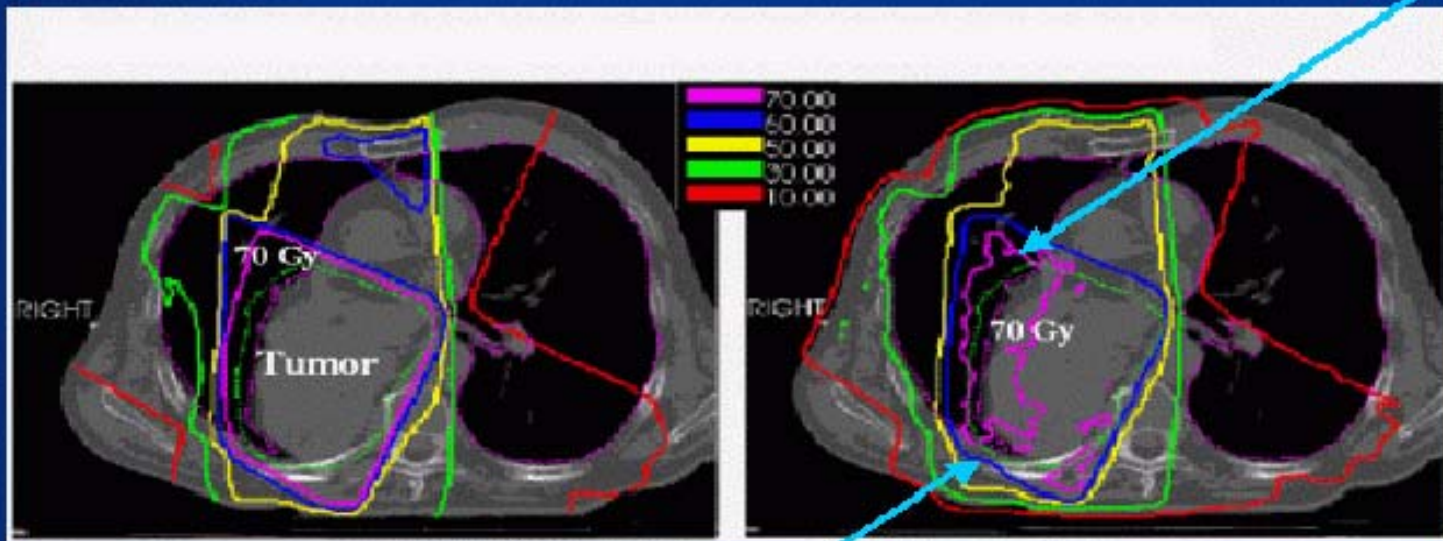
Dose calculation engine

- either X- MMC: combination of MC transport for photons and MMC transport for electrons
- or transport of all particles by VMC++



Vergleich der Ergebnisse des Nadelstrahl-Superpositions-Verfahren mit einer Monte Carlo-Simulation

Plans for large lung tumor



Pencil Beam

inaccurate: results too optimistic

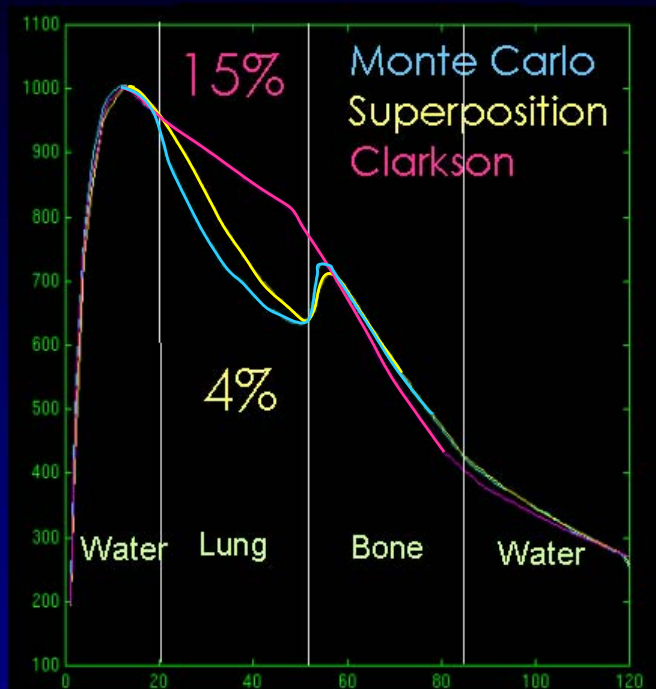
Monte Carlo

accurate results

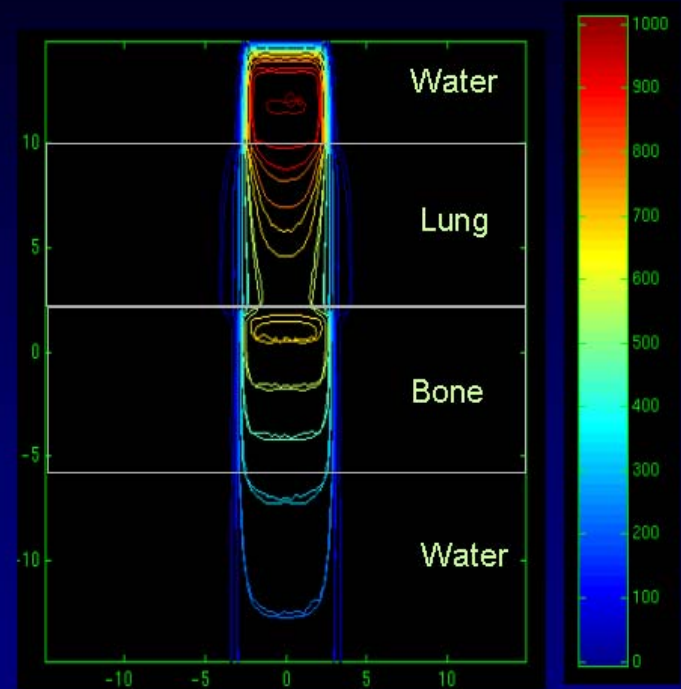


Anforderungen an die Genauigkeit der klinischen Dosimetrie

Lung-Bone Case: 5x5-cm 15 MV



Depth Doses



MC and Super. Isodoses

Miften et al., Proc. Int. Workshop on MCTP, 2000





Elektronendosimetrie

Dosimetrischen Therapieplanung perkutaner Elektronenfelder

Grundsätzlich unterscheiden sich die Methoden zur Berechnung und Darstellung von Dosisverteilungen perkutaner Elektronenstrahlungen in Materie nicht von denjenigen für Photonenfelder. Allerdings hängen die Dosisverteilungen von Elektronenfelder deutlich mehr von den individuellen strahlformenden Eigenschaften der Strahlerköpfe der Bestrahlungsanlagen und der Art der Aufbereitung der therapeutischen Strahlenbündel ab. Dies schränkt die Anwendung analytischer Methoden wie der Matrixmethode und der Näherungsverfahren stark ein.



Dosimetrischen Therapieplanung perkutaner Elektronenfelder

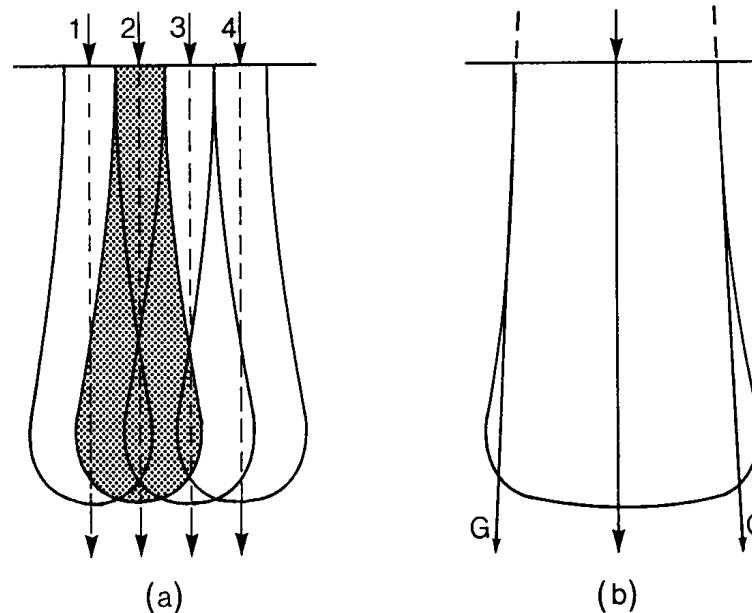
Häufigste Dosimetrieverfahren

- Diffusionsmodelle (Fermi-Eyges-Theorie)
- Superpositions-Verfahren
- Monte-Carlo Methoden



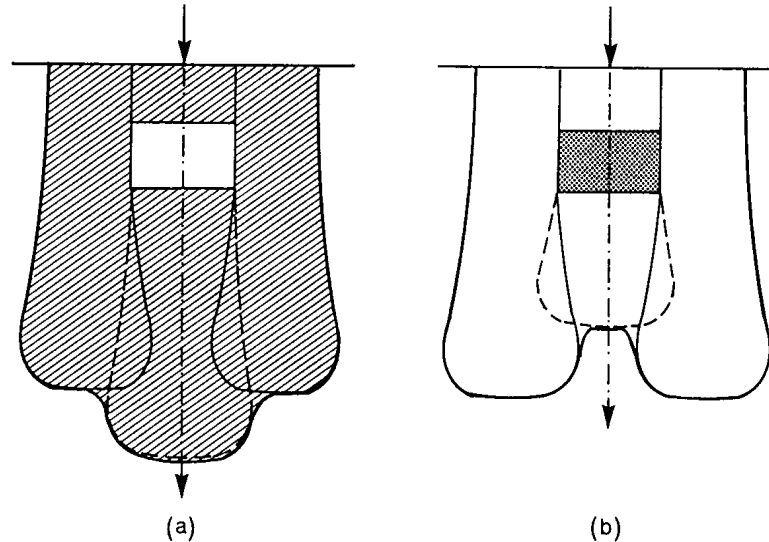
Dosimetrischen Therapieplanung perkutaner Elektronenfelder

Nadelstrahlverfahren



(a): Schematische Darstellung der Entstehung eines großen Elektronenfeldes aus der Überlagerung elementarer Elektronennadelstrahlen (Elementarstrahlen). (b): Breites Elektronenfeld (G: geometrischer Strahlverlauf, der durch den Elektronenkollimator vorgegeben ist). Gezeichnet sind die 50% Isodosen, die wegen der dominierenden Streuung der Elektronen (Diffusion) über die geometrischen Feldgrenzen hinausragen.

Auswirkungen von Inhomogenitäten



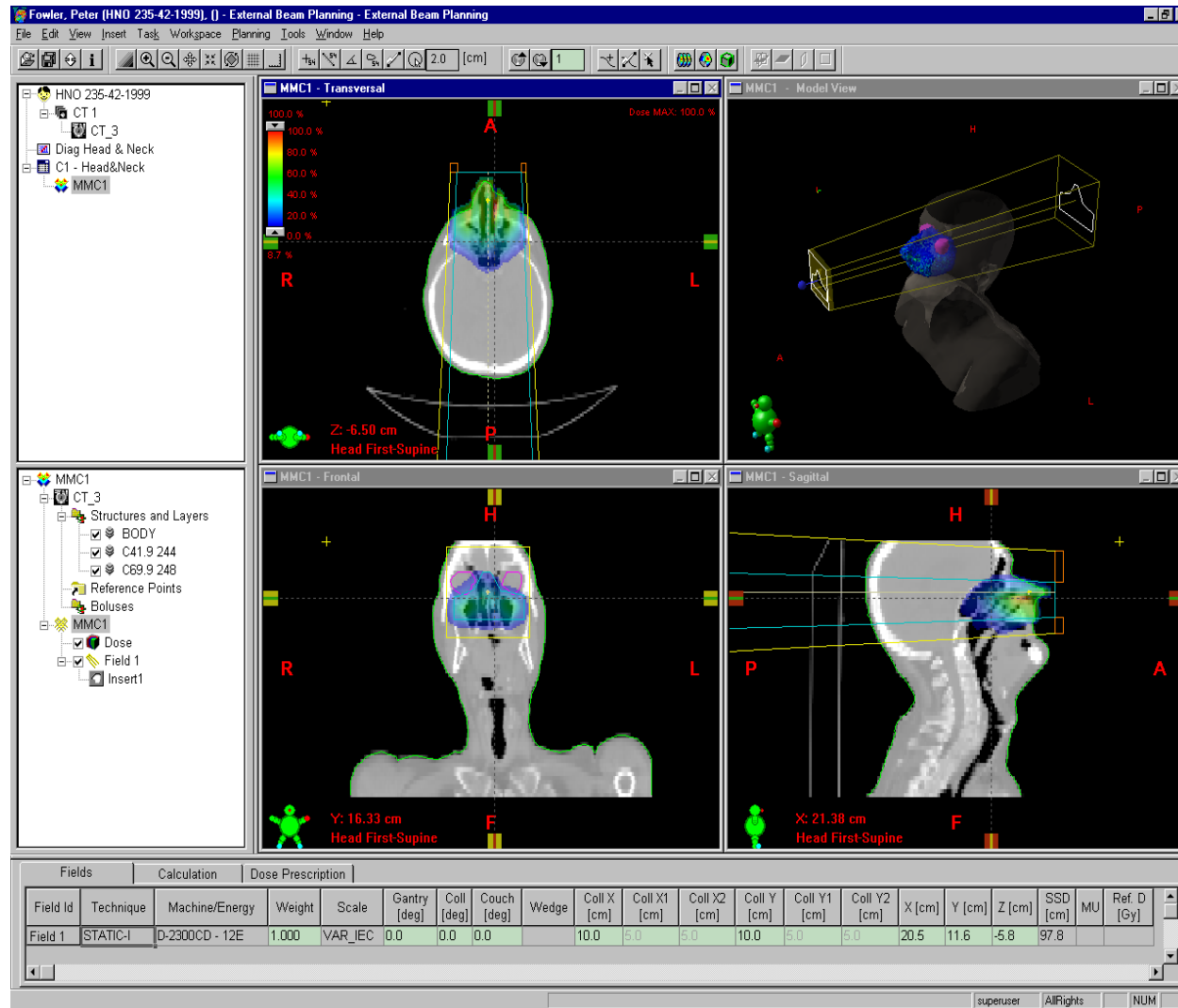
Globale Wirkungen großvolumiger Inhomogenitäten auf die Dosisverteilungen von Elektronen. (a): Einlagerung mit geringerer, (b) mit höherer Dichte als die Umgebung. Neben der Reichweitenveränderung (Isodosenverschiebung) ist die unterschiedliche Streuwirkung durch die Einlagerungen angedeutet, die zu seitlichen Dosisveränderungen durch erhöhte oder verminderte Streuung verursacht ist. (bei a: geringere Divergenz des Teilstrahlenbündels hinter der Einlagerung, bei b: erhöhte Divergenz).

$$S_{\text{col}} \propto \rho \quad (\text{für } E > 500 \text{ keV})$$

$$R_{\text{med1}}/R_{\text{med2}} \approx \rho_2/\rho_1$$

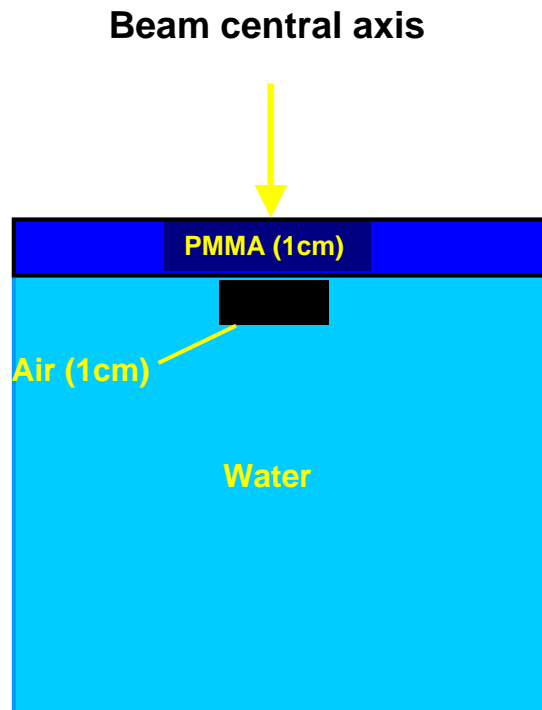


MMC algorithm: implementation in *Eclipse*

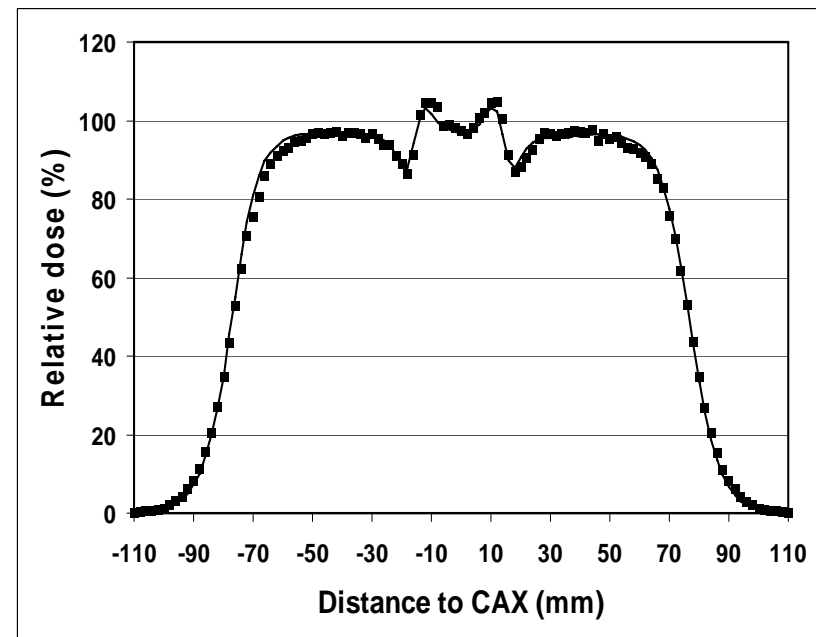


MMC algorithm: validation

Air Heterogeneity; Clinac 2300C/D, 9 MeV, 15cm x 15cm dose profiles



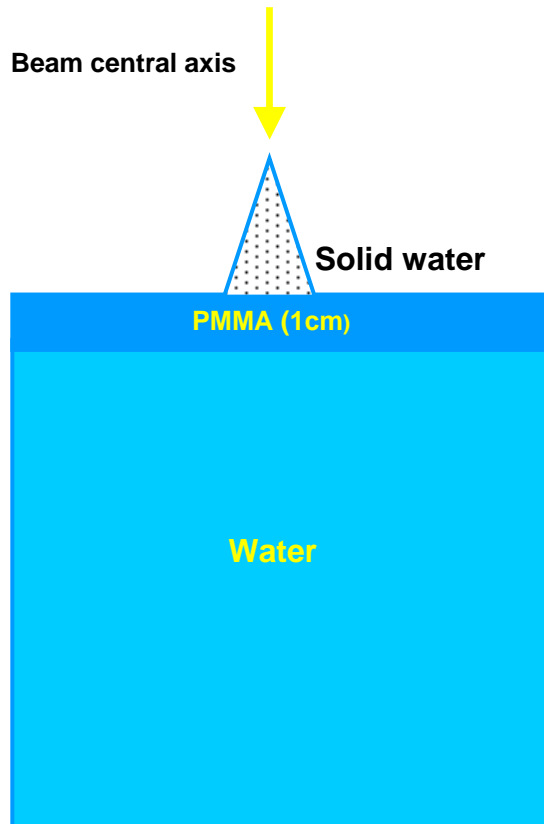
Measurements (lines) vs. calculation (symbols)
(statistical uncertainty 1.5%)



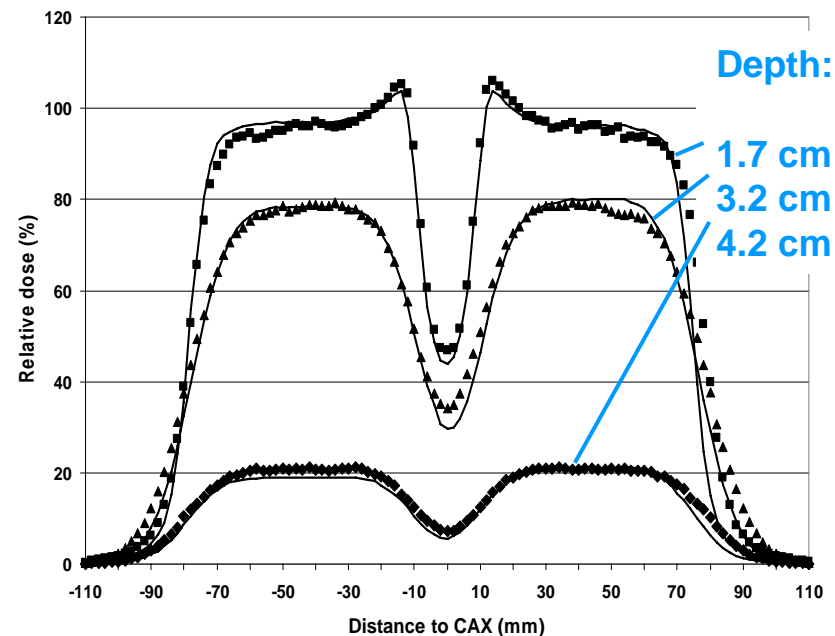
Depth: 0.2 cm below air

MMC algorithm: validation

„Nose“ Phantom; Clinac 2300C/D, 9 MeV, 15cm x 15cm dose profiles



Measurements (lines) vs. calculation (symbols)
(statistical uncertainty 1.5%)





Medizinphysik II

Dosimetrische Therapieplanung einer Perkutane Strahlentherapie