

1. Einleitung

Die Entwicklung der interventionellen Angiographie wurde durch die Pionierarbeit von Dotter (7) und Baum (2) begründet, die nachwies, dass Arterien im Falle einer Stenose geöffnet und im Falle einer Hämorrhagie geschlossen werden können. Die perkutane Gefäßdilatation mit einem Ballon (Angioplastie) und Implantation von intravasculären Stents aus Metall zur Stabilisierung des Dilatationsergebnisses haben sich mittlerweile als minimalinvasives radiologisches Verfahren längst etabliert. Darüberhinaus bietet sich dieses Therapieverfahren bei sehr vielen Indikationen als eine zum Teil sogar bessere Alternative zum chirurgischen oder gefäßchirurgischen, also zu den operativen Verfahren an.

Der transjuguläre intrahepatische portosystemische Shunt (TIPS) stellt heute eine bewährte und unter anderem von Richter et al. (32) etablierte interventionell angiographische Behandlungsmethode von Komplikationen der portalen Hypertension, wie rezidivierender Varizenblutung und medikamentös nicht beherrschbarem Aszites, dar. Bei der Anlage eines TIPS wird eine längere Punktionsnadel über die rechte oder linke Vena jugularis in eine Lebervene eingebracht. Unter Durchleuchtungs- und/oder sonographischer Kontrolle wird ein Pfortadergefäß punktiert. Der Pfortaderzugang wird dann mittels Führungsdrähten stabilisiert. Über einen Angiographie-Katheter wird dann eine direkte Portographie und die Bestimmung des portosystemischen Druckgradienten durchgeführt. Anschließend wird der transhepatische Shunt-Trakt komplett von der Pfortader bis zur Lebervene mit Stents geschient. Es wird ein portosystemischer Druckgradient von 10-15 mm Hg angestrebt (33). Nach einer von Rössle und Mitarbeitern veröffentlichten Studie ist der TIPS in der Prävention von Varizenblutungen der konkurrierenden endoskopischen Vorgehensweise überlegen (35).

Im Rahmen der interventionellen Angiographie werden Röntgenstrahlen eingesetzt, um die Maßnahme sichtbar zu machen und das Ergebnis zu kontrollieren. Nicht nur der Patient, sondern auch das Personal wird dabei strahlenexponiert. Im Prinzip können die Strahlen Schäden anrichten. Man unterscheidet zwischen stochastischen und deterministischen Strahlenschäden. Stochastische Strahlenschäden sind solche, bei denen die Eintrittswahrscheinlichkeit - nicht der Schweregrad - als eine Funktion der Dosis betrachtet

wird. Ein Schwellenwert besteht nicht. Zu den stochastischen Schäden gehören die Leukämie und der solide maligne Tumor. Deterministische oder nichtstochastische Strahlenschäden sind solche, bei denen der Schweregrad mit der Dosis variiert. Daher kann ein Schwellenwert bestehen. Deterministische Schäden sind beispielsweise der Katarakt der Augenlinse, das Hauterythem oder auch die Depression des Knochenmarks. Das von der Internationalen Strahlenschutzkommission (International Commission on Radiological Protection, ICRP) (20) empfohlene System der Dosisgrenzwerte ist abgestellt auf eine Verhinderung der deterministischen Effekte und auf eine Begrenzung der Wahrscheinlichkeit der stochastischen Effekte auf ein annehmbares Maß. Die Verhinderung deterministischer Effekte wird durch Dosisgrenzwerte erreicht, die unterhalb der Schwellenwerte für Reaktionen liegen.

Die fundamentale physikalische Dosisgröße zur Beschreibung der Strahlendosis in der Röntgendiagnostik ist die Energiedosis. Die Energiedosis ist jedoch eine Punktgröße und beschreibt die Strahlenexposition in einem kleinen (infinitesimalen) Volumen um einen Punkt des Strahlenfeldes. Diese Exposition fällt aufgrund unterschiedlicher Abstände zum Brennfleck und Absorption im exponierten Körper an jedem Punkt des Körpers unterschiedlich aus. Daher kann die Strahlenexposition nur durch eine Vielzahl von einzelnen Punktwerten ausreichend beschrieben werden. Diese Punktwerte werden dann zu einem Mittelwert zusammengefasst. Da unterschiedliche Organe des Körpers unterschiedliche Strahlenempfindlichkeiten aufweisen, ist es vernünftig, für jedes Organ eine mittlere Energiedosis zu bestimmen. Die Energiedosis hat die Einheit mGy. Bei Berücksichtigung der Strahlenart erhält man die mittlere Organäquivalentdosis, kurz Organdosis, die die Einheit mSv besitzt. Um von der mittleren Energiedosis eines Organs auf die Organdosis zu kommen, muss die Energiedosis mit einem Bewertungsfaktor multipliziert werden, der bei Röntgenstrahlung 1 beträgt. Somit ist die mittlere Energiedosis eines Organs betragsmäßig gleich der Organdosis (31).

Eine Möglichkeit, den Einfluss der einzelnen Organdosen auf die Strahlenexposition des Körpers und das Gesamtrisiko zu beschreiben, ist die Ermittlung der effektiven Dosis. Die effektive Dosis bezeichnet diejenige Dosis, die zum gleichen stochastischen Risiko für das Eintreten letal endender Krebserkrankung führt wie die Dosis im Falle einer homogenen Exposition mit gleichem Betrag wie die effektive Dosis. Die effektive Dosis

ist also eine künstliche Vergleichsgröße, die es ermöglicht, die Strahlenrisiken aus den unterschiedlichsten Strahlenexpositionen miteinander zu vergleichen (20).

Die effektive Dosis wird im Rahmen von Strahlenschutzbestimmungen für beruflich strahlenexponierte Personen und für die Bevölkerung verwendet. Sie lässt sich jedoch auch für die Beschreibung der Exposition von Patienten im Rahmen röntgenologischer Untersuchungen heranziehen. Der Definition der effektiven Dosis liegt zugrunde, dass jedem Organ ein spezielles relatives Risiko zugeordnet wird, das als Gewebewichtungsfaktor in die Berechnung eingeht. Die Einschätzung dieser Wichtungsfaktoren basiert auf den Ergebnissen der Datenanalyse von Atombombenüberlebenden in Hiroshima und Nagasaki, die einen Beobachtungszeitraum von 1950-1985 umfassen (36).

Die Summe der Gewebewichtungsfaktoren ist 1. Die effektive Dosis E ergibt sich aus der Summe der gewichteten Organdosen $w_T H_T$, wobei w_T und H_T den Wichtungsfaktor bzw. die Organdosis des Organs T bezeichnet:

$$E = \sum_T w_T H_T$$

Die organbezogenen Wichtungsfaktoren (siehe untenstehende Tabelle) sind in den Empfehlungen der Internationalen Kommission für Strahlenschutz (ICRP 60 von 1990) enthalten (20).

Die Angabe eines auf einen bestimmten Patienten mit einer oder mehreren Vorerkrankungen bezogenen Strahlenrisikos ist nicht möglich (8, 22). Dennoch eignet sich die effektive Dosis als Vergleichsgröße. Verschiedene Untersuchungen mit unterschiedlichen Parametern können hinsichtlich des Strahlenrisikos miteinander verglichen werden. Der Vergleich einer Röntgenuntersuchung mit anderen Arten von Strahlenexpositionen wie beispielsweise aus der Natur wird erleichtert und ist zur Interpretation des mit der Untersuchung verbundenen Strahlenrisikos hilfreich.

Organbezogene Wichtungsfaktoren der Organe nach ICRP 60 (20)

| Gewebe oder Organ | Wichtungsfaktor w_T |
|---------------------------|-----------------------|
| Harnblase | 0,05 |
| Knochenmark | 0,12 |
| Knochenoberfläche | 0,01 |
| Brust | 0,05 |
| Kolon | 0,12 |
| Leber | 0,05 |
| Lunge | 0,12 |
| Speiseröhre | 0,05 |
| Ovar | 0,2 |
| Haut | 0,01 |
| Magen | 0,12 |
| Schilddrüse | 0,05 |
| Übrige Organe und Gewebe* | 0,05 |
| Gesamt | 1 |

* Für Berechnungszwecke setzen sich die „übrigen Organe und Gewebe“ wie folgt zusammen : Nebennieren, Gehirn, oberer Dickdarm, Dünndarm, Niere, Muskel, Pankreas, Milz, Thymusdrüse und Uterus. In den besonderen Fällen, in denen ein einzelnes Organ oder Gewebe „der übrigen Organe und Gewebe“ eine Äquivalenzdosis enthält, die über der höchsten Dosis in einem der 12 Organe liegt, für die ein Wichtungsfaktor angegeben ist, sollte für dieses Gewebe oder Organ ein Wichtungsfaktor von 0,025 angewendet werden und ein Wichtungsfaktor von 0,025 für die mittlere Dosis in den „übrigen Organen und Geweben“.

Im Strahlenschutz gibt es neben der effektiven Dosis auch den Begriff der Teilkörperdosis. Unter Teilkörperdosis versteht man den Mittelwert der Äquivalentdosis in einem Körperteil, einem Organ oder einem Teil des Organs, im Falle der Haut der über die bestrahlte Fläche gebildete Mittelwert. Der Körperabschnitt, über den gemittelt wird, ist so zu wählen, dass der Mittelwert nicht kleiner als 1/10 des Höchstwertes in dem betreffenden Abschnitt ist.

Im Falle der Haut gilt als Äquivalentdosis an einem Punkt der über 1 cm² der Hautfläche gemittelte Wert (31).

Sowohl für die Teilkörperdosis als auch die effektive Dosis sind Grenzwerte aufgestellt worden (20, 34).

Zur Messung der Strahlendosen des Personals in der Angiographie kommen heute in der Regel die Thermolumineszenzdosimetrie und die Filmdosimetrie zur Anwendung.

1.1. Dosimeter

Thermolumineszenzdetektoren (TLD) haben die Eigenschaft, absorbierte Strahlungsenergie zu speichern und unter Erwärmung die gespeicherte Energie in Form von sichtbarem Licht zu emittieren. Die beim Ausheizen emittierte Lichtsumme ist der im Detektor gespeicherten Energiedosis proportional. Das Licht wird in Form einer Glowkurve ausgesendet, die in der Regel mehrere Maxima aufweist. Für die Ermittlung der mit einem TLD gemessenen Dosis wird entweder die Höhe des Hauptmaximums der Glowkurve oder für eine höhere Genauigkeit das Integral bzw. die Lichtsumme zwischen zwei Temperaturen vor und hinter dem Hauptmaximum herangezogen. Die in der Röntgendiagnostik meist verwendeten Materialien für die TLD sind Lithiumfluorid (LiF) und Calciumfluorid (CaF₂). Diese werden mit Fremdatomen wie Magnesium, Titan, Mangan oder Dysprosium dotiert (LiF:Mg,Ti, CaF₂:Mn, CaF₂:Dy).

Die TLD sind in verschiedenen Formen verfügbar. Für Dosismessungen in der Röntgendiagnostik werden meist stäbchenförmige TLD mit einer Länge von 6 mm und einem Durchmesser von 1 mm, plättchenförmige mit einer Abmessung von 3,2 x 3,2 x 0,9 mm³ oder TLD-Würfel mit einer Seitenlänge von 1 mm verwendet. Die TLD eignen sich hervorragend für Messungen an Körperoberflächen.

Die TLD sind Teil eines Thermolumineszenzdosimetrie-Systems, zu dem auch das Auswertegerät mit seinen Einrichtungen zur Anregung, Messung und Anzeige des Lumineszenzlichtes gehört. Die Thermolumineszenz-Meßapparatur besteht aus einer

Heizvorrichtung und einem Photovervielfacher für die Lichtmessung und Umwandlung in elektrische Signale. Die Kalibrierung der TLD erfolgt meist mittels Ionisationsdosimetrie und für jedes einzelne TLD bei den verwendeten Strahlenqualitäten. Sie ist regelmäßig zu wiederholen, da sich das Ansprechvermögen des Gesamtsystems und seiner Teile bei Benutzung und Lagerung ändern kann.

Vor der Anwendung der TLD müssen diese regeneriert werden. Dies erfolgt durch eine Wärmebehandlung (pre-irradiation annealing), bei LiF:Mg zum Beispiel 1 h bei 400 °C oder 24 h bei 80 °C. Hierdurch werden Informationen durch vorangegangene Bestrahlungen aufgehoben (9). Nach der Bestrahlung und vor der Auswertung sollte eine Wärmebehandlung (post-irradiation annealing) erfolgen, bei LiF:Mg zum Beispiel 1 h bei 100 °C. Hierdurch wird der Teil der Glowkurve eliminiert, der stark abhängig von der Zeit zwischen Bestrahlung und Auswertung ist. Im Auswertesystem erfolgen die Erwärmung der TLD in verschiedenen Stufen und die Messung der Lichtsumme. Vor der nächsten Anwendung erfolgt erneut eine Regenerierung der TLD. Die genaue Einhaltung eines einmal gewählten Ablaufes für Regenerierung, Bestrahlung, Auswertung, Lagerung und Kalibrierung verbessert die Reproduzierbarkeit und ermöglicht die Kontrolle von zahlreichen Störeinflüssen (37).

Für die Wahl des Thermolumineszenz-Materials sind der Dosisproportionalbereich und die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens wesentlich. Der Dosisproportionalbereich, in dem zwischen emittierter Lichtmenge und Energiedosis eine Proportionalität besteht, liegt für LiF:Mg,Ti bei 10 µGy bis 10 Gy, für CaF₂:Mn bei 1 µGy bis 10³ Gy und für CaF₂:Dy bei 0,1 µGy bis 10³ Gy. Für diese Materialien ist die untere Grenze des Proportionalbereiches gleichzeitig die untere Grenze des Dosismeßbereiches. Das Ansprechvermögen eines TLD wird von der atomaren Zusammensetzung, der Größe und Form der Detektoren sowie von der Umhüllung beeinflusst. Einige Materialien zeigen bei Photonenstrahlung unterhalb von 300 keV eine sehr starke Energieabhängigkeit. Relativ günstig schneidet das LiF:Mg,Ti ab, bei dem das Verhältnis des Ansprechvermögens bei 50 keV und 1,25 MeV bezüglich der Luft-Energiedosis bei 1,25 liegt. Für CaF₂ liegt dieses Verhältnis bei 15 (19).

Die Filmdosimetrie beruht auf der Erzeugung eines latenten Bildes in der Filmemulsion durch ionisierende Strahlung. Das latente Bild, das der in der Filmebene erzeugten Dosisverteilung entspricht, wird in einem chemischen Verarbeitungsprozeß in eine Verteilung der visuellen optischen Dichte dauerhaft umgewandelt und sichtbar gemacht. Die optische Dichte wird mit einem Densitometer gemessen. Die Kalibrierung wird bei den zu verwendenden Strahlenqualitäten in einem ebenfalls zu verwendenden Umgebungsmaterial durchgeführt. Die Dichtekurve wird durch Zuordnung der optischen Dichten zu den ionisationsdosimetrisch am Ort der Filmemulsion gemessenen Energiedosen erhalten. Im Interesse eines möglichst linearen Zusammenhangs zwischen optischer Dichte und Energiedosis darf der Film nicht mit Verstärkungsfolien verwendet werden. Die Dichtekurve gilt nur für das Umgebungsmaterial, für das die Kalibrierung erfolgt war. Der Dosismeßbereich der Filmdosimetrie liegt nach DIN 6800-4 etwa zwischen 10 µGy und 10 Gy (4).

Während die Filmdosimetrie praktisch nur zur vorgeschriebenen Überwachung der Personendosis an einer repräsentativen Stelle der Körperoberfläche, meist an der Vorderfläche des Rumpfes, zum Einsatz kommt (6), werden TLD zur Messung von Dosen an verschiedenen Körperregionen verwendet. So werden Strahlendosen, die an oberflächlichen Körperregionen wie Augenlinse, Schilddrüse oder Hand auftreten, mittels TLD gemessen (12, 15).

1.2. Zielsetzung

Charakteristisch für die interventionelle Angiographie ist die im Vergleich zur diagnostischen Angiographie höhere Strahlenexposition, die zu vergleichsweise hohen Risiken für stochastische und deterministische Schäden führen kann. Der TIPS ist bekannt als eine angiographische Intervention mit hohen Strahlenexpositionen für Patient und Personal (26, 27). Die Internationale Strahlenschutzkommission (ICRP) (20) und Food and Drug Administration (FDA) (13) haben die Risikokoeffizienten für stochastische und Dosis-schwellenwerte für deterministische Strahlenschäden angegeben. Nach der Röntgenverordnung (RöV) (34) unterliegen die effektive Dosis und die Dosis in anderen Organen und Geweben („Teilkörperdosis“) von beruflich strahlenexponierten

Personen Dosisgrenzwerten. Desweiteren wurde durch die Verordnung zur Änderung der Röntgenverordnung manche Grenzwerte neu definiert (38), so dass die Einhaltung der Grenzwerte bei dosisintensiven Maßnahmen neu evaluiert werden muß.

Die vorliegende Arbeit soll die bei dem Interventionalisten, der Assistentin und dem Sonographeur bei der Anlage eines TIPS auftretenden Strahlendosen untersuchen. Es soll beurteilt werden, wie hoch die Strahlenrisiken sind und inwieweit die Dosisgrenzwerte überschritten werden können. Dabei soll auch die Wertigkeit von einigen Strahlenschutzabschirmungen beurteilt werden.