

## 1. Einleitung

### 1.1. Die Häufigkeit von Aderhautmelanomen und die Therapie-Optionen

Das maligne Melanom der Aderhaut ist zwar der häufigste primäre intraokuläre Tumor des Erwachsenenalters, insgesamt gesehen handelt es sich dennoch um eine seltene Tumorentität. In Europa beträgt die Inzidenz etwa 0,6 bis 0,8 Neuerkrankungen pro 100.000 Einwohner, etwa 500 bis 600 neu erkrankte Patienten pro Jahr werden in Deutschland diagnostiziert (Dieckmann et al., 2003). In den USA und Kanada sind es etwa 2000 Neuerkrankungen pro Jahr (Meredith, 1998; Freire et al., 2004). Das Spektrum der Behandlungsmöglichkeiten reicht von der Beobachtung alleine bei kleinen melanozytären Läsionen ohne sicheren Malignitätshinweis bis zur Exenteration der Orbita bei großen Tumoren, die den Bulbus oculi nach außen überschritten haben (Bechrakis et al., 2002a; Freire et al., 2004). Neben der Tumorgroße und der Ausdehnung des Tumors, der Wachstumstendenz und Lage innerhalb des Auges sind der Visus des erkrankten und des gegenseitigen Auges ebenso wie Art und Umfang von Begleiterkrankungen und Weiters mehr Faktoren, die in die Behandlungsentscheidung mit einbezogen werden sollten (Freire et al., 2004). Histopathologisch werden im Wesentlichen vier Subtypen unterschieden: Die Spindelzell-Typen A und B, epitheloidzellige und gemischtzellige Tumoren (Shields und Shields, 1993). Eine histologische Sicherung prätherapeutisch erfolgt nur in Ausnahmefällen, bei größeren Tumoren wird die Diagnose klinisch in über 99% der Fälle korrekt gestellt (Bechrakis et al., 2002a; Collaborative Ocular Melanoma Study Group; COMS report no. 6, 1998).

Klinisch gebräuchlich ist eine Einteilung in kleine, mittlere und große Tumoren. Kleine Tumoren haben eine Basis von unter 10mm und eine Prominenz von bis zu 3mm; Tumoren mittlerer Größe haben eine Dicke von 3-8 mm und einen Durchmesser von 10 bis 15 mm. Große Tumoren haben eine Prominenz von über 8

mm oder eine Basis von mehr als 15 mm. Die im folgenden wiedergegebene Einteilung der TNM-Klassifikation der UICC (International Union Against Cancer) und die Stadieneinteilung der AJCC (American Joint Committee on Cancer) unterscheiden sich von dieser Einteilung etwas in Bezug auf die Tumorprominenz.

TNM-Klassifikation:		AJCC-Stadium:	
T1	Basis < 10mm	Prominenz < 3mm	I
	T1a Basis < 8mm	Prominenz < 2mm	IA
	T1b Basis 8 - 10mm	Prominenz 2 - 3mm	IB
T2	Basis 10 - 15 mm	Prominenz 3 - 5mm	II
T3	Basis > 15mm	Prominenz > 5mm	III
T4	Extraokuläres Wachstum		IVA
N1	regionäre Lymphknotenmetastasen		IVB
M1	Fernmetastasen		IVB

**Tabelle 1:** TNM Klassifikation der UICC und AJCC-Stadien des Melanoms der Aderhaut (modifiziert nach Freire et al., 2004)

Neben unterschiedlichen operativen Eingriffen sind als lokal ablativ Verfahren unter anderem die transpupilläre Thermotherapie und Laserkoagulation im Einsatz (Bechrakis et al., 2002b; Char et al., 2001; Damato et al., 1996, Finger et al., 2001; Oosterhuis et al., 1995). Seit den 70er Jahren des letzten Jahrhunderts hat die Strahlentherapie in der Behandlung des Aderhautmelanoms eine erhebliche Bedeutung in dem Bestreben, nicht nur die Kontrolle der Tumorerkrankung sondern auch den Erhalt des Organes Auge und seiner Funktion zu ermöglichen.

Eine Vielzahl von Methoden kommen zur Anwendung. Bei der Behandlung mit Plaques werden der Form des Auges angepasste Schalen auf der Lederhaut unter dem Tumor aufgenäht und verbleiben dort, bis die gewünschte Dosis eingestrahlt ist. In diesen Schalen befinden sich umschlossene Radioisotope. Durch die von

Applikator zu Applikator unterschiedliche räumliche Anordnung der Radioisotope und Form der Plaques können Tumoren verschiedener Größen, Dicken und Formen behandelt werden. Zur Anwendung kommen Plaques mit Kobalt ( $\text{Co}^{60}$ ), vor allem aber Iod ( $\text{Iod}^{125}$ ) und Ruthenium ( $\text{Ru}^{106}/\text{Rh}^{106}$ ), auch Gold-Applikatoren ( $\text{Au}^{198}$ ), Palladium ( $\text{Pd}^{103}$ ) und weitere Radioisotope finden Anwendung (Kravat et al., 2000; Lommatzsch und Vollmar, 1966; Lommatzsch et al., 2000; Nag et al., 2003; Packer et al., 1992; Petrovich et al., 1992; Shields et al., 2000).

Die räumliche Dosisverteilung der Plaque-Applikatoren führt dazu, daß in der Nähe des Plaques – im Bereich der Sklera und der an den Tumor grenzenden, nicht erkrankten Retina - sehr hohe Dosen appliziert werden müssen, um die zur Kontrolle der Tumorerkrankung erforderliche Dosis auch am applikatorfernen Apex des Tumors zu erreichen (Nag et al., 2003, Astrahan et al., 1997). Zwar toleriert die Sklera solche hohe Dosen von bis zu über 1000 Gy sehr gut, eine im Laufe der Zeit auftretende radiogene Schädigung der nahe am Applikator gelegenen Retina ist jedoch unvermeidbar (Bornfeld et al., 1997; Finger, 2000; Lommatzsch et al., 2000; Nag et al., 2003; Quivey et al., 1996). Solange diese Ausfälle im Bereich des peripheren Sehens liegen, wird dies in der Regel keine wesentliche Beeinträchtigung des Visus nach sich ziehen.

## 1.2. Besonderheiten bei Aderhautmelanomen des hinteren Augenpols

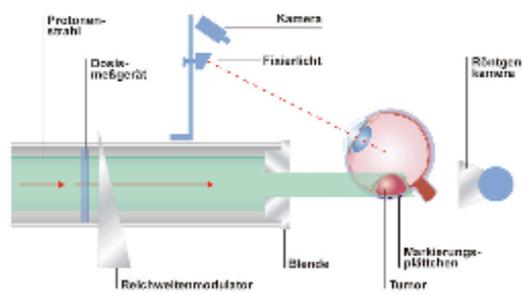
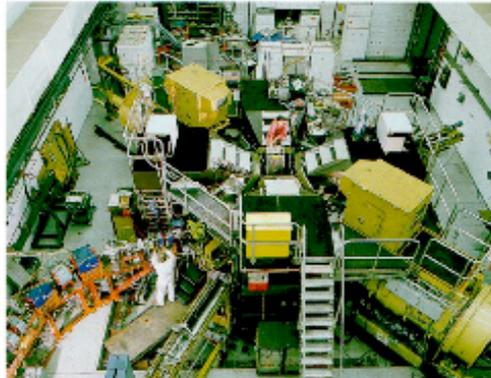
Bei Aderhautmelanomen am hinteren Augenpol in direkter Nähe des Nervus optikus, der Macula und Papille besteht bei der Behandlung mit Plaques ein erhebliches Risiko der Schädigung dieser Strukturen, welches hier mit ungleich größeren Konsequenzen für den Visus verbunden ist als das Auftreten radiogener Schäden bei mehr anterior gelegenen Tumoren (Finger, 2000; Nag et al., 2003; Lommatzsch et al., 2000, Packer et al., 1992). Im Gegensatz zur Behandlung mit Plaques ist das "inverse" Tiefendosisprofil von Protonen aber auch anderer

geladener Teilchen wie z.B. Helium-Ionen zur Behandlung dort gelegener Tumoren wesentlich besser geeignet, da keine Dosisüberhöhung an der Tumorbasis in Kauf genommen werden muß (Gragoudas et al., 1980; Munzenrider 1999; Saunders et al., 1985). Die Dosisverteilung im gewünschten Anwendungsbereich läßt sich sehr homogen gestalten, die Eintrittsdosis ist geringer als die Dosis am Wirkort und der Strahl bricht am distalen Feldrand nahezu abrupt ab (Heufelder et al. 2004). In Konkurrenz hierzu stehen andere Methoden der Hochpräzisionsbestrahlung mit speziell für diesen Zweck umgerüsteten Linearbeschleunigern oder speziellen "Gamma-Knife" genannten Telecobalt-Geräten (Dieckmann et al., 2001, Langmann et al., 2000; Marchini et al., 1996, Rennie et al., 1996, Tokuyue et al., 1997, Zehetmayer et al., 2000).

### 1.3. Techniken der Hochpräzisionsbestrahlung

#### 1.3.1. Protonentherapie

Die Protonenbestrahlung von Aderhautmelanomen wurde Mitte der siebziger Jahre am Harvard Cyclotron in Boston (USA) in die Routine eingeführt, knapp zehn Jahre später folgte das Paul Scherrer Institut in Villigen (Schweiz); inzwischen gibt es Protonen- bzw. Schwerionen-Therapie-Anlagen in vielen Ländern (Castro et al., 1997; Char et al. 1998; Courdi et al., 1999; Desjardins et al., 2003; Egger et al., 2001; Gragoudas et al., 1977; Munzenrider et al., 1988; Saunders et al., 1985; Wilson et al., 1999). In Deutschland ist das Cyclotron am Hahn-Meitner-Institut in Berlin zur Behandlung von Aderhautmelanomen seit 1998 als bundesweit einzige Einrichtung in der klinischen Routine verfügbar. Die folgende Abbildung 1 zeigt den Kreis-Beschleuniger und den Aufbau der Therapie-Einrichtung am Hahn-Meitner-Institut.



**Abbildung 1a-c: Die Protonentherapie-Einrichtung am Hahn-Meitner-Institut**

- oben (a): Cyclotron
- mitte (b): Schematischer Aufbau der Augentumorthherapie
- unten (c): Behandlungsraum

Die Durchführung und Planung der Protonentherapie wird in den jeweiligen Institutionen ähnlich gehandhabt. Nach Etablierung der Diagnose werden dem Patienten in der Augenklinik operativ vier bis fünf Tantalclips direkt angrenzend an die Außenkontur des Tumors auf die Lederhaut des Auges genäht. Während dieser Operation werden die Positionen der Clips und die Lage des Tumors vermessen und auf einer Fundus-Fotografie kartiert. Durch Ultraschall werden zusätzliche für die Bestrahlungsplanung wichtige Daten über die Ausdehnung der Tumorbasis, die Prominenz des Tumors und die Augenlänge ermittelt.

Vor Beginn der Bestrahlungen wird eine individuelle Lagerungshilfe angefertigt. Sie besteht aus einer Kombination eines Beißblockes und einer am Therapiestuhl fixierten Kopfmaske. Die Behandlung und die Therapieplanung erfolgen am sitzenden Patienten, das Auge wird vor dem Strahlrohr so zentriert, dass sich der Augenmittelpunkt im Zentrum des Protonenstrahls befindet.

In dieser Position werden in verschiedenen Blickwinkeln Röntgenaufnahmen von den am Auge des Patienten fixierten Clips angefertigt. Mittels dieser Aufnahmen können die Tantalclips auf ca. 0,2 mm genau vermessen und das Auge im Koordinatensystem der Bestrahlungsanlage ausgerichtet werden (Heufelder et al., 2004).

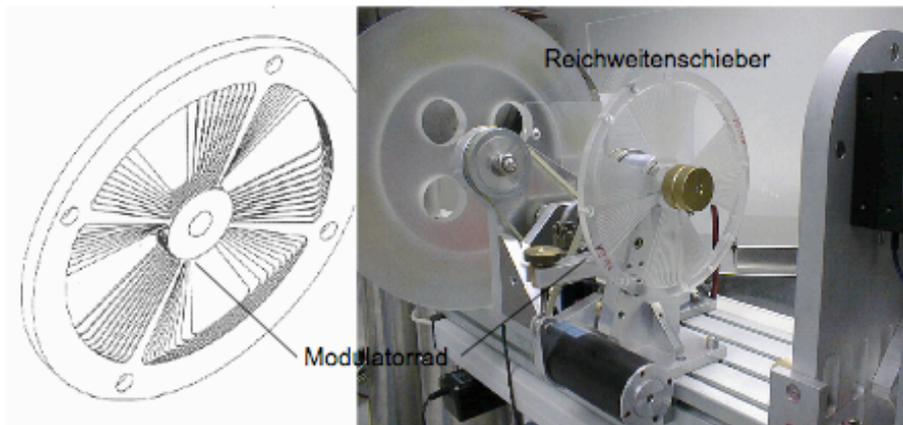
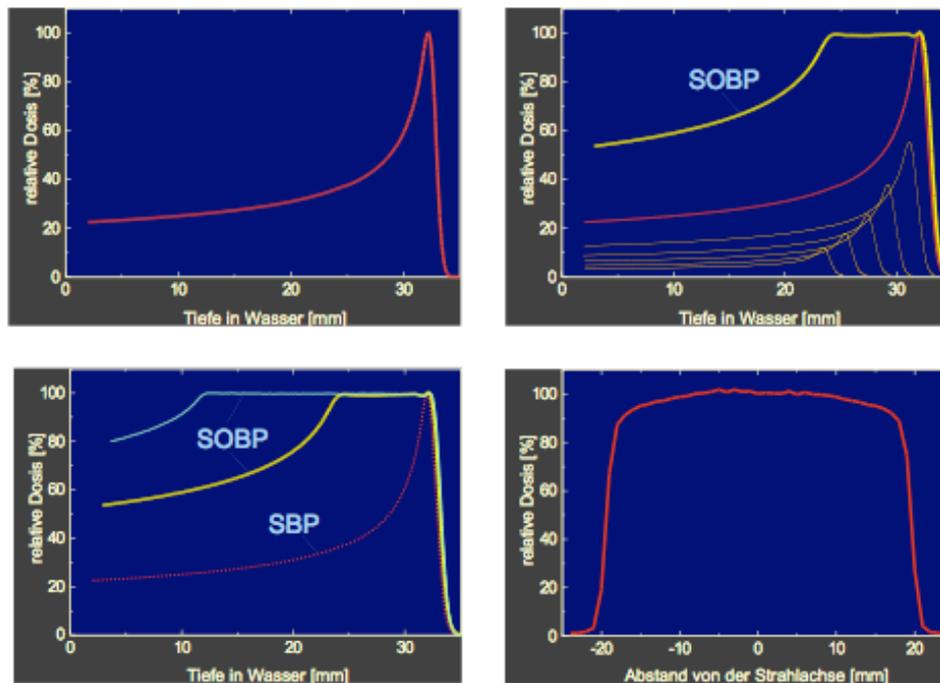
Für die Bestrahlungsplanung wird das am Massachusetts General Hospital entwickelte Bestrahlungsplanungsprogramm „Eyeplan“ verwendet (Goitein und Miller, 1983), das auf einem simplifizierten Augenmodell basiert. Anhand der Clip-Positionen, der durch Ultraschall gemessenen Augenlänge und der Dicke der Sklera wird im Planungsprogramm ein kugelförmiges Modellauge generiert.

Ziel der Bestrahlungsplanung ist es, eine für den Patienten optimale Blickrichtung zu finden, bei der nach Möglichkeit keine Risikostrukturen, wie Papille, Sehnerv, Makula, Ziliarkörper und Linse bestrahlt werden müssen. Feldgröße und Feldform

ergeben sich aus den Projektionen des Tumors in Strahlrichtung, dem „Beams-Eye-View“. Um mögliche Positionierungsunsicherheiten zu berücksichtigen, wird ein Sicherheitssaum von allseits 1,5 mm um die klinisch bestimmte Tumorausdehnung bei der Therapie miterfasst. Durch die sogenannte „Modulation“ des Strahls wird die Tiefendosisverteilung des Protonenstrahls optimiert.

Ein Protonenstrahl mit definierter Energie hat ein charakteristisches Tiefendosisprofil. Die Dosisdeposition in der durchstrahlten Materie ist zunächst gering und steigt dann in einer Tiefe, die von der Ausgangsenergie des Strahls abhängt, nahezu plötzlich an um kurz darauf ebenso abrupt abzufallen. Dieser Bereich des Dosismaximums ist der sogenannte Bragg-Peak. Der kurze Bereich des Bragg-Peaks eines monoenergetischen Protonenstrahls reicht für die Behandlung von Tumoren nicht aus. Zur Aufweitung des Bragg-Peaks zu einem Plateau in der Tiefe, in der der Tumor liegt, werden daher unterschiedliche Dosisprofile überlagert. Diese Superposition der Strahlprofile (SOBP, Superposition of beam profiles) aus den einzelnen Strahlprofilen (SBP, single beam profile) kann auf verschiedenen Wegen erzielt werden.

Eine Variation der Protonenenergie des Beschleunigersystems ist mit sehr hohem technischem und je nach Gerätekonfiguration auch zeitlichem Aufwand verbunden und daher wenig praktikabel. Daher wird in den kontinuierlichen monoenergetischen Protonenstrahl ein Reichweitenschieber eingebracht, der die maximale Reichweite des Strahls verändert. Es handelt sich dabei um die Kombination aus zwei gegenläufigen Plastikkeilen. Das gewünschte Tiefendosisplateau selbst wird durch ein sogenanntes Modulatorrad erzeugt, das aus Absorbersegmenten unterschiedlicher Dicken besteht. Das Modulatorrad dreht sich während der Bestrahlung mit konstanter Drehzahl, die Dicke und die Ausdehnung der Winkelsegmente der einzelnen Stufen des Modulatorrades bestimmen die Form der Tiefendosisverteilung.



**Abbildung 2a-f: Protonenstrahlung und Strahlmodulation**

- oben links (a):** Tiefendosisprofil eines monoenergetischen Protonenstrahls (SBP)
- oben rechts (b):** Superposition mehrerer monoenergetischer Protonenstrahlen (SOBP)
- mitte links (c):** SOBPs mit unterschiedlichen Plateau-Bereichen im Vergleich zum SBP
- mitte rechts (d):** Dosis-Querprofil eines Protonenstrahls
- unten links (e):** Modulatorrad (Schema)
- unten rechts (f):** Strahlmodulation durch Reichweitenschieber und Modulatorrad

Die Abbildung 2 auf der vorangegangenen Seite zeigt charakteristische Dosisprofile und die Strahlmodulation am Hahn-Meitner-Institut. Durch eine Modulatorrad-„Bibliothek“ mit mehreren Dutzend unterschiedlichen Modulatorrädern lassen sich alle für die Augentumorthherapie relevanten Dosisprofile erzeugen.

Die berechnete Dosisverteilung kann auf dem Modellfundus, in beliebigen Schnitten durch das Auge oder in Dosis-Volumen-Histogrammen dargestellt werden. Die Überprüfung der exakten Einstellung des zu behandelnden Auges in Relation zum Protonen-Strahl erfolgt anhand von Röntgenaufnahmen der Tantal-Clips. Die Ausrichtung des Auges erfolgt durch eine mobile Leuchtdiode, die Position des Auges unter Therapie wird durch Fernsehkameras überwacht. Für die Therapie von okulären Erkrankungen sind Strahlenergien von 60 – 80 MeV am besten geeignet. Dies bedeutet eine maximale Eindringtiefe von ca. 3,5 cm; der Protonenstrahl muß daher von ventral kommen und direkt auf das Auge treffen.

Der Aufwand zum Betrieb eines Protonen-Beschleunigers ist erheblich, viele der Kliniken und Behandlungseinrichtungen sind daher an kerntechnische Forschungsinstitute assoziiert oder behandeln an solchen Einrichtungen. Seit Juni 1998 ist auch in Deutschland ein Zyklotron mit 68 MeV Protonen zur Behandlung okulärer Tumoren am Hahn-Meitner-Institut in Berlin verfügbar, inzwischen wurden dort mehr als 400 Patienten behandelt.

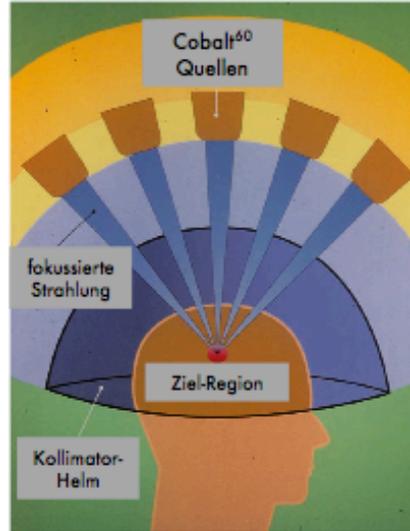
Die Therapie am Hahn-Meitner-Institut erfolgt in Zusammenarbeit mit der Klinik für Augenheilkunde und der Klinik für Radioonkologie der Charité Universitätsmedizin Berlin, Campus Benjamin Franklin, steht aber auch anderen medizinischen Einrichtungen offen; seit Ende 2002 werden in geringem Umfang auch durch das Universitätsklinikum Essen dort Patienten behandelt.

### 1.3.2. Photonentherapie

Der hohe logistische und damit letztendlich finanzielle Aufwand einer solchen Protonentherapie ist angesichts der exzellenten Tumorkontrollraten von etwa 95% nach 5 Jahren und der fast ebenso hohen Rate des Augenerhalts sicherlich gerechtfertigt (Egger et al., 2003; Gragoudas et al., 2002a; Höcht et al., 2004; Munzenrider 1999), hat jedoch die Suche nach Alternativen stimuliert, zumal durch die wenigen existierenden Zentren für die meisten Patienten eine wohnortnahe Behandlung nicht möglich ist.

Bereits seit 20 bis 30 Jahren sind Hochpräzisions-Bestrahlungstechniken sowohl mit speziell dafür konstruierten Telecobalt-Geräten als auch umgerüsteten Linearbeschleunigern in klinischem Einsatz (Colombo et al., 1985; Lindquist et al., 1986; Noren et al., 1983; Steiner et al., 1974; Sturm et al., 1987). Diese Therapieform ist in der Behandlung von umschriebenen intrazerebralen benignen und malignen Läsionen wie dem Akustikusneurinom und Hirnmetastasen etabliert und darüberhinaus breit verfügbar. Die Anwendung dieser Techniken auf die Therapie von Aderhautmelanomen alternativ zu Protonen- und Ionentherapie war daher naheliegend. Inzwischen liegen von vielen Arbeitsgruppen Erfahrungen vor, wengleich die Patientenkollektive immer noch von meist überschaubarer Größe sind (Dieckmann et al., 2003; Haas et al., 2002; Langmann et al., 2000; Marchini et al., 1996; Muller et al., 2004; Rennie et al., 1996; Zehetmayer et al., 2000).

Das „Gamma-Knife“ System basiert auf etwa 200 halbkugelförmig angeordneten fest installierten Cobalt<sup>60</sup> Quellen, von denen jede einzelne verschlossen oder mit Durchmessern zwischen 4 und 18mm unterschiedlich begrenzt (kollimiert) werden kann (siehe Abbildung 3 auf der folgenden Seite). Der fest an den Stereotaxie-Rahmen gekoppelte Patient wird mit der beweglichen Tisch-Kopfhaltung in das Zentrum der Strahlung gefahren.



**Abbildung 3a-c: Bestrahlung mit dem Gamma-Knife<sup>1</sup>**

oben links (a): Patientin fixiert im Stereotaxie-Rahmen und Stereotaxiehelm

oben rechts (b): Schematischer Aufbau des Gamma-Knife Gerätes\*

unten (c): Kollimator-Helme mit Öffnungen von 4 -18 mm

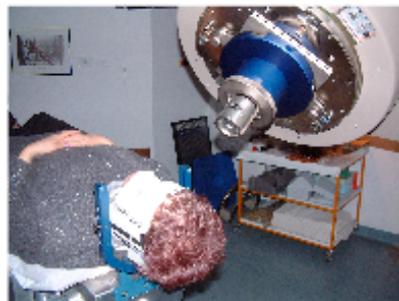
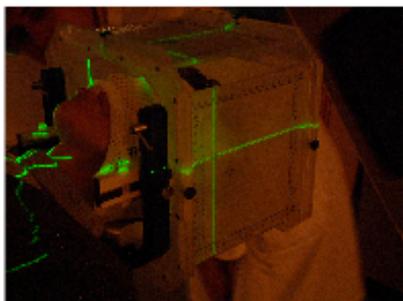
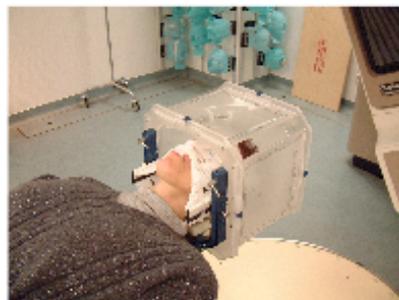


<sup>1</sup>entnommen aus Mueller et al., 2000, \*modifiziert

Mit gewissen Einschränkungen resultieren aus der Anordnung der Strahlenquellen kugelförmige Dosisverteilungen; irreguläre Volumina können dadurch behandelt werden, daß mehrere solcher Dosisverteilungen sequentiell aneinandergesetzt werden. In den Überschneidungsbereichen kommt es zu teilweise erheblichen Dosispitzen von über 150%. Durch die verwendete Technik einer scharfen Fixierung der Patienten ist eine Behandlung im „Gamma-Knife“ nur als Einzeitbehandlung möglich, eine fraktionierte Behandlung könnte nur durch jeweils komplette erneute Planung der gesamten Behandlungsschritte erfolgen (Haas et al., 2002; Mueller et al., 2000).

Nicht-invasive Methoden der Patientenfixierungen ermöglichen eine Aufteilung der Behandlung in einzelne Fraktionen; diese Techniken basieren auf einer Patientenimmobilisierung durch spezielle relokalisierbare Präzisions-Maskensysteme oder einen speziell adaptierten Rahmen, dem Gill-Thomas-Costman relocatable frame, und werden in der Regel bei der Behandlung mit Linearbeschleunigern angewendet. Eine scharfe Fixierung ist jedoch bei der Bestrahlung am Linearbeschleuniger möglich. Die Präzision der Maskensysteme liegt bei etwa 1mm (Bogner et al., 2003; Muller et al., 2004). Durch Leuchtdioden und Kamerasysteme werden die Position des zu behandelnden Auges bei Therapieplanung und Therapie überwacht und ggf. angepaßt. Im Gegensatz zur Protonentherapie werden allerdings keine operativen Maßnahmen zur genauen Definition der Tumorausdehnung in Relation zum Bulbus oculi unternommen, eine Anbringung von Tantal-Clips erfolgt nicht. Die Abbildung 4 auf der folgenden Seite zeigt eine stereotaktische Bestrahlung am Linearbeschleuniger.

Neben der Beweglichkeit des Systems aus Patienten-Liegetisch und Stereotaxie-Rahmen in Längs-, Quer-, und Höhenrichtung kann der Tisch um 180 Grad rotiert werden; zusätzlich ist der Beschleunigerkopf selbst um 360 Grad in einer Ebene beweglich, die Halterung der Blenden am Beschleunigerkopf lässt sich ebenfalls um 360 Grad drehen. Feldgrößen bis zu 5 cm sind mit diesen Systemen realisierbar.



**Abbildung 4a-f: Stereotaktische Bestrahlung mit Linear-Beschleuniger\***

- oben (a, b): Patientin im Stereotaxie-Rahmen, Anlegen der Mehrkomponenten-Maske
- mitte (c, d): Fixation in der Maske. Anbringen des Stereotaxie-Koordinatensystems
- unten (e, f): Ausrichten des Stereotaxie-Koordinatensystems mit Lasern, stereotaktische Bestrahlung, Mikroblendensystem am Beschleunigerkopf montiert

\* Aufnahmen der Behandlung einer intracerebralen Läsion

An Linearbeschleunigern lassen sich daher sehr variable Feldkonfigurationen und Dosisverteilungen erzielen, da die Einstrahlrichtungen der Strahlenfelder bzw. Feldgruppen bei der stereotaktischen Bestrahlung frei gewählt werden können. Damit besteht die Möglichkeit, gezielt kritische Bereiche aus dem Strahlengang auszusparen. Durch Addition multipler Felder und Bewegungsbestrahlungen kann darüber hinaus ein steiler Dosisgradient zum umliegenden Gewebe erzielt werden, mit dem die Schonung direkt angrenzender strahlensensibler Bereiche realisiert werden kann.

Die Festlegung der zu behandelnden Region, des Planning Target Volume, wird anhand CT und MRT Untersuchungen im Rahmen der Therapieplanung vorgenommen. Weitere Informationen wie die Fundus-Fotographie und Sonographie können jedoch von den Planungsprogrammen zur stereotaktischen Bestrahlung mit Photonen nicht direkt integriert werden. Damit ergibt sich für diese Techniken der immanente Nachteil, daß Strukturen, die für den Erhalt des Sehvermögens überaus relevant sind, aber in der Schnittbild-Diagnostik nicht oder nur unzureichend dargestellt werden können, bei der Therapieplanung kaum Berücksichtigung finden können. Dies betrifft insbesondere die Fovea centralis, da selbst bei Dünnschicht-Untersuchungen im Kernspintomogramm Schichtdicken von 2mm zur Anwendung kommen (Lemke et al., 1999, Hosten et al., 1997).

### 1.3.3. Zielsetzung der Untersuchung

Vergleichende Untersuchungen zwischen Photonenbestrahlung und Protonentherapie gibt es zu einer Vielzahl von Erkrankungen und Körperregionen, aber nicht zur Behandlung des Aderhautmelanoms (Cozzi et al., 2001; Fuss et al., 2000; Lin et al., 2000; Lomax et al., 1999 und 2003; Miralbell et al., 2000; Mock et al., 2004). Abweichend zu den sonst einheitlich durchgeführten Planungsverfahren wird für die Protonen-Therapie am Hahn-Meitner-Institut im Rahmen der

klinischen Routine zusätzlich eine hochauflösende computertomographische Untersuchung zur Überprüfung der Abmessungen des erkrankten Auges durchgeführt.

Da an der Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie der Charité Campus Benjamin Franklin auch seit zehn Jahren die stereotaktische Hochpräzisionsbestrahlung mit Linearbeschleunigern etablierte Routine ist und damit sowohl für Protonen- als auch für stereotaktische Photonenbestrahlung umfangreiche Erfahrungen bestehen, wurden beide Verfahren anhand von zehn Patienten verglichen, die im Zeitraum Juni bis September 2003 mit Protonen wegen eines Aderhautmelanoms am hinteren Augenpol behandelt wurden.

Durch das Aufnähen von Tantalclips auf die Lederhaut des erkrankten Auges kann eine sehr präzise Festlegung der Tumorausdehnung im Auge erfolgen; durch dieses Verfahren ist die Protonentherapie in der Lage, einen sehr knappen Sicherheitssaum bei der Behandlung einzuhalten, ohne eine erhöhte Rate an Tumorrezidiven befürchten zu müssen (Egger et al., 2001).

Ziel der Untersuchung war es, herauszufinden, ob durch eine stereotaktische Photonen-Bestrahlung „unter fairen Bedingungen“ d.h. auf Basis all der Informationen, die auch für die Protonenbehandlung zur Verfügung stehen - insbesondere der Lage der Tantal-Clips und den Informationen aus Fundusfotographie - Aderhautmelanome am hinteren Augenpol unter bestmöglicher Schonung von Macula und Papille in gleicher Qualität auch mit Photonen behandelt werden können. Um die im Protonentherapieprogramm „Eyeplan“ zugrundeliegenden Informationen für die Planung der stereotaktischen Bestrahlung mit Photonen berücksichtigen zu können, wurde hierfür am Hahn-Meitner-Institut eine Methode entwickelt, welche die Rückübertragung und Einprojektion der Lage von Tumor, Macula, Papille, Sehnerv, Linse etc. in die CT-Schnitte gestattet. Dies wurde Grundlage der Planung der stereotaktischen Bestrahlung mit Photonen.