

Aus der Abteilung für Röntgendiagnostik  
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
des Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf.

Direktor: Prof. Dr. Uwe Rother

Strahlenexposition und ihr Risiko durch bildgebende Verfahren in  
der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin der Medizinischen  
Fakultät der Universität Hamburg vorgelegt von

Esther Shin  
aus Jeosu/Südkorea

Hamburg 2008

Angenommen von der Medizinischen Fakultät  
der Universität Hamburg am: 20. April 2009

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen  
Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. U. Rother  
Prüfungsausschuss, 2. Gutachter/in: Prof. Dr. H. Jung  
Prüfungsausschuss, 3. Gutachter/in: Prof. Dr. H. – J. Gülzow

**Strahlenexposition und ihr Risiko durch bildgebende Verfahren in  
der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde**

---

## Inhaltsverzeichnis

- 1 Problemdarstellung**
- 2 Einleitung**
  - 2.1 Strahlenbiologische Grundlagen der Wirkung ionisierender Strahlung
  - 2.2 Die gesetzlichen Grundlagen
  - 2.3 Der Stellenwert von Untersuchungen der bildgebenden Diagnostik mit ionisierender Strahlung in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
- 3 Material und Methode**
  - 3.1 Das Alderson-Phantom
  - 3.2 Zeitraum und Untersuchungsanordnung
  - 3.3 Das Vorgehen zur Risikoberechnung
- 4 Ergebnisse**
  - 4.1 Die Strahlenexposition durch Basisuntersuchungen (Panoramaschichtaufnahme)
  - 4.2 Die Strahlenexposition durch befundbezogene Untersuchungen (intraorale Aufnahme)
  - 4.3 Die Strahlenexposition durch befundbezogene Untersuchungen (Fernröntgenseitenaufnahme)
  - 4.4 Berechnung der effektiven Dosis und des Strahlenrisikos
- 5 Diskussion**
- 6 Zusammenfassung**
- 7 Literatur**
- 8 Danksagung**
- 9 Lebenslauf**
- 10 Erklärung**

## 1. Problemdarstellung

In der allgemeinen Medizin wie auch in der Zahnheilkunde hat die Röntgendiagnostik einen erheblichen Stellenwert in der Differenzierung von Erkrankungen. Unter dem Aspekt immer neuerer Entwicklungen und Untersuchungstechniken ist es sehr wichtig zu wissen, wie hoch die Strahlenexposition und das damit verbundene Strahlenrisiko sind, um die Rechtfertigung (gemäß § 23, Röntgenverordnung) der Untersuchungsverfahren sicherstellen zu können.

Durch Veränderungen und Verbesserungen der konventionellen Techniken, z. B. der digitalen Techniken, der digitalen Volumentomographie, ergeben sich veränderte Untersuchungsstrategien. Immer muss aber bekannt sein, welchen Beitrag die einzelnen Verfahren zur Gesamt-Strahlenexposition der Bevölkerung beitragen.

Für die Zahnmedizin ist diese Problematik von besonderem Interesse, zwar ist die Strahlenexposition der einzelnen Verfahren gegenüber den Untersuchungsverfahren der Allgemeinmedizin geringer, doch kommt sie häufiger zur Anwendung.

Für die Rechtfertigung der Untersuchungen bilden die gesetzlichen Grundlagen eine Kontrollinstanz, sodass der Einsatz von ionisierender Strahlung indikationsgerecht erfolgt.

Doch um die Gefahr und das Risiko einschätzen zu können, ist es notwendig zu wissen, wie viel Strahlenexposition den Körper durch eine einzelne Röntgenuntersuchung erreicht und welche Wirkungen sie auslöst. Nicht nur der exponierte Bereich ist dabei von Interesse, sondern der gesamte Körper.

## 2. Einleitung

### 2.1 Strahlenbiologische Grundlagen der Wirkung ionisierender Strahlung

#### Entstehung von Röntgenstrahlen:

Um viele physikalische Phänomene zu verstehen, wie die Entstehung von Röntgenstrahlen, ist das mathematisch-physikalische Atommodell des dänischen Physikers Niels Bohr gut geeignet. Er formulierte 1913 sein Atommodell in Analogie zum Aufbau unseres Planetensystems. Ihm gelang es, das vorangegangene Atommodell des englischen Chemikers und Physiker Ernest Rutherford mit der Quantentheorie des deutschen Physikers Max Planck in Einklang zu bringen.

Jedes Atom besteht aus einem positiv geladenen Kern, der von einer negativ geladenen Hülle aus Elektronen umgeben wird. Der Atomkern macht annähernd die gesamte Masse des Atoms aus. Protonen und Neutronen bilden die Kernbausteine, die sogenannten Nukleonen. Die Nukleonenzahl  $A$  ergibt sich als Summe von Protonenzahl (= Kernladungszahl  $Z$ ) und Neutronenzahl  $N$ . Protonen sind Elementarteilchen, deren elektrische Ladung definitionsgemäß positiv ist. Die Anzahl der negativ geladenen Elektronen in der Hülle ist gleich der Anzahl der positiv geladenen Protonen im Kern. Atome sind also nach außen hin neutral. Das wichtigste Merkmal eines Atoms ist seine Kernladungszahl ( $Z$ ). Kernladungszahl = Ordnungszahl = Anzahl der Protonen = Anzahl der Elektronen im neutralen Atom.

Um den Atomkern herum, in der sog. Elektronenhülle, kreisen in großem Abstand die Elektronen. Es handelt sich um negativ geladene Elementarteilchen, die auf Bahnen geordnet den Kern umkreisen. Die Bahnen sind von Bohr von innen nach außen als K-, L-, M-, N-, O-, P- und Q- Schalen benannt worden.

Grundsätzlich kommt es beim Eindringen von Strahlung in Materie zu Wechselwirkungen mit den Atomen, was zur Umwandlung der Strahlungsenergie in andere Energieformen führt:

### *a. Ionisierung der Atome und Moleküle*

Strahlen, die in der Lage sind, ihre Energie auf die Materie zu übertragen und so Elektronen aus dem Atom herauszulösen, werden ionisierende Strahlen genannt. Grundsätzlich wird ionisierende Strahlung unterschieden in:

- Korpuskularstrahlung (Teilchenstrahlung)

Sie besteht aus Teilchen mit Ruhemasse entweder mit oder ohne Ladung. Beispiele sind Alphastrahlung, Betastrahlung oder Neutronenstrahlung.

- Photonenstrahlung (Wellenstrahlung)

Elektromagnetische Strahlungen aus Quanten ohne Ruhemasse und ohne Ladung transportieren die Energie. Hierzu gehören Gammastrahlung und Röntgenstrahlung.

Wenn Strahlung auf ein Atom trifft und Ionisation auslöst, ist das Gleichgewicht der Ladungen zwischen Atomkern und Atomhülle durch Aufnahme oder Abgabe eines Elektrons gestört. Das heißt, durch Ionisation werden Moleküle mit Elektronenüberschuss oder Elektronendefizit erzeugt. Ionisation kann geschehen durch:

- Direkte Ionisation (Stoßionisation):

Elektrisch geladene Teilchen stoßen auf ein Atom und geben dabei ein Teil ihrer Energie ab.

- Indirekte Ionisation (Absorption):

Elektromagnetische Wellenstrahlung oder Teilchen werden zunächst von einem Atom absorbiert. Dabei löst sich ein Elektron, das seinerseits ein anderes Atom durch Stoß ionisiert.

### *b. Anregung von Atomelektronen*

Die von außen zugeführte Energie ist fähig, das Atom vom Zustand niedriger Energie in einen höheren Energiezustand zu befördern. Das heißt, ein Hüllelektron aus einer inneren Schale wird auf eine äußere Schale gehoben. Allerdings hält dieser Zustand nur für kurze Zeit an. Denn das Elektron springt wieder (im Mittel nach  $10^{-8}$  s) zurück in seine Ausgangsschale, die für das Atom einen stabileren Zustand darstellt. Angeregte Atome sind reaktionsfreudiger und gehen folglich leichter chemische Reaktionen ein.

### *c. Erwärmung*

Theoretisch führt eine Strahlenabsorption zu einer Erwärmung der bestrahlten Materie. Dieser Effekt ist aber sehr klein. Eine Ganzkörperbestrahlung, die mit hoher Wahrscheinlichkeit zum Tod eines Menschen führt, bewirkt nur eine Temperaturerhöhung von einem tausendstel Grad. Insofern ist diese Art der Strahlenwirkung für die Medizin oder Zahnmedizin ohne jede Bedeutung.

Es gibt zwei Möglichkeiten, wie Röntgenstrahlen entstehen können.

#### *I. Charakteristische Röntgenstrahlung*

Wenn ein Elektron aus seiner Bahn entfernt wird ist, entsteht an dieser Stelle ein „Elektronenloch“. Für das Atom ist dieser Zustand nicht stabil und so wird das Loch sofort mit einem Elektron aus einer höheren Schale aufgefüllt. Bei diesem Vorgang wird Energie in Form von magnetischen Wellenquanten vom „heruntergefallenen“ Elektron frei. Beim Elektronensprung in den äußeren Schalen entsteht sichtbares Licht, UV-Strahlung; beim Elektronensprung in den inneren Schalen und in den innersten Schalen entsteht Röntgenstrahlung.

Der Abstand der Schalen ist dabei entscheidend für die Wellenlänge der entstandenen Strahlung. Jedes Element im Periodensystem hat unterschiedliche Schalenabstände, und so spricht man von den charakteristischen Strahlen für jedes Element. Dieses Phänomen trägt zur Entstehung eines Röntgenspektrums bei, da jedes Element seine für sich charakteristische Röntgenstrahlung erzeugt. Dieses Spektrum ist diskontinuierlich.

#### *II. Röntgenbremsstrahlung*

Ein Elektron, das in die Nähe des Atomkerns gelangt, wird als negativ geladenes Teilchen von dem positiv geladenen Atomkern abgebremst. Die so frei gewordene Bewegungsenergie wird in Form von Strahlungsenergie abgegeben. Wenn die Elektronen sehr dicht an den Atomkern gelangen, wird die kinetische Energie in einem einzigen Bremsvorgang vollständig in Röntgenstrahlung umgewandelt. Dies wird als einstufige Bremsstrahlung benannt. Bei der mehrstufigen Abbremsung dagegen findet der Bremsvorgang in den äußeren Atomschalen statt. Dadurch kommt es zu mehreren Atomkontakten. Aus beiden Abbremsungen resultiert ein Röntgenspektrum mit verschiedenen Wellenlängen. Die Wellenlängen sind

abhängig vom Abbremsungsgrad: je stärker desto kurzwelliger. Das bedeutet, die einstufige Abbremsung führt zu energiereichen und kurzwelligen Strahlen; energieschwächere, langwellige Strahlung entsteht bei der mehrstufigen Abbremsung. Es handelt sich um ein kontinuierliches Spektrum.

Beim Durchtritt durch Materie erfährt ionisierende Photonenstrahlung, also auch Röntgenstrahlung, eine Schwächung. Der Betrag, um die die durchgelassene Strahlung reduziert wird, ist die Summe der Absorption und der Streuung. Absorption und Streuung treten bei der Wechselwirkung elektromagnetischer Strahlung mit Materie auf. Wie groß die Schwächung letztendlich ist, hängt von der Körperdicke, der Körperdichte und der Kernladungszahl der durchstrahlten Atome ab. Andererseits nimmt mit steigender Strahlungsenergie die Schwächung ab.

### **Allgemeine Effekte**

Für die Wechselwirkung von Photonen mit Materie sind 5 Prozesse zu betrachten:

- Photoeffekt  
Die Energie des einfallenden Photons wechselwirkt mit einem Elektron, das im Atom gebunden ist. Die Energie des Photons wird zum Teil für die Herauslösung des Elektrons aus seinem Atomverband benutzt und der Rest als kinetische Energie auf das Elektron übertragen. Die gesamte Strahlungsenergie wird umgesetzt. Das Photon wird total absorbiert und hört auf zu existieren.
- Compton-Effekt  
Der Compton-Effekt beschreibt den Prozess eines Stoßes eines Photons mit einem Elektron. Das Elektron wird dabei als ungebunden angenommen. Durch den Stoß wird das Elektron gestreut und erhält einen Teil der Energie des Photons in Form von kinetischer Energie. Zusätzlich kann man Wellenlängen- und Richtungsverschiebung beobachten; die Strahlung hat nach dem Stoß eine größere Wellenlänge.
- Paarbildung  
Die Paarbildung ist ein Absorptionsprozess, bei dem ein Photon verschwindet und ein Elektron und ein Positron entstehen. Dies kann nur in einem Coulomb-Feld geschehen.

- Kohärente Streuung (klassische Streuung)

Im Gegensatz zur Compton-Streuung bleibt das Elektron fest an einem Atom gebunden. Das Photon verliert beim Stoß keine Energie. Es findet lediglich eine Richtungsänderung der Strahlung statt.

### **Wirkung von Strahlung**

Für die Strahlenwirkung in lebenden Zellen ist die Veränderung der DNS-Struktur am wichtigsten. Sie läuft in vier Stufen ab:

- Physikalische Phase (ca.  $10^{-13}$  s, Energieabsorption => Ionisation, Molekülanregung, Wärme)
- Physikalisch-chemische Phase (ca.  $10^{-10}$  s, direkte oder indirekte Wirkung an der Zelle)
- Biochemische Phase (ca.  $10^{-6}$  s, Veränderung organischer Moleküle zum Beispiel durch Hydroxylierung)
- Biologische Phase (bis zu vielen Jahren, Störungen der Vitalfunktionen mit Zelltod, Schäden evtl. mit Zelltod oder Mutationen).

Man unterscheidet *direkte* und *indirekte Strahlenwirkungen*:

Die *direkte Strahlenwirkung* wurde von der Treffertheorie (Dessauer, 1926) geprägt. Die Energieübertragung der einfallenden ionisierenden Strahlung geschieht direkt auf Atome oder Moleküle der Zelle. Die Energie, welche die Zelle absorbiert, ist größer als die Energie, die zur Aufrechterhaltung dieser Molekularstruktur benötigt wird. Allerdings ist nicht jeder Treffer biologisch wirksam. Die Zelle wird geschädigt, wenn bestimmte lebenswichtige Zentren getroffen werden und in ihnen die Energieabsorption stattfindet. Je höher die Strahlendosis ist, desto mehr Treffer können gesetzt werden. Damit steigt die Wahrscheinlichkeit des Zelltodes.

Bei der *indirekten Strahlenwirkung* (Rajewsky, 1932) muss der Ort der primären Strahlenwirkung nicht mit dem Ort der sekundären Reaktion übereinstimmen. Das betrachtete Molekül absorbiert nicht selbst die Strahlenenergie, sondern erhält sie auf dem Umweg über einen Energieträger, das heißt über ein in der Umgebung entstehendes Bestrahlungsprodukt, wie zum Beispiel ein Radikal. Die Abspaltung

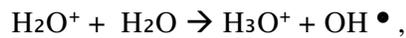
diffusibler Radikale, die dann mit ungeschädigten Biomolekülen reagieren können, löst auf dem Umwege eine indirekte Strahlenwirkung aus.

Etwa 80 % der indirekten Strahlenwirkung ist auf die Radiolyse des Wassers zurückzuführen, denn Wasser ist ein wesentlicher Bestandteil des biologischen Materials. Beim Eindringen ionisierender Strahlung in ein wässriges Medium können nun in der chemischen Phase infolge der Ionisierungen folgende Prozesse ablaufen:

1. Durch Ionisation kommt es zur Aktivierung von Wassermolekülen, das heißt, das Wassermolekül zerfällt unter Abgabe eines Bindungselektrons

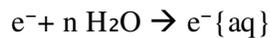


Die Ionen reagieren weiter mit dem überschüssigen Wasser



2. Es entstehen drei sog. Primärradikale

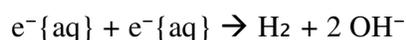
Durch Polarisation umgibt sich das Elektron sofort mit einer Wasserhülle. Als hydratisiertes Elektron ist die Diffusionsfähigkeit über längere Entfernungen möglich.



3. Die freien Radikale  $\text{OH}^\bullet$  und  $\text{H}^\bullet$  sind sehr reaktionsfreudig und können mit anderen Molekülen reagieren oder zum Beispiel molekularen Wasserstoff  $\text{H}_2$  und Wasserstoffperoxid,  $\text{H}_2\text{O}_2$ , bilden.

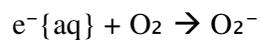


4. Diese Primärradikale können untereinander reagieren und sich gegenseitig neutralisieren: Rekombination



Radikale und Peroxide sind Zellgifte, weil sie mit organischen Makromolekülen reagieren und dabei lockere Elektronenbindungen aufbrechen. Es entstehen Strukturveränderungen der Moleküle und verschiedene DNS-Schäden. Da diese Stoffe (stark reduzierend bzw. oxidierend) wandern können, kann sich der eigentliche Schaden in einiger Entfernung von der primären Ionisation abspielen.

Der wichtigste Modifikator der Strahlenwirkung ist der Sauerstoff. Man spricht demnach auch vom sog. *Sauerstoffeffekt*. Durch die Anwesenheit von molekularem Sauerstoff ist die Bildung von aktiven Produkten (Peroxidradikale und Wasserstoffperoxid) vermehrt.



Es bestehen folgende Gesetzmäßigkeiten:

1. Die Empfindlichkeit von biologischer Materie gegenüber Strahlenarten mit niedriger Ionisationsdichte (Röntgenstrahlen, Gammastrahlen) wird in Gegenwart von Sauerstoff deutlich erhöht.
2. Die Wirksamkeit von locker ionisierender Strahlung wird im Sauerstoffmilieu am stärksten (Faktor 2,5 – 3,5) erhöht. Umgekehrt nimmt die Wirksamkeit mit steigender Ionisationsdichte ab.
3. Für die Veränderungen der biologischen Strahlenwirkung ist die Größe des Sauerstoffpartialdrucks entscheidend.

Neben dem Sauerstoff gibt es weitere Modifikatoren, so z. B. die Temperatur. Unter *Temperatureffekt* wird verstanden, dass die Reaktionsmöglichkeit von Radikalen mit Biomolekülen abhängig ist von der Temperatur. Bei niedriger Temperatur ist die Diffusion der strahlenerzeugten Radikale des Wassers in die Umgebung stark behindert.

### **Molekulare Strahlenschäden**

Wie oben erwähnt kann die direkte oder indirekte Strahlenwirkung Molekülbindungen aufbrechen, wobei Schäden an der DNS biologisch von größter Bedeutung sind:

Durch direkte Strahlenwirkung, also direkte Treffer in den DNS-Basen, können Radikale von den Basen induziert werden; bei der indirekten Strahlenwirkung zerstören OH-Radikale und  $e^{-\{aq\}}$  Radikale die Basen. Bei den *Basenschäden* sind Pyrimidine gegenüber Purinen fast doppelt so empfindlich gegen ionisierende Strahlung. Am strahlenempfindlichsten ist Thymin, danach folgen Cytosin und Adenin. Guanin zeigt die geringste Strahlenempfindlichkeit.

Wenn die Phosphatdiesterbindung der Polynukleotidketten oder eine der Desoxyribosen zerstört ist, entsteht ein Strangbruch, der je nachdem einen Strang (*Einzelstrangbruch*) oder beide (*Doppelstrangbruch*) betreffen kann. Brüche an einem Strang können durch enzymatische Verknüpfung wieder repariert werden; bei Doppelstrangbrüchen ist eine komplizierte Abfolge mehrerer Prozesse (Exzisions-Repair) nötig.

Wenn eine Summation von mehreren DNS-Schäden vorliegt, bezeichnet man die Stelle, an der Mehrfachschäden auftreten als *Bulky Lesions*, das bedeutet Strangbrüche plus Basenschäden plus Crosslinks.

Eine Reparatur ist bei *Bulky Lesions* kaum mehr möglich und führt meistens zum Tod der Zelle.

### **Zelluläre Strahlenschäden**

Ausgangspunkt aller biologischen Strahlenschäden ist eine Veränderung der DNS-Moleküle im Zellkern. Ein großer Anteil der durch eine Bestrahlung erzeugten DNS-Veränderungen kann von den Zellen repariert werden. Diejenigen Schäden, die nicht oder falsch repariert werden, können zweierlei Folgen für die Zelle haben: Zum einen kann die betroffene Zelle ihre Fähigkeit zur Zellteilung verlieren, so dass sie anschließend zugrunde geht. Diese Zellabtötung ist mit Abstand der häufigste Effekt. Es kann aber auch vorkommen, dass eine Zelle trotz Veränderung ihrer Erbinformation sich weiter teilen und damit die veränderten Eigenschaften auf

ihre Nachkommen übertragen kann. Man spricht dann von einer Transformation oder Mutation der betreffenden Zelle.

Diese beiden Typen von Zellreaktionen ziehen für den Menschen völlig unterschiedliche Arten von Strahlenrisiken nach sich.

### **Biologische Strahlenschäden**

Die Zellabtötung führt zu den sog. *deterministischen Strahlenschäden*. Bei der Bewertung dieses Effekt ist zu berücksichtigen, dass das Absterben von Zellen ein natürlicher Prozess in dem vom Organismus regulierten Fließgleichgewicht von Zellerneuerung und Zelltod ist, der in praktisch allen Geweben stattfindet. Eine strahleninduzierte Erhöhung der Zell-Sterberate führt daher nur dann zu einem Schaden in dem bestrahlten Gewebe, wenn die Anzahl der durch Strahlung abgetöteten Zellen relativ groß ist, d. h. wenn eine Schwellendosis überschritten wird. Oberhalb dieser Schwellendosis nimmt die Schwere des Strahlenschadens mit steigender Dosis zu.

Zu den deterministischen Erkrankungen gehört beispielsweise die *Strahlenkrankheit*. Von einer Strahlenkrankheit spricht man, wenn eine höhere Strahlendosis vom menschlichen Körper infolge Ganzkörperbestrahlung absorbiert wird. Eingeteilt wird die Strahlenkrankheit in eine akute und eine chronische Form.

Die akute Form der Strahlenkrankheit ist durch allgemeine Symptome und durch Organ- und Organsystemstörungen gekennzeichnet, die in einem unmittelbaren Zusammenhang mit der Bestrahlung stehen.

Die Strahlendosis, bei der der Patient infolge der Ganzkörperbestrahlung mit 50-prozentiger Wahrscheinlichkeit sterben wird ( $LD_{50}$ = letale Dosis, 50 %), liegt bei 3-4 Gy. Erste Todesfälle sind schon bei Dosen von 2 Gy möglich. Die klinischen Symptome beginnen kurze Zeit nach Bestrahlung mit dem Prodromalstadium. Bei Dosen im Bereich der  $LD_{50}$  findet man Übelkeit, Erbrechen und leichte Ermüdbarkeit und Kopfschmerzen vor. Der weitere Verlauf wird dosisabhängig in vier verschiedene Pathomechanismen für den tödlichen Ausgang unterschieden:

### *1. Hämatologische Form*

Die Vorläuferzellen im Knochenmark werden teilweise oder vollständig sterilisiert. Das Krankheitsbild ist durch Leukopenie, Thrombocytopenie, Neutropenie, progrediente Anämie, Agranulocytose sowie hämorrhagische Diathese gekennzeichnet.

### *2. Intestinale Form*

Durch Sterilisation der Stammzellen kommt es zum Untergang der Schleimhaut im Gastrointestinaltrakt. Einerseits können dadurch Bakterien in die Submukosa gelangen und es tritt eine Bakteriämie auf, andererseits kommt es durch Resorptionsstörungen zu starken Wasser-, Eiweiß- und Elektrolytverlusten aus dem Gewebe.

### *3. Toxische Form*

Hier ist das Dünndarmepithel so stark geschädigt, dass Giftstoffe in den Kreislauf gelangen und so einen Kreislaufkollaps verursachen.

### *4. Zerebrale Form*

Innerhalb von Stunden, oder höchstens nach einem bis zwei Tagen, tritt der Tod ein. Der Verlauf ist in 3 Phasen eingeteilt:

In den ersten Sekunden und Minuten ist zunächst Inaktivität zu beobachten. Kurz darauf treten allerdings hochgradige neurale Erregbarkeit und gesteigerte Nervenreizbarkeit auf. In der 2. Phase kommen klonische Krampfanfälle und starke Unruhe hinzu. Letztlich, in der 3. (prämortalen) Phase, entwickeln sich das tiefe Koma, Blutdruckabfall, Kreislaufkollaps, Herztätigkeit und Atmung verändern sich.

Bei der chronischen Form ergeben sich folgende Spätschäden: Verkürzung der Lebenszeit, lokale Strahlenschäden bzw. Schädigung von Organen und Organsystemen.

Die deterministischen Strahlenschäden treten erst nach höheren Strahlendosen auf, sodass sie für die Thematik der vorliegenden Arbeit ohne Bedeutung sind.

Entscheidend für die Gesundheitsgefährdung im Bereich niedriger Strahlendosen und somit auch für die Abschätzung der Risiken, die nach medizinischen

Strahlenexpositionen auftreten, sind die sog. *stochastischen Strahlenschäden*. Sie beruhen auf der Transformation und Mutation von Körper- oder Keimzellen und führen zu Krebserkrankungen und Erbkrankheiten. Bei diesen Schäden gibt es keine Schwellendosis; außerdem ist nicht die Schwere des Schadens von der Dosis abhängig; vielmehr bestimmt die Dosis die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten der Erkrankung. Eine Schwellendosis, unterhalb der kein Schaden auftreten kann, existiert nicht. Schon kleine Dosen können, wenn auch mit einer sehr geringen Wahrscheinlichkeit, zur Ausbildung eines stochastischen Schadens führen.

Die für die Belange der Medizin oder Zahnmedizin relevanten Risiken beruhen ausschließlich auf den stochastischen Strahlenschäden (außer bei unbeabsichtigten Überexpositionen, die in der Vergangenheit beispielsweise bei Interventionen in Einzelfällen aufgetreten sind).

## 2.2 Die gesetzlichen Grundlagen

Die Notwendigkeit des Strahlenschutzes wurde bereits einige Jahre nach der Entdeckung der Röntgenstrahlen erkannt. Es wurde beobachtet, dass nach wiederholter Strahlenexposition Hautverbrennungen (Röntgenulzera) entstehen können. 1901 berichtet Becquerel, dass Louis Matout in Versuchen zeigen konnte, dass nach einer langen Bestrahlung mit Radium Kresse und Senfsamen die Keimungsfähigkeit verlieren (Baudisch, 1983). Des Weiteren zeigten die Versuche von Albers-Schönberg (1903) an Kaninchen und Meerschweinchen eine Schädigung der männlichen Keimzellen (Mörgeli, 1989). Mit diesen und vielen anderen Experimenten wurde gezeigt, dass die Röntgenstrahlen biologisch auch in der Tiefe wirken können, ohne sichtbare schwere Schädigungen an der Oberfläche zu verursachen.

Im Durchschnitt erhält jeder Bewohner der Bundesrepublik Deutschland aufgrund der natürlichen Strahlenexposition eine effektive Dosis von ca. 2,1 mSv (vgl. Tabelle 6.1). Diese Dosis setzt sich aus vier Beiträgen zusammen: Durch die aus dem Weltraum auf die Erde kommende kosmische Strahlung ergibt sich auf Meereshöhe ein Dosisbeitrag von ca. 0,3 mSv pro Jahr. Durch die Strahlung der in der Erdkruste befindlichen radioaktiven Elemente wird jeder Mensch mit ca. 0,4 mSv pro Jahr bestrahlt; und schließlich ist der Mensch durch die mit der Nahrung aufgenommenen Radionuklide selbst etwas radioaktiv, woraus sich eine jährliche Dosis von ca. 0,3 mSv ergibt. Alle drei Komponenten zusammen bedingen eine effektive Dosis von ca. 1 mSv pro Jahr, die über den Körper relativ homogen verteilt ist. Hinzu kommt die Exposition der Lunge durch Inhalation des radioaktiven Edelgases Radon, welches im Erdboden beim Zerfall von Uran entsteht, und seiner radioaktiven Folgeprodukte. Dadurch wird die Lunge mit einer jährlichen Dosis von 15 bis 20 mSv belastet, woraus eine effektive Dosis von ca. 1,1 mSv pro Jahr resultiert (Rother, 2006).

1928 wurde die Internationale Strahlenschutzkommission ICRP (International Commission on Radiological Protection) gegründet. Seither stellen deren

Empfehlungen die Grundlage für die Vorschriften der Röntgenverordnung wie auch für fast alle übrigen nationalen und internationalen Strahlenschutzgesetze dar.

Zwar haben die Empfehlungen der ICRP keinerlei Gesetzescharakter, doch sind deren hohes wissenschaftliches Niveau weltweit anerkannt.

In regelmäßigen Abständen werden die Empfehlungen erneuert und auf den neuesten wissenschaftlichen und technischen Stand gebracht.

Seit 1957 existiert der Euratomvertrag, der zunächst zwischen den Ländern Italien, Luxemburg, Holland, Deutschland, Frankreich und Belgien geschlossen und inzwischen erweitert wurde. Er bildet die Grundlage für das nationale Strahlenschutzrecht. Aufgrund der Empfehlungen der ICRP wurden Grundnormen vom EG-Ministerrat erlassen, die dem Gesundheitsschutz der Bevölkerung und der Arbeitskräfte vor der Gefährdung ionisierender Strahlen dienen.

Wie wichtig der gesetzlich verankerte Strahlenschutz ist, wird durch die Tatsache unterstrichen, dass die Strahlenanwendung in der Medizin (Röntgendiagnostik, Nuklearmedizin, Strahlentherapie) mehr als 99 Prozent der zivilisatorischen Strahlenexposition in der Bundesrepublik Deutschland pro Jahr ausmacht.

Von der Bundesregierung wurde das Atomgesetz („Gesetz über die friedliche Verwendung der Kernenergie und den Schutz gegen ihre Gefahren“) zum ersten Mal 1959 verabschiedet und zuletzt novelliert am 9. Oktober 1989. Auf der Grundlage des Atomgesetzes wurden die Röntgenverordnung und die Strahlenschutzverordnung von der Bundesregierung im Einvernehmen mit den Landesregierungen erlassen.

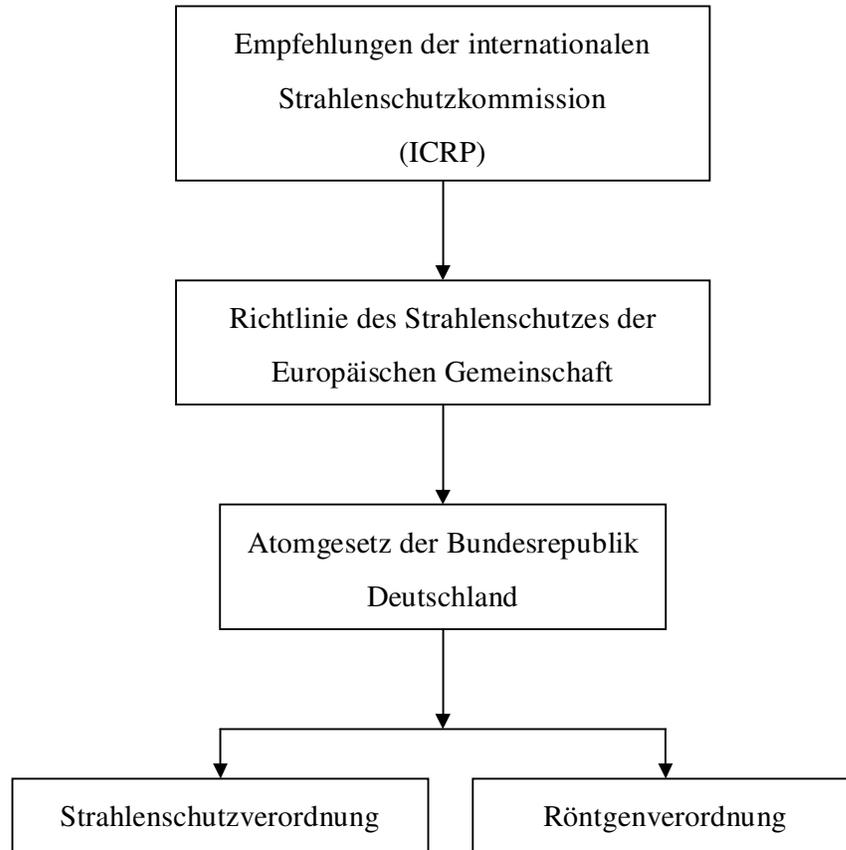


Abb. 2.1: Organisationen Strahlenschutz

Die aktuelle Röntgenverordnung trat am 2. Juli 2002 in Kraft. Sie beinhaltet unter anderem die gesetzliche Grundlage für die Genehmigung, Errichtung und den Betrieb von Röntgeneinrichtungen.

Im Zusammenhang mit der Durchführung der Röntgenverordnung helfen entsprechende Richtlinien die Gesetzestexte zu verstehen, beispielsweise, wie die Fachkunde im Strahlenschutz erworben werden kann, wie ein Sachverständiger bei der strahlenschutztechnischen Überprüfung der Röntgeneinheit vorzugehen hat, oder wie eine ärztliche Stelle organisiert ist.

Am 01.12.2003 sind zwei Richtlinien zur Röntgenverordnung in Kraft getreten, die die sicherheitstechnischen Aspekte des Strahlenschutzes bzw. die Qualitätssicherung reglementieren.

### ***Abnahmeprüfung***

Die Abnahmeprüfung wird durch die Europäische Norm EN 61223-3-4 (Abnahmeprüfung – Leistungsmerkmale zur Bildgebung von dentalen Röntgeneinrichtungen) geregelt. Diese Norm wird durch die DIN 6868-51 (Abnahmeprüfung an zahnärztlichen Röntgeneinrichtungen) komplettiert. Die DIN setzt Grenzwerte fest, die in der EN nicht enthalten sind.

Bei der Abnahmeprüfung wird kontrolliert, ob die Röntgeneinrichtung einschließlich Abbildungssystem die geforderte Bildqualität bei möglichst geringer Dosis liefert. Diese ist bei Neueinrichtungen, Erneuerung und Reparatur von einzelnen Komponenten der Röntgeneinrichtung mit Auswirkung auf die Bildqualität, Dosis und Strahlenschutz erforderlich und wird vom Hersteller beziehungsweise vom Lieferanten durchgeführt.

Dabei sind die Messungen der Nenndosiswerte (Dosis am Bildempfänger für die optische Dichte) und die Festlegung des Ausgangszustandes für die Konstanzprüfung (Referenzbild) sehr wichtig. Die Unterlagen der Abnahmeprüfung sind mindestens zehn Jahre aufzubewahren.

### ***Sachverständigenprüfrichtlinie (SV-RL)***

Diese Richtlinie zielt darauf ab, die Durchführung der Überprüfung von Röntgeneinrichtungen seitens behördlich bestimmter Sachverständiger vor ihrer Inbetriebnahme und danach in sich wiederholenden Abständen im Interesse einer Gleichbehandlung der Betreiber bundesweit einheitlich sicherzustellen.

Die Sachverständigenprüfung wird durch den Betreiber nach Beendigung der Abnahmeprüfung beantragt und wird nach der ersten Durchführung alle 5 Jahre wiederholt.

### ***Konstanzprüfung***

Die Konstanzprüfungen werden nach DIN 6868, Teil 5, durchgeführt. Mit den Konstanzprüfungen werden die Eigenschaften mit Bezug auf die Strahlenexposition mit der Abnahmeprüfung verglichen und dokumentiert.

Dabei wird die Prüfung der Filmverarbeitung wöchentlich durchgeführt. Die Prüfung der Röntgeneinrichtung erfolgt alle 1-3 Monate und die Prüfung der

Dunkelkammerbeleuchtung jährlich. Die Unterlagen der Konstanzprüfung sind zwei Jahre aufzubewahren und auf Anforderung der zuständigen Zahnärztlichen Stelle oder der Aufsichtsbehörde zur Einsicht vorzulegen.

### **2.3 Der Stellenwert von Untersuchungen der bildgebenden Diagnostik mit ionisierender Strahlung in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde**

Nachdem am 8. November 1895 Conrad Wilhelm Röntgen die Röntgenstrahlung entdeckt hatte, ließ der Einsatz der neuen Technik in der Zahnheilkunde nicht mehr lange auf sich warten. Wahrscheinlich wurde die erste Zahnaufnahme 1896 durch WALKHOFF angefertigt, die jedoch erst 1928 veröffentlicht worden ist. Die Belichtungszeit betrug 25 Minuten (Rother, 2006). Die erste zahnärztliche Röntgeneinheit wurde 1905 durch die Firma Reiniger, Gebbert & Schall gebaut.

Für die verschiedenen Arten von Röntgenaufnahmen werden drei grundlegende Bereiche unterschieden:

#### *a) Basisuntersuchung*

Durch diese Untersuchung wird eine Übersicht der Funktions-, oder Organeinheit dargestellt.

Hierzu gehören

- Panoramaschichtaufnahme (PSA)
- Röntgenstatus

#### *b) Befundbezogene Untersuchung*

Die Veränderungen, die sich in der klinischen oder röntgenologischen Basisuntersuchung dargestellt haben, werden durch die befundbezogenen Untersuchungen weiter gezielt abgeklärt.

Das wären in der Zahnheilkunde vor allem:

- Paralleltechnik
- Halbwinkeltechnik
- Bissflügelaufnahme
- Endodontische Aufnahmetechnik
- Okklusalaufnahme
- Transversale Panoramaschichtaufnahme
- Digitale Volumentomographie (DVT)
- Schädelaufnahmen
  - Schädelaufnahme *p. a.* 15°
  - Nasennebenhöhlenaufnahme
  - Fernröntgenseitenaufnahme

Nach der Lokalisation des Filmes bzw. Sensors werden in der Zahnheilkunde zwei Arten von Aufnahmen unterschieden.

- a) intraorale Aufnahmen
- b) extraorale Aufnahmen

### **Zahnfilm**

Das Standard-Zahnfilm-Format beträgt 3X4 cm. Mit ihm werden Aufnahmen einer Zahnregion angefertigt. Bissflügelaufnahmen und Messaufnahmen werden ebenfalls mit diesem Format aufgenommen. Für Kinder wird ein kleineres Format, 2X3 cm, verwendet.

Der Röntgenfilm ist doppelseitig beschichtet. Er besteht aus einer äußeren Schutzschicht gefolgt von einer Emulsionsschicht, die mit der Filmunterlage durch eine Haftschiicht getrennt ist. Die doppelte Emulsionsschicht bewirkt, dass die Filmeempfindlichkeit erhöht wird, so dass die optimale Schwärzung leichter erreicht wird und dass sich der Film leichter und schneller verarbeiten lässt.

In der Emulsionsschicht befinden sich Silberbromidkristalle, die sich beim Auftreffen von Röntgenstrahlen in Silber und Bromid zerteilen. Bei der Entwicklung der Zahnfilme werden die Silberionen in der Emulsionsschicht im Entwicklerbad zu metallischem Silber reduziert. Dieses metallische Silber stellt die Schwärzung im Röntgenfilm dar.



Abb. 2.2: Zahnfilm und intraorale Sensoren

Je kleinstrukturierter die Silberbromid Kristalle sind, desto unempfindlicher ist das Filmmaterial gegenüber Röntgenstrahlen. Allerdings nimmt die Auflösung zu. Das

heißt, grobkörnige Filme sind prinzipiell empfindlicher als feinkörnige, haben aber stattdessen eine schlechtere Auflösung und Detailerkennbarkeit.

Der Zahnfilm ist durch seine hohe Detailerkennbarkeit charakterisiert. Daher wird sie in der Kariesdiagnostik und Erkennung von pulpitischen Vorgängen eingesetzt.

Zur Aufdeckung von Karies, insbesondere von Approximalkaries, werden Bissflügel aufnahmen angefertigt (Abb. 2.3). Die Karies kann auf dem Zahnfilm in 4 Stadien unterschieden werden:

- D1: Caries superficialis – Schmelzkaries
- D2: Caries media – Karieseinbruch bis in die Mitte des Dentinmantels
- D3: Caries profunda – Karies bis in die Nähe der Pulpa
- D4: Caries profunda complicata – Karies mit Pulpaöffnung

Außerdem können Sekundärkaries (Randkaries an Füllungsändern) und Kariesrezidive (Karies unterhalb von Füllungen) mit den Zahnfilmen bzw. der Sensoren erkannt werden.



Abb. 2.3: Bissflügel Aufnahme

So kann mit meist 2 Zahnfilmaufnahmen der gesamte Seitenzahnbereich befundet werden.

Zur Abklärung von Karies an einem Zahn und/oder Verdacht auf pulpitischen Vorgängen wird ein Zahnfilm angefertigt, wo die Zahnwurzel auch mit abgebildet wird. Messaufnahmen werden im Rahmen von Wurzelkanalbehandlungen durchgeführt.

Einige Erkrankungen der Pulpa und des Parodontiums sind im Röntgenbild sichtbar und stellen sich wie folgt dar:

- Regressive Veränderungen
  - Veränderungen des Pulpagewebes entziehen sich weitestgehend röntgendiagnostischen Manifestationen (Verfettung, hyaline,

amyloide Degenerationen). Im Röntgenbild erkennbar sind kalkdichte Veränderungen, die zu einer Lumeneinengung des Pulpenkavums führen.

- Dentikel sind umschriebene abgegrenzte röntgenologische gut nachweisbare Ahrtgewebsgebilde innerhalb des Pulpagewebes. Es ist histologisch noch nicht abgeklärt, wie deren Entstehung ist. Sie werden unterteilt in freie, adhärente oder interstitielle Dentikel, wobei davon auszugehen ist, dass der freie Dentikel zuerst entsteht und mit der Größenzunahme bzw. Verkleinerung des Pulpenkavums sich die adhärennten und dann schließlich die interstitiellen (eingeschlossenen) Dentikel entwickeln.

- Reizdentin werden von Odontoblasten bei chemischen, thermischen oder mechanischen Reizen gebildet. Dieses Reizdentin wird auch Tertiärdentin genannt. Röntgenologisch ist sie dadurch nachweisbar, dass das Pulpenkavum von okklusal her reduziert ist.

- Chronische Pulpitis kann im Gegensatz zur akuten Pulpitis, auf die man im Bild durch indirekte Hinweise wie Primär-, Sekundärkaries und Kariesrezidiv schließen kann, bei zwei Ausnahmen erkannt werden:

- Internes Granulom, eine Sonderform der Pulpitis chronica clausa ist eine umschriebene Metamorphose von Pulpa- zu Granulationsgewebe und dessen Proliferation. Dadurch kommt es zur Resorption des Dentins. Das interne Granulom ist röntgenologisch als rundliche, von der Pulpa ausgehende Aufhellung koronal, radikulär oder apikal sichtbar. Die umliegenden Pulpenteile sind unauffällig abgrenzbar und der Zahn ist klinisch vital.

- Pulpapolyp (*Pulpitis chronica aperta granulomatosa*) ist eine in die Karieskavität vorwuchernde Polypfigur, die bei bestehender chronischer Pulpitis im Bereich der Eröffnungsstelle aufgrund zusätzlichen Reizes durch Umwandlung des Pulpagewebes in proliferierendes Granulationsgewebe entstehen kann. Im Bild sichtbar ist dann das vergrößerte Pulpenkavum durch die Dentinresorption.

Diese Entzündung kann über längeren Zeitraum bestehen, bis wenn unbehandelt, diese in einer Nekrose endet.

- Formen der Parodontitis apicalis
    - Der akute Prozess kann im Röntgenbild nicht dargestellt werden. Höchstens ein erweiterter Parodontal spalt mit den klinische Anzeichen wie Karies, Klopfempfindlichkeit sowie erhöhte Kältesensibilität deuten auf die Diagnose einer akuten Parodontitis.
    - Bei der Parodontitis apicalis chronica sind typische Befunde im Röntgenbild sichtbar:
      - der erweiterte Parodontalspalt*
      - die diffuse Ostitis*
      - das apikale Granulom*
      - die radikuläre Zyste*
- a. Der *erweiterte Parodontalspalt* ist wie oben beschrieben auch schon im akuten Stadium sichtbar. Durch Abwehr- und Kompensationsmechanismen des Organismus kann sich der akut entzündliche Prozess weiterentwickeln und sich so zu einem chronisch entzündlichen Stadium entwickeln. Oft kann man nach einem gewissen Zeitraum im Röntgenbild um den Entzündungsprozess eine reaktive (sklerosierende) Ostitis abgrenzen.
  - b. Die *diffuse Ostitis* ist eigentlich eine Osteomyelitis, weil bei Entzündungen der Markraum auch mit einbezogen ist. Der Begriff Ostitis wird jedoch verwendet, um die Veränderung zu beschreiben, die sich nicht auf größere Kieferabschnitte begrenzt.
  - c. Das *apikale Granulom* (histopathologisch *Parodontitis apicalis chronica granulomatosa localisata*) beschreibt eine durch chronisch entzündliche Vorgänge hervorgerufene Destruktion in periapikalen Knochenstrukturen. Das apikale Granulom ist durch eine Bindegewebskapsel umgeben und fest an der Wurzelspitze angehaftet. Im Röntgenbild ist daher eine scharfe Abgrenzung typisch. Im Inneren des Granuloms findet man eitrige Einschmelzungen.
  - d. Entscheidendes Merkmal der *Radikulären Zyste* ist das Vorhandensein von sogenannten Malassez-Epitelresten. Der chronisch

entzündliche Reiz löst eine Stimulation der Epithelreste aus, die zur Bildung einer radikulären Zyste führt, ausgelegt mit Plattenepithel und gefüllt mit klarer Zystenflüssigkeit. Umgeben ist sie durch einen dicken Zystenbalg (Bindegewebshülle). Im Röntgenbild sieht man auch hier eine scharfe Begrenzung und die Aufhellung ist intensiv durch die Strahlentransparenz der Flüssigkeit. Durch die dicke feste Bindegewebshülle ist eine art „Saumfigur“ sichtbar, die die Begrenzung der Zyste röntgenologisch noch deutlicher erkennbar macht. Radikuläre Zysten sind nicht immer nur an der Wurzelspitze lokalisiert. Über Seitenkanäle können auch laterale radikuläre Zysten entstehen.

Ein Röntgenstatus besteht aus 7 Zahnfilmaufnahmen im Oberkiefer und 7 Zahnfilmaufnahmen im Unterkiefer. Also aus insgesamt 14 Aufnahmen. Die Indikationen ergeben sich aus Situationen, die eine hohe Detailerkennbarkeit fordern. Die Hauptindikationen sind:

- Erkrankungen der Zahnhartgewebe
- Erfassung von Veränderungen des marginalen Parodontiums, Therapieplanung und Therapiekontrolle
- Planung prothetischer Maßnahmen
- Therapiekontrolle nach Restaurationen

Durch die Tatsache, dass die 14 Aufnahmen eine relativ hohe Strahlenexposition zur Folge haben, wird, um eine Übersicht zu bekommen, die Panoramaschichtaufnahme vorgezogen.

Repräsentanten der extraoralen Aufnahmen sind die Panoramaschichtaufnahme und Schädelaufnahmen.

### **Panoramaschichtaufnahme**

Das Verfahren der Tomographie wurde 1921 von dem französischen Hautarzt *BOCAGE* eingeführt (Ziedes des Plantes, 1971). Das Charakteristische des Aufnahmeverfahrens ist, dass auf dem Röntgenfilm eine Schicht abgebildet wird. Die Merkmale der so genannten Tomografie sind, dass die Röntgenröhre und der Film sich um den Patienten gegeneinander synchron bewegen. Durch die Rotation von Film und Röhre werden alle Punkte, die sich im Rotationszentrum (Schichtebene) befinden, scharf abgebildet, alle restlichen Punkte werden verwischt (Verwischungseffekt).

Das Prinzip der Panoramaschichtaufnahme wurde 1949 von *PAATERO* eingeführt (Rother, 2006). Charakteristisch ist, dass das System zwei Blenden, die Primär- und die Sekundärschlitzeblende, verwendet. Deshalb wird das Verfahren der Panoramatechnik auch Schlitzeblendenaufnahmeverfahren genannt. Die Primärblende bewirkt, dass nur ein schmaler Nutzstrahlenkegel wirksam wird, die Sekundärschlitzeblende fängt die Streustrahlung ab und ist vor dem Film plaziert. Der Schichtwinkel beträgt 8-13°. Die Schichtdicke ist in etwa 0,8cm, eine relativ dicke Schicht, so dass die Panoramaschicht auch der Zonografie zugeordnet werden kann.

Durch die Form des Unterkiefers werden hier drei Rotationszentren benötigt. Diese drei miteinander ergeben zusammen die Ablaufbahn. Durch die individuelle Anatomie jedes einzelnen Patienten werden die Rotationszentren anhand von Fixpunkten jeweils am Patienten eingestellt. Der Patient beißt auf einen Aufbissstab, so dass die Oberkiefer und Unterkieferzähne in eine Ebene gebracht werden; außerdem wird im Seitenbereich der Biss gesperrt. Mit einem Lichtvisier kann die Frankfurter Horizontale, Verbindungslinie oberer Rand des Porus acusticus und unterer Rand der knöchernen Orbita, die Medianlinie und die Eckzahnlinie am Patienten eingestellt werden.

Die Panoramaschichtaufnahme ist eine Übersichtsaufnahme (Abb. 2.4). Mit ihr können auf einem Bild alle Zähne, der Zahnhalteapparat, die Kieferhöhlen und bedingt auch die Kiefergelenke betrachtet werden.

Am PSA Gerät gibt es außerdem Zusatzprogramme, die alle mit lediglich einem Drehkreis arbeiten, z. B.:

- Kiefergelenksprogramm: Die Position der Kiefergelenkköpfchen bei maximaler Mundöffnung und bei Mundschluss können hier beurteilt werden. Darstellungen in der Sagittalen sowie in der Transversalen sind möglich.
- Transversale Schichtaufnahme (TSA) stellt ein Untersuchungsprogramm in der zweiten Ebene dar. Z. B. können verlagerte Zähne und Fremdkörper erfasst werden. Bei der Implantatplanung kann das Platzangebot ermittelt werden.
- Das Mittelgesichtsprogramm kann bei Beurteilungen von Kieferhöhlen und traumatologischen Fragestellungen genutzt werden.
- Das Front-Programm, das z.B. bei Verletzungen in der Frontzahnregion des Ober- und Unterkiefers zum Einsatz kommt.



Abb. 2.4: Panoramascichtaufnahme (PSA)

Im Gegensatz zum Zahnfilm werden bei den extraoralen Aufnahmen Filme in Kassetten verwendet (Film-Folien-Kombinationen). Durch Film-Folien-Kombinationen wird über eine Lichtbeute der Film geschwärzt und damit die Dosis gesenkt.

Die Folie besteht aus einem Trägermaterial (Kunststoff, Karton), einer Reflexionsschicht (TiO – steigert die Lichtausbeute aber somit auch die Unschärfe),

einer Leuchtschicht (seltene Erden) und der Schutzschicht (durchsichtiger Klarlack, der Schutz gegen mechanische Beschädigung bietet und antistatisch ist). Das System der Film-Folien-Kombination beruht auf der Tatsache, dass Röntgenstrahlen in der Lage sind, an bestimmten Stoffen Lichtemissionen hervorzurufen. Verlaufsfolien, wie sie bei einigen Schädelaufnahmen und bei der Fernröntgenseitenaufnahme (Abb. 2.7) angewendet werden, haben variable Foliendicke, um unterschiedliche Verstärkungseffekte zu erzielen.



Abb. 2.5: Fernröntgenseitenaufnahme (FRS)

### **Digitale Technik**

1987 wurde die erste digitale Technik „Radiovisiografie“ für die Zahnheilkunde von *Moyen* und der Firma *Trophy* entwickelt.

Grundsätzlich werden zwei Arten von Digitaler Radiografie unterschieden:

Digitale Film-Radiografie und digitaler Bildverstärker-Radiografie.

Bei der digitalen Film-Radiografie werden die konventionellen Röntgenaufnahmen über einen Analog-Digital-Wandler digitalisiert. Dabei wird jedem Bildpunkt eine Zahl zugeordnet, die einem Grauwert entspricht. So ist eine weitere Bearbeitung möglich.

Die digitale Bildverstärker-Radiografie arbeitet mit einem Leuchtstoff (silberaktiviertes Zinkcadmiumsulfid), welcher im Betrachtungsschirm (Leuchtschirm) beim Auftreffen von Strahlung zum Leuchten gebracht wird (Fluoroskopie). Diese Form ist allerdings veraltet. Die modernere Form arbeitet mit

einem in der Bildverstärkerröhre vorhandenen Eingangsleuchtschirm (natriumaktiviertes Cäsiumjodid). Die Digitalisierung erfolgt wie in der digitalen Film-Radiographie mit einem Analog-Digital-Wandler.

In der Zahnmedizin sind drei Verfahren von Bedeutung

- indirekte Radiografie
- direkte Radiografie
- Lumineszenz-Radiografie

a. Bei der *indirekten Radiografie* wird ein Sensor eingesetzt, der durch ein Verbindungskabel die Daten einem entsprechenden Rechner zuführt. Die Röntgenstrahlung erzeugt im Sensor über den Leuchtstoff Cäsiumjodid (CsI) Licht, das durch einen lichtempfindlichen CCD-Chip (charged couple device, Halbleiter-Bildsensor) diesen in elektrische Signale transformiert. Die Signale werden digitalisiert und zu einem Monitorbild im Rechner sichtbar gemacht.

b. Die *direkte Radiografie* verzichtet auf den Leuchtstoff als Zwischenträger. Es kommt ein röntgenempfindlicher HD- (High-density) Sensor mit CCD-Kristall zum Einsatz. Die Weiterverarbeitung erfolgt genau nach dem Prinzip der indirekten Radiografie.

c. Mit Speicherfolien arbeitet die *Lumineszenz-Radiografie*. Die Speicherfolie ist eine Halbleiterplatte, die mit einer Bariumfluorid-Kristallschicht belegt ist und so die empfangenen Informationen in Form eines latenten Bildes speichert. Die Kristalle sind mit zweiwertigem Europium dotiert.

Durch die auftreffenden Röntgenquanten werden die Valenzelektronen in ein höheres Energieniveau angehoben und durch sog. Traps (Energiehaftstellen) im Leitungsband vorläufig fixiert. Ein entsprechendes Lesegerät scannt dann die Speicherfolie mit Hilfe eines Helium-Neon-Laserstrahls systematisch ab. Durch die Laserenergie werden die angeregten Elektronen wieder zurück in ihre Ursprungslänge zurückgeführt. Die dabei entstehenden Lichtemissionen werden in elektrische Signale verwandelt und durch einen Rechner in ein Monitorbild verwandelt.

### 3. Material und Methode

#### 3.1 Das Alderson-Phantom

Aus ethischen und gesetzlichen Gründen des Strahlenschutzes sind Untersuchungen am menschlichen Körper mit direkter Strahleneinwirkung nicht möglich. Für die Messungen von Oberflächen- und Organdosen werden äquivalente Untersuchungsgegenstände benötigt, die in ihrer Struktur dem menschlichen Körper gleich sind. Voraussetzung ist, dass die Wechselbeziehungen zwischen ionisierender Strahlung und Materie in Bezug auf Streuung und Absorption vergleichbar ist (Rother, 1983); dann ist es möglich, eine wissenschaftliche Aussage zu treffen.

Die Untersuchungen am Panoramaschichtgerät „Orthoralix FD 5 Plus“ und am Hochleistungsgerät „SIEMENS Polydens 50“ (Fernröntgenaufnahmen) wurden mit Hilfe des sog. „Alderson-Rando-Phantom“ (Hersteller: Alderson Research Laboratories Inc., Stamford/Connecticut, USA) durchgeführt. Dieses Ganzkörper-Phantom stellt einen durchschnittlichen Menschenkörper ohne Extremitäten dar. Es besteht aus einem menschlichen Skelett und einer Plastmasse (synthetischer Kautschuk), dessen chemische und physikalische Eigenschaften, denen menschlicher Organe nahekommen. Das Phantom enthält Körperweichteile mit einer Dichte von  $0.985 \text{ g/cm}^3$  sowie auch anatomischen Hohlräume. Das Phantom kann in 47 einzelne Schichten zerlegt werden, die je eine Schichtstärke von 25 mm aufweisen. In jeder Schicht sind Bohrungen an definierten Stellen, die einen Durchmesser von 7 mm haben. Diese Bohrungen können mit TLD-Stopfen belegt werden, die exakt hineinpassen und der dort vorhandenen Struktur entsprechen. Die TLD-Stopfen können mit drei TLD-Rods in vertikaler Ausrichtung besetzt werden. Für die Oberflächendosismessungen werden Plexiglasplättchen verwendet. Sie sind  $20 \times 10 \times 2 \text{ mm}$  groß. Hier können aufgrund einer Längsfräsung in der Mitte des Plättchens 2 TLD-Rods angebracht werden. Diese Plättchen mit den TLD-Rods können dann an den gewünschten Stellen am Phantom mit Klebebändern angebracht werden.



Abb. 3.1: Ein mit TLD 100 H bestücktes Alderson-Phantom

### 3.2 Zeitraum und Untersuchungsanordnung

Für die Messung der Strahlenexposition am Alderson-Phantom wurden in der Zeit vom 5. April 2004 bis zum 21. Juni 2004 Expositionen mit dem PSA „Orthoralix FD 5 Plus“ und vom 29. Juni 2004 bis zum 27. September 2004 Expositionen mit dem FRS „SIEMENS Polydens 50“ durchgeführt.

Mit Hilfe von Schwärzung bzw. optischer Dichte mit dem intraoralem Röntgengerät „Gendex 765 DC“ und den Zahnfilmen „Kodak Insight“ (Filmempfindlichkeit F) und „Agfa Dentus M2“ (Filmempfindlichkeit E) wurden die Strahlendosen an Archivaufnahmen von 1996, 1998, 2000, 2002 und 2004 der Abteilung für Röntgendiagnostik der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universitätsklinik Hamburg-Eppendorf gemessen.

Die Messungen wurden gemeinsam mit dem Onkologischen Zentrum der Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie des Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf durchgeführt. Die Messungen am Alderson-Phantom erfolgten in der Abteilung für Röntgendiagnostik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf.

Tab. 3.1: Untersuchungstechniken, Röntgeneinrichtungen und eingestellte Untersuchungsparameter

Untersuchungstechnik	Intraorale Aufnahmen	PSA	FRS
Röntgeneinrichtung	Gendex 765 DC	Orthoralix FD 5 Plus	SIEMENS Polydens 50
Filterung (mm Al)	2,5 mm Al	2,5 mm AL R	1,0 mm Al
Eingestellte Röhrenspannung (kV)	65 kV	71 kV	70kV
Eingestellte Stromstärke (mA)	7 mA	15 mA	(mAs Produkt) = 56 mAs
Belichtungszeit (s)	0,02-0,63 s	19 s	(nicht separat zu ermitteln, ist als mAs Produkt schon einberechnet)

Die oben beschriebenen Geräte sind in der Abteilung im täglichen Gebrauch. Daher wurden mit Absicht diese Geräte untersucht, um eine realistische Aussage treffen zu können, welche tatsächliche Expositionen die Patienten in vivo bekommen.

Um eine keine Unterbrechungen der Patientenbetreuung zu vermeiden, wurden die Messungen am späten Abend durchgeführt.



Abb. 3.2: Orthoralix FD 5 Plus

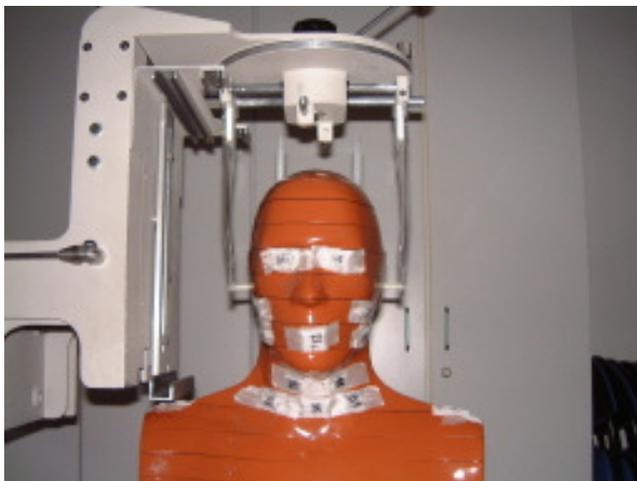


Abb. 3.3: Siemens Polydens 50, Kopfhalterung (Cephalostat)

### 3.2.1 Strahlenexposition durch Basisuntersuchungen und befundbezogene (Schädel-) Untersuchungen

Der Anwendungsbereich der Thermolumineszenz-Dosimetrie (TLDs) in der Medizin ist die in-vivo-Dosimetrie am Menschen. Wegen der Langzeitspeicherung der Dosisinformation werden TLD für die Personendosisüberwachung im Strahlenschutz verwendet, zum Beispiel als Fingerringdosimeter oder als Kassetten. Außerdem spielen die TLD eine besondere Rolle bei der Neutronendosimetrie in der Kerntechnik und bei der Umgebungüberwachung kerntechnischer Anlagen. Da viele natürliche Substanzen wie Knochen, Keramiken, Gesteinsarten und Meteoriten wegen ihrer Langzeitexposition im kosmischen und terrestrischen Strahlungsfeld erhebliche Thermolumineszenz zeigen, kann die Thermolumineszenzdosimetrie auch zur Alters- und Herkunftsbestimmung dieser Substanzen verwendet werden.

Die TLDs sind aufgrund ihrer minimalen Abmessung exakt und zahlreich positionierbar. Durch die exakte Positionierung der einzelnen TLDs sind die Messwerte reproduzierbar, welche zu einer höheren Messgenauigkeit führt. Die erhöhte Anzahl gleichzeitig exponierter Detektoren ermöglicht eine Ableitung der Dosisverteilung im Organismus (Rother, 2006).

Seit 1953 werden meistens TLDs bestehend aus LiF, die mit den Fremdatomen Mg- und Ti-dotiert sind, benutzt. Für die Personendosimetrie wurden bis 1985 TLDs aus CaSO<sub>4</sub> und CaF<sub>2</sub> mit verschiedenen Dotierungen verwendet. Seit einigen Jahren ist eine neue TLD-Art auf dem Markt: TLD 100H. Das TLD 100H besteht aus LiF-Kristallen, die mit den Fremdatomen Mg, Cu und P dotiert werden. Es gibt sie als Stäbchen (Rods) und in Würfelform (Microtubes, Mc). Diese TLD-Rods haben eine Länge von 6 mm und einen Durchmesser von 1 mm.

In der Funktionsweise unterscheiden sich TLD 100H und TLD 100 nicht. Mit einem Messbereich von 1 µGy bis 10 Gy besitzen die TLD 100H im Vergleich zu TLD 100 ein 15mal höheres Ansprechvermögen auf ionisierende Strahlung. Außerdem ist die gespeicherte Dosisinformation stabiler (Salmani, 2004).

Für die Untersuchungen wurden die empfindlicheren TLD-100H-Rods verwendet. Im Vorfeld wurde in der Abteilung für Strahlenphysik der Klinik für

Strahlentherapie der Universitätsklinik Hamburg-Eppendorf das Standard-Erwärmungsprofil festgelegt und das optimale Erwärmungsprofil bzw. time-temperature-profile, das sog. TTP für TLD 100H (Rod- und Mc- Formen), bestimmt. Mit Hilfe der ermittelten Zeit-Temperatur-Profile konnten dann die Supralinearitätsfaktoren für die einzelnen TLD-Formen gefasst werden. Außerdem wurden die Empfehlungen des Herstellers im Bezug auf die Vorgaben beim Vortempnern und Austempnern überprüft. Diese stimmten sehr gut überein.

Bei Wechselwirkung mit ionisierender Strahlung werden die Festkörperkristalle angeregt, indem sie bei der Bestrahlung mit Hilfe von Valenzelektronen Energie aufnehmen, die sie dann durch Umbesetzung von Energieniveaus in sog. Haftstellen speichern (Schröder et al., 1987). Die Menge der Umbesetzung von den Elektronenniveaus ist proportional zur absorbierten Energie (Dörschel et al., 1992). Nach der Anregung ist es wichtig, die gespeicherte Energie im TLD wieder kontrolliert freizusetzen, um sie genau messen zu können. Um die Veränderung im Kristallgitter wieder rückgängig zu machen, muss der Speicherstoff auf 240 °C erhitzt werden. Die Energie wird dann als Photonen in Form von Lumineszenz abgegeben. Da die Intensität dieses emittierten Lichtes gemessen werden kann, gilt sie als Maß für die gespeicherte Energie und ist daher bei Kenntnis der absorbierenden Masse ein Maß für die Energiedosis (Schröder et al., 1987). Die grafische Darstellung der Lichtstromwerte entsprechend der absorbierten Energie stellt sich als sog. Glowkurve dar (Bülow, 1976; Darstellung der Lumineszenzintensität über die Ausheiztemperatur; Rother, 1983). Im Labor wird das durch Exposition veränderte TLD in einer lichtgeschützten Kammer, der black box, erhitzt und untersucht. Bei TLD 100H ist im Gegensatz zu TLD 100 eine Vorheizperiode nicht notwendig, da die TLD 100H kein „Fading“ bei Raumtemperatur zeigen (Salmani, 2004). Fading beschreibt das Freiwerden von Elektronen aus labilen Energieniveaus und Zurückkehren in ihren Grundzustand schon bei niedrigen Temperaturen.

Die exponierten TLD-Rods können zur Durchführung der Untersuchung in entsprechende Auswerteeinheiten gebracht werden. Ein vollständiger Heizzyklus besteht aus Vorheizen, Auslesen und Nachheizen. Bei dem in unseren Untersuchungen verwendeten TLD-Auslesegerät Modell 5500 von der Firma

Harschaw können Vorheizbereich, Auslesebereich und Nachheizbereich beim Auslesen für jedes TLD programmiert werden. Dies würde allerdings bei einer ganzen Serie von 50 TLD 100H ca. 10 Stunden dauern. Um diese lange Zeit verkürzen zu können, kann ein separater Heizofen verwendet werden.

Nach dem Bestrahlungsvorgang werden die TLD zunächst für 10 min auf 240 °C mit einem N<sub>2</sub>-Gasstrom aufgeheizt und dann in einem konstanten Verfahren in 10s bis auf 35°C abgekühlt. Bei diesem Auslesevorgang kehren die Elektronen durch die Erhitzung wieder in ihr ursprüngliches Valenzband zurück, wobei Lichtemissionen entstehen. Diese emittierten Photonen können durch einen Photonenmultiplier (PM) verstärkt werden und erzeugen dort einen elektrischen Strom. Dieser so entstandene sog. PM-Strom wird über eine bestimmte Zeit integriert und als Ladung ausgewertet. Diese Messsignale können dann in die Energiedosis umgerechnet werden.

Nach jeder Messung müssen die TLD kalibriert werden. Hierzu werden die TLDs nach der Messung im Ofen ausgetempert und dann mit einer bekannten und genau definierten Dosis, die mit einer Ionisationskammer gemessen wurde, bestrahlt. Danach wird aus den Kalibriermesswerten ein Korrekturverfahren für jedes einzelne TLD bestimmt, um eine Beziehung zwischen dem gemessenen PM-Strom und der Energiedosis zu erhalten; denn für kleine Dosiswerte ist dieser Zusammenhang linear. Bei Werten über 1Gy wird ein Korrekturfaktor, der sog. Supralinearitätsfaktor, benötigt.

Für die Ermittlung der Strahlendosis für Basisuntersuchungen und weiterführende Untersuchungen wurde jeweils das Alderson-Phantom immer an den gleichen Punkten mit TLD bestückt. Da die Strahlung, die das Phantom bei einer Röntgenaufnahme aufnimmt, für eine Messung zu gering ist, wurde für eine Messung bis zu 100-mal exponiert. Dabei müssen die Ruhezeiten zwischen zwei Expositionszyklen strikt eingehalten werden, weil sich sonst die Röntgenröhre zu sehr aufheizt und eine konstante Dosisabgabe nicht gewährleistet ist.

Um die Messfehler zu verringern, wurden die Messungen mehrfach wiederholt und dann ein Mittelwert gebildet.

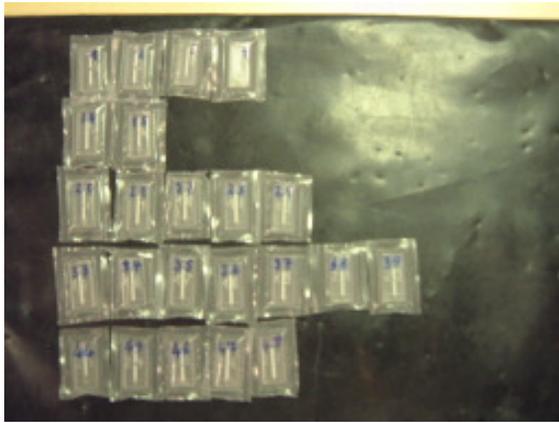


Abb. 3.4: Eingetütete TLD 100H zum Anbringen an der Oberfläche des Phantoms



Abb. 3.5: Stopfen für Messungen innerhalb des Phantoms, braun für Gewebestruktur, weiß für Knochenstruktur

## Messpunkte

Für die Bestimmung der Strahlenexposition wurden Messorte an der Oberfläche sowie in der Tiefe gelegene Punkte gewählt. Für alle Untersuchungsanordnungen wurden dieselben Messpunkte gewählt, um ein Vergleich und eine Konstanz bezüglich der Strahlenexposition zu haben.

Für die Punkte an der Oberfläche wurden in horizontaler Richtung zwei TLD-Rods angebracht, in der Tiefe wurden die Messpunkte mit jeweils drei TLD-Rods in vertikaler Richtung bestückt.

Durch die Anbringung von zwei bzw. drei TLD-Rods ist es möglich eine Aussage über die Dosisverteilung wie auch eine eventuelle Schwächung beim Durchtritt durch den Phantomkörper zu ermitteln.

Die oberflächlichen Messpunkte entsprechen der Hautdosis, und die Messpunkte in der Tiefe entsprechen der jeweiligen Organdosis.

Für die äußerliche Gonadendosis der Frau sowie des Mannes wurden die Brust und der Hodenbereich durch entsprechende Phantomzusätze angebracht. Auch diese wurden entsprechend mit TLD-Rods bestückt.

### *Oberfläche(Hautdosis):*

#### *Scheibe 3*

Hinterhaupt rechts links

Augenlinse rechts links

#### *Scheibe 5*

Seitenzahnregion OK rechts links

#### *Scheibe 6*

Seitenzahnregion UK rechts links

Nacken oben außen rechts links

Stomion (Treffpunkt von Oberlippe und Unterlippe)

#### *Scheibe 8*

Nacken unten rechts links

Kinn rechts links

#### *Scheibe 9*

Vorderhals rechts mitte links

*Scheibe 10*

Schulter hinten rechts links

Schulter vorn rechts links

*Auf der Höhe der Scheiben 17/18*

Brust rechts links

*Stopfen (Organdosis):**Scheibe 4*

Kleinhirn rechts links

Hypophyse

Schädelbasis rechts links

*Scheibe 5*

Axis rechts links

Seitenzahnregion OK rechts links

*Scheibe 6*

Nacken oberflächennah oben rechts links

Seitenzahnregion UK rechts links

*Scheibe 7*

Stopfen innerhalb des Phantoms

*Scheibe 8*

Rachen rechts links

Wirbel IV rechts links

Mundboden rechts links

*Scheibe 10*

Wirbel VI rechts links

Schilddrüse rechts links

*Scheibe 31, 32, 33*

Gonaden Frau insgesamt 7 Stopfen

*Scheibe 34*

Gonaden Mann

*Auf der Höhe der Scheiben 34-36*

Hoden rechts links

### 3.2.2 Strahlenexposition durch befundbezogene intraorale Untersuchungen

Für die Ermittlung der Strahlenexposition durch die befundbezogenen intraoralen Untersuchungen, wurde eine andere Methode angewendet. Denn selbst die empfindlichsten TLDs sind noch nicht empfindlich genug, um die relativ geringen Dosen der Zahnfilmgeräte zu erfassen. Andererseits bedeutet es für das Gerät eine zu hohe Belastung, wenn man die TLDs so oft bestrahlt hätte, damit eine erfassbare Exposition zustande gekommen wäre.

Um einen Bezug zwischen der Schwärzung des Röntgenfilms und der Strahlendosis zu bekommen, wurde die Tatsache, dass eine definierte Strahlendosis eine definierte Schwärzung am Röntgenfilm zur Ursache hat, zunächst als erwiesen angesehen.

Am intraoralen Gerät „Gendex 765 DC“ (Abb. 3.5) sind die Stromstärke und die Spannung vorgegeben. Sie betragen 7 mA und 65 kV. Die Belichtungszeit kann individuell zwischen 0,01 und 2 Sekunden eingestellt werden.

Um das Verhältnis zwischen der optischen Dichte des Films und der Dosis zu ermitteln, wurden die Filme mit unterschiedlicher Belichtungszeit und einem Abstand von 1 mm und 10 mm exponiert. Die optische Dichte wurde am 13.04.2005 bestimmt.

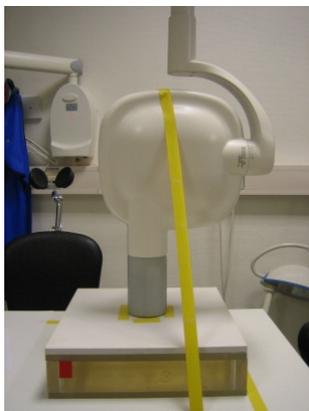


Abb. 3.6: Gendex 765 DC angebracht am Messphantom

Ein Film ist charakterisiert durch seine Dichtekurve (Abb. 3.6). Sie stellt die Beziehung zwischen der optischen Dichte und der Belichtungszeit beziehungsweise der Dosis dar. Ihr Verlauf ist s-förmig. Der erste Abschnitt der Dichtekurve wird

als Grundschleier bzw. kurz Schleier (Abb. 3.6, Abschnitt A) bezeichnet. Als Schleier wird die optische Dichte verstanden, die ein unbelichteter, optimal entwickelter Film besitzt. Deshalb beginnt die Kurve nicht bei Null, sondern etwas darüber. Die Ursachen liegen an der nicht ganz transparenten Trägerschicht und an der Veränderung der Silberbromidkörper in der Emulsion, die auch ohne Belichtung entstehen.

Der zweite Abschnitt heißt Durchhang (Abb. 3.6, Abschnitt B). Er ist der Übergang zwischen dem Grundschleier und dem nächsten Abschnitt, dem mittleren geradlinigen Teil. In dem Abschnitt wäre der Film unterbelichtet.

Der Mittelteil (Abb. 3.6, Abschnitt C) stellt den wichtigsten Teil der Kurve dar. Hier ist die Kurve geradlinig. Das heißt, dass die Belichtung proportional zur optischen Dichte des Films ist. Der nächste Teil (Abb. 3.6 Abschnitt D), Schulter genannt, ist nicht mehr linear: In diesem Teil käme es zu einer Überbelichtung des Films. Der letzte Teil der Kurve nennt sich Solarisation (Abb. 3.6, Abschnitt E). Hier kommt es trotz steigender Belichtung zu keiner Dichtezunahme, sondern sogar zu einer Dichteabnahme.

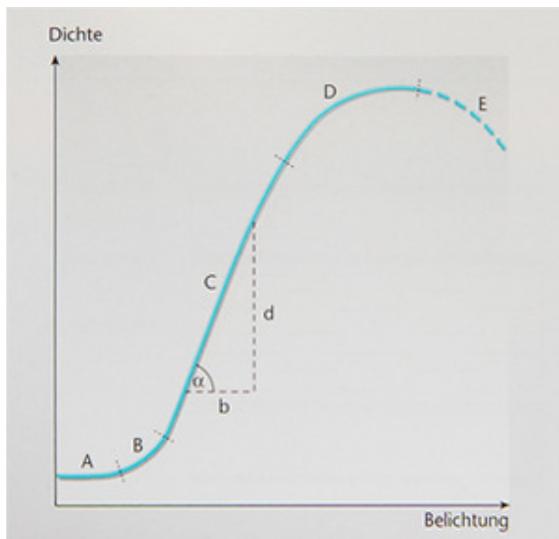


Abb. 3.7: Dichtekurve eines Röntgenfilms (Rother, 2006)

Um die optische Dichte, also die Schwärzung des Films, mit der Dosis in ein Verhältnis zu setzen, wird eine Dichtekurve mit den Filmen und dem intraoralen Gerät erstellt. Es wurden die Filme aus der Röntgenabteilung verwendet, die also üblicherweise auf am Patienten verwendet werden.

Zunächst wurden verschiedene Belichtungszeiten ausgewählt, mit denen die Filme exponiert wurden. Verwendet wurden die Zahnfilme „Kodak Insight Filmempfindlichkeit F, E“ und „Agfa Dentus M2 comfort Size Filmempfindlichkeit E“. Da die Stromstärke am Röntgengerät 65 mA beträgt, kann dann das mAs-Produkt mit Hilfe der Belichtungszeit berechnet werden.

Dann wurden mit einer Ionisationskammer die Strahlendosis für die jeweilige Zeit ausgemessen. Für die Expositionen wurde ein Abstand von 1 mm und 10 mm festgesetzt.

Mit Hilfe der entstandenen Dichtekurve können die Dosen der Archivfilme abgelesen werden.



Abb. 3.8: Densitometer

### 3.3 Vorgehen bei der Berechnung des Strahlenrisikos

Für die Gesundheitsgefährdung im Bereich niedriger Strahlendosen und somit auch für die Abschätzung der Risiken einer Strahlenexposition sind die *stochastischen Strahlenschäden* von Bedeutung. Diese führen durch Transformation und Mutation der betroffenen Zellen zu neoplastischen Veränderungen und zu Erbkrankheiten. Dabei besteht keine Proportionalität zwischen der Schwere des Schadens und der Dosis, sondern die Eintrittswahrscheinlichkeit des Schadens nimmt mit Erhöhung der Dosis zu. Das heißt, eine Erhöhung der Dosis führt nicht zu dramatischeren Mutationen oder bösartigeren Tumoren, sondern diese Veränderungen treten mit größerer Häufigkeit auf (Jung, 1998). Es wird angenommen, dass kein Schwellenwert vorhanden ist. Entscheidend ist, dass keine DNA-Veränderungen hervorgerufen werden, die auch nicht spontan entstehen würden. Daher ist es nicht möglich, bei einer Einzelperson einen begründeten Zusammenhang zwischen einer vorherigen Strahlenexposition und einer klinisch manifesten Krebserkrankung nachzuweisen. Die durch Strahleneinwirkung bedingten Karzinome sind klinisch nicht von den durch natürliche oder zivilisatorische Einflüsse entstandenen Karzinomen zu unterscheiden.

Um die durch eine PSA bedingten Strahlenrisiken abzuschätzen, sollen drei Vorgehensweisen angewandt werden: Zum einen soll die *effektive Dosis* ermittelt werden, die ein Patient aufgrund einer PSA erhält. Diese Dosis soll mit Expositionen aus anderen Quellen, wie verschiedenen radiologischen Untersuchungen oder der natürlichen Strahlenexposition, verglichen werden. Zum zweiten soll das Strahlenrisiko über *Risikokoeffizienten* direkt ermittelt werden, wodurch das strahlenbedingte Lebenszeitkrebsrisiko wiedergegeben wird. Und drittens soll das Risiko über *altersabhängige Risikokoeffizienten* berechnet werden, um eine Differenzierung des Risikos nach dem jeweiligen Lebensalter bei Strahlenexposition zu ermöglichen.

### 3.3.1 Die effektive Dosis

Das Konzept der effektiven Dosis, die früher "effektive Äquivalentdosis" genannt wurde, beruht auf der Tatsache, dass einzelne Organe unterschiedliche Risiken hinsichtlich der Entwicklung von strahleninduzierten Malignomen aufweisen (vgl. Tab. 3.2). Die effektive Dosis  $E$  einer Person ist definiert durch die Summe der gewichteten Äquivalentdosen in allen Organen bzw. Geweben  $T$  ( $T = \text{tissue}$ ) des Körpers:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad \text{mit} \quad \sum_T w_T = 1,$$

wobei  $H_T$  die Äquivalentdosis in einem Organ bzw. Gewebe  $T$  und  $w_T$  der (Risiko-) Wichtungsfaktor dieses Organs bzw. Gewebes ist.

Das Konzept der effektiven Dosis wurde von der ICRP in Publikation 26 im Jahr 1977 eingeführt. Die damals vorgeschlagenen Wichtungsfaktoren sind in Tabelle 3.2 aufgeführt. Sie sind mit den Gewebewichtungsfaktoren der Tabelle 2 in Anhang IV der RöV von 1987 identisch. In Publikation 60 hat die ICRP 1991 neue Wichtungsfaktoren vorgeschlagen (Tab. 3.2, dritte Spalte), um den Resultaten der neuen Auswertung der Hiroshima-Nagasaki-Studie Rechnung zu tragen. Diese Faktoren wurden in die Strahlenschutzverordnung von 2002 und in die Röntgenverordnung von 2003 übernommen und sind somit die derzeit gesetzlich gültigen Werte. Schließlich hat die ICRP 2005 nochmals neue Wichtungsfaktoren veröffentlicht, die in der letzten Spalte der Tabelle 3.2 aufgeführt sind. Diese stellen den derzeitigen Stand der Wissenschaft dar und sind somit genauer als die aktuellen gesetzlichen Werte. Mit Hilfe der effektiven Dosis ist es möglich, Risiken unterschiedlicher Teilkörperexpositionen untereinander oder mit Ganzkörperexpositionen bei inhomogener Dosisverteilung zu vergleichen.

Tab. 3.2: Gewebewichtungsfaktoren  $w_T$  zur Berechnung der effektiven Dosis nach ICRP. Vergleich der neuen mit den früheren Werten.

Gewebe bzw. Organe	Wichtungsfaktor		
	ICRP 1977	ICRP 1991	ICRP 2005
Gonaden	0,25	0,20	0,05
Rotes Knochenmark	0,12	0,12	0,12
Lunge	0,12	0,12	0,12
Magen	a)	0,12	0,12
Dickdarm (Kolon)	a)	0,12	0,12
Brust	0,15	0,05	0,12
Schilddrüse	0,03	0,05	0,05
Speiseröhre	a)	0,05	0,05
Blase	a)	0,05	0,05
Leber	a)	0,05	0,05
Knochenoberfläche	0,03	0,01	0,01
Haut	0,01	0,01	0,01
Gehirn	a)	a)	0,01
Nieren	a)	a)	0,01
Speicheldrüsen	a)	a)	0,01
Restkörper	0,30	0,05 <sup>b)</sup>	0,10 <sup>c)</sup>
Gesamtkörper	1,00	1,00	1,00

a) bislang nicht spezifiziert; enthalten im Wert für den Restkörper.

b) Aufteilung je zur Hälfte auf das nicht-spezifizierete Gewebe mit der höchsten Dosis und auf die mittlere Dosis im verbleibenden Restkörper.

c) Nomineller  $w_T$ -Wert, bezogen auf den Mittelwert der Dosis in den Organen Fettgewebe, Nebennieren, Bindegewebe, extrathorakale Luftwege, Gallenblase, Herzwand, Lymphknoten, Muskel, Pankreas, Prostata, Dünndarmwand, Milz, Thymus, Uterus/Zervix.

Im Vergleich zu ICRP 1991 sind bei ICRP 2005 zusätzlich Wichtungsfaktoren für Gehirn, Nieren und Speicheldrüsen aufgeführt. Die mit diesen Organen assoziierten Krebsrisiken können zwar nicht spezifisch quantifiziert werden, sie werden jedoch für größer gehalten als die Risiken der unter „Restkörper“ aufgeführten Organe. Ersteren werden Wichtungsfaktoren von 0,01 zugeschrieben, während sich für die unter „Restkörper“ aufgeführten Organe im Mittel jeweils Wichtungsfaktoren von 0,007 ergeben, die somit niedriger sind als die Faktoren für die namentlich genannten Gewebe.

### 3.3.2 Risikokoeffizienten

#### *Somatisches Strahlenrisiko*

Im Jahr 2005 wurde von der ICRP eine Neueinschätzung des Strahlenrisikos veröffentlicht, wodurch die 1991 veröffentlichten Empfehlungen (ICRP Publikation 60) aktualisiert wurden. Die in Tabelle 3.3 aufgeführten Werte sind Mittelwerte, die beide Geschlechter und alle Altersgruppen umfassen. Die Angaben nach ICRP 1991 betreffen das zusätzliche Risiko, irgendwann innerhalb der Lebenszeit an einer strahleninduzierten Krebserkrankung zu sterben (Mortalität). Der Koeffizient für das individuelle Lebenszeitkrebsmortalitätsrisiko durch ionisierende Strahlen wurde mit 5 % pro Sv angegeben. ICRP 2005 schlägt nun nominale Wahrscheinlichkeitskoeffizienten für Letalität vor, die primär von der Krebsinzidenz ausgehen und zusätzlich die spezifischen Heilungsraten der einzelnen Krebserkrankungen sowie die spezifische Verschlechterung der Lebensqualität durch nicht-fatale Krebserkrankungen berücksichtigen. Nach ICRP 2005 beträgt der neue Koeffizient für das gesamte Strahlenkrebsrisiko 6,2 % pro Sievert.

Insgesamt hat sich das Strahlenkrebsrisiko jedoch nicht erhöht. Denn wenn auf der Basis der neueren Rechenmodelle der ICRP die strahleninduzierte Mortalität berechnet wird, ergibt sich ein Risikokoeffizient von 4,4 % pro Sievert (ICRP 2005).

Sowohl bei ICRP 1991 als auch bei ICRP 2005 wurde von einer linear-quadratischen Dosisabhängigkeit ausgegangen. Die Größe DDREF (dose and dose-rate effectiveness factor) wurde eingeführt, um die im Bereich höherer Strahlendosen beobachteten Risiken auf den für den praktischen Strahlenschutz relevanten Dosisbereich zu extrapolieren. Bei Dosen unterhalb von 0,2 Sv und für Dosisleistungen unter 0,1 Sv pro Stunde wurde ein Wert von  $DDREF = 2$  festgesetzt. Die Risikokoeffizienten der Tabelle 3.3 gelten also nur für kleine Dosen und kleine Dosisleistungen. Für den Dosisbereich oberhalb von 0,2 Sv müssen die Risikokoeffizienten der Tabelle 3.3 folglich verdoppelt werden. Das Risiko nach Strahlenexposition eines bestimmten Organs wird berechnet, indem die

Strahlendosis des betreffenden Organs mit den zutreffenden Risikokoeffizienten der Tabelle 3.3 multipliziert wird.

Tabelle 3.3: Zusätzliches Lebenszeitrisiko (Mortalität) durch ionisierende Strahlen bei Ganzkörperexposition mit niedriger Einzeldosis

Gewebe	Risikokoeffizient (% Sv <sup>-1</sup> ) - nach ICRP 1991 -	Letalitäts-adjustiertes nominelles Risiko (% Sv <sup>-1</sup> ) - nach ICRP 2005 -
Rotes Knochenmark	0,5	0,37
Lunge	0,85	0,99
Dickdarm	0,85	0,76
Magen	0,7*	0,89
Brust	0,6*	0,67
Ösophagus	0,3	0,17
Blase	0,3	0,23
Leber	0,15	0,19
Ovar	0,1	0,10
Schilddrüse	0,08	0,07
Knochenoberfläche	0,05	0,05
Haut	0,02	0,04
Restkörper	0,5	1,64
<b>Insgesamt</b>	<b>5,0</b>	<b>6,2</b>

\* Originalwerte nach ICRP: Magen 1,1 % Sv<sup>-1</sup>, Brust 0,2% Sv<sup>-1</sup> (modifiziert nach Jung 1991)

#### *Genetisches Strahlenrisiko*

Für die Abschätzung des gesamten Strahlenrisikos muss zusätzlich das *genetische Risiko* einer Strahlenexposition mit betrachtet werden. Nach Angaben der ICRP (1991) liegt die Wahrscheinlichkeit für schwere genetische Schäden in allen zukünftigen Generationen bei insgesamt 1 % Sv<sup>-1</sup>. Das Risiko für die erste und zweite Generation wird von der ICRP mit jeweils 0,15 % Sv<sup>-1</sup> angegeben.

Für die dritte und alle späteren Generationen zusammengefasst gelten die restlichen 0,7 % Sv<sup>-1</sup>.

Das genetische Strahlenrisiko ist bei gleicher Dosis etwa 5-mal geringer als das Krebsrisiko. Deshalb wird heute im Strahlenschutz in erster Linie das Krebsrisiko berücksichtigt. Dennoch gilt der Grundsatz, die Strahlenexposition der Keimdrüsen möglichst zu vermeiden, um das Risiko von Erbkrankheiten in zukünftigen Generationen so gering wie möglich zu halten.

### 3.3.3 Altersabhängigkeit des Strahlenkrebsrisikos

Die in Tab. 3.3 aufgeführten Risikokoeffizienten sind Mittelwerte für beide Geschlechter und über alle Altersgruppen. Um das individuelle Strahlenkrebsrisiko einer exponierten Person zu ermitteln, ist daher zu berücksichtigen, dass eine Strahlenexposition im jüngeren Lebensalter für viele Krebsentitäten mit einem höheren Risiko verbunden ist und das Risiko mit zunehmendem Lebensalter abnimmt. Allerdings ist die Altersabhängigkeit des Risikos für manche Tumoren nicht oder nur ungenau bekannt.

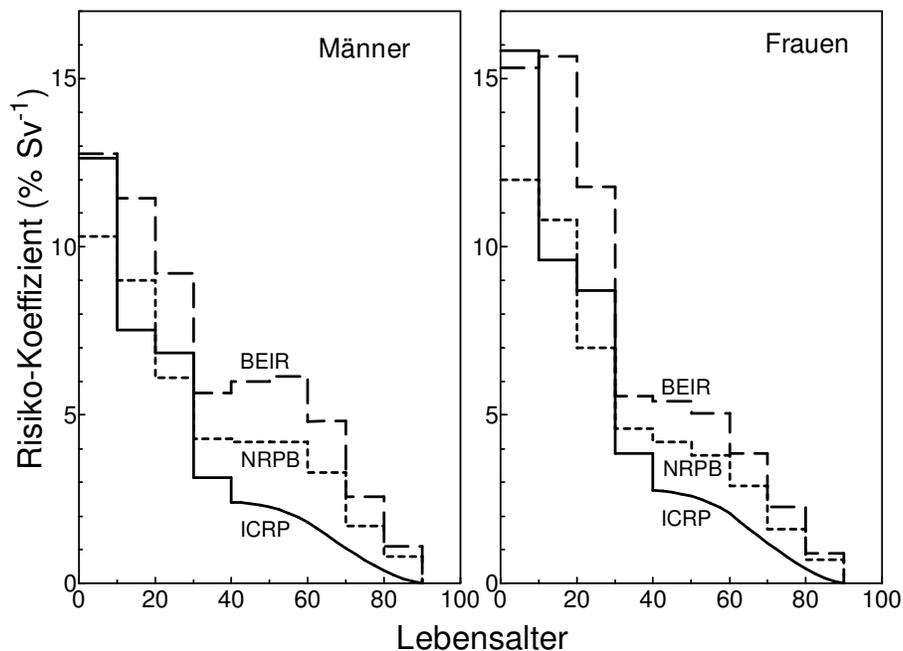


Abb. 3.9: Koeffizienten für das Lebenszeitrisiko für Mortalität durch strahleninduzierte Krebserkrankungen (einschließlich Leukämie) bei Exposition in unterschiedlichem Lebensalter. Die Stufen in den Kurven resultieren aus der Zusammenfassung der Daten für 10-Jahres-Intervalle. Aufgetragen sind die von verschiedenen Kommissionen empfohlenen Risiko-Koeffizienten: Committee on Biological Effects of Ionising Radiations (BEIR) des National Research Council, USA; National Radiological Protection Board (NRPB), UK; und International Commission on Radiological Protection (ICRP). – (Darstellung nach Jung und Streffer, 2001).

Werden alle Krebsarten gemeinsam betrachtet und lediglich nach Männern und Frauen sowie nach Lebensalter bei Bestrahlung differenziert, ergeben sich die in Abb. 3.9 dargestellten Kurven. Für deren Berechnung müssen Modelle verwendet werden, die eine Reihe von sehr speziellen Annahmen enthalten. Da alle Berechnungen auf denselben Originaldaten beruhen, zeigen die Abweichungen auf, wie stark die Annahmen des jeweiligen Modells die Resultate beeinflussen (Jung 1998).

Das BEIR-Komitee (BEIR = Biological Effects of Ionizing Radiation) des US National Research Council benutzte ein modifiziertes multiplikatives Projektionsmodell, das auch eine Abnahme der Sterbewahrscheinlichkeit durch Krebs mit der Zeit zulässt. Für verschiedene Krebsarten wurden unterschiedliche Parameter verwendet, so dass die Form der Abnahme abgeändert werden konnte, um sie den verfügbaren Daten anzupassen. Mit diesem Verfahren konnte die Altersabhängigkeit für einige relativ häufige Krebsarten separat berechnet werden, und zwar für Leukämie, Tumoren des Atem- und Verdauungstrakts sowie der weiblichen Brust. Alle übrigen Tumoren wurden gemeinsam ausgewertet (Tab. 3.4). Das gesamte Krebsrisiko ist etwas höher als nach ICRP oder NRPB; es beträgt für Männer  $7,7 \% \text{ Sv}^{-1}$  und für Frauen  $8,1 \% \text{ Sv}^{-1}$ . Im Gegensatz zu den Mittelungen über alle Tumorentitäten der Abb. 3.9 zeigt Tab. 3.4, dass die Altersabhängigkeit der Leukämie relativ gering ist; insbesondere für Kinder und Jugendliche ergibt sich kein höheres Risiko als für die Fünfzig- bis Siebzijährigen. Die Altersabhängigkeit für Lungenkrebs zeigt für die mittleren Lebensjahrzehnte einen höheren Wert als für die früheren Lebensalter. Eine besonders starke Abhängigkeit ergibt sich für Brustkrebs, wobei das höchste Risiko im zweiten Lebensjahrzehnt besteht. Offensichtlich ist die sich entwickelnde weibliche Brust extrem strahlenempfindlich, während für Frauen über 60 ein Brustkrebsrisiko durch Bestrahlung nicht nachzuweisen ist.

Tab. 3.4: Altersabhängigkeit des Krebsrisikos durch ionisierende Strahlen (Mortalität) für verschiedene Organe nach Ganzkörperexposition mit niedriger Einzeldosis (BEIR 1990).

Männer: Risiko-Koeffizient (% Sv<sup>-1</sup>)

Alter bei Exposition (Jahre)	Summe	Leukämie	Atemtrakt	Verdauungstrakt	Andere
5	12,76	1,11	0,17	3,61	7,87
15	11,44	1,09	0,54	3,69	6,12
25	9,21	0,36	1,24	3,89	3,7
35	5,66	0,62	2,43	0,28	2,33
45	6,00	1,08	3,53	0,22	1,17
55	6,16	1,66	3,93	0,15	0,42
65	4,81	1,91	2,72	0,11	0,07
75	2,58	1,65	0,90	0,05	-
85	1,10	0,96	0,17	-	-
Mittelwert	7,70	1,10	1,90	1,70	3,00

Frauen: Risiko-Koeffizient (% Sv<sup>-1</sup>)

Alter bei Exposition (Jahre)	Summe	Leukämie	Atemtrakt	Verdauungstrakt	Brust	Andere
5	15,32	0,75	0,48	6,55	1,29	6,25
15	15,66	0,72	0,70	6,53	2,95	4,76
25	11,78	0,29	1,25	6,79	0,52	2,93
35	5,57	0,46	2,08	0,73	0,43	1,87
45	5,41	0,73	2,77	0,71	0,20	1,00
55	5,05	1,17	2,73	0,64	0,06	0,45
65	3,86	1,46	1,72	0,52	-	0,16
75	2,27	1,27	0,72	0,26	-	0,03
85	0,90	0,73	0,15	0,04	-	-
Mittelwert	8,10	0,80	1,50	2,90	0,70	2,20

Für vereinfachte Risikoabschätzungen wird folgendes empfohlen (Jung 1998): Für Kinder und junge Personen (bis einschließlich 18 Jahre) werden die Risikokoeffizienten von Tab. 3.3 um den Faktor 3 erhöht; für Personen zwischen 18 und 65 Jahren gelten die in Tab. 3.3 aufgelisteten Risikowerte; und für Personen, die zum Zeitpunkt der Exposition das 65. Lebensjahr überschritten haben, sind die Risikowerte durch 5 zu teilen, da die meisten induzierten Tumoren wegen ihrer langen Latenzzeiten nicht mehr innerhalb der Lebenszeit der exponierten Personen

klinisch manifest werden. Aus diesem Grund ist an eine Indikation zur Strahlenexposition jüngerer Patienten ein wesentlich strengerer Maßstab anzulegen als bei Patienten im fortgeschrittenen Lebensalter.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Die Strahlenexposition durch Basisuntersuchungen (Panoramaaufnahme)

Bei der Bestimmung der Strahlenexposition durch Basisuntersuchungen (Panoramaschichtaufnahme bzw. Fernröntgenaufnahme) wurde das Alderson-Phantom den Aufnahmebedingungen entsprechend- eingestellt. Es wurde aber keine Strahlenschutzschürze verwendet, um die echte Strahlung der Geräte zu messen. Um die Fehlerquote möglichst gering zu halten, wurden die Untersuchungsbedingungen in jedem Zyklus exakt rekonstruiert. Das Phantom wurde nach den Richtlinien der Patienteneinstellung am Gerät positioniert. Die gedachte Frankfurter Horizontale, die Eckzahnlinie und die Mittellinie wurden mit Hilfe des Lichtvisiers am Phantom-Patienten eingestellt. Die Aufnahmeparameter betragen 71 kV / 15 mA und 19 s Belichtungszeit.

In den Tabellen 4.1 und 4.2 werden die Dosismittelwerte jedes TLDs, ihre Standardabweichung und ihre prozentuelle Standardabweichung für die einzelnen Messorte aufgeführt. Zwei Hautdosiswerte und je drei Organdosiswerte pro Messort sind zu unterscheiden. Jeder TLD-Dosiswert ist ein Mittelwert aus 6 Messungen nach je 100 Zyklen.

Innerhalb eines Messortes kann man zwischen den Dosiswerten einen Abfall beobachten, besonders bei den Organdosen. Die drei TLDs sind an diesen Messorten senkrecht angeordnet, sodass ein Abfall gut möglich und wahrscheinlich ist.

Die hohe Dosis im Nackenbereich ist mit dem Umlauf des Gerätes zu erklären. Die Strahlen treffen entsprechend der Röhrenbahn von dorsal auf den Patienten und erreichen den Film, der ventral von links nach rechts in einer Kassette bewegt wird. Bereiche, die der direkten Strahlenexposition ausgesetzt sind, weisen deutlich höhere Dosiswerte auf. Je größer die Entfernung von der Oberfläche, bzw. von der Eintrittsstelle der Strahlen ist, desto geringer sind die Dosiswerte.

Im Bereich der Augenlinse betragen die Werte im Mittel 11,7  $\mu\text{Gy}$  (Tab. 4.1 und Tab. 4.4). Dagegen kann man in direkter Nachbarschaft an der Hautoberfläche am Nacken eine Steigerung um das 40-Fache erkennen. Der hohe Dosisunterschied ist durch die Position des Strahlenaustrittes zu erklären. Die Augenlinsen sind außerhalb des Strahlenfeldes, die Nackenoberfläche zentral im Strahlenfeld.

Hohe Organdosen verzeichnen besonders die Bereiche im Schädel. Dagegen sind die Dosiswerte im Bereich der Schilddrüse recht gering und im Bereich der Gonaden beim Mann sowie bei der Frau verschwindend klein. Es kommen sogar Minuswerte vor, was in der Theorie eigentlich nicht möglich ist. Der Dosiswert eines TLD wird aus der Differenz des Messwertes und des Untergrunds erzeugt. Wenn die Dosis nahe 0 ist, wird es immer eine gewisse Verteilung von Messwerten geben, die eine Gauß-Form haben. Damit ist aber auch verbunden, dass diese Verteilungsform negative Werte hat, wenn der Mittelwert nahe bei 0 liegt. Wenn man diese negativen Werte bei der Mittelwertbildung weglassen würde, würde ein zu hoher Mittelwert resultieren. Das heißt, das Ergebnis wäre verfälscht. Obwohl es keine negative Dosis gibt, werden doch die negativen Werte mit in die Mittelwertberechnung integriert. Wenn der so errechnete Mittelwert ebenfalls negativ ist, kann man ihn auf 0 setzen, was bedeutet, dass keine Strahlung zu messen war.

Unter den genannten Expositionsbedingungen wurden folgende Werte der Strahlendosis in Mikrogray ( $\mu\text{Gy}$ ) ermittelt:

Tab. 4.1: Messwerte der Hautoberflächendosen nach Panoramaschichtaufnahme (Orthoralix FD 5 Plus / 71 kV / 19s) ermittelt durch Thermolumineszenzdosimetrie

Messorte an der Oberfläche	Rod100H TLD-Nr.	Dosis-Mittelwert [ $\mu\text{Gy}$ ]	STABW [ $\mu\text{Gy}$ ]	prozentuale STABW [%]
Hinterhaupt rechts	1	<b>15,182</b>	2,095	13,80
	2	<b>15,614</b>	2,407	15,42
Hinterhaupt links	3	<b>14,791</b>	1,152	7,79
	4	<b>15,331</b>	1,489	9,71
Augenlinse rechts	5	<b>12,142</b>	1,937	15,96
	6	<b>11,166</b>	2,185	19,57
Augenlinse links	7	<b>11,709</b>	2,047	17,48
	8	<b>11,740</b>	1,670	14,22
Seitenzahnregion Oberkiefer rechts	36	<b>56,621</b>	4,262	7,53
	37	<b>71,089</b>	6,394	8,99
Seitenzahnregion Oberkiefer links	38	<b>59,917</b>	6,785	11,32
	39	<b>72,384</b>	8,681	11,99
Nacken oben rechts	52	<b>458,001</b>	43,126	9,42
	53	<b>473,094</b>	46,947	9,92
Nacken oben links	54	<b>464,837</b>	49,308	10,61
	55	<b>465,926</b>	50,151	10,76
Seitenzahnregion Unterkiefer rechts	56	<b>81,692</b>	10,692	13,09
	57	<b>104,712</b>	14,219	13,58
Seitenzahnregion Unterkiefer links	58	<b>88,498</b>	13,748	15,53
	59	<b>116,346</b>	16,765	14,41
Stomion	60	<b>22,975</b>	3,678	16,01
	61	<b>22,598</b>	3,340	14,78
Nacken unten rechts	82	<b>30,610</b>	4,175	13,64
	83	<b>30,706</b>	3,338	10,87
Nacken unten links	84	<b>32,491</b>	2,579	7,94
	85	<b>32,145</b>	3,677	11,44
Kinn rechts	86	<b>46,616</b>	5,188	11,13
	87	<b>50,127</b>	5,389	10,75
Kinn links	88	<b>46,053</b>	7,376	16,02
	89	<b>50,312</b>	8,782	17,45

Tab. 4.1: Messwerte der Hautoberflächendosen nach Panoramaschichtaufnahme (Orthoralix FD 5 Plus / 71 kV / 19s) ermittelt durch Thermolumineszenzdosimetrie (Fortsetzung)

Messorte an der Oberfläche	Rod100H TLD-Nr.	Dosis-Mittelwert [ $\mu\text{Gy}$ ]	STABW [ $\mu\text{Gy}$ ]	prozentuale STABW [%]
Vorderhals rechts	90	<b>27,878</b>	3,585	12,86
	91	<b>28,011</b>	3,932	14,04
Vorderhals links	92	<b>28,446</b>	4,162	14,63
	93	<b>29,554</b>	3,086	10,44
Vorderhals Mitte	94	<b>20,668</b>	2,124	10,28
	95	<b>21,359</b>	2,223	10,41
Schulter hinten rechts	113	<b>14,708</b>	1,167	7,938
	114	<b>15,766</b>	1,621	10,279
Schulter hinten links	115	<b>15,347</b>	1,269	8,269
	116	<b>16,301</b>	1,442	8,849
Schulter vorn rechts	117	<b>21,607</b>	2,100	9,717
	118	<b>20,290</b>	1,588	7,826
Schulter vorn links	119	<b>19,754</b>	2,204	11,159
	120	<b>19,441</b>	2,169	11,156
Brust links	157	<b>1,746</b>	0,133	7,598
	158	<b>1,703</b>	0,146	8,554
Brust rechts	159	<b>1,413</b>	0,239	16,913
	160	<b>1,251</b>	0,138	11,068

Tabelle 4.1 zeigt die gemittelten Dosiswerte, ihre Standardabweichung, und prozentuale Standardabweichung für jedes TLD, welches an der Oberfläche des Alderson-Phantoms angebracht wurde.

Die TLDs für Hinterhaupt und Augenlinse waren an der Scheibe 3 angebracht, für Seitenzahnregion OK an Scheibe 5, für Nacken oben, Seitenzahnregion UK und Stomion an Scheibe 6, für Nacken unten und Kinn an Scheibe 8, für Vorderhals an Scheibe 9 sowie für Schulter an Scheibe 10.

Tab. 4.2: Messwerte der Gewebedosen nach Panoramaschichtaufnahme (Orthoralix FD 5 Plus / 71 kV / 19s) ermittelt durch Thermolumineszenzdosimetrie

Messorte in verschiedenen Geweben	Rod100H TLD-Nr.	Dosis-Mittelwert [ $\mu\text{Gy}$ ]	STABW [ $\mu\text{Gy}$ ]	prozentuale STABW [%]
Kleinhirn rechts	19	<b>167,315</b>	13,876	8,29
	10	<b>94,748</b>	18,714	19,75
	11	<b>67,347</b>	5,148	7,64
Kleinhirn links	12	<b>199,930</b>	10,301	5,15
	13	<b>99,134</b>	17,332	17,48
	14	<b>70,772</b>	5,781	8,17
Hypophyse	15	<b>285,851</b>	19,913	6,97
	16	<b>204,580</b>	20,415	9,98
	17	<b>166,608</b>	22,040	13,23
Schädelbasis rechts	18	<b>194,132</b>	56,119	28,91
	19	<b>176,790</b>	47,774	27,02
	20	<b>145,288</b>	25,305	17,42
Schädelbasis links	21	<b>134,080</b>	8,564	6,39
	22	<b>131,368</b>	11,311	8,61
	23	<b>114,844</b>	9,021	7,86
Axis rechts	24	<b>306,940</b>	40,128	13,07
	25	<b>275,061</b>	30,131	10,95
	26	<b>246,900</b>	32,223	13,05
Axis links	27	<b>355,677</b>	40,461	11,38
	28	<b>291,431</b>	20,924	7,18
	29	<b>246,392</b>	19,299	7,83
Seitenzahnregion Oberkiefer rechts	30	<b>66,221</b>	4,675	7,06
	31	<b>51,463</b>	5,697	11,07
	32	<b>50,805</b>	2,906	5,72
Seitenzahnregion Oberkiefer links	33	<b>186,949</b>	22,904	12,25
	34	<b>124,573</b>	11,739	9,42
	35	<b>103,922</b>	6,865	6,61
Nacken oberflächennah rechts	40	<b>445,278</b>	31,503	7,07
	41	<b>460,443</b>	42,838	9,30
	42	<b>485,114</b>	23,428	4,83
Nacken oberflächennah links	43	<b>477,266</b>	28,223	5,91
	44	<b>477,104</b>	29,043	6,09
	45	<b>513,890</b>	25,209	4,91

Tab. 4.2: Messwerte der Gewebedosen nach Panoramaschichtaufnahme (Orthoralix FD 5 Plus / 71 kV / 19s) ermittelt durch Thermolumineszenzdosimetrie

(Fortsetzung)

Messorte in verschiedenen Geweben	Rod100H TLD-Nr.	Dosis-Mittelwert [ $\mu\text{Gy}$ ]	STABW [ $\mu\text{Gy}$ ]	prozentuale STABW [%]
Seitenzahnregion Unterkiefer rechts	46	<b>169,809</b>	12,525	7,38
	47	<b>182,609</b>	11,557	6,33
	48	<b>162,967</b>	8,503	5,22
Seitenzahnregion Unterkiefer links	49	<b>157,502</b>	17,909	11,37
	50	<b>147,874</b>	13,165	8,90
	51	<b>138,647</b>	11,972	8,63
Rachen	62	<b>273,398</b>	148,188	51,59
	63	<b>271,903</b>	182,950	53,90
Rachen rechts	64	<b>26,770</b>	4,359	16,28
	65	<b>32,658</b>	4,683	14,34
	66	<b>39,595</b>	5,420	13,69
Rachen links	67	<b>27,205</b>	3,486	12,81
	68	<b>32,279</b>	4,396	13,62
	69	<b>39,279</b>	5,361	13,65
Wirbel IV	70	<b>20,555</b>	3,165	15,40
	71	<b>26,567</b>	4,342	16,35
	72	<b>35,141</b>	6,936	19,74
Wirbel IV	73	<b>20,435</b>	2,522	12,34
	74	<b>25,780</b>	3,955	15,34
	75	<b>33,241</b>	4,122	12,40
Mundboden rechts	76	<b>74,542</b>	10,315	13,84
	77	<b>94,859</b>	13,917	14,67
	78	<b>118,575</b>	15,603	13,16
Mundboden links	79	<b>70,654</b>	12,269	17,36
	80	<b>89,594</b>	13,292	14,84
	81	<b>114,781</b>	18,815	16,39
Wirbel VI	101	<b>5,835</b>	0,601	10,296
	102	<b>6,861</b>	0,811	11,819
	103	<b>8,696</b>	1,152	13,250
Wirbel VI	104	<b>6,054</b>	0,759	12,541
	105	<b>7,740</b>	0,814	10,521
	106	<b>9,208</b>	0,946	10,278
Schilddrüse rechts	107	<b>14,572</b>	2,000	13,724
	108	<b>17,418</b>	2,505	14,384
	109	<b>20,858</b>	2,528	12,122
Schilddrüse links	110	<b>14,883</b>	2,216	14,889
	111	<b>17,498</b>	2,181	12,467
	112	<b>20,782</b>	2,456	11,819

Tabelle 4.2 zeigt die gemittelten Dosiswerte, ihre Standardabweichung und die prozentuale Standardabweichung für jedes TLD, die an den verschiedenen Strukturen ermittelt wurden.

Scheibe 4 entspricht der Gehirnregion, in Scheibe 5 waren die TLDs für Axis und Seitenzahnregion OK, für Nackenoberflächennah und Seitenzahnregion UK in Scheibe 6, für Rachen in Scheiben 7 und 8, für Wirbel IV und Mundboden in Scheibe 8 sowie für Wirbel VI und Schilddrüse in Scheibe 10.

Tab. 4.3: Messwerte der genetischen Strahlendosen nach  
Panoramaschichtaufnahme (Orthoralix FD 5 Plus / 71 kV / 19s) ermittelt durch  
Thermolumineszenzdosimetrie

<i>Messorte in verschiedenen Geweben</i>	<i>Rod100H TLD-Nr.</i>	<i>Dosis- Mittelwert [<math>\mu</math>Gy]</i>	<i>STABW [<math>\mu</math>Gy]</i>	<i>prozentuale STABW [%]</i>
Gonaden-Frau	121	<b>0.354</b>	0.657	185.661
	122	<b>0.206</b>	0.374	181.869
	123	<b>0.248</b>	0.404	162.834
Gonaden-Frau	124	<b>0.212</b>	0.449	211.918
	125	<b>0.259</b>	0.576	222.330
	126	<b>0.257</b>	0.847	329.015
Gonaden-Frau	127	<b>0.339</b>	0.679	200.247
	128	<b>0.400</b>	0.758	189.282
	129	<b>0.590</b>	0.940	159.245
Gonaden-Frau	130	<b>0.165</b>	0.454	275.967
	131	<b>0.166</b>	0.393	237.385
	132	<b>0.118</b>	0.273	230.862
Gonaden-Frau	133	<b>0.244</b>	0.406	166.430
	134	<b>0.235</b>	0.395	168.179
	135	<b>0.300</b>	0.585	194.835
Gonaden-Frau	136	<b>0.212</b>	0.422	227.989
	137	<b>0.354</b>	0.558	178.196
	138	<b>0.312</b>	0.527	191.084
Gonaden-Frau	139	<b>0.329</b>	0.465	158.803
	140	<b>0.245</b>	0.410	190.906
	141	<b>0.130</b>	0.268	236.609
Gonaden-Mann	142	<b>0.263</b>	0.467	177.600
	143	<b>0.202</b>	0.354	175.256
	144	<b>0.200</b>	0.318	158.600
Gonaden-Mann	145	<b>0.176</b>	0.309	176.087
	146	<b>0.244</b>	0.430	176.090
	147	<b>0.296</b>	0.525	177.298
Gonaden-Mann	148	<b>0.059</b>	0.218	372.334
	149	<b>0.145</b>	0.311	214.876
	150	<b>0.203</b>	0.360	176.756
Hoden rechts	151	<b>0.116</b>	0.055	47.473
	152	<b>0.104</b>	0.042	40.821
	153	<b>0.174</b>	0.045	26.065
Hoden links	154	<b>-0.003</b>	0.043	-1486.089
	155	<b>0.075</b>	0.034	45.314
	156	<b>0.071</b>	0.052	73.843

In Tabelle 4.3 werden die Strahlenexposition und ihre Standardabweichungen der Geschlechtsorgane aufgelistet. Die Gonaden der Frau sind in den Scheiben 31-33, die Gonaden des Mannes in Scheibe 34 des Phantoms enthalten.

## Strahlenexposition innerhalb des Aufnahmebereiches

In der Tabelle 4.4 wurden die Mittelwerte von den drei bzw. zwei TLDs und dem jeweiligen äquivalenten Messort am symmetrischen Gegenüber ermittelt.

Für die Untersuchung des Aufnahmebereiches wurde eine Dosisverteilung bestimmt, wobei die unterschiedlichen Dosisdifferenzen in Abhängigkeit von der höchsten ermittelten Hautdosis (Nacken oben = 465,464  $\mu\text{Gy}$ ) entsprechend bewertet wurden. 17 Messorte standen dabei zur Verfügung.

Tab. 4.4 Dosiswerte im Aufnahmebereich

Messorte an der Oberfläche und in verschiedenen Geweben	Strahlenexposition in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in Prozent
Hautoberfläche Nacken oben	465,464		
nacken-oberflächennah	476,516	+ 11,052	+ 2,4
Axis	287,067	- 178,397	- 38,3
Rachen im Luftraum	272,651	- 192,813	- 41,4
Hypophyse	219,013	- 246,451	- 52,9
Seitenzahnregion-UK	159,901	- 305,563	- 65,6
Schädelbasis	149,417	- 316,047	- 67,90
Kleinhirn rechts	116,541	- 348,923	- 75,0
Haut-Seitenzahnregion UK	97,812	- 367,652	- 79,0
Seitenzahnregion-OK	97,556	- 367,908	- 79,0
Mundboden	93,834	- 371,63	- 80,0
Haut-Seitenzahnregion OK	65,003	- 400,461	- 86,6
Hautoberfläche Kinn	48,277	- 417,187	- 89,6
Rachen	32,921	- 432,543	- 92,9
Hautoberfläche Nacken unten	31,488	- 433,976	- 93,2
Wirbel IV	26,953	- 438,511	- 94,2
Stomion	22,787	- 442,677	- 95,1

Da das menschliche Skelett nicht hundertprozentig symmetrisch ist, ist diese Situation auch beim Phantomskelett vorhanden. Die Stopfen sind zwar weitestgehend symmetrisch angeordnet, doch ist eine leicht Asymmetrie aufgrund des menschlichen Skeletts im Phantom nicht auszuschließen. So sind die Werte im Seitenzahngebiet des Oberkiefers und die Werte der Schädelbasis zwischen der rechten und linken Seite unterschiedlich. Hier ist in allen Messungen ein Unterschied festzustellen. Die linken Werte sind in beiden Fällen etwas höher. Eine Fehlerquelle seitens der TLD Kalibrierung ist auszuschließen, da die TLDs vor und

nach jeder Messung kalibriert worden sind. Dieser Unterschied ist in allen Messungen vorzufinden, und keine anderen sonstigen Werte zeigen diesen Unterschied.

Trotzdem wurden auch hier die Mittelwerte gebildet, um für einen Durchschnittspatienten repräsentative Werte zu erhalten.

Insgesamt kann man sehen, dass der Dosisabfall innerhalb des Aufnahmebereiches sehr groß ist. Der Unterschied zwischen dem größten und kleinsten Wert beträgt 95 % (s. Tab. 4.4). Außerdem ist eine Dreiteilung innerhalb der Tabelle festzustellen.

Diese unregelmäßige Verteilung der Dosis spiegelt die Vielfalt der verschiedenen anatomischen Strukturen im Kopf-Hals-Bereich wider. Durch eine genau bestimmte Abfolge des Strahlenganges entsteht ein charakteristisches komplexes Bestrahlungsmuster im Aufnahmebereich.

Diese Dosisverteilung entsteht aus einer unendlich großen Anzahl an verschiedenen Durchstrahlungsrichtungen, die nicht mehr voneinander trennbar sind. Das ständig sich bewegende Zentralstrahlenbündel überstreicht nacheinander alle Körperpunkte und wird dabei unterschiedlich abgeschwächt. Daraus folgen fortwährend wechselnde Energiewerte als Streustrahlung, die sich ringsum ausbreiten. Die Energiedosis am ausgewählten Messort wie auch in allen anderen Körperpunkten im Aufnahmebereich ergibt sich damit aus der Summierung der Energiedosis bei der direkten Durchstrahlung und der während der gesamten Expositionszeit schwankenden Streustrahlung.

Die direkte Strahlung bewirkt im Hinblick auf die unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten der verschiedenen Gewebe und auf die unterschiedlich langen Durchstrahlungswege für jeden Bereich verschiedene Belastungen. Die Streustrahlung verändert sich je nach Entfernung vom Zentralstrahlbündel und den Wechselwirkungen dessen mit den Körpergeweben der Umgebung.

Im vorderen Gesichtsschädelbereich werden niedrigere Dosiswerte bestimmt als im mittleren und hinteren Körperbereich, weil dort die Strahlung in der Summe auch vermehrt abgeschwächt wurde.

Die höchsten Werte zeigen die Nackenwerte. Sie erreichen diesen hohen Wert noch vor Erreichen der Körperoberfläche. Dies ist durch relative hohe Streustrahlung als Grundbelastung zu erklären, die wiederum durch hohe Energiedosen beim direkten Durchstrahlen weiter erhöht wird. So ist ein Anstieg der Dosiswerte von der Nackenoberfläche zum Ort unmittelbar unter der Haut, Nacken oberflächennah zu messen.

Eine weitere Besonderheit ist der Teil im Schädelbereich. In ihrer Umgebung sind die gemessenen Strahlenexpositionen überraschend hoch. Da das Strahlenbündel aufgrund der Schwenkbewegung immer diesen Scheitelpunkt durchstrahlt, ist hier der Summationseffekt für Energiedosen so groß, dass trotz der schon vorhandenen Abschwächung der Röntgenstrahlen die Werte keinen so großen Dosisabfall verzeichnen.

## Strahlenexposition außerhalb des Aufnahmebereiches

Die Tabelle 4.5 zeigt die Dosisverteilung außerhalb des Aufnahmebereiches auf der Halsebene und zusätzlich die Strahlenexposition auf der Hautoberfläche der weiblichen Brust. Es wurden insgesamt acht Messorte untersucht, wobei die vordere Halsregion in ihre beiden Seiten und der Mitte getrennt betrachtet wurden. Die höchste Oberflächendosis wurde mit 29  $\mu\text{Gy}$  an der linken Vorderhalsregion gemessen.

Tab. 4.5 Dosisverteilung außerhalb des Aufnahmebereiches

Messorte an der Oberfläche und in verschiedenen Geweben	Strahlenexposition in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in Prozent
Haut-Vorderhals links	29,000		
Haut-Vorderhals rechts	27,944	- 1,056	- 3,6
Haut-Vorderhals Mitte	21,013	- 7,987	- 27,5
Haut-Schulter vorn	20,273	- 8,727	- 30,1
Schilddrüse	17,669	- 11,331	- 39,1
Haut-Schulter hinten	15,530	- 13,47	- 46,4
Hautoberfläche Hinterhaupt	15,229	- 13,771	- 47,5
Hautoberfläche Augenlinse	11,689	- 17,311	- 59,7
Wirbel VI	7,399	- 21,601	- 74,5
Haut-Brust	1,528	- 27,472	- 94,7

Zwischen der linken und rechten Vorderhalsseite sieht man einen kleinen Unterschied, wobei hier wiederum die linke Seite etwas höher liegt. Allerdings stellt man in der vorderen Halsmitte eine deutliche Dosisreduzierung von 28 %. Die Schilddrüse hat im Gegensatz zur Hautoberfläche in der hinteren Schulterregion eine geringere Dosisreduzierung.

Die Augenlinse hingegen hat durch ihre anteriore Position eine Dosisreduzierung um 60 % im Gegensatz zum Hinterhaupt, welches das örtliche dorsale Äquivalent darstellt und eine Reduzierung von 48 % bedeutet.

Der sechste Wirbel zeigt einen deutlichen Sprung, während die Hautdosis der Brust eine sehr geringe Strahlenexposition von etwa 1,5  $\mu\text{Gy}$  aufweist.

## Genetische Strahlenexposition

Bei der Bestimmung der genetischen Strahlenexposition wurde die Strahlendosis in denselben Versuchsreihen wie oben beschrieben ermessen. Die Gonadendosen wurden für den Mann sowie für die Frau gleichzeitig und daher mit denselben Parametern gemessen. Es wurde keine Strahlenschutzschürze angelegt.

Anhand der Werte in der Tabelle kann man sehen, dass die Gonaden der Frau eine höhere Strahlendosis abbekommen hat als die des Mannes, und auch die Hoden des Mannes erreichen einen Strahlenabfall von 63%.

Durch die Anatomie der Geschlechtsorgane wurden die TLDs bei der Frau in höheren Schichten platziert als beim Mann. Daher ergibt sich eine leichte Differenz.

Tab. 4.6: Gonadendosis für Mann und Frau

Messorte	Strahlenexposition in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in Prozent
Gonaden Frau	0,245		
Gonaden Mann	0,199	- 0,046	- 18,8
Hoden	0,089	- 0,156	- 63,7

Den höchsten Dosiswert verzeichnete die Hautoberfläche am Nacken. Er betrug 465,464  $\mu\text{Gy}$ . Zu den ermittelten Gonadendosen macht es eine Strahlenreduzierung von 465,219  $\mu\text{Gy}$  für die Frau und 465,265 bzw. 465,375 für den Mann.

Gemittelt ist das eine Reduzierung von 99,96 % ohne Strahlenschutz.

Diese Werte zeigen, dass die Strahlenbelastung der Geschlechtsorgane sehr gering ist. Trotzdem kann die Anlegung einer Strahlenschürze die Belastung noch weiter verringern, wie vorherige Arbeiten bereits bewiesen haben (Rother, 2006).

Tab. 4.7: Mittelwerte der Organdosen der einzelnen TLDs bei einer PSA, deren Standardfehler, Anzahl der Messorte und Scheibenummer

Messorte an der Oberfläche (Hautdosis)	Nummer der Scheibe	Mittelwert der Strahlenexposition [ $\mu\text{Gy}$ ]	Standardfehler des Mittelwerts [ $\mu\text{Gy}$ ]	Anzahl der Messorte
Hinterhaupt	3	15,2	1,73	24
Augenlinse	3	11,7	1,91	24
OK Seitenzahnregion	5	65,0	9,52	24
Nacken oben	6	465	33,6	24
UK Seitenzahnregion	6	97,8	14,6	24
Stomion	6	22,8	3,36	12
Rachen	7	273	158,7	24
Nacken unten	8	31,5	6,64	24
Kinn	8	48,3	6,71	24
Vorderhals	9	26,0	3,08	36
Schulter hinten	10	15,5	1,42	24
Schulter vorn	10	20,3	2,00	24
Brust	17/18	1,5	0,17	24

Tab. 4.8: Mittelwerte der Organdosen der einzelnen TLDs bei einer PSA, deren Standardfehler, Anzahl der Messorte und Scheibenummer

Messorte innerhalb des Phantoms (Organdosis)	Nummer der Scheibe	Mittelwert der Strahlenexposition	Standardfehler des Mittelwerts	Anzahl der Messorte
Kleinhirn	4	117	51,7	36
Hypophyse	4	219	54,8	18
Schädelbasis	4	149	29,9	36
Axis	5	287	47,2	36
OK Seitenzahnregion	5	97,6	23,8	36
Nacken oberflächennah	6	477	45,6	36
UK Seitenzahnregion	6	160	18,8	36
Rachen	8	32,9	4,62	36
Wirbel IV	8	27,0	7,08	36
Mundboden	8	93,8	22,9	36
Wirbel VI	10	7,4	1,51	36
Schilddrüse	10	17,7	3,37	36
Gonaden Frau	31-34	0,25	0,52	126
Gonaden Mann	34	0,20	0,37	54
Hoden	33/34	0,09	0,05	36

Die Tabellen 4.7 und 4.8 zeigen eine zusammenfassende Darstellung der Resultate der Messungen der Hautdosen bzw. der Organdosen, die bei einer

Panoramaschichtaufnahme auftreten. Die angegebenen Mittelwerte und die Standardfehler der Mittelwerte wurden aus den Einzelwerten der Messungen für jedes einzelne TLD berechnet. Die Mittelwerte der Strahlenexposition werden in Kap. 4.4.1 verwendet, um durch Interpolation – in Einzelfällen auch durch Extrapolation – die Strahlendosen für die Organe des Kopfes sowie des gesamten Körpers zu ermitteln, die anschließend für die Berechnung der effektiven Dosis sowie des Strahlenrisikos verwendet werden.

## 4.2 Die Strahlenexposition durch befundbezogene Untersuchungen (intraorale Aufnahme)

Bei der Bestimmung der Strahlenexposition durch befundbezogene Untersuchungen wurden Archivaufnahmen von der Abteilung für Röntgendiagnostik der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universitätsklinik Hamburg-Eppendorf verwendet. Zufällig gewählte Aufnahmen sollen somit die Repräsentativität erhöhen und durch die Verwendung von Aufnahmen aus verschiedenen Jahren (1996, 1998, 2000, 2002, 2004) kann womöglich eine Erhöhung oder Verminderung der Strahlendosen im Verlauf der Jahre erkennbar werden.

Um die Strahlendosen ausmessen zu können wurde vorher eine Dichtekurve für die verwendeten Filme erstellt.

Dabei wurden Filme der Firma Kodak und Agfa, welche die gängigsten Zahnfilme in der Praxis sind, mit verschiedenen Belichtungszeiten bestrahlt. Um die Situation im Mund zu imitieren wurden je eine 1 mm dicke Phantomschicht aus Plastik und eine 10 mm dicke Phantomschicht aus Plastik zwischen Röhre und Film platziert. Als Unterlage wurde eine 10 cm dicke Plexiglasschicht verwendet, die die Streustrahlung gut absorbiert. In der Abbildung 4.1 sieht man die Plexiglasschicht mit der 10 mm dicken Phantomschicht.

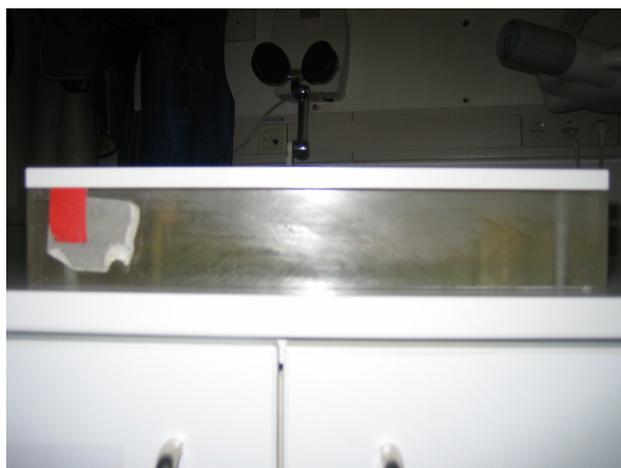


Abbildung 4.1: Plexiglasunterlage mit 10 mm dicker Phantomschicht

Die Weichstrahlkammer (Abb. 4.2), eine spezielle Ionisationskammer, die niederenergetische Röntgenstrahlung erfassen kann, wurde mit einem Dosimeter (Abb. 4.3) angeschlossen. Der Dosimeter ist ein Elektrometer, der die gemessene Ladung erfasst, und bei richtiger Kalibrierung die Dosis anzeigen kann. So konnte der jeweiligen Belichtungszeit eine definierte Dosis zugeordnet werden.

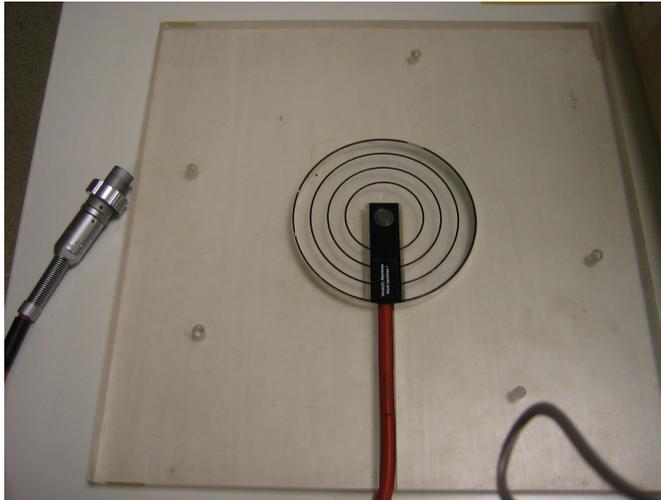


Abb. 4.2: Weichstrahlkammer, spezielle Ionisationskammer für niederenergetische Strahlungen wie Röntgenstrahlung



Abb. 4.3: Dosimeter, ein Elektrometer, der die gemessene Ladung erfasst und bei richtiger Kalibrierung die Dosis anzeigt

Die optische Dichte der dann am Messphantom belichteten Filme wurde mit Hilfe eines Densitometers (Abb. 3.18) bestimmt. Die Ergebnisse der Messungen sind in den Tabellen 4.11 bis 4.14 wiedergegeben.

Mit Hilfe der Tabellen konnten dann die Dichtekurven für die Filme erstellt werden (Abb. 4.4 und Abb. 4.5).

### Kodak Insight Filmempfindlichkeit F,E

Tab. 4.11: Tiefe 1 mm

Zeit [s]	mAs	Dosis [mGy]	OD
0	0	0	0.28
0.02	0.14	0.062	0.77
0.025	0.175	0.078	0.88
0.032	0.224	0.099	1.02
0.04	0.28	0.124	1.24
0.05	0.35	0.155	1.39
0.063	0.441	0.196	1.65
0.08	0.56	0.249	2
0.1	0.7	0.311	2.39
0.125	0.875	0.388	2.86
0.16	1.12	0.497	3.28
0.2	1.4	0.621	3.8
0.25	1.75	0.777	4.2
0.32	2.24	0.994	4.19
0.4	2.8	1.243	4.11
0.5	3.5	1.553	4.15
0.63	4.41	1.957	4.09

Tab. 4.12: Tiefe 10 mm

Zeit [s]	mAs	Dosis [mGy]	OD
0	0	0	0.28
0.02	0.14	0.051	0.76
0.025	0.175	0.063	0.84
0.032	0.224	0.081	0.94
0.04	0.28	0.101	1.24
0.05	0.35	0.126	1.3
0.063	0.441	0.159	1.52
0.08	0.56	0.202	1.79
0.1	0.7	0.253	2.11
0.125	0.875	0.316	2.37
0.16	1.12	0.404	2.89
0.2	1.4	0.506	3.44
0.25	1.75	0.632	3.98
0.32	2.24	0.809	4.27
0.4	2.8	1.011	4.57
0.5	3.5	1.264	4.54
0.63	4.41	1.592	4.96

**Agfa Dentus M2 comfort Size Filmempfindlichkeit E**

Tab. 4.13: Tiefe 1 mm

Zeit [s]	mAs	Dosis [mGy]	OD
0	0	0	0.28
0.02	0.14	0.062	0.73
0.025	0.175	0.078	0.86
0.032	0.224	0.099	0.98
0.04	0.28	0.124	1.2
0.05	0.35	0.155	1.41
0.063	0.441	0.196	1.63
0.08	0.56	0.249	2.01
0.1	0.7	0.311	2.33
0.125	0.875	0.388	2.8
0.16	1.12	0.497	3.19
0.2	1.4	0.621	3.66
0.25	1.75	0.777	3.97
0.32	2.24	0.994	4.21
0.4	2.8	1.243	4.21
0.5	3.5	1.553	4.24
0.63	4.41	1.957	4.31

Tab. 4.14: Tiefe 10 mm

Zeit [s]	mAs	Dosis [mGy]	OD
0	0	0	0.28
0.02	0.14	0.051	0.63
0.025	0.175	0.063	0.7
0.032	0.224	0.081	0.81
0.04	0.28	0.101	0.95
0.05	0.35	0.126	1.15
0.063	0.441	0.159	1.4
0.08	0.56	0.202	1.67
0.1	0.7	0.253	2.1
0.125	0.875	0.316	2.36
0.16	1.12	0.404	2.78
0.2	1.4	0.506	3.22
0.25	1.75	0.632	3.62
0.32	2.24	0.809	4.05
0.4	2.8	1.011	4.25
0.5	3.5	1.264	4.33
0.63	4.41	1.592	4.33

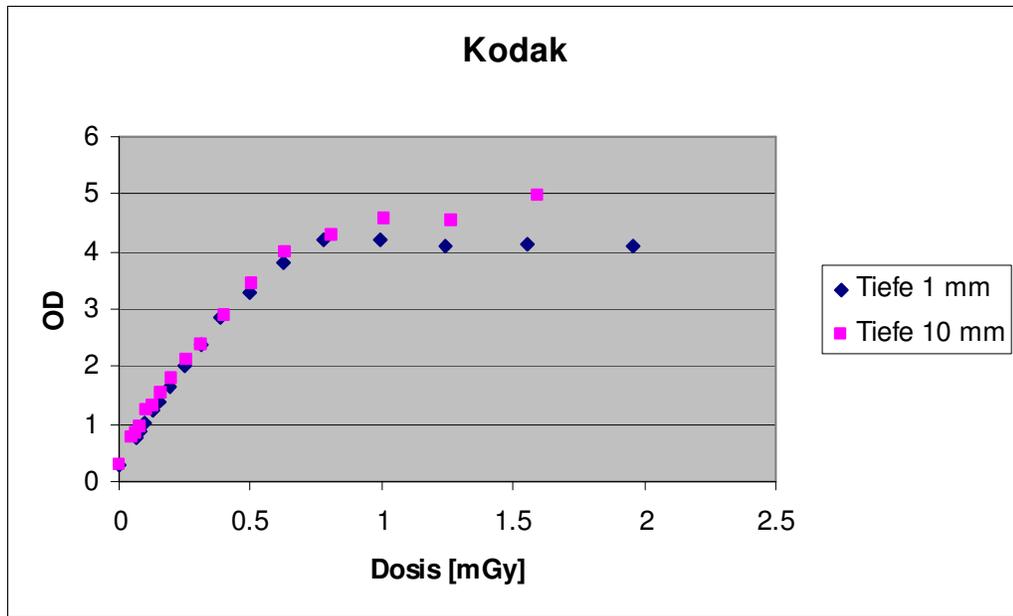


Abb. 4.4: Ermittelte Dichtekurve, Film Kodak Insight

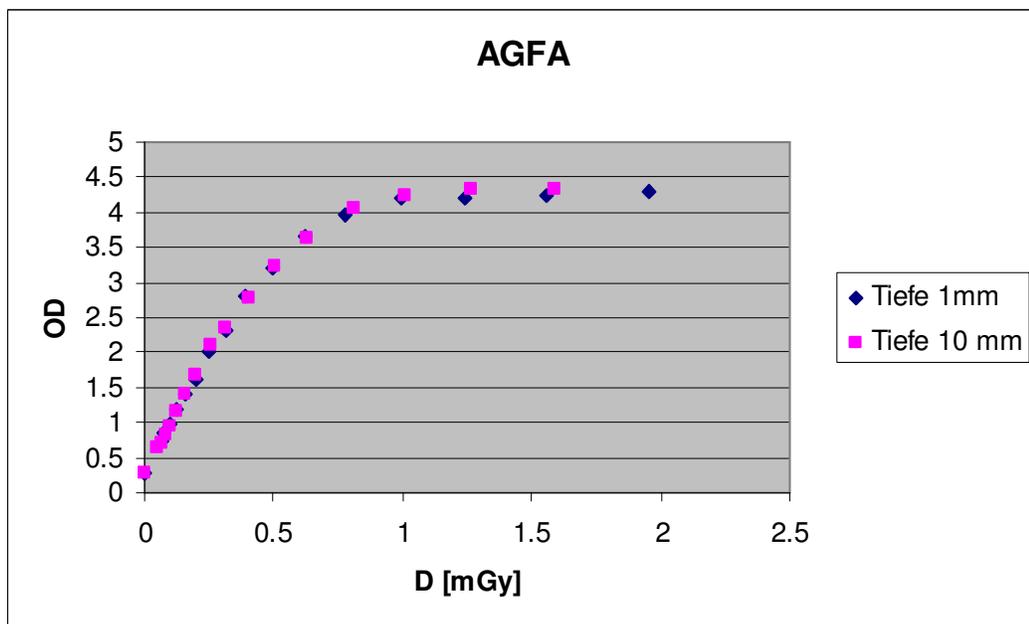


Abb. 4.5: Ermittelte Dichtekurve, Film Agfa Dentus M2 comfort

Die Abbildungen 4.4 und 4.5 zeigen die ermittelten Kurven der OD in Abhängigkeit der Dosis. Wenn man einen Wert OD einer Dosis D zuordnen will, gibt es die Möglichkeit der linearen Interpolation:

Der gemessene Wert OD liegt zwischen den Werten OD(unter) und OD(über) in der Kurve. Zu diesen OD-Werten gehören die Dosiswerte D(unter) und D(über).

Dann gilt für den gesuchten Dosiswert D und die gemessene optische Dichte OD:

$$D = D(\text{unter}) + (OD - OD(\text{unter})) * (D(\text{über}) - D(\text{unter})) / (OD(\text{über}) - OD(\text{unter}))$$

Rechenbeispiel: Gesucht wird die Dosis zur OD 1,48.

In der Tabelle 4.12 ist der OD 1,3 die Dosis 0,126 zugeordnet, sowie der OD 1,52 die Dosis 0,159.

$$OD(\text{unter}) = 1,3 \quad \text{Dosis}(\text{unter}) = 0,126$$

$$OD(\text{über}) = 1,52 \quad \text{Dosis}(\text{über}) = 0,159$$

Dann sieht die Interpolation so aus:

$$D = D(\text{unter}) + (OD - OD(\text{unter})) * (D(\text{über}) - D(\text{unter})) / (OD(\text{über}) - OD(\text{unter}))$$

$$D = 0,126 + (1,48 - 1,3) * (0,159 - 0,126) / (1,52 - 1,3)$$

$$D = 0,126 + (0,18) * (0,033) / (0,22) = 0,126 + 0,027 = 0,153$$

Die Dosis zur OD 1,48 ist 0,153

Nach diesem Verfahren werden die Dichten zu den gemessenen OD berechnet:

Zahnfilm 2004	OD am Knochen	Dosis[mGy]	OD am Zahn	Dosis[mGy]
21	1,48	0,153	1,30	0,126
47	1,59	0,170	1,40	0,141
25	1,04	0,088	0,80	0,057
25	1,77	0,199	1,31	0,128
11,21	1,32	0,129	0,98	0,084
11,21	1,16	0,099	1,20	0,098
21	1,11	0,095	1,09	0,071
21	1,31	0,128	1,06	0,089
11,12	1,08	0,090	1,15	0,095
16	1,15	0,095	0,93	0,079
46	1,05	0,088	0,90	0,074
22	1,20	0,098	1,17	0,096
21	1,28	0,118	1,18	0,097
25	1,20	0,098	0,94	0,081

Tab. 4.14a: Optische Dichte am Zahn und umliegendem Knochen an den Zahnfilmen vom Jahr 2004

Zahnfilm 2002	OD am Knochen	Dosis[mGy]	OD am Zahn	Dosis[mGy]
35	1,22	0,100	1,23	0,100
11	0,85	0,065	0,78	0,054
16,15	1,15	0,095	0,87	0,068
22,23	0,89	0,072	0,70	0,045
22	1,18	0,097	0,79	0,063
38	1,29	0,122	0,98	0,084
11	1,35	0,134	1,16	0,099
25	1,24	0,101	0,94	0,081
25	0,76	0,051	0,61	0,035
11	0,77	0,053	0,74	0,049
11,21	0,90	0,074	0,86	0,067
11,21	0,72	0,047	0,68	0,043
46	1,26	0,109	1,14	0,094
31,32	1,16	0,099	1,09	0,091
47	1,75	0,170	1,49	0,155

Tab. 4.14b: Optische Dichte am Zahn und umliegendem Knochen an den Zahnfilmen vom Jahr 2002

Zahnfilm 2000	OD am Knochen	Dosis[mGy]	OD am Zahn	Dosis[mGy]
16	1,23	0,100	1,00	0,085
48	1,20	0,098	0,84	0,063
16	1,21	0,099	0,94	0,081
12,11	1,03	0,087	0,94	0,081
11	0,96	0,082	0,91	0,076
11	1,08	0,090	1,07	0,090
11	1,00	0,085	0,94	0,081
11	1,23	0,100	1,17	0,096
11	1,11	0,095	1,04	0,088
21	0,86	0,067	0,74	0,049
11,21	0,93	0,079	0,92	0,077
21	0,95	0,082	0,70	0,045
23	1,29	0,122	0,94	0,081
11,21	1,38	0,138	1,13	0,094
13	1,31	0,128	1,02	0,086

Tab. 4.14c: Optische Dichte am Zahn und umliegendem Knochen an den Zahnfilmen vom Jahr 2000

Zahnfilm 1998	OD am Knochen	Dosis[mGy]	OD am Zahn	Dosis[mGy]
14,15	1,00	0,085	0,85	0,065
11	0,89	0,072	0,93	0,079
14	1,38	0,138	0,98	0,084
24	1,17	0,096	1,12	0,093
21,11	0,81	0,059	0,90	0,074
12-22	1,02	0,086	0,97	0,083
12,13	0,78	0,054	1,11	0,095
21-23	1,05	0,088	0,73	0,048
21	0,94	0,081	0,70	0,045
31	1,44	0,147	1,35	0,134
38	0,97	0,083	0,77	0,053
42-32	1,19	0,098	1,12	0,093

Tab. 4.14d: Optische Dichte und die berechnete Dosis am Zahn und umliegendem Knochen an den Zahnfilmen vom Jahr 1998

Zahnfilm 1996	OD am Knochen	Dosis[mGy]	OD am Zahn	Dosis[mGy]
27	1,06	0,089	0,78	0,054
16	1,47	0,152	0,90	0,074
23	1,26	0,109	0,98	0,084
23	1,25	0,105	0,84	0,063
24	1,46	0,150	1,07	0,090
44,43	1,37	0,137	1,38	0,138
44,45	1,01	0,086	0,95	0,082
17	1,74	0,194	1,54	0,162
12-22	1,58	0,169	1,47	0,152
23	1,08	0,090	0,93	0,079
42-32	1,08	0,090	1,28	0,118

Tab. 4.14e: Optische Dichte und die berechnete Dosis am Zahn und umliegendem Knochen an den Zahnfilmen vom Jahr 1996

Die kleinste gemessene optische Dichte OD und somit die kleinste berechnete Dosis finden wir bei Zahn 25 am umliegenden Knochen mit OD = 0,61 und Dosis = 0,035 mGy vor. Der Film stammt aus dem Jahre 2002.

Die höchste OD und Dosis wird gemessen am umliegenden Knochen an Zahn 25; OD = 1,77 und somit Dosis = 0,199 mGy. Der Film stammt aus dem Jahre 2004.

Die Lokalisation der Filme macht für die gemessene Dosis nicht wesentlich etwas aus, vielmehr ist die Belichtungszeit der wesentliche Faktor bei der Höhe der OD. Im einzelnen ist nicht mehr nachzuvollziehen wie die einzelnen Belichtungszeiten waren. Daher werden die Filme unabhängig von ihrer Position bewertet.

Die durchschnittlichen Werte sind:

2004

OD Knochen = 1,27; Dosis = 0,12 mGy

OD Zahn = 1,10; Dosis = 0,09 mGy

2002

OD Knochen = 1,10, Dosis = 0,09 mGy

OD Zahn = 0,94; Dosis = 0,08 mGy

2000

OD Knochen = 1,12; Dosis = 0,10 mGy

OD Zahn = 0,95; Dosis = 0,08 mGy

1998

OD Knochen = 0,98; Dosis = 0,09 mGy

OD Zahn = 0,96; Dosis = 0,08 mGy

1996

OD Knochen = 1,31; Dosis = 0,12 mGy

OD Zahn = 1,10; Dosis = 0,10 mGy

An den Durchschnittswerten ist ersichtlich, dass der Knochen dichter ist, und somit mehr Strahlung absorbiert. Daher wird dort jeweils eine höhere optische Dichte und somit auch Dosis gemessen.

Die Werte liegen in den Bereichen von 0,08 bis 0,12 mGy. Im Durchschnitt sind es 0,095 mGy, also 95  $\mu$ Gy.

In etwa entspricht es der Dosis, die an einer PSA an den Seitenzahnregionen gemessen worden ist (vgl. Tab. 4.7 und 4.8). Außerdem entspricht es einem Fünftel vom höchstgemessenen Wert bei der PSA-Aufnahme (vgl. Tab. 4.4 Nacken oberflächennah). Bei einer PSA-Aufnahme wird der Patient 19 s bestrahlt, bei einem Zahnfilm kann man die Belichtungszeit einstellen, jedoch ist sie immer unter einer Sekunde.

### **4.3 Die Strahlenexposition durch befundbezogene Untersuchungen (Fernröntgenseitenaufnahme)**

Bei der Bestimmung der Strahlenexposition beim konventionellen Zahnröntgen (Fernröntgenseitenaufnahme, FRS) wurde das Alderson-Phantom so eingestellt, wie es in der täglichen Arbeit auch üblich ist. Es wurde auch hier keine Strahlenschutzschürze verwendet. Die exakte Rekonstruktion jedes Messzyklus wurde eingehalten um eine möglichst geringe Fehlerquote zu gewährleisten. Das Phantom wurde nach den Richtlinien der Patienteneinstellung am Gerät positioniert. Der Kopf des Phantoms wurde am Cephalostat ausgerichtet: Frankfurter Horizontalen parallel zum Fußboden, Ohrlöcher möglichst exakt und symmetrisch in den Ohrmuscheln positionieren.

Der Zentralstrahl verläuft somit 2 cm vor den Ohrlöchern horizontal durch den Schädel.

Der Fokus-Film-Abstand betrug 3 m. Die Belichtungsparameter betragen 70 kV bei 56 mAs.

Wie oben schon beschrieben, werden pro Messort an der Oberfläche zwei TLDs und je Messort in den Geweben drei TLDs verwendet.

Somit gibt es für jeden Messort zwei bzw. drei Dosiswerte. Die Tabellen 4.6 und 4.7 zeigen die Dosismittelwerte für jedes TLD ihre Standardabweichung und ihre prozentuale Standardabweichung für jeden einzelnen Messort.

Jeder TLD-Dosiswert ist ein Mittelwert aus 6 von je 100 Zyklen.

Da bei dieser Art von Aufnahme die Strahlung auf eine Seite trifft, ist der Unterschied zwischen den Dosiswerten der linken und rechten Seite an der Oberfläche stark ausgeprägt. In unseren Untersuchungen wurde das Phantom mit der rechten Seite zum Film gestellt, sodass besonders im Kopfbereich die Unterschiede sehr hoch sind. Die Dosiswerte an der linken Hautoberfläche sind bis zu 24-mal höher als die Dosiswerte an der rechten Oberfläche (vergleiche Tab. 4.15, Seitenzahnregion Oberkiefer rechts und links).

In den Bereichen, die weiter weg vom Zentralstrahl liegen, treten entsprechende Dosisreduzierungen auf.

Tab. 4.15: Messwerte der Hautoberflächendosen nach Fernröntgenseitenaufnahme (SIEMENS Polydens 50 / 70 kV / 56 mAs) ermittelt durch Thermolumineszenzdosimetrie

Messorte an der Oberfläche	TLD-Nr.	Dosis-Mittelwert [μGy]	STABW [μGy]	Prozentuale STABW [%]
Hinterhaupt rechts	1	<b>30,174</b>	3,131	10,4
	2	<b>21,104</b>	3,942	18,7
Hinterhaupt links	3	<b>164,247</b>	7,266	4,4
	4	<b>169,783</b>	3,371	2,0
Augenlinse rechts	5	<b>70,121</b>	11,797	16,8
	6	<b>54,430</b>	5,195	9,5
Augenlinse links	7	<b>155,234</b>	13,433	8,7
	8	<b>165,060</b>	7,803	4,7
Seitenzahnregion Oberkiefer rechts	36	<b>7,667</b>	0,799	10,4
	37	<b>7,510</b>	0,858	11,4
Seitenzahnregion Oberkiefer links	38	<b>193,472</b>	7,512	3,9
	39	<b>192,811</b>	8,983	4,7
Nacken oben rechts	52	<b>43,591</b>	7,005	16,1
	53	<b>33,456</b>	3,168	9,5
Nacken oben links	54	<b>183,805</b>	10,800	5,9
	55	<b>189,287</b>	5,672	3,0
Seitenzahnregion Unterkiefer rechts	56	<b>10,620</b>	1,124	10,6
	57	<b>11,495</b>	1,529	13,3
Seitenzahnregion Unterkiefer links	58	<b>191,052</b>	7,678	4,0
	59	<b>192,698</b>	4,379	2,3
Stomion	60	<b>131,607</b>	19,043	14,5
	61	<b>109,785</b>	26,908	24,5
Rachen	62	<b>77,595</b>	5,952	7,7
	63	<b>65,285</b>	5,349	8,2
Nacken unten rechts	82	<b>83,614</b>	27,399	32,8
	83	<b>44,595</b>	16,661	37,4
Nacken unten links	84	<b>144,296</b>	25,000	17,3
	85	<b>145,324</b>	27,185	18,7
Kinn rechts	86	<b>67,967</b>	16,799	24,7
	87	<b>54,678</b>	13,548	24,8
Kinn links	88	<b>137,809</b>	41,087	29,8
	89	<b>142,187</b>	42,839	30,1

Tab. 4.15: Messwerte der Hautoberflächendosen nach Fernröntgenseitenaufnahme (SIEMENS Polydens 50 / 70 kV / 56 mAs) ermittelt durch Thermolumineszenzdosimetrie (Fortsetzung)

Messorte an der Oberfläche	TLD-Nr.	Dosis-Mittelwert [ $\mu\text{Gy}$ ]	STABW [ $\mu\text{Gy}$ ]	Prozentuale STABW [%]
Vorderhals rechts	90	<b>14,231</b>	9,031	63,5
	91	<b>12,516</b>	6,546	52,3
Vorderhals links	92	<b>61,205</b>	71,387	116,6
	93	<b>61,751</b>	70,457	114,1
Vorderhals Mitte	94	<b>42,050</b>	55,235	131,4
	95	<b>35,231</b>	38,331	108,8
Schulter hinten rechts	113	<b>2,810</b>	0,788	28,1
	114	<b>2,891</b>	0,746	25,8
Schulter hinten links	115	<b>22,533</b>	33,013	146,5
	116	<b>23,494</b>	35,243	150,0
Schulter vorn rechts	117	<b>2,539</b>	0,484	19,1
	118	<b>2,261</b>	0,370	16,4
Schulter vorn links	119	<b>26,970</b>	37,048	137,4
	120	<b>25,408</b>	35,809	140,9
Brust links	157	<b>1,020</b>	0,144	14,1
	58	<b>1,038</b>	0,131	12,6
Brust rechts	159	<b>0,569</b>	0,085	15,0
	160	<b>0,486</b>	0,051	10,4

In Tabelle 4.15 werden die gemittelten Dosiswerte, ihre Standardabweichung, und prozentuale Standardabweichung für jedes TLD welches an der Oberfläche des Alderson-Phantoms angebracht wurde, aufgelistet.

Die TLDs für Hinterhaupt und Augenlinse waren an der Scheibe 3 angebracht, für Seitenzahnregion OK an Scheibe 5, für Nacken oben, Seitenzahnregion UK und Stomion an Scheibe 6, für Nacken unten und Kinn an Scheibe 8, für Vorderhals an Scheibe 9 sowie für Schulter an Scheibe 10.

Tab. 4.16: Messwerte der Gewebedosen nach Fernröntgenseitenaufnahme  
(SIEMENS Polydens 50 / 70 kV / 56 mAs) ermittelt durch  
Thermolumineszenzdosimetrie

Messorte in den verschiedenen Geweben	TLD-Nr.	Dosis-Mittelwert [ $\mu\text{Gy}$ ]	STABW [ $\mu\text{Gy}$ ]	Prozentuelle STABW [%]
Kleinhirn rechts	9	<b>25,449</b>	1,145	4,50
	10	<b>31,972</b>	1,165	3,64
	11	<b>33,464</b>	2,356	7,04
Kleinhirn links	12	<b>54,484</b>	1,503	2,76
	13	<b>57,785</b>	1,742	3,02
	14	<b>59,109</b>	4,513	7,64
Hypophyse	15	<b>30,170</b>	1,026	3,40
	16	<b>28,023</b>	4,192	14,96
	17	<b>28,490</b>	2,336	8,20
Schädelbasis rechts	18	<b>18,705</b>	0,667	3,57
	19	<b>19,550</b>	1,047	5,36
	20	<b>18,562</b>	1,427	7,69
Schädelbasis links	21	<b>32,290</b>	0,749	2,32
	22	<b>31,668</b>	0,729	2,30
	23	<b>31,177</b>	1,339	4,30
Axis rechts	24	<b>24,369</b>	1,025	4,21
	25	<b>20,405</b>	0,565	2,77
	26	<b>18,594</b>	0,671	3,61
Axis links	27	<b>58,919</b>	1,876	3,18
	28	<b>47,457</b>	1,309	2,76
	29	<b>44,869</b>	0,428	0,95
Seitenzahnregion Oberkiefer rechts	30	<b>9,554</b>	0,681	7,12
	31	<b>7,333</b>	0,654	8,92
	32	<b>7,966</b>	0,389	4,89
Seitenzahnregion Oberkiefer links	33	<b>41,446</b>	1,520	3,67
	34	<b>37,877</b>	0,746	1,97
	35	<b>37,704</b>	1,242	3,29
Nacken oberflächennah rechts	40	<b>44,140</b>	1,330	3,01
	41	<b>39,266</b>	4,002	1,19
	42	<b>41,127</b>	3,370	8,19
Nacken oberflächennah links	43	<b>167,777</b>	7,966	4,75
	44	<b>166,057</b>	4,001	2,41
	45	<b>166,184</b>	5,005	3,01

Tab. 4.16: Messwerte der Gewebedosen nach Fernröntgenseitenaufnahme  
(SIEMENS Polydens 50 / 70 kV / 56 mAs) ermittelt durch  
Thermolumineszenzdosimetrie (Fortsetzung)

Messorte in den verschiedenen Geweben	TLD-Nr.	Dosis-Mittelwert [μGy]	STABW [μGy]	Prozentuelle STABW [%]
Seitenzahnregion Unterkiefer rechts	46	<b>22,508</b>	1,630	7,24
	47	<b>21,224</b>	1,580	7,44
	48	<b>18,550</b>	2,567	13,84
Seitenzahnregion Unterkiefer links	49	<b>86,256</b>	8,833	10,24
	50	<b>76,740</b>	1,078	1,40
	51	<b>76,427</b>	3,785	4,95
Rachen rechts	64	<b>38,857</b>	8,714	22,43
	65	<b>46,089</b>	7,145	15,50
	66	<b>54,422</b>	5,029	9,24
Rachen links	67	<b>69,319</b>	19,653	28,35
	68	<b>87,794</b>	15,165	17,27
	69	<b>106,316</b>	13,820	13,00
Wirbel IV rechts	70	<b>14,578</b>	3,394	23,28
	71	<b>17,327</b>	2,880	16,62
	72	<b>19,976</b>	1,616	8,09
Wirbel IV links	73	<b>29,298</b>	8,468	28,90
	74	<b>36,675</b>	8,460	23,07
	75	<b>41,696</b>	5,176	12,41
Mundboden rechts	76	<b>51,451</b>	15,287	29,71
	77	<b>59,387</b>	11,196	18,85
	78	<b>64,810</b>	8,372	12,92
Mundboden links	79	<b>92,891</b>	32,120	34,58
	80	<b>107,739</b>	21,779	20,21
	81	<b>120,044</b>	16,539	13,78
Wirbel VI rechts	101	<b>3,932</b>	2,320	59,00
	102	<b>5,095</b>	3,157	61,96
	103	<b>6,995</b>	4,949	70,75
Wirbel VI links	104	<b>5,692</b>	3,892	68,38
	105	<b>8,355</b>	6,403	76,64
	106	<b>11,295</b>	9,143	80,95
Schilddrüse rechts	107	<b>6,774</b>	3,437	50,73
	108	<b>8,415</b>	4,636	55,09
	109	<b>10,376</b>	5,916	57,02
Schilddrüse links	110	<b>10,061</b>	6,883	68,41
	111	<b>13,113</b>	10,342	78,87
	112	<b>17,982</b>	16,122	89,66

Tabelle 4.16 zeigt die gemittelten Dosiswerte, ihre Standardabweichung und prozentuelle Standardabweichung für jedes TLD, welches an den verschiedenen Geweben angebracht worden ist.

Scheibe 4 entspricht der Gehirnregion, in Scheibe 5 waren die TLDs für Axis und Seitenzahnregion OK, für Nackenoberflächennah und Seitenzahnregion UK in Scheibe 6, für Rachen in Scheiben 7 und 8, für Wirbel IV und Mundboden in Scheibe 8 sowie für Wirbel VI und Schilddrüse in Scheibe 10

.

Tab. 4.17: Genetische Strahlenexposition und Standardabweichung vom FRS

Messorte in den verschiedenen Geweben	TLD-Nr.	Dosis-Mittelwert [ $\mu\text{Gy}$ ]	STABW [ $\mu\text{Gy}$ ]	Prozentuale STABW [%]
Gonaden-Frau	121	<b>0,032</b>	0,111	346
	122	<b>0,048</b>	0,106	222
	123	<b>0,049</b>	0,080	163
Gonaden-Frau	124	<b>0,048</b>	0,135	285
	125	<b>0,077</b>	0,160	207
	126	<b>0,093</b>	0,137	148
Gonaden-Frau	127	<b>0,119</b>	0,178	150
	128	<b>0,068</b>	0,102	150
	129	<b>0,120</b>	0,098	82
Gonaden-Frau	130	<b>0,047</b>	0,173	368
	131	<b>0,004</b>	0,081	2020
	132	<b>0,014</b>	0,078	557
Gonaden-Frau	133	<b>0,040</b>	0,067	170
	134	<b>0,012</b>	0,059	499
	135	<b>0,031</b>	0,092	299
Gonaden-Frau	136	<b>0,093</b>	0,134	145
	137	<b>0,077</b>	0,097	125
	138	<b>0,101</b>	0,141	139
Gonaden-Frau	139	<b>0,130</b>	0,126	97
	140	<b>0,098</b>	0,107	109
	141	<b>0,042</b>	0,096	228
Gonaden-Mann	142	<b>0,030</b>	0,095	316
	143	<b>0,034</b>	0,067	197
	144	<b>0,013</b>	0,063	499
Gonaden-Mann	145	<b>0,048</b>	0,105	219
	146	<b>0,043</b>	0,077	181
	147	<b>0,039</b>	0,090	227
Gonaden-Mann	148	<b>0,044</b>	0,099	226
	149	<b>0,053</b>	0,115	217
	150	<b>0,050</b>	0,076	151
Hoden rechts	151	<b>0,071</b>	0,082	116
	152	<b>0,063</b>	0,069	109
	153	<b>0,085</b>	0,048	56
Hoden links	154	<b>0,002</b>	0,069	366
	155	<b>0,048</b>	0,074	153
	156	<b>0,039</b>	0,053	137

In Tabelle 4.17 werden die Strahlenexposition und ihre Standardabweichungen der Geschlechtsorgane aufgelistet. Die Gonaden der Frau sind in den Scheiben 31-33, die Gonaden des Mannes in Scheibe 34 dargestellt.

In der Tabelle 4.17 ist der Wert am TLD „154“ im Vergleich zu den anderen Werten extrem niedrig. Es muss hierbei angemerkt werden, dass es sich wahrscheinlich um einen Messfehler handelt. In den weiteren Mittelwertsrechnungen für die Hoden beim FRS wird dieser beschriebene Werte daher ausgelassen.

## Strahlenexpositionen der linken Seite bei der Fernröntgenseitenaufnahme FRS

Die höchsten Dosiswerte sind im Seitenzahnggebiet messbar. Die kleinsten Dosiswerte an der Hautoberfläche sind die an der Brustoberfläche, weil diese Messorte von den Hautoberflächenmessorten am weitesten von dem Direktstrahl entfernt liegen.

Ein großer Sprung ist ab dem Messort Vorderhals erkennbar. Dort liegt die Grenze des Direktstrahls. Der Wert sinkt um ca. die Hälfte im Vergleich zum nächstgelegenen Messort Kinn, das bei der Aufnahme noch der Direktstrahlung ausgesetzt ist.

In den Tabellen 4.18 und 4.19 werden die Mittelwerte der Strahlendosen der linken Gesichtshälfte miteinander verglichen. Der Messort „Seitenzahnregion OK“ verzeichnet den höchsten Wert. Der Wert „Seitenzahnregion OK“ hat eine Strahlenexposition von etwa 40 % der Dosis „Hautoberfläche Nacken oben“, welche bei der Panoramaschichtaufnahme als höchster Wert gemessen worden ist.

Innerhalb des Aufnahmebereiches (Tab. 4.18) kann man einen Abfall der Strahlendosen erkennen. Die Messorte Seitenzahnregion OK und UK sind diejenigen Bereiche, die dem Austrittsfenster des Gerätes aufgrund der Wölbung des Kopfes am nächsten sind. Da der Messpunkt Stomion, der Verbindungspunkt zwischen Oberlippe und Unterlippe, sich am Übergang zwischen der linken und rechten Gesichtshälfte befindet, ist hier die geringste Strahlenexposition zu verzeichnen, der Abfall beträgt 37,5 %.

Tab. 4.18: Strahlenexposition innerhalb des Aufnahmebereiches an der Oberfläche der linken Phantomhälfte beim FRS

Messorte an der Oberfläche links	Strahlenexposition in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in %
Seitenzahnregion OK links	193,141		
Seitenzahnregion UK links	191,875	- 1,266	- 0,7
Nacken oben links	186,546	- 6,595	- 3,4
Hinterhaupt links	167,015	- 26,126	- 13,5
Augenlinse links	160,147	- 32,994	- 17,1
Nacken unten links	144,819	- 48,322	- 25,0
Kinn links	139,998	- 53,143	- 27,5
Stomion	120,696	- 72,445	- 37,5

Tab. 4.19: Dosisverteilung außerhalb des Aufnahmebereiches der linken Phantomhälfte beim FRS

Messorte an der Oberfläche links	Strahlenexposition in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in %
Vorderhals	61,478		
Schulter vorn	26,189	- 35,289	- 57,4
Schulter hinten	13,017	- 48,461	- 78,
Brust	1,029	- 60,449	- 98,3

Einen großen Dosisabfall kann man zwischen dem Messort „Nackenoberflächennah“ und „Mundboden“ erkennen (siehe Tabelle 4.20)

Da der Messpunkt, wie der Name sagt, oberflächennah liegt, ist es logisch, dass dort die Exposition noch sehr hoch ist.

Je weiter innen sich der Messort befindet, desto geringer sind auch die Strahlenexpositionen.

Einen Dosisabfall von 95 % hat der „Wirbel VI“, da auch er am weitesten vom Direktstrahl entfernt ist.

Tab. 4.20: Strahlenexposition innerhalb des Direktstrahls in den verschiedenen Geweben der linken Phantomhälfte beim FRS

Messorte an den verschiedenen Geweben links	Strahlenexposition in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in %
Nackenoberflächennah links	166,673		
Mundboden links	106,891	- 59,782	- 35,9
Rachen links	87,810	- 78,863	- 47,3
Seitenzahnregion UK links	79,808	- 86,865	- 52,
Rachen	71,440	- 95,233	- 57,1
Kleinhirn links	57,126	- 109,547	- 65,7
Axis links	50,415	- 116,258	- 69,8
Seitenzahnregion OK links	39,009	- 127,664	- 76,6
Wirbel IV links	35,890	- 130,783	- 78,5
Schädelbasis links	31,712	- 134,961	- 81,1
Hypophyse	28,894	- 137,779	- 82,7
Schilddrüse links	13,719	- 152,954	- 91,8
Wirbel VI links	8,447	- 158,226	- 94,9

Wenn man die Werte von „Nacken oben“ (Tab. 4.18) und „Nackenoberflächennah“ (Tab. 4.20) vergleicht, findet man einen Dosisabfall von 10,7 %.

Der Abstand zwischen diesen beiden Messpunkten beträgt etwa 2 cm.

In Tabelle 4.19 sind die Messwerte außerhalb des Direktstrahls beschrieben. Man erkennt einen ausgeprägten Dosisabfall. „Stomion“ (Tab. 4.18) als kleinster Wert im direkten Strahlenfeld hat eine doppelt so hohe Strahlenexposition wie der Wert am „Vorderhals“ (Tab. 4.19).

Werden die Werte „Brust“ (Tab. 4.19) und „Seitenzahnregion OK“ (Tab. 4.18) verglichen, erhält man einen Dosisabfall von 99,99 %.

## Vergleich der Strahlenexposition zwischen rechter und linker Körperhälfte bei der Fernröntgenseitenaufnahme FRS

Zwischen der rechten und linken Seite des Körpers ergeben sich - durch die Aufnahmeart Fernröntgenseitenaufnahme bedingt - große Unterschiede in den Strahlenexpositionen.

Tabelle 4.21 und Tabelle 4.22 zeigen die prozentualen Unterschiede von jedem Messort.

Tab. 4.21: prozentuale Differenzen der Strahlenexpositionen zwischen rechter und linker Körperhälfte an der Oberfläche beim FRS

Messorte an der Oberfläche	Dosis Mittelwert in $\mu\text{Gy}$	Prozentuale Differenz in
Hinterhaupt links	167,015	
Hinterhaupt rechts	25,639	- 84,6%
Augenlinse links	160,147	
Augenlinse rechts	62,276	- 61,1%
Seitenzahnregion OK links	193,141	
Seitenzahnregion OK rechts	7,588	- 96,1%
Nacken oben links	186,546	
Nacken oben rechts	38,524	- 79,3%
Seitenzahnregion UK links	191,875	
Seitenzahnregion UK rechts	11,057	- 94,2%
Nacken unten links	144,819	
Nacken unten rechts	64,104	- 55,7%
Kinn links	139,998	
Kinn rechts	61,322	- 57,6%
Vorderhals links	61,478	
Vorderhals Mitte	38,640	- 37,1%
Vorderhals rechts	13,374	- 78,2%
Schulter hinten links	13,017	
Schulter hinten rechts	2,850	- 78,1%
Schulter vorn links	26,189	
Schulter vorn rechts	2,400	- 90,8%
Brust links	1,029	
Brust rechts	0,527	- 48,8%

Die Tabelle 4.21 zeigt die Mittelwerte der Strahlenexpositionen an der Oberfläche und die prozentuellen Unterschiede im Vergleich zwischen der linken und rechten Körperhälfte bei der FRS.

Den kleinsten Unterschied weist der Wert „Nacken“ mit 56 % auf. Den größten Unterschied sieht man an der „Seitenzahnregion Oberkiefer“.

Da die Messpunkte zwischen links und rechts nicht überall den gleichen Abstand haben, ist der die beobachtete Schwächung der Strahlung unterschiedlich.

Tab. 4.22: prozentuale Differenzen der Strahlenexpositionen zwischen rechter und linker Körperhälfte in den Geweben beim FRS

Messorte an den verschiedenen Geweben	Dosis Mittelwert in $\mu\text{Gy}$	Prozentuale Differenz
Kleinhirn links	57,126	
Kleinhirn rechts	30,295	- 47,3%
Schädelbasis links	31,712	
Schädelbasis rechts	18,939	- 40,3%
Axis links	50,415	
Axis rechts	21,123	- 58,1%
Seitenzahnregion Oberkiefer links	39,009	
Seitenzahnregion Oberkiefer rechts	8,284	- 78,8%
Nacken-oberflächennah links	166,673	
Nacken-oberflächennah rechts	41,511	- 75,1%
Seitenzahnregion Unterkiefer links	79,808	
Seitenzahnregion Unterkiefer rechts	20,760	- 74,0%
Rachen links	87,810	
Rachen rechts	46,456	- 47,1%
Wirbel IV links	35,890	
Wirbel IV rechts	17,294	- 51,8%
Mundboden links	106,891	
Mundboden rechts	58,549	- 45,2%
Wirbel VI links	8,447	
Wirbel VI rechts	5,340	- 36,8%
Schilddrüse links	13,719	
Schilddrüse rechts	8,522	-37,9%

Die Tabelle 4.22 zeigt die prozentuellen Differenzen in den Geweben beim FRS.

Hier sind die Differenzen nicht so hoch wie an der Oberfläche, da die Abstände zwischen den linken und rechten Messpunkten geringer sind.

Kleinsten Unterschied weist der „Wirbel VI“ auf. Doch ist hier der Unterschied von 36,8% enorm, wenn man bedenkt, dass der Abstand ca. 3cm beträgt.

Die größte Differenz findet man in der „Seitenzahnregion Oberkiefer“.

Von Bedeutung ist auch, wie viel Knochenmasse zwischen den jeweiligen Messpunkten vorhanden ist, da Knochen die Strahlen stärker absorbieren, und somit abschwächen.

Im Mittel beträgt der Dosisabfall zwischen der linken und rechten Körperhälfte 63,6%.

### **Genetische Strahlenexposition bei der Fernröntgenseitenaufnahme FRS**

Bei der Bestimmung der genetischen Strahlenexposition wurde die Strahlendosis in denselben Versuchsreihen wie oben beschrieben gemessen. Die Gonadendosen für den Mann sowie für die Frau wurden gleichzeitig und daher mit denselben Parametern gemessen. Es wurde keine Strahlenschutzschürze angelegt.

In der Tabelle 4.23 kann man sehen, dass an den Gonaden der Frau mehr Strahlung ankommt als an den Hoden oder den Gonaden des Mannes.

Die ist sicherlich damit zu erklären, dass die Positionierung der TLDs bei den Gonaden Frau weiter zur Oberfläche erfolgt ist.

Im Vergleich zum höchsten Wert „Seitenzahnregion links“ von 193,141  $\mu\text{Gy}$  ist es ein Abfall von 99,9% also fast 100%

Tab. 4.23 Gemittelte Gonadendosis für Mann und Frau beim FRS

Messorte	Strahlenexposition in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in $\mu\text{Gy}$	Dosisdifferenz in Prozent
Gonaden Frau	0,069		
Hoden	0,061	- 0,008	- 11,6%
Gonaden Mann	0,039	- 0,030	- 43,5%

## 4.4 Berechnung der effektiven Dosis und des Strahlenrisikos

### 4.4.1 Panoramaschichtaufnahme PSA

#### Ermittlung der Strahlenexposition einzelner Organe für die Panoramaschichtaufnahme PSA

Um die effektive Dosis zu berechnen, wird für die verschiedenen Organe die Strahlendosis benötigt sowie der Anteil des Organs, der mit dieser Dosis exponiert worden ist. Wie die Tabellen 4.21 und 4.22 zeigen, führt eine PSA im Kopf zu einer außerordentlich inhomogenen Dosisverteilung. Wird der gesamte Körper betrachtet, nimmt die Inhomogenität der Dosisverteilung weiter zu.

Zunächst wird exemplarisch eine Abschätzung der mittleren Hautdosis des Kopfes durchgeführt. Diese erfolgt aufgrund der für die einzelnen Scheiben des Alderson-Phantoms gemessenen Werte der Hautdosis (vgl. Tab. 4.7 und 4.8) und zwar wie folgt:

- Scheibe [0] 2  $\mu\text{Gy}$  (geschätzt)
  - Scheibe [1] 5  $\mu\text{Gy}$  (geschätzt)
  - Scheibe [2] 10  $\mu\text{Gy}$  (geschätzt)
  - Scheibe [3] Mittelwert von 11,7 (vorn) und 15,2 (hinten) = 13,5  $\mu\text{Gy}$
  - Scheibe [4] Mittelwert von Scheibe [3] und Scheibe [5] = 139  $\mu\text{Gy}$
  - Scheibe [5] Mittelwert von 465  $\mu\text{Gy}$  (wie Scheibe [6] hinten) und 65,0 = 265  $\mu\text{Gy}$
  - Scheibe [6]  $0,5 \cdot 465$  (Wert hinten zur Hälfte) +  $2 \cdot 0,167 \cdot 97,8$   
(Werte seitlich zu je 1/6) +  $0,167 \cdot 22,8$  (Wert vorn zu 1/6) = 269  $\mu\text{Gy}$
  - Scheibe [7] Mittelwert von Scheibe [6] und Scheibe [8] = 154  $\mu\text{Gy}$
  - Scheibe [8] Mittelwert von 31,5 (vorn) und 48,3 (hinten) = 39,9  $\mu\text{Gy}$
- Für die Hals- und obere Schulterregion ergeben sich die folgenden Werte:
- Scheibe [9] Mittelwert von 21,0 (vorn) und 28,5 (hinten) = 24,8  $\mu\text{Gy}$
  - Scheibe [10] Mittelwert von 15,5 (vorn) und (hinten) 20,3 = 17,9  $\mu\text{Gy}$

Die oben abgeschätzten Dosiswerte können nicht direkt gemittelt werden, da die einzelnen Scheiben des Alderson-Phantoms unterschiedliche Durchmesser besitzen. Der Kopfumfang auf der Höhe der Augen beträgt 56 cm, auf der Höhe des Mundes

48 cm und auf der Höhe des Halses 40 cm. Mit diesen Werten und einigen interpolierten Werten wird in Tabelle 4.24 der Mittelwert der Dosis für die Haut des Kopfes berechnet.

Tabelle 4.24: Berechnung der mittleren Dosis für die Haut des Kopfes für einzelne Scheiben des Alderson-Phantoms

Scheibe Nr.	Dosis ( $\mu\text{Gy}$ )	Umfang (cm)	Fläche <sup>□</sup> ( $\text{cm}^2$ )	Dosis*Fläche ( $\mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ )
0	2	40 <sup>□</sup>	100	200
1	5	52 <sup>□</sup>	140	700
2	10	56	140	1400
3	13,5	56	140	1890
4	139	56	140	19460
5	265	56	140	37100
6	269	52 <sup>□</sup>	130	34970
7	154	48	120	18480
8	39,9	40	100	3990
<b>Summe</b>	--	--	<b>1140</b>	<b>118.140</b>

<sup>□</sup> interpoliert    <sup>□</sup> Umfang multipliziert mit der Höhe pro Scheibe von 2,5 cm

Der Anteil der Fläche der Haut des Kopfes in Bezug zur gesamten Fläche der Haut, die für einen Durchschnittsmenschen mit  $1,6 \text{ m}^2$  angesetzt wird, beträgt demnach  $1140 \text{ cm}^2$  dividiert durch  $16.000 \text{ cm}^2$ , also 0,071 oder 7,1 %. Die mittlere Strahlendosis der Haut des Kopfes beträgt  $118.140 \mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  dividiert durch die Fläche von  $1140 \text{ cm}^2$ , also **104  $\mu\text{Gy}$** .

Für die Berechnung der effektiven Dosis werden nach Tabelle 3.2 für weitere Gewebe bzw. Organe die jeweils zugehörigen Strahlendosen benötigt:

*Gonaden:* Der Mittelwert der Strahlendosis für die weiblichen Gonaden (aus 21 Messorten, vgl. Tabelle 4.8) beträgt  $0,27 \mu\text{Gy}$ , für die männlichen Gonaden (Mittelwert aus 9 Messorten)  $0,20 \mu\text{Gy}$  und für die Hoden (Mittelwert aus 5 Messorten; der negative Messwert wurde verworfen)  $0,11 \mu\text{Gy}$ . Nach ICRP 2005 ist der Mittelwert der Dosen für die Ovarien ( $0,27 \mu\text{Gy}$ ) und die Testes ( $0,11 \mu\text{Gy}$ ) zu verwenden, also  $0,19 \mu\text{Gy}$ .

*Rotes Knochenmark:* Für die Strahlendosis des Schädelknochens wird derselbe Dosiswert wie für die Haut des Kopfes angenommen, also 104  $\mu\text{Gy}$ . Der Anteil des im Kopf enthaltenen Knochenmarks wird auf 5 Prozent des gesamten Knochenmarks geschätzt.

*Lunge:* Für die Strahlendosis der Lunge wird der Mittelwert zwischen der Dosis in Wirbel VI (11,1  $\mu\text{Gy}$ ) und der in der Brust (1,5  $\mu\text{Gy}$ ) angenommen, also 6,3  $\mu\text{Gy}$ .

*Magen:* Für die Strahlendosis des Magens wird derselbe Wert wie für die weibliche Brust angenommen, also 1,5  $\mu\text{Gy}$ .

*Dickdarm:* Für die Strahlendosis des Dickdarms wird derselbe Wert wie für die weiblichen Gonaden angenommen, also 0,27  $\mu\text{Gy}$ .

*Brust:* Für die Strahlendosis der Brustdrüse wird der direkt gemessene Wert für die Hautdosis der weiblichen Brust angenommen, also 1,5  $\mu\text{Gy}$ .

*Schilddrüse:* Der direkt gemessene Wert für die Strahlendosis der Schilddrüse beträgt 17,7  $\mu\text{Gy}$ .

*Speiseröhre:* Für die Strahlendosis der Speiseröhre wird derselbe Wert wie für die Lunge angenommen, also 6,3  $\mu\text{Gy}$ .

*Blase:* Für die Strahlendosis der Harnblase wird derselbe Wert wie für die weiblichen Gonaden angenommen, also 0,27  $\mu\text{Gy}$ .

*Leber:* Für die Strahlendosis der Leber wird derselbe Wert wie für die weibliche Brust angenommen, also 1,5  $\mu\text{Gy}$ .

*Knochenoberfläche:* Für die Strahlendosis der Knochenoberfläche des Kopfes wird derselbe Dosiswert wie für die Haut des Kopfes angenommen, also 104  $\mu\text{Gy}$ . Der

Anteil der im Kopf enthaltenen Knochenoberfläche wird auf 8 Prozent der gesamten Knochenoberfläche geschätzt.

*Haut:* Für die mittlere Strahlendosis der Haut wird von dem Dosiswert für die Haut des Kopfes ausgegangen, also 104  $\mu\text{Gy}$ . Der Anteil der Haut des Kopfes an der gesamten Hautoberfläche wurde oben mit 7,1 Prozent abgeschätzt.

*Gehirn:* Die mittlere Dosis für das Gehirn wird für einzelne Scheiben des Alderson-Phantoms separat geschätzt.

Scheibe [0] (1/10) 2  $\mu\text{Gy}$  (wie Haut)

Scheibe [1] (2/10) 5  $\mu\text{Gy}$  (wie Haut)

Scheibe [2] (2/10) 10  $\mu\text{Gy}$  (wie Haut)

Scheibe [3] (2/10) 13,5  $\mu\text{Gy}$  (wie Haut)

Scheibe [4] (2/10) Mittelwert aus 117  $\mu\text{Gy}$  (Kleinhirn), 150  $\mu\text{Gy}$  (Schädelbasis) und 219  $\mu\text{Gy}$  (Hypophyse) = 162  $\mu\text{Gy}$

Scheibe [5] (1/10) Mittelwert aus 117  $\mu\text{Gy}$  (Kleinhirn) und 476  $\mu\text{Gy}$  (Nacken, oberflächennah, wie Scheibe [6]) = 296,5  $\mu\text{Gy}$

Die mittlere Dosis für das Gehirn ergibt sich zu 68,0  $\mu\text{Gy}$ .

*Nieren:* Für die Nieren wird dieselbe Strahlendosis wie für die weibliche Brust angenommen, also 1,5  $\mu\text{Gy}$ .

*Speicheldrüsen:* Für die Strahlendosis der Speicheldrüsen wird der gewichtete Mittelwert zwischen 65,0  $\mu\text{Gy}$  (Hautdosis, Scheibe [5] seitlich, zu 2/3) und 287  $\mu\text{Gy}$  (Zentralachse, Scheibe [5], zu 1/3) angenommen, also 139  $\mu\text{Gy}$ .

### **Berechnung des Strahlenrisikos aus der effektiven Dosis für die Panoramaschichtaufnahme PSA**

Zunächst wird die effektive Dosis mit den neuesten Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP 99 (2005) berechnet. Dafür werden die oben abgeschätzten Organdosen sowie die Strahlendosis für den „Restkörper“ benötigt.

*Restkörper:* Die Strahlendosis für den Restkörper wird nach ICRP 2005 als Mittelwert der Dosis in den 14 Organen Fettgewebe (1,5  $\mu\text{Gy}$ ), Nebennieren (1,5  $\mu\text{Gy}$ ), Bindegewebe (1,5  $\mu\text{Gy}$ ), extrathorakale Luftwege (6,3  $\mu\text{Gy}$ ), Gallenblase (1,5  $\mu\text{Gy}$ ), Herzwand (6,3  $\mu\text{Gy}$ ), Lymphknoten (1,5  $\mu\text{Gy}$ ), Muskel (1,5  $\mu\text{Gy}$ ), Pankreas (1,5  $\mu\text{Gy}$ ), Prostata (0,20  $\mu\text{Gy}$ , Messwert), Dünndarmwand (1,5  $\mu\text{Gy}$ ), Milz (1,5  $\mu\text{Gy}$ ), Thymus (1,5  $\mu\text{Gy}$ ), Uterus/Zervix (0,20  $\mu\text{Gy}$ , Messwert) ermittelt; dieser beträgt 2,8  $\mu\text{Gy}$ .

Mit den vorstehend genannten Werten wird in Tabelle 4.25 die effektive Dosis einer PSA zu 5,6  $\mu\text{Sv}$  ermittelt. Anschaulich bedeutet dies, dass die inhomogene Dosisverteilung bei einer PSA mit demselben Strahlenrisiko verbunden ist wie eine homogene Ganzkörperexposition mit einer Dosis von 5,6  $\mu\text{Sv}$  oder (im Fall von Röntgenstrahlung) 5,6  $\mu\text{Gy}$ .

Tabelle 4.25 Berechnung der effektiven Dosis für eine Panorama-Schichtaufnahme (PSA) nach ICRP 99 (2005). Die effektive Dosis (letzte Spalte) ergibt sich als das Produkt aus Wichtungsfaktor, Organdosis und dem exponierten Anteil des Organs (dividiert durch 100).

Gewebe bzw. Organe	Wichtungsfaktor (ICRP 2005)	Dosis ( $\mu\text{Gy}$ )	Anteil (%)	Effektive Dosis ( $\mu\text{Sv}$ )
Gonaden	0,05	0,19	100	0,010
Rotes Knochenmark	0,12	104	5	0,624
Lunge	0,12	6,3	100	0,756
Magen	0,12	1,5	100	0,180
Dickdarm (Kolon)	0,12	0,27	100	0,032
Brust	0,12	1,5	100	0,180
Schilddrüse	0,05	17,7	100	0,885
Speiseröhre	0,05	6,3	100	0,315
Blase	0,05	0,27	100	0,014
Leber	0,05	1,5	100	0,075
Knochenoberfläche	0,01	104	8	0,083
Haut	0,01	104	7,1	0,074
Gehirn	0,01	68	100	0,680
Nieren	0,01	1,5	100	0,015
Speicheldrüsen	0,01	139	100	1,390
Restkörper	0,10 <sup>a)</sup>	2,8	100	0,280
<b>Gesamtkörper</b>	<b>1,00</b>	<b>---</b>	<b>---</b>	<b>5,592</b>

a) Nomineller Wichtungsfaktor bezogen auf den Mittelwert der Dosis in den 14 Organen Fettgewebe, Nebennieren, Bindegewebe, extrathorakale Luftwege, Gallenblase, Herzwand, Lymphknoten, Muskel, Pankreas, Prostata, Dünndarmwand, Milz, Thymus, Uterus/Zervix.

Im Folgenden wird die effektive Dosis mit den Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP 60 (1991) berechnet. Für den *Restkörper* wird eine Aufteilung je zur Hälfte auf ein in Tabelle 4.21 nicht spezifiziertes Gewebe, welches die höchste Dosis erhalten hat, und auf die mittlere Dosis im verbleibenden Restkörper vorgenommen. (a) Unter den Organen der Mundhöhle erhalten die Speicheldrüsen die höchste Dosis, und zwar 139  $\mu\text{Gy}$ . (b) Für den restlichen Körper (das sind die Organe des Rumpfes, die in Tabelle 4.21 nicht aufgeführt sind) wird die Dosis für die weibliche Brust angenommen, also 1,5  $\mu\text{Gy}$ . Mit den vorstehend genannten Werten wird in Tabelle 4.26 die effektive Dosis einer PSA zu 6,7  $\mu\text{Sv}$  ermittelt.

Tabelle 4.26: Berechnung der effektiven Dosis für eine Panoramaschichtaufnahme (PSA) nach ICRP 60 (1991). Die effektive Dosis (letzte Spalte) ergibt sich als das Produkt aus Wichtungsfaktor, Organdosis und dem exponierten Anteil des Organs (dividiert durch 100).

Gewebe bzw. Organe	Wichtungsfaktor (ICRP 1991)	Dosis ( $\mu\text{Gy}$ )	Anteil (%)	Effektive Dosis ( $\mu\text{Sv}$ )
Gonaden	0,20	0,27	100	0,054
Rotes Knochenmark	0,12	104	5	0,624
Lunge	0,12	6,3	100	0,756
Magen	0,12	1,5	100	0,180
Dickdarm (Kolon)	0,12	0,27	100	0,032
Brust	0,05	1,5	100	0,075
Schilddrüse	0,05	17,7	100	0,885
Speiseröhre	0,05	6,3	100	0,315
Blase	0,05	0,27	100	0,014
Leber	0,05	1,5	100	0,075
Knochenoberfläche	0,01	104	8	0,083
Haut	0,01	104	7,1	0,074
Restkörper (a)	0,025	139	100	3,475
Restkörper (b)	0,025	1,5	100	0,038
<b>Summe</b>	<b>1,00</b>	<b>---</b>	<b>---</b>	<b>6,679</b>

Der Dosisbeitrag des Restkörpers (a), d. h. die Strahlenexposition der Speicheldrüsen, liefert mit Abstand den größten Beitrag aller betrachteten Organe zur effektiven Dosis. Nach den Vorgaben von ICRP 1991 wäre es sogar formal zulässig gewesen, für den Restkörper (a) die Strahlendosis der Hypophyse mit 219  $\mu\text{Gy}$  einzusetzen, da dieses Organ bei einer PSA die höchste Strahlendosis erhält. Hierbei würde sich für die effektive Dosis ein Wert von 8,7  $\mu\text{Gy}$  ergeben, wobei der Restkörper (a), d. h. die Strahlenexposition der Hypophyse, für die keine strahleninduzierten Karzinome bekannt sind oder angenommen werden, einen Beitrag von 63 % liefern würde – was natürlich wenig sinnvoll ist. Dieses Beispiel zeigt in augenfälliger Weise, warum die ICRP in den letzten 15 Jahren die Gewebewichtungsfaktoren neu festgesetzt hat. Die nach ICRP 1991 berechnete effektive Dosis von 6,7  $\mu\text{Gy}$  dürfte die reale Strahlenexposition etwas überschätzen.

Mit der effektiven Dosis kann nun das gesamte Lebenszeitkrebsrisiko berechnet werden, welches mit einer PSA verbunden ist. Hierfür wird die effektive Dosis mit dem Risikoeffizienten für das gesamte Krebsrisiko multipliziert.

Nach ICRP 99 (2005) beträgt die effektive Dosis 5,6  $\mu\text{Sv} = 5,6 \cdot 10^{-6} \text{ Sv}$ ; dieser Wert multipliziert mit dem Risikoeffizienten für das gesamte Krebsrisiko von 6,2 %  $\text{Sv}^{-1}$  ergibt ein Risiko von  $3,5 \cdot 10^{-5} \%$  oder  $3,5 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 2,9 Millionen.

Nach ICRP 60 (1991) beträgt die effektive Dosis 6,7  $\mu\text{Sv} = 6,7 \cdot 10^{-6} \text{ Sv}$ ; dieser Wert multipliziert mit dem Risikoeffizienten für das gesamte Krebsrisiko von 5,0 %  $\text{Sv}^{-1}$  ergibt ein Risiko von  $3,3 \cdot 10^{-5} \%$  oder  $3,3 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 3,0 Millionen.

## Berechnung der effektiven Dosis aus dem Strahlenrisiko durch die Panoramaschichtaufnahme PSA

Eine zweite Vorgehensweise stellt die Berechnung der Risiken für die einzelnen Organe dar, wobei das gesamte Krebsrisiko durch Summieren der Einzelrisiken erhalten wird.

Dies ist in Tabelle 4.27 mit den Risikokoeffizienten nach ICRP 2005 durchgeführt, wobei sich ein Risiko von  $1,9 \cdot 10^{-5} \%$  oder  $1,9 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 5,3 Millionen ergibt.

Tabelle 4.27: Berechnung des Lebenszeit-krebsrisikos für eine PSA nach ICRP 99 (2005). Die mit der Strahlenexposition der einzelnen Organe verbundenen Risiken (letzte Spalte) ergeben sich als das Produkt aus Risikokoeffizient, Organdosis und dem exponierten Anteil des Organs (dividiert durch 100). Das Gesamtrisiko ist die Summe der Einzelrisiken.

Gewebe	Risikokoeffizient (% Sv <sup>-1</sup> )	Dosis (μGy)	Anteil (%)	Risiko (10 <sup>-6</sup> %)
Rotes Knochenmark	0,37	104	5	1,92
Lunge	0,99	6,3	100	6,24
Dickdarm	0,76	0,27	100	0,21
Magen	0,89	1,5	100	1,34
Brust	0,67	1,5	100	1,01
Ösophagus	0,17	6,3	100	1,07
Blase	0,23	0,27	100	0,06
Leber	0,19	1,5	100	0,29
Ovar	0,10	0,27	100	0,03
Schilddrüse	0,07	17,7	100	1,24
Knochenoberfläche	0,05	104	8	0,42
Haut	0,04	104	7,1	0,30
Restkörper	1,64	2,8	100	4,59
<b>Insgesamt</b>	<b>6,2</b>	<b>---</b>	<b>---</b>	<b>18,7</b>

Das aus den letalitätsadjustierten nominellen Risikokoeffizienten ermittelte Risiko von  $1,9 \cdot 10^{-5} \%$  kann nach Division durch den gesamten Risikokoeffizienten von  $6,2 \%$  Sv<sup>-1</sup> diejenige Ganzkörperdosis liefern, die zu dem genannten Risiko führen würde. Diese Dosis kann näherungsweise als effektive Dosis angesehen werden; sie beträgt  $3,0 \mu\text{Sv}$ .

In Tabelle 4.28 wird das Strahlenrisiko mit den Risikokoeffizienten nach ICRP 1991 berechnet. Als Dosis für die „übrigen Organe“ wird der nach ICRP 2005 berechnete Mittelwert für 14 Organe angenommen (vgl. Tabelle 4.25). Hieraus ergibt sich ein Risiko von  $1,6 \cdot 10^{-5} \%$  oder  $1,6 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 6,3 Millionen.

Tabelle 4.28: Berechnung des Lebenszeit-krebsrisikos für eine PSA nach ICRP 60 (1991). Die mit der Strahlenexposition der einzelnen Organe verbundenen Risiken (letzte Spalte) ergeben sich als das Produkt aus Risikokoeffizient, Organdosis und dem exponierten Anteil des Organs (dividiert durch 100). Das Gesamtrisiko ist die Summe der Einzelrisiken.

Gewebe	Risikokoeffizient (% Sv <sup>-1</sup> )	Dosis (μGy)	Anteil (%)	Risiko (10 <sup>-6</sup> %)
Rotes Knochenmark	0,5	104	5	2,60
Lunge	0,85	6,3	100	5,36
Magen	0,7	1,5	100	1,05
Dickdarm (Kolon)	0,85	0,27	100	0,23
Brust	0,6	1,5	100	0,90
Schilddrüse	0,08	17,7	100	1,42
Speiseröhre	0,3	6,3	100	1,89
Blase	0,3	0,27	100	0,08
Leber	0,15	1,5	100	0,23
Ovar	0,1	0,27	100	0,03
Knochenoberfläche	0,05	104	8	0,42
Haut	0,02	104	7,1	0,15
Übrige Organe	0,5	2,8	100	1,40
<b>Summe</b>	<b>5,0</b>	<b>---</b>	<b>---</b>	<b>15,74</b>

Das aus den Risikokoeffizienten nach ICRP 1991 ermittelte Risiko von  $1,6 \cdot 10^{-5} \%$  kann nach Division durch den gesamten Risikokoeffizienten von  $5,0 \%$  Sv<sup>-1</sup> die nominelle Ganzkörperdosis liefern, die zu dem genannten Risiko führen würde. Diese Dosis kann näherungsweise als effektive Dosis angesehen werden; sie beträgt  $3,2 \mu\text{Sv}$ .

Die direkt berechneten effektiven Dosen sind mit  $5,6 \mu\text{Sv}$  (ICRP 2005) und  $6,7 \mu\text{Sv}$  (ICRP 1991) fast doppelt so hoch wie die aus den Risikokoeffizienten ermittelten effektiven Dosen von  $3,0 \mu\text{Sv}$  (ICRP 2005) und  $3,2 \mu\text{Sv}$  (ICRP 1991). Der wesentliche Grund für diesen Unterschied dürfte darin liegen, dass bei der neuen

Berechnungsweise nach ICRP 2005 das Gehirn und die Speicheldrüsen, die als ganze Organe mit relativ hohen Strahlendosen exponiert werden, separat aufgeführt sind und direkt in die Rechnung eingehen. Nach ICRP 1991 wirken sich diese Organe über den Restkörper (a) besonders stark aus, wodurch die effektive Dosis wohl deutlich überschätzt wird. Insofern dürfte das aus der effektiven Dosis ermittelte Risiko genauer sein als der aus den nominellen Koeffizienten bestimmte Wert.

Das Ergebnis ist, dass somit der geschätzte Wert für die effektive Dosis einer PSA ca. 5  $\mu\text{Sv}$  beträgt. Dieser Wert ergibt als Mittelwert von den einzeln ermittelten Werten nach ICRP 99 (2005) und ICRP 60 (1991). Wird dieser Wert mit dem Mittelwert der Risikokoeffizienten von 6,2 %  $\text{Sv}^{-1}$  (ICRP 2005) und 5,0 %  $\text{Sv}^{-1}$  (ICRP 1991) multipliziert, ergibt sich ein Strahlenrisiko von  $2,8 \cdot 10^{-5}$  % oder  $2,8 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 3,6 Millionen.

#### 4.4.2 Fernröntgenseitenaufnahme

##### Ermittlung der Strahlenexposition einzelner Organe für die FRS

Es wird genauso verfahren wie mit den Werten der PSA. Allerdings können hier nicht einfach die Mittelwerte von linker und rechter Körperhälfte verwendet werden. Da wie oben beschrieben, die Strahlung nur von einer Seite kommt, werden die höheren Werte verwendet, also die Werte, die der Strahlung näher sind. Bei den Versuchen war es jeweils die linke Seite, die der direkten Strahlung ausgesetzt war.

Erst wird eine Abschätzung der mittleren *Hautdosis des Kopfes* durchgeführt. Die Werte der einzelnen Scheiben des Alderson-Phantoms sind folgende:

Scheibe [0] 20  $\mu\text{Gy}$  (geschätzt)

Scheibe [1] 50  $\mu\text{Gy}$  (geschätzt)

Scheibe [2] 80  $\mu\text{Gy}$  (geschätzt)

Scheibe [3] Mittelwert von 111,2 (vorn) und 96,3 (hinten) = 103,8  $\mu\text{Gy}$

Scheibe [4] Mittelwert von Scheibe [3] und Scheibe [5] = 105,1  $\mu\text{Gy}$

Scheibe [5] Mittelwert von 112,5 (wie Scheibe [6] hinten) und 100,4 = 106,4  $\mu\text{Gy}$

Scheibe [6]  $0,5 \cdot 112,5$  (Wert hinten zur Hälfte) +  $2 \cdot 0,167 \cdot 101,5$  (Werte seitlich zu je 1/6) +  $0,167 \cdot 120,7$  (Wert vorn zu 1/6) = 110,3  $\mu\text{Gy}$

Scheibe [7] Mittelwert von Scheibe [6] und Scheibe [8] = 106,5  $\mu\text{Gy}$

Scheibe [8] Mittelwert von 100,7 (vorn) und 104,5 (hinten) = 102,6  $\mu\text{Gy}$

Für die Hals- und obere Schulterregion ergeben sich folgende Werte:

Scheibe [9] Mittelwert von 38,6 (vorn) und 37,4 (hinten) = 38  $\mu\text{Gy}$

Scheibe [10] Mittelwert von 14,3 (vorn) und 13,0 (hinten) = 13,7  $\mu\text{Gy}$

Wie in Tabelle 4.24 wird in Tabelle 4.29 der Mittelwert für die Hautdosis des Kopfes berechnet

Tabelle 4.29: Berechnung der mittleren Dosis für die Haut des Kopfes für einzelne Scheiben des Alderson-Phantoms

Scheibe Nr.	Dosis ( $\mu\text{Gy}$ )	Umfang (cm)	Fläche <sup>□</sup> ( $\text{cm}^2$ )	Dosis*Fläche ( $\mu\text{Gy}*\text{cm}^2$ )
0	20	40 <sup>□</sup>	100	2000
1	50	52 <sup>□</sup>	140	7000
2	80	56	140	11200
3	103,8	56	140	14532
4	105,1	56	140	14714
5	106,4	56	140	14896
6	110,3	52 <sup>□</sup>	130	14339
7	106,5	48	120	12780
8	102,6	40	100	12060
<b>Summe</b>	--	--	<b>1140</b>	<b>103.521</b>

<sup>□</sup> interpoliert <sup>□</sup> Umfang multipliziert mit der Höhe pro Scheibe von 2,5 cm

Der Wert 103.521  $\mu\text{Gy}*\text{cm}^2$  wird durch die Fläche von 1140  $\text{cm}^2$  dividiert. 1140  $\text{cm}^2$  entspricht der Fläche der Haut des Kopfes eines Durchschnittsmenschen mit 1,6  $\text{m}^2$ . Dies entspricht 7,1 %. Die mittlere Strahlendosis der Haut des Kopfes beträgt demnach **90,8  $\mu\text{Gy}$** .

Wie auch für die PSA wird die Berechnung der effektiven Dosis nach Tabelle 3.2 die Strahlendosen der Gewebe bzw. Organe benötigt:

*Gonaden:* Der Mittelwert der Strahlendosis für die männlichen Gonaden aus 9 Messorten beträgt 0,039  $\mu\text{Gy}$  und für die Hoden aus 6 Messorten 0,051  $\mu\text{Gy}$ , der Mittelwert für die weiblichen Gonaden aus 21 Messorten beträgt 0,082  $\mu\text{Gy}$ .

Nach ICRP 2005 wird der Mittelwert der Dosen für die Ovarien und die Testes verwendet, 0,067  $\mu\text{Gy}$ .

*Rotes Knochenmark:* Die Strahlendosis des Schädelknochens wird wie die Dosis der Haut des Kopfes angenommen, also 90,81  $\mu\text{Gy}$ . Der Knochenmarkanteil des Kopfes wird auf 5 Prozent des gesamten Körperknochenmarks geschätzt.

*Lunge:* Der Mittelwert zwischen der Dosis in Wirbel VI (39,89  $\mu\text{Gy}$ ) und der in der Brust (0,78  $\mu\text{Gy}$ ) ist 20,34  $\mu\text{Gy}$ .

*Magen:* Hier wird die Strahlendosis wie für die weibliche Brust angenommen, also 0,78  $\mu\text{Gy}$ .

*Dickdarm:* Für die Strahlendosis des Dickdarms wird der Wert wie für die weiblichen Gonaden angenommen, also 0,082  $\mu\text{Gy}$ .

*Brust:* Der direkt gemessene Wert für die Hautdosis der weiblichen Brust wird angenommen, also 0,78  $\mu\text{Gy}$ .

*Schilddrüse:* Der direkt gemessene Wert für die Strahlendosis der Schilddrüse beträgt 11,12  $\mu\text{Gy}$ .

*Speiseröhre:* Für die Speiseröhre wird derselbe Wert wie für die Lunge angenommen, also 20,34.

*Blase:* Für die Strahlendosis der Harnblase wird derselbe Wert wie für die weiblichen Gonaden angenommen, also 0,082  $\mu\text{Gy}$ .

*Leber:* Für die Strahlendosis der Leber wird derselbe Wert wie für die weibliche Brust angenommen, also 0,78  $\mu\text{Gy}$ .

*Knochenoberfläche:* Für die Strahlendosis der Knochenoberfläche des Kopfes wird derselbe Dosiswert wie für die Haut des Kopfes angenommen, also 90,81  $\mu\text{Gy}$ . Der Anteil der im Kopf enthaltenen Knochenoberfläche wird auf 8 Prozent der gesamten Knochenoberfläche geschätzt.

*Haut:* Für die mittlere Strahlendosis der Haut wird von dem Dosiswert für die Haut des Kopfes ausgegangen, also 90,81  $\mu\text{Gy}$ . Der Anteil der Haut des Kopfes an der gesamten Hautoberfläche wurde mit 7,1 Prozent abgeschätzt.

*Gehirn:* Die mittlere Dosis für das Gehirn wird für einzelne Scheiben des Alderson-Phantoms getrennt abgeschätzt.

Scheibe [0]	(1/10)	20 $\mu\text{Gy}$ (wie Haut)
Scheibe [1]	(2/10)	50 $\mu\text{Gy}$ (wie Haut)
Scheibe [2]	(2/10)	80 $\mu\text{Gy}$ (wie Haut)
Scheibe [3]	(2/10)	103,8 $\mu\text{Gy}$ (wie Haut)
Scheibe [4]	(2/10)	Mittelwert aus 43,71 $\mu\text{Gy}$ (Kleinhirn), 25,33 $\mu\text{Gy}$ (Schädelbasis) und 28,89 $\mu\text{Gy}$ (Hypophyse) = 32,64 $\mu\text{Gy}$
Scheibe [5]	(1/10)	Mittelwert aus 43,71 $\mu\text{Gy}$ (Kleinhirn) und 104,09 $\mu\text{Gy}$ (Nacken oberflächennah) = 73,9 $\mu\text{Gy}$

Die mittlere Dosis für das Gehirn ergibt sich zu 62,7  $\mu\text{Gy}$ .

*Nieren:* Für die Strahlendosis der Nieren wird derselbe Wert wie für die weibliche Brust angenommen, also 0,78  $\mu\text{Gy}$ .

*Speicheldrüsen:* Für die Strahlendosis der Speicheldrüsen wird der gewichtete Mittelwert zwischen 100  $\mu\text{Gy}$  (Hautdosis, Scheibe [5] seitlich, zu 2/3) und 36  $\mu\text{Gy}$  (Zentralachse, Scheibe [5], zu 1/3) angenommen, also 79  $\mu\text{Gy}$ .

### **Berechnung der Strahlenrisiken aus der effektiven Dosis**

Als erstes wird wie auch bei der PSA die effektive Dosis mit den neuesten Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP 99 (2005) berechnet. Hierfür benötigt man die abgeschätzten Organdosen sowie die Strahlendosis für den „Restkörper“.

*Restkörper:* Die Strahlendosis für den Restkörper wird nach ICRP 2005 als Mittelwert der Dosis in 14 Organen Fettgewebe (0,78  $\mu\text{Gy}$ ), Nebennieren (0,78  $\mu\text{Gy}$ ), Bindegewebe (0,78  $\mu\text{Gy}$ ), extrathorakale Luftwege (20,34  $\mu\text{Gy}$ ), Gallenblase (0,78  $\mu\text{Gy}$ ), Herzwand (20,34  $\mu\text{Gy}$ ), Lymphknoten (0,78  $\mu\text{Gy}$ ), Muskel (0,78  $\mu\text{Gy}$ ), Pankreas (0,78  $\mu\text{Gy}$ ), Prostata (0,07  $\mu\text{Gy}$ , Messwert), Dünndarmwand (0,78  $\mu\text{Gy}$ ), Milz (0,78  $\mu\text{Gy}$ ), Thymus (0,78  $\mu\text{Gy}$ ), Uterus/Zervix (0,07  $\mu\text{Gy}$ , Messwert) ermittelt; dieser beträgt 3,47  $\mu\text{Gy}$ . Mit den vorstehend genannten Werten wird in Tabelle 4.30 die effektive Dosis einer FRS zu 6,8  $\mu\text{Sv}$  ermittelt. Anschaulich bedeutet das, dass die Teilstrahlung einer FRS mit demselben Strahlenrisiko verbunden ist, wie eine homogene Ganzkörperexposition mit einer Dosis von 6,8  $\mu\text{Sv}$  oder im Fall von Röntgenstrahlung 6,8  $\mu\text{Gy}$ .

Tabelle 4.30: Berechnung der effektiven Dosis für eine FRS nach ICRP 99 (2005). Die effektive Dosis (letzte Spalte) ergibt sich als das Produkt aus Wichtungsfaktor, Organdosis und dem exponierten Anteil des Organs (dividiert durch 100).

Gewebe bzw. Organe	Wichtungsfaktor (ICRP 2005)	Dosis ( $\mu\text{Gy}$ )	Anteil (%)	Effektive Dosis ( $\mu\text{Sv}$ )
Gonaden	0,05	0,067	100	0,035
Rotes Knochenmark	0,12	90,81	5	0,545
Lunge	0,12	20,34	100	2,441
Magen	0,12	0,78	100	0,094
Dickdarm (Kolon)	0,12	0,082	100	0,010
Brust	0,12	0,78	100	0,094
Schilddrüse	0,05	11,12	100	0,556
Speiseröhre	0,05	20,34	100	1,017
Blase	0,05	0,082	100	0,004
Leber	0,05	0,78	100	0,039
Knochenoberfläche	0,01	90,81	8	0,073
Haut	0,01	90,81	7,1	0,064
Gehirn	0,01	71,96	100	0,720
Nieren	0,01	0,78	100	0,008
Speicheldrüsen	0,01	78,67	100	0,787
Restkörper	0,10 <sup>a)</sup>	3,47	100	0,347
<b>Gesamtkörper</b>	<b>1,00</b>	<b>---</b>	<b>---</b>	<b>6,834</b>

a) Nomineller Wichtungsfaktor bezogen auf den Mittelwert der Dosis in den 14 Organen Fettgewebe, Nebennieren, Bindegewebe, extrathorakale Luftwege, Gallenblase, Herzwand, Lymphknoten, Muskel, Pankreas, Prostata, Dünndarmwand, Milz, Thymus, Uterus/Zervix.

Im Folgenden wird die effektive Dosis mit den Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP 60 (1991) berechnet. Für den *Restkörper* wird eine Aufteilung je zur Hälfte auf ein in Tabelle 4.31 nicht spezifiziertes Gewebe, welches die höchste Dosis erhalten hat, und auf die mittlere Dosis im verbleibenden Restkörper vorgenommen. (a) Unter den Organen der Mundhöhle erhalten die Speicheldrüsen die höchste Dosis, und zwar 79  $\mu\text{Gy}$ . (b) Für den restlichen Körper (das sind die Organe des Rumpfes, die in Tabelle 4.27 nicht aufgeführt sind) wird die Dosis für die weibliche Brust angenommen, also 1,03  $\mu\text{Gy}$ . Mit den vorstehend genannten Werten wird in Tabelle 4.31 die effektive Dosis einer FRS zu 7,0  $\mu\text{Sv}$  ermittelt.

Tabelle 4.31: Berechnung der effektiven Dosis für eine FRS nach ICRP 60 (1991). Die effektive Dosis (letzte Spalte) ergibt sich als das Produkt aus Wichtungsfaktor, Organdosis und dem exponierten Anteil des Organs (dividiert durch 100).

Gewebe bzw. Organe	Wichtungsfaktor (ICRP 1991)	Dosis ( $\mu\text{Gy}$ )	Anteil (%)	Effektive Dosis ( $\mu\text{Sv}$ )
Gonaden	0,20	0,067	100	0,013
Rotes Knochenmark	0,12	90,81	5	0,545
Lunge	0,12	20,34	100	2,441
Magen	0,12	0,78	100	0,094
Dickdarm (Kolon)	0,12	0,082	100	0,010
Brust	0,05	0,78	100	0,039
Schilddrüse	0,05	11,12	100	0,556
Speiseröhre	0,05	20,34	100	1,017
Blase	0,05	0,082	100	0,004
Leber	0,05	0,78	100	0,039
Knochenoberfläche	0,01	90,81	8	0,073
Haut	0,01	90,81	7,1	0,064
Restkörper (a)	0,025	79	100	1,975
Restkörper (b)	0,025	0,78	100	0,020
<b>Summe</b>	<b>1,00</b>	<b>---</b>	<b>---</b>	<b>7,007</b>

Der Dosisbeitrag des Restkörpers (a), d. h. die Strahlenexposition der Speicheldrüsen, liefert mit Abstand den größten Beitrag aller betrachteten Organe zur effektiven Dosis. Nach den Vorgaben von ICRP 1991 wäre es sogar formal zulässig gewesen, für den Restkörper (a) die Strahlendosis Seitenzahnregion OK mit  $193 \mu\text{Gy}$  einzusetzen, da dieses Organ bei einer FRS die höchste Strahlendosis erhält. Hierbei würde sich für die effektive Dosis ein Wert von  $9,7 \mu\text{Gy}$  ergeben, wobei der Restkörper (a), d. h. die Strahlenexposition der Seitenzahnregion OK, also der Hautregion, für die keine strahleninduzierten Karzinome bekannt sind oder angenommen werden, einen Beitrag von 63 % liefern würde – was natürlich wenig sinnvoll ist. Dieses Beispiel zeigt in augenfälliger Weise, warum die ICRP in den letzten 15 Jahren die Gewebewichtungsfaktoren neu festgesetzt hat. Die nach ICRP 1991 berechnete effektive Dosis von  $7,0 \mu\text{Gy}$  dürfte die reale Strahlenexposition etwas überschätzen. Mit der effektiven Dosis kann das gesamte Lebenszeitkrebsrisiko berechnet werden, welches mit einer PSA verbunden ist. Hierfür wird die effektive Dosis mit dem Risikoeffizienten für das gesamte Krebsrisiko multipliziert. Nach ICRP 99 (2005) beträgt die effektive Dosis  $6,8 \mu\text{Sv} = 6,8 \cdot 10^{-6} \text{ Sv}$ ; dieser Wert multipliziert mit dem Risikoeffizienten für das

gesamte Krebsrisiko von  $6,2 \% \text{ Sv}^{-1}$  ergibt ein Risiko von  $4,2 \cdot 10^{-5} \%$  oder  $4,2 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 2,4 Millionen. Nach ICRP 60 (1991) beträgt die effektive Dosis  $7,0 \mu\text{Sv} = 7,0 \cdot 10^{-6} \text{ Sv}$ ; dieser Wert multipliziert mit dem Risikoeffizienten für das gesamte Krebsrisiko von  $5,0 \% \text{ Sv}^{-1}$  ergibt ein Risiko von  $3,5 \cdot 10^{-5} \%$  oder  $3,5 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 2,9 Millionen.

### **Berechnung der effektiven Dosis aus dem Strahlenrisiko für die Fernröntgenseitenaufnahme FRS**

Eine zweite Vorgehensweise stellt die Berechnung der Risiken für die einzelnen Organe dar, wobei das gesamte Krebsrisiko durch Summieren der Einzelrisiken erhalten wird. Dies wurde in Tabelle 4.32 mit den Risikoeffizienten nach ICRP 2005 durchgeführt, wobei sich ein Risiko von  $2,8 \cdot 10^{-5} \%$  oder  $2,8 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 3,6 Millionen ergibt.

Tabelle 4.32: Berechnung des Lebenszeit-krebsrisikos für eine FRS nach ICRP 99 (2005). Die mit der Strahlenexposition der einzelnen Organe verbundenen Risiken (letzte Spalte) ergeben sich als das Produkt aus Risikoeffizient, Organdosis und dem exponierten Anteil des Organs (dividiert durch 100). Das Gesamtrisiko ist die Summe der Einzelrisiken.

Gewebe	Risikoeffizient ( $\% \text{ Sv}^{-1}$ )	Dosis ( $\mu\text{Gy}$ )	Anteil ( $\%$ )	Risiko ( $10^{-6} \%$ )
Rotes Knochenmark	0,37	90,81	5	1,68
Lunge	0,99	20,34	100	20,14
Dickdarm	0,76	0,082	100	0,06
Magen	0,89	0,78	100	0,69
Brust	0,67	0,78	100	0,52
Ösophagus	0,17	20,34	100	3,46
Blase	0,23	0,082	100	0,02
Leber	0,19	0,78	100	0,15
Ovar	0,10	0,082	100	0,01
Schilddrüse	0,07	11,12	100	0,78
Knochenoberfläche	0,05	90,81	8	0,36
Haut	0,04	90,81	7,1	0,26
Restkörper	1,64	3,47	100	5,69
<b>Insgesamt</b>	<b>6,2</b>	<b>---</b>	<b>---</b>	<b>33,8</b>

Das aus den letalitätsadjustierten nominellen Risikokoeffizienten ermittelte Risiko von  $3,3 \cdot 10^{-5} \%$  kann nach Division durch den gesamten Risikokoeffizienten von  $6,2 \text{ \% Sv}^{-1}$  diejenige Ganzkörperdosis liefern, die zu dem genannten Risiko führen würde. Diese Dosis kann näherungsweise als effektive Dosis angesehen werden; sie beträgt  $5,5 \text{ }\mu\text{Sv}$ .

In Tabelle 4.33 wird das Strahlenrisiko mit den Risikokoeffizienten nach ICRP 1991 berechnet. Als Dosis für die „übrigen Organe“ wird der nach ICRP 2005 berechnete Mittelwert für 14 Organe angenommen (vgl. Tabelle 4.25). Hieraus ergibt sich ein Risiko von  $3,0 \cdot 10^{-5} \%$  oder  $3,0 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 3,3 Millionen.

Tabelle 4.33: Berechnung des Lebenszeit-krebsrisikos für ein FRS nach ICRP 60 (1991). Die mit der Strahlenexposition der einzelnen Organe verbundenen Risiken (letzte Spalte) ergeben sich als das Produkt aus Risikokoeffizient, Organdosis und dem exponierten Anteil des Organs (dividiert durch 100). Das Gesamtrisiko ist die Summe der Einzelrisiken.

Gewebe	Risikokoeffizient (% Sv <sup>-1</sup> )	Dosis (μGy)	Anteil (%)	Risiko (10 <sup>-6</sup> %)
Rotes Knochenmark	0,5	90,81	5	2,27
Lunge	0,85	20,34	100	17,29
Magen	0,7	0,78	100	0,55
Dickdarm (Kolon)	0,85	0,082	100	0,07
Brust	0,6	0,78	100	0,45
Schilddrüse	0,08	11,12	100	0,89
Speiseröhre	0,3	20,34	100	6,10
Blase	0,3	0,082	100	0,02
Leber	0,15	0,78	100	0,12
Ovar	0,1	0,082	100	0,01
Knochenoberfläche	0,05	90,81	8	0,36
Haut	0,02	90,81	7,1	0,13
Übrige Organe	0,5	3,47	100	1,74
<b>Summe</b>	<b>5,0</b>	<b>---</b>	<b>---</b>	<b>30</b>

Das aus den Risikokoeffizienten nach ICRP 1991 ermittelte Risiko von  $3,0 \cdot 10^{-5} \%$  kann nach Division durch den gesamten Risikokoeffizienten von  $5,0 \text{ \% Sv}^{-1}$  die nominelle Ganzkörperdosis liefern, die zu dem genannten Risiko führen würde. Diese Dosis kann näherungsweise als effektive Dosis angesehen werden; sie beträgt  $6,0 \text{ }\mu\text{Sv}$ .

Die direkt berechneten effektiven Dosen sind mit  $5,6 \mu\text{Sv}$  (ICRP 2005) und  $6,7 \mu\text{Sv}$  (ICRP 1991) vergleichsweise ähnlich hoch wie die aus den Risikoeffizienten ermittelten effektiven Dosen von  $5,5 \mu\text{Sv}$  (ICRP 2005) und  $6,0 \mu\text{Sv}$  (ICRP 1991). Im Gegensatz zur PSA sind durch die Strahlung, die auf eine Gesichtshälfte relativ stark auftreffen, die Werte für den Bereich Gehirn auch höher ausgefallen.

Der geschätzte Wert für die effektive Dosis einer Fernröntgenseitenaufnahme beträgt somit ca.  $6 \mu\text{Sv}$ . Dieser Wert ergibt als Mittelwert von den einzeln ermittelten Werten nach ICRP 99 (2005) und ICRP 60 (1991). Wird dieser Wert mit dem Mittelwert der Risikoeffizienten von  $6,2 \% \text{ Sv}^{-1}$  (ICRP 2005) und  $5,0 \% \text{ Sv}^{-1}$  (ICRP 1991) multipliziert, ergibt sich ein Strahlenrisiko von  $3,4 \cdot 10^{-5} \%$  oder  $3,4 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 2,9 Millionen.

#### **4.4.3 Intraorale Aufnahme (Zahnfilm)**

Für die Auswertung der Zahnfilme ist es etwas schwieriger die Berechnungen nach den Verfahren durchzuführen, wie es bei den PSA und FRS Aufnahmen gemacht worden ist, weil nur die Dosen am Zahnfilm direkt berechnet, und keine Werte an den verschiedenen Organen und Körperteilen gemessen wurden.

Zwar betrug der Durchschnittswert von in  $95 \mu\text{Gy}$  ein Fünftel der Höchstdosis bei der PSA, jedoch ist ein pauschaler Vergleich sehr schwierig, da die Aufnahmearten vollkommen verschieden sind.

Trotzdem soll hier ein Vergleich dargestellt werden.

Die Belichtungszeit einer PSA beträgt 19s. Die Belichtungszeit eines Zahnfilmes unter 1 s. Die PSA rotiert um den Kopf des Patienten, bei einem Zahnfilm bewegt sich die Röntgenröhre während der Aufnahme nicht.

Durch die Rotation bei einer PSA sind die TLDs, die an der Oberfläche des Phantomkopfes gesetzt wurden nicht 19s lang bestrahlt, sondern einen Bruchteil davon, allerdings kommen natürlich durch die fortlaufende Bestrahlung zwar keine direkten jedoch indirekte Strahlungen an, wie zum Beispiel Streustrahlung.

Daher werden die Werte der PSA-Aufnahmen durch 19 und 5 geteilt, um eine Aussage über die effektiv Dosis und das resultierende Risiko machen zu können.

Das Ergebnis für die effektive Dosis einer PSA beträgt ca. 5  $\mu\text{Sv}$ . Wird dieser Wert mit dem Mittelwert der Risikoeffizienten von 6,2 %  $\text{Sv}^{-1}$  (ICRP 2005) und 5,0 %  $\text{Sv}^{-1}$  (ICRP 1991) multipliziert, ergibt sich ein Strahlenrisiko von  $2,8 \cdot 10^{-5}$  % oder  $2,8 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 3,6 Millionen.

Wenn für einen Zahnfilm dieser Wert durch 19 und 5 geteilt wird, ergibt sich eine effektive Dosis von 0,053  $\mu\text{Sv}$  und ein Strahlenrisiko von  $2,9 \cdot 10^{-7}$  % oder  $2,9 \cdot 10^{-9}$  oder 1 : 345 Millionen.

### **Altersabhängigkeit des Strahlenrisikos für die Panoramaschichtaufnahme PSA und die Fernröntgenseitenaufnahme FRS**

Die oben genannten Strahlenrisiken sind die Mittelwerte über alle Lebensalter. Um bei der Strahlenexposition genauer nach Lebensalter zu differenzieren, kann das Risiko für die jeweiligen Lebensdekaden durch Modifizierung entsprechend der altersabhängigen Verteilung der Risikoeffizienten der Abbildung 3.9 ermittelt werden.

Für die alltägliche Praxis sollte es aber genügen, für Kinder und junge Personen (bis einschließlich 18 Jahre) die berechneten Risiken um den Faktor 3 zu erhöhen und für Personen, die zum Zeitpunkt der Exposition das 65. Lebensjahr überschritten haben, die Risikowerte durch 5 zu teilen, da die meisten induzierten Tumoren wegen ihrer langen Latenzzeiten nicht mehr innerhalb der Lebenszeit der exponierten Personen klinisch manifest werden. Für Personen zwischen 18 und 65 Jahren gelten die oben berechneten Strahlenrisiken. Für Kinder ergibt sich durch eine PSA ein Strahlenrisiko von etwa  $8,4 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 1,2 Millionen und für Personen jenseits des 65. Lebensjahres ein Risiko von etwa  $5,6 \cdot 10^{-8}$  oder 1 : 18 Millionen.

Für die FRS ergibt sich bei Kindern ein Strahlenrisiko von etwa  $10,2 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 980 000 und für Personen jenseits des 65. Lebensjahres ein Risiko von etwa  $6,8 \cdot 10^{-8}$  oder 1 : 14 Millionen.

Für eine Zahnfilmaufnahme ergibt sich bei Kindern ein Strahlenrisiko von etwa  $8,7 \cdot 10^{-9}$  oder 1 : 114 Millionen und für Personen über 65 Jahren ein Risiko von etwa  $5,8 \cdot 10^{-10}$  oder 1 : 1,7 Milliarden.

## 5. Diskussion

### 5.1 Veranschaulichung der Strahlenexposition

Die Messungen der vorliegenden Arbeit haben das Resultat erbracht, dass eine PSA mit einer effektiven Dosis von etwa 5  $\mu\text{Sv}$  und eine FRS mit einer effektiven Dosis von etwa 6  $\mu\text{Sv}$  verbunden ist. Diese Dosis soll zunächst durch einem Vergleich mit der *natürlichen Strahlenexposition* veranschaulicht werden.

Im Durchschnitt erhält jeder Bewohner der Bundesrepublik Deutschland aufgrund der natürlichen Strahlenexposition eine effektive Dosis von ca. 2,1 mSv (vgl. Tabelle 5.1).

Tab. 5.1 Strahlenexposition der Bevölkerung der Bundesrepublik Deutschland im Jahre 2004 aufgrund der natürlichen Strahlung (BMU 2005)

Quelle	Mittlere effektive Dosis (mSv)
Kosmische Strahlung	ca. 0,3
Terrestrische Strahlung	ca. 0,4
Inkorporierte natürlich radioaktive Stoffe	ca. 0,3
Inhalation von Radon	ca. 1,1
<b>Summe der natürlichen Strahlenexposition</b>	<b>ca. 2,1</b>

Eine effektive Dosis von 5  $\mu\text{Sv}$ , wie sie mit einer PSA verbunden ist, entspricht etwa 0,24 Prozent der jährlichen natürlichen Strahlenexposition. Eine effektive Dosis von 6  $\mu\text{Sv}$  wie sie mit einer FRS verbunden ist, entspricht etwas 0,28 Prozent dessen und eine effektive Dosis von 0,077  $\mu\text{Sv}$ , die bei einem Zahnfilm entstehen, 0,004 Prozent. Alle drei Werte sind damit etwas bzw. sehr viel geringer als diejenige Dosis, die der Mensch täglich aufgrund der natürlichen Strahlenexposition aufnimmt, und zwar über sein ganzes Leben.

Als ein weiterer Vergleich sollen die Dosen der gängigsten radiologischen Verfahren herangezogen werden. Tabelle 5.2 zeigt den Dosisbedarf einiger häufig durchgeführter Röntgenuntersuchungen, ausgedrückt durch die effektive Dosis. Die Mehrzahl der Untersuchungsverfahren, die mit einer relativ niedrigen Strahlenexposition verbunden sind, betrifft die konventionellen Röntgenaufnahmen

(Tab. 5.2). Bei Untersuchungen, die zusätzlich eine Röntgendurchleuchtung notwendig machen, sind die Strahlendosen durchweg höher als in der ersten Gruppe. Zu diesen Untersuchungsverfahren gehören die Arteriografie und die interventionelle Radiologie. Die Computertomographie (CT) ist mit einer relativ hohen Strahlenexposition verbunden, hat aber eine sehr große diagnostische Aussagekraft. Bei der Bewertung der Strahlenexposition ist zu berücksichtigen, dass ein daraus resultierendes Risiko gegenüber dem Nutzen einer gezielt durchgeführten Untersuchung für den Patienten in den Hintergrund tritt.

Für Zahnaufnahmen ist in Tabelle 5.2 pauschal eine effektive Dosis von  $\leq 0,01$  mSv angegeben. Dies ist um ein vielfaches höher angesetzt als die geschätzte tatsächliche Dosis von  $0,053 \mu\text{Sv}$ . Die für eine PSA ermittelte effektive Dosis von  $5 \mu\text{Sv}$  und die für eine FRS ermittelte effektive Dosis von etwa  $6 \mu\text{Sv}$  liegen unterhalb der in Tabelle 5.2 angegebenen Obergrenze, sodass hier eine gute Übereinstimmung besteht. Im Vergleich zu einer Thorax-Aufnahme, die einen Dosisbedarf von 90 bis  $150 \mu\text{Sv}$  hat, ist die Strahlenexposition bei einer PSA um einen Faktor von 18 bis 30 geringer und bei einer FRS um einen Faktor von 15 bis 25 geringer. Zudem wird aus Tabelle 5.2 deutlich, dass eine Thorax-Aufnahme im Vergleich zu den anderen radiologischen Untersuchungsverfahren nur eine sehr geringe Dosis bedingt. Hier lässt sich das für die Computertomographie oben angeführte Argument wiederholen, wonach bei der Bewertung der Strahlenexposition zu berücksichtigen ist, dass ein daraus resultierendes Risiko gegenüber dem Nutzen einer gezielt durchgeführten Untersuchung für den Patienten in den Hintergrund tritt. Dies gilt für eine PSA und eine FRS angesichts ihrer sehr geringen Strahlenexposition in ganz besonderem Maße.

Tab. 5.2 Bereiche mittlerer Werte für die effektive Dosis für häufige Röntgenuntersuchungen am Standardpatienten (70 kg Körpergewicht) nach BMU 2005

Untersuchungsart	Effektive Dosis [mSv]
<i>Untersuchungen mit Röntgenaufnahmen</i>	
Zahnaufnahme	≤ 0,01
Gliedmaßen (Extremitäten)	0,01 – 0,1
Schädelaufnahme	0,03 – 0,1
Halswirbelsäule in 2 Ebenen	0,09 – 0,15
Brustkorb (Thorax), 1 Aufnahme	0,02 – 0,05
Mammographie beidseits in je 2 Ebenen	0,2 – 0,6
Brustwirbelsäule in 2 Ebenen	0,5 – 0,8
Lendenwirbelsäule in 2 Ebenen	0,8 – 1,8
Beckenübersicht	0,5 – 1,0
Bauchraum (Abdomenübersicht)	0,6 – 1,1
<i>Röntgenuntersuchungen mit Aufnahmen und Durchleuchtung</i>	
Magen	6 – 12
Darm (Dünndarm bzw. Kolonkontrasteinlauf)	10 – 18
Galle	1 – 5
Harntrakt (Urogramm)	2,5 – 7
Bein-Becken-Phlebografie	0,5 – 2
Arteriografie und Interventionen	10 – 20
<i>CT-Untersuchungen</i>	
Kopf	2 – 4
Wirbelsäule / Skelett	3 – 10
Brustkorb (Thorax)	6 – 10
Bauchraum (Abdomen)	10 – 25

Nachfolgend soll versucht werden, die gemessenen Dosiswerte am Alderson-Phantom mit ausgewählten Untersuchungsverfahren im Kopf-Hals-Bereich zu vergleichen. Aufgrund der Verschiedenartigkeit der Röntgenanlagen, der Vielzahl der Projektionen und Fülle technischer Einzelheiten, sowie die Positionierung des Phantoms bzw. Des Patienten zeichnet sich ein sehr differenziertes Bild bei Dosismessungen ab. Zusätzlich stellt die Dosimetrie generell hohe Anforderungen an die Durchführenden. Zudem beinhaltet sie viele Unterscheidungsmöglichkeiten, zu anderen Messungen, da bislang in Untersuchungen zur Strahlenexposition nur sehr wenige Messorte zum Einsatz kamen, wobei die genaue Position zum Teil nicht eindeutig beschrieben wird.

In Tab. 5.3 werden einige Vergleiche hergestellt. Die Messbedingungen sind zusammen mit den Dosiswertebereichen aufgeführt.

Tab. 5.3 Dosisvergleiche mit anderen Autoren in mGy

Untersuchung	Schilddrüse Strahlendosen in mGy	Augenlinse Strahlendosen in mGy	Nackenhaut Strahlendosen in mGy
Konv. PSA 71 kV 15 mA / 19s Alderson-Phantom Orthoralix FD 5 Plus (Eigenmessung)	0,015-0,021	0,011-0,012	0,031-0,473
Konv. PSA 77 kV 14s Alderson-Phantom Sirona, Bernsheim (Heiland 2004)	(rechts) 0,15	(rechts) 0,02	-
Digitale PSA 70-71 kV 6-15 mA / 14,1s Alderson-Phantom Orthophos DS (Riel 2000)	0,028-0,059	0,005-0,019	0,187-0,539
Konv. PSA 64-71 kV 15-16 mA/ 14s Alderson-Phantom Orthophos CD (Riel 2000)	0,077-0,084	0,006-0,02	0,412-0,448
Konv. PSA 73-75 kV 6-10 mA / 15s Siemens OP 10 E Patienten (Visser et al. 1997)	0,01-0,015 (Haut)	0,01-0,04 (Haut)	0,15-0,32 (kaudale Position)

Zwischen den einzelnen Untersuchungen besteht ein Unterschied bei der Wahl der Messorte. Während zum Beispiel meine eigenen Messungen, und die von Riel am Organ selber waren, wurden die Untersuchungen von Visser et al. an der Haut der Patienten durchgeführt. Daher müsste man die realen Werte etwas nach unten korrigieren. Durch die kaudalere Positionierung der Nackenhautmesspunkte resultieren geringere Dosiswerte an den Patienten. Trotz der Unterschiede wird deutlich, dass eine Reduzierung der Dosiswerte bemerkbar ist. Dies ist wohl hauptsächlich der Entwicklung der Technik, und somit der Geräte zuzuschreiben.

In allen Vergleichen ist zu sehen, dass die Ergebnisse der Eigenmessungen im Bereich der verglichenen Werte, oder sogar darunter liegen. Dabei ist zu bemerken, dass die Bandbreite der Ergebnisse enger ist als bei allen anderen Messungen. Ein Grund könnten auch die zum ersten Mal verwendeten TLD 100H sein, da diese empfindlicher sind. Denn selbst die Ergebnisse der digitalen Untersuchungen sind teilweise höher.

In der Literatur sind verschiedene Untersuchungen mit verschiedenen Geräten zu finden. Durch die Unterschiede in den Geräteparameter ergeben sich daher auch kleine Unterschiede in den Dosen.

Tab. 5.4 Dosisvergleiche Untersuchung von Gibbs (1997)

Organ	<i>Panex E</i> 80 kV 4,5 mA 15s (Gibbs,1988 )	<i>Polomex</i> <i>OP5</i> 80 kV 15 mA 15s (Gibbs,1988 )	<i>Oralix Pan</i> <i>DC</i> 73 kV 6 mA 16s (Gibbs,1988)	<i>Orthoralix 5 FD</i> <i>Plus</i> 71 kV 15mA 19s (Eigenmessung)
Brust	0,2 µGy	0,3 µGy	0,2 µGy	1,5 µGy (Hautmessung)
Schilddrüse	43 µGy	120 µGy	60 µGy	18 µGy
Speicheldrüsen	250 µGy	380 µGy	350 µGy	160 µGy (Seitenzahnregion UK)

Wie oben schon erwähnt, spielt die Entwicklung der Röntengeräte sicherlich auch eine Rolle. In der Tabelle 6.4 ist deutlich zu erkennen, dass die verschiedenen Parameter der Röntengeräte unterschiedliche Dosiswerte zur Folge haben.

Die Werte sind vor 20 Jahren aufgenommen worden, und daher nicht mehr relevant für die heutige Praxis, allerdings wird deutlich, dass eine Reduzierung der Dosen um ca. Die Hälfte stattgefunden hat. Der höhere Dosiswert an der Brust ist dadurch zu erklären, dass die TLDs in der Eigenmessung auf der Haut gelegen hatten. Außerdem wurde keine Strahlenschürze angelegt. Durch das Anlegen einer Strahlenschürze am Patienten gerade in dem Bereich würde die Strahlenexposition um ein vielfaches reduziert werden.

Als weiterer Vergleich soll die Strahlenexposition beim Fliegen herangezogen werden. Die Intensität der kosmischen Höhenstrahlung, die auf Meereshöhe eine jährliche effektive Dosis von ca. 0,3 mSv verursacht (vgl. Tabelle 5.1), nimmt mit der Höhe zu. In einem Düsenverkehrsflugzeug, das üblicherweise in einer Höhe von etwa 11 000 Metern fliegt, beträgt die Dosisleistung der Höhenstrahlung etwa 5  $\mu$ Sv pro Stunde. Obwohl die Dosisleistung in Richtung der Pole etwas zunimmt und in Richtung Äquator etwas abnimmt, soll hier mit dem durchschnittlichen Wert argumentiert werden. Eine effektive Dosis von 5  $\mu$ Sv, wie sie mit einer PSA verbunden ist und eine effektive Dosis von 6  $\mu$ Sv, wie sie mit einer FRS verbunden ist, entspricht somit recht genau bzw. etwas höher derjenigen Strahlenexposition, der ein Passagier beim Fliegen in einem Düsenverkehrsflugzeug pro Stunde ausgesetzt ist. Bei einem Zahnfilm wären es 1,54 Prozent der Strahlenexposition.

Als vierter und letzter Vergleich soll die Strahlenexposition beruflich strahlenexponierter Personen herangezogen werden. Nach Röntgenverordnung und Strahlenschutzverordnung beträgt der Grenzwert der effektiven Dosis aufgrund beruflicher Strahlenexposition 20 mSv pro Kalenderjahr und der Grenzwert der Berufslebenszeitdosis 400 mSv. Die effektive Dosis aufgrund einer PSA wurde mit 5  $\mu$ Sv und bei einer FRS mit 6  $\mu$ Sv ermittelt. Diese Werte liegen somit um einen Faktor von 4 000 bzw. 3333 niedriger, bei einem Zahnfilm von 0,077  $\mu$ Sv um 240 000 fache niedriger als die Dosis, die Radiologen und andere beruflich strahlenexponierte in jedem Kalenderjahr ihrer Berufstätigkeit maximal erhalten dürfen, und um einen Faktor von 80 000 bzw. 66 666 niedriger, und bei einem Zahnfilm um das 5,2 Millionen fache geringer als die Dosis, die beruflich strahlenexponierte Personen im Verlauf ihrer gesamten Berufstätigkeit maximal erhalten dürfen.

## 5.2 Veranschaulichung der Strahlenrisikos

Das gesamte Strahlenrisiko einer Panorama-Schichtaufnahme wurde oben mit  $2,8 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 3,6 Millionen bestimmt. Bei einer Fernröntgenseitenaufnahme wurde das gesamte Strahlenrisiko von  $3,4 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 2,9 Millionen bestimmt und bei einem Zahnfilm  $2,9 \cdot 10^{-9}$  oder 1 : 345 Millionen.

Diese Werte sind einem Patienten nur schwer zu vermitteln. Deshalb sollen im Folgenden einige anschauliche Vergleiche angeführt werden, die bei der Risikokommunikation mit dem Patienten verwendet werden könnten.

Zunächst ist zum Begriff *Risiko* zu bemerken, dass es sich hier um eine Wahrscheinlichkeit für das Eintreten eines unerwünschten Ereignisses handelt, die oft sehr klein, aber praktisch niemals Null ist. Beispielsweise beträgt das Risiko, innerhalb eines Jahres vom Blitz erschlagen zu werden, etwa 1 : 2 Millionen (s. Tab. 6.4). Kein Mensch, der sich nicht gerade in einem heftigen Gewitter befindet, macht sich Gedanken über dieses potentielle Risiko.

Dies zeigt ganz deutlich, dass der wissenschaftliche Begriff *Risiko* nicht gleichbedeutend mit einer realen *Gefährdung* ist. Das Risiko, aufgrund einer PSA irgendwann im Leben an einer strahleninduzierten Krebskrankheit zu erkranken und vielleicht daran zu sterben, ist mit 1 : 3,6 Millionen bzw. 1 : 2,9 Millionen (FRS) oder wie bei einer Zahnfilmaufnahme mit 1 : 345 Millionen deutlich geringer als das Risiko in kommenden Jahr vom Blitz erschlagen zu werden. Dies ist ein Risiko, das man zwar mathematisch angeben kann, das aber im Vergleich zu anderen Lebensrisiken absolut unbedeutend ist.

Tab. 5.5: Alltags- und Berufsrisiken im Vergleich

Risiko	Mortalitätsrate pro Jahr
Alltagsrisiko:	
• Blitzschlag	1:2 000 000
• Verkehrsunfall:	1:7100
- Autofahrer	1:4000
- Radfahrer	1:8000
- Fußgänger	1:20 000
• 20 Zigaretten täglich	1:2000
• Drachenfliegen	1:500
Berufsrisiken:	
• Handel	1:14 300
• Transport	1:2600
• Landwirtschaft	1:1350
• Bauwesen	1:1230

In Tabelle 5.5 sind noch weitere Risiken aufgelistet. Zum Beispiel ist die Sterblichkeitsrate eines Autofahrers bei einem Verkehrsunfall 1 : 4000. Es ist also um ein 900-faches gefährlicher als eine PSA Aufnahme bzw. um ein 725-faches gefährlicher als eine FRS Aufnahme und um ein 86 250-faches gefährlicher als eine Zahnfilmaufnahme. Mit 1 : 8000 Sterblichkeitsrate sind die Radfahrer um ein 450-faches bzw. 362-faches gefährdeter bei einem Zahnfilm um ein 43 000-fache gefährlicher, und die Fußgänger mit 1 : 20 000 um ein 180-faches bzw. um ein 145-faches und bei einem Zahnfilm um ein 17 250-faches.

Doch auch das tägliche Berufsleben birgt Risiken wie wir in der Tabelle 5.5 sehen können. Dabei ist es im Bauwesen am gefährlichsten. Dort ist das Risiko 1 : 1230. Das entspricht einem fast 3000-fach bzw. fast 2400-faches, bei einem Zahnfilm ein 280 500-faches höherem Risiko.

Die geschätzten Risiken sind Mittelwerte und berücksichtigen zunächst nicht das Alter des Patienten.

In Tab. 3.4 sind die Risikoeffizienten altersabhängig aufgelistet. Dabei kann man sehen, dass die Koeffizienten mit dem Alter abnehmen. Das bedeutet, dass das Risiko mit dem Alter auch immer geringer wird. Allerdings ist der Verlauf bei der Frau an der Brust nicht so linear. Der höchste Risikoeffizient und somit das höchste Risiko an Brustkrebs zu sterben ist mit dem Alter von 15 Jahren erreicht.

Dies hängt sicherlich damit zusammen, dass die Reifung der Brust in der Pubertät stattfindet.

Die Strahlenexposition bei der PSA-Aufnahme waren für die Brust  $1,5 \mu\text{Sv}$  und bei dem FRS  $0,78 \mu\text{Sv}$ .

Die Tabelle 5.5 zeigt, das altersabhängige Risiko an Brustkrebs zu sterben.

Tab. 5.6: Altersabhängigkeit des Krebsrisikos durch ionisierende Strahlen (Mortalität) für die Brust bei Frauen nach Ganzkörperexposition mit niedriger Einzeldosis (BEIR 1990).

Alter bei Exposition (Jahre)	Risikoeffizient der Brust ( $\% \text{ Sv}^{-1}$ )	Risiko bei einer Strahlenexposition von $1,5 \mu\text{Sv}$ (PSA)	Risiko bei einer Strahlenexposition von $0,78 \mu\text{Sv}$ (FRS)
5	1,29	$1,94 \cdot 10^{-9}$	$1,01 \cdot 10^{-9}$
15	2,95	$4,43 \cdot 10^{-9}$	$2,30 \cdot 10^{-9}$
25	0,52	$0,78 \cdot 10^{-9}$	$0,41 \cdot 10^{-9}$
35	0,43	$0,65 \cdot 10^{-9}$	$0,34 \cdot 10^{-9}$
45	0,20	$0,30 \cdot 10^{-9}$	$0,16 \cdot 10^{-9}$
55	0,06	$0,09 \cdot 10^{-9}$	$0,05 \cdot 10^{-9}$
65	-	-	-
75	-	-	-
85	-	-	-
Mittelwert	0,70	$1,05 \cdot 10^{-9}$	$0,55 \cdot 10^{-9}$

In der Tabelle wird deutlich, dass das Risiko nach der Pubertät sehr stark abnimmt.

Eine zu hohe Strahlenbelastung während der Pubertät sollte somit vermieden werden.

### 5.3 Genetische Strahlenrisiken

Die genetischen Wirkungen einer Bestrahlung bestehen in der Erzeugung von Mutationen in den Keimzellen, die zu vererbaren Strahlenschäden führen.

In Kapitel 3.3 wurden die Risikokoeffizienten für das genetische Strahlenrisiko genannt. Diese Werte sind von den ICRP 1991 bestimmt worden. Der Risikokoeffizient für alle zukünftigen Generationen beträgt  $1 \% \text{ Sv}^{-1}$ . Das Risiko für die erste und zweite Generation ist jeweils  $0,15 \% \text{ Sv}^{-1}$  und für die dritte und alle weiteren Generationen  $0,7 \% \text{ Sv}^{-1}$ .

#### Genetisches Strahlenrisiko für die PSA

Für die Berechnung der Frau wird der Dosiswert am Ovar benutzt. Dieser beträgt  $0,27 \mu\text{Gy}$ .

Das ist dann ein Risiko von  $2,7 \cdot 10^{-12}$  oder  $1 : 3,7 \cdot 10^{+11}$ . Für die erste und zweite Generation ist es ein Risiko von  $4,1 \cdot 10^{-13}$  oder  $1 : 2,5 \cdot 10^{+12}$ . Für die spätere und alle restlichen Generationen ist es ein Risiko von  $1,9 \cdot 10^{-12}$  oder  $1 : 5,3 \cdot 10^{+12}$ .

Für den Mann wird der Mittelwert zwischen Samenblase (Gonaden Mann) und Hoden genommen. Das ist ein Dosiswert von  $0,16 \mu\text{Gy}$ .

Das Gesamtrisiko ist  $1,6 \cdot 10^{-12}$  oder  $1 : 6,3 \cdot 10^{+11}$ , für die erste und zweite Generation  $2,4 \cdot 10^{-13}$  oder  $1 : 4,2 \cdot 10^{+12}$  und für die dritte und alle restlichen Generationen  $1,12 \cdot 10^{-12}$  oder  $1 : 8,9 \cdot 10^{+11}$ .

#### Genetisches Strahlenrisiko für die FRS

Der Dosiswert der Frau beträgt  $0,082 \text{ Gy}$ . Daher entspricht dies einem Risiko von  $8,2 \cdot 10^{-13}$  oder  $1 : 1,2 \cdot 10^{+12}$ . Für die erste und zweite Generationen ist es ein Risiko von  $1,2 \cdot 10^{-13}$  oder  $1 : 8,3 \cdot 10^{+13}$ , für die spätere und alle restlichen Generationen ist es ein Risiko von  $5,7 \cdot 10^{-12}$  oder  $1 : 1,8 \cdot 10^{+12}$ .

Für den Mann wird der Mittelwert zwischen Samenblase (Gonaden Mann) und Hoden genommen. Das ist ein Dosiswert von  $0,45 \mu\text{Gy}$ . Das Gesamtrisiko ist  $4,5 \cdot 10^{-11}$  oder  $1 : 2,2 \cdot 10^{+10}$ , für die erste und zweite Generation  $6,8 \cdot 10^{-12}$  oder  $1 : 1,5 \cdot 10^{+11}$  und für die dritte und alle restlichen Generationen  $3,2 \cdot 10^{-11}$  oder  $1 : 3,1 \cdot 10^{+10}$ .

#### 5.4 Akute Strahlenschäden

In Folgenden werden die in dieser Arbeit gemessenen Strahlendosen mit den Schwellendosen für das Auftreten von strahleninduzierten akuten Schäden verglichen. Hierfür werden die von der ICRP in ihrer letzten Stellungnahme (ICRP 2005) genannten Schwellendosen verwendet, die mit 1 % Wahrscheinlichkeit zu strahlenbedingten Erkrankungen führen können (Tabelle 6.7).

Für temporäre bzw. permanente Sterilität nach Exposition der Testes werden Schwellendosen von 100 mGy bzw. knapp 6 Gy angegeben. Die für eine PSA gemessene Dosis der Testes lag bei 0,11  $\mu\text{Gy}$  und somit um einen Faktor von 1 Million bzw. 60 Millionen unterhalb der Dosis für klinisch erkennbare Schädigungen der Testes. Für die FRS wurde die Dosis von 0,05  $\mu\text{Gy}$  gemessen. Das ist um ein Faktor von 2 Millionen bzw. 120 Millionen unterhalb der Dosis für klinisch erkennbare Schädigungen der Testes.

Für permanente Sterilität nach Exposition der Ovarien wird eine Schwellendosis von 3 Gy angegeben. Die für eine PSA gemessene Dosis der Ovarien lag bei 0,27  $\mu\text{Gy}$  und somit etwa um einen Faktor von 10 Millionen unterhalb der Dosis für klinisch erkennbare Schädigungen der Ovarien. Für die FRS wurde die Dosis von 0,07  $\mu\text{Gy}$  gemessen. Das ist um ein Faktor von 43 Millionen unterhalb der Dosis für klinisch erkennbare Schädigungen der Ovarien.

Für Hautverbrennungen wird eine Schwellendosis von 5 bis 10 Gy angegeben. Die für eine PSA im Zentralstrahl an Hinterkopf gemessene Dosis (Maximalwert der Hautdosis Nacken oben) lag bei 465  $\mu\text{Gy}$  und somit etwa um einen Faktor von 10 000 bis 20 000 unterhalb der Dosis für klinisch erkennbare Hautverbrennungen. Die für eine FRS am Gesicht gemessene Dosis (Maximalwert der Hautdosis Seitenzahnregion OK links) lag bei 193  $\mu\text{Gy}$  und somit etwa um einen Faktor von 26 000 bis 52 000 unterhalb der Dosis für klinisch erkennbare Hautverbrennungen.

Für eine Strahlenkatarakt (Trübung der Augenlinse) wird eine Schwellendosis von 3 Gy angegeben. Die für eine PSA für die Augenlinse gemessene Dosis lag bei 11,7  $\mu\text{Gy}$  und somit etwa um einen Faktor von 250 000 unterhalb der Dosis für eine

Entstehung eines Strahlenkataraktes. Die für eine FRS für die Augenlinse links gemessene Dosis lag bei 167  $\mu\text{Gy}$  und somit etwa um einen Faktor von 18 000 unterhalb der Dosis für die Entstehung eines Strahlenkataraktes.

Insgesamt zeigen die obigen Vergleiche, dass die Strahlenexpositionen, die mit einer PSA bzw. FRS verbunden sind, völlig außerhalb derjenigen Dosisbereiche liegen, in denen mit einer Wahrscheinlichkeit von 1 Prozent mit strahlenbedingten klinisch erkennbaren Veränderungen zu rechnen ist.

Tab. 5.7 Projizierte Schwellenwertsschätzungen der akuten Energiedosen für 1 % Inzidenz von Morbidität bei Exposition verschiedener Organe und Gewebe erwachsener Menschen durch Ganzkörper- $\gamma$ -Bestrahlung (ICRP 2005, Tabelle 5, Seite 29)

<b>Veränderung</b>	<b>Organ/Gewebe</b>	<b>Zeitpunkt der Veränderung</b>	<b>Absorbierte Dosis (Gy)</b>
<i>Sterblichkeit</i>			<i>Häufigkeit von 1%</i>
Temporäre Sterilität	Hoden	3-9 Wochen	~0,1
Permanente Sterilität	Hoden	3 Wochen	<6
Permanente Sterilität	Eierstöcke	< 1Woche	3
Tiefstand des Blutbildungsprozess	Knochenmark	3-7 Tage	0,5
Hautrötungen	Große Flächen der Haut	1-4 Wochen	3-6
Hautverbrennungen	Große Flächen der Haut	2-3 Wochen	5-10
Temporärer Haarausfall	Haut	2-3 Wochen	<4
Strahlenkatarakt (Sichtbeeinträchtigung)	Auge	Einige Jahre	3

a) ICRP (1984c); b) Unsear (1988); c) Edwards and Lloyd (1996); d) Scott and Hahn (1989), Scott (1993);

e) die meisten Werte aufgerundet; Werte in Abhängigkeit für Haut und verschieden medizinisch behandeltes Knochenmark; f) erwartete Schwelle an den unteren Dosen für Linsenopazität die nicht im Zusammenhang Sichtbeeinträchtigung ist

## 6. Zusammenfassung

Bei einer Panoramaschichtaufnahme kann man die höchsten Dosiswerte im Nackenbereich und Schädelbereich erfassen. Im Schädelbereich sind die gemessenen Strahlenexpositionen überraschend hoch. Da das Strahlenbündel aufgrund der Schwenkbewegung immer diesen Scheitelpunkt durchstrahlt, ist hier der Summierungsseffekt für Energiedosen so groß, dass trotz der schon vorhandenen Abschwächung der Röntgenstrahlen die Werte keinen so großen Dosisabfall verzeichnen. Den höchsten Dosiswert bei einer PSA betrug ca. 465  $\mu\text{Gy}$  (Hautoberfläche Nacken). Zu den ermittelten Gonadendosen beträgt die gemittelte Reduzierung 99,96 %.

Als Ergebnis ist festzuhalten, dass der geschätzte Wert für die effektive Dosis einer Panorama-Schichtaufnahme ca. 5  $\mu\text{Sv}$  beträgt. Dieser Wert ergibt als Mittelwert von den einzeln ermittelten Werten nach ICRP 99 (2005) und ICRP 60 (1991). Wird dieser Wert mit dem Mittelwert der Risikoeffizienten von 6,2 %  $\text{Sv}^{-1}$  (ICRP 2005) und 5,0 %  $\text{Sv}^{-1}$  (ICRP 1991) multipliziert, ergibt sich ein Strahlenrisiko von  $2,8 \cdot 10^{-5}$  % oder  $2,8 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 3,6 Millionen.

Bei einer Fernröntgenseitenaufnahme trifft die Strahlung auf einer Seite auf, daher ist der Unterschied zwischen den Dosiswerten der linken und rechten Seite an der Oberfläche stark ausgeprägt. In unseren Untersuchungen wurde das Phantom mit der rechten Seite zum Film gestellt, so dass besonders im Kopfbereich die Unterschiede sehr hoch sind. Die Dosiswerte an der linken Hautoberfläche sind bis zu 24 Mal höher als die Dosiswerte an der rechten Oberfläche. Die höchsten Dosiswerte sind im Seitenzahngebiet messbar. Die kleinsten Dosiswerte an der Hautoberfläche sind die an der Brustoberfläche, weil diese Messorte von den Hautoberflächenmessorten am weitesten von dem Direktstrahl entfernt liegen. Die Gonadendosen zeigen eine Dosisreduzierung von 99,9% zum höchstgemessenen Wert der Seitenzahnregion links von 193  $\mu\text{Gy}$ .

Als Ergebnis ist hier festzuhalten, dass der geschätzte Wert für die effektive Dosis einer Fernröntgenseitenaufnahme ca. 6  $\mu\text{Sv}$  beträgt. Dieser Wert ergibt als Mittelwert von den einzeln ermittelten Werten nach ICRP 99 (2005) und ICRP 60

(1991). Wird dieser Wert mit dem Mittelwert der Risikoeffizienten von 6,2 %  $\text{Sv}^{-1}$  (ICRP 2005) und 5,0 %  $\text{Sv}^{-1}$  (ICRP 1991) multipliziert, ergibt sich ein Strahlenrisiko von  $3,4 \cdot 10^{-5}$  % oder  $3,4 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 2,9 Millionen.

Für die Auswertung der Zahnfilme ist es etwas schwieriger die Berechnungen nach den Verfahren durchzuführen, wie es an den PSA und FRS Aufnahmen durchgeführt worden ist, weil nur die Dosen am Zahnfilm direkt berechnet wurden, und keine Werte an den verschiedenen Organen und Körperteilen gemessen werden konnten.

Es kann jedoch folgende Relation hergestellt werden:

Die Belichtungszeit einer PSA beträgt 19s. Die Belichtungszeit eines Zahnfilmes unter 1 s. Die Durchschnittsdosis bei einem Zahnfilm beträgt 95  $\mu\text{Gy}$ , das entspricht einem Fünftel von der Höchstdosis, die bei einer PSA gemessen wurde.

Daher werden die Werte der PSA durch 19 und 5 geteilt, um eine Aussage über die effektiv Dosis und dem resultierendem Risiko machen zu können.

Das Ergebnis für die effektive Dosis einer PSA beträgt ca. 5  $\mu\text{Sv}$ . Wird dieser Wert mit dem Mittelwert der Risikoeffizienten von 6,2 %  $\text{Sv}^{-1}$  (ICRP 2005) und 5,0 %  $\text{Sv}^{-1}$  (ICRP 1991) multipliziert, ergibt sich ein Strahlenrisiko von  $2,8 \cdot 10^{-5}$  % oder  $2,8 \cdot 10^{-7}$  oder 1 : 3,6 Millionen.

Wenn für einen Zahnfilm dieser Wert durch 19 und 5 geteilt wird, ergibt sich eine effektive Dosis von 0,053  $\mu\text{Sv}$  und ein Strahlenrisiko von  $2,9 \cdot 10^{-7}$  % oder  $2,9 \cdot 10^{-9}$  oder 1: 345 Millionen.

## 7. Literatur

Baudisch E (1983) Grundlagen der Medizinischen Radiologie. Verlag Volk und Gesundheit Berlin

BEIR (1990): Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations, National Research Council: Health Effects of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiations (BEIR V). National Academy Press, Washington

BMU (2005): Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit: Bericht Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2004. BMU, Bonn (2005)

Ewen K, Lukoschek J (1984) Somatisches Strahlenrisiko bei dentalen Röntgenuntersuchungen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 39:48-53

Ewen K, Lauber I (2004) Was muss bei den neuen Richtlinien zur Röntgenverordnung (Sachverständigenprüfrichtlinie und Qualitätssicherungsrichtlinie) besonders beachtet werden? . Der Radiologe 44:1197-1204

Fritz-Niggli H (1997) Strahlengefährdung/Strahlenschutz. Verlag Hans Huber Bern

Gibbs SJ, Pujol A, McDavid WD, Welander U, Tronje G (1988) Patientenrisiko durch Panoramaschichtaufnahmen. ZWR 97, 9:782-787

Heiland M, Schulze D, Flinzberg S, Thurmann H, Rother U, Schmelzle R (2004) Strahlenexposition und dreidimensionale Darstellungsmöglichkeiten des SIREMOBIL Iso C 3D zur Planung chirurgischer Zahnsanierungen. Mund Kiefer Gesichts Chir. 8:35-40

Hellwig E, Klimek J, Attin T (1999) Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Fischer Verlag München, Jena

Heuch F, Macherauch E (1995) Forschung mit Röntgenstrahlen Bilanz eines Jahrhunderts 1985-1995. Springer Berlin, Heidelberg, New York

Hoffmann – Axthelm W (1995) Lexikon der Zahnmedizin. Quintessenz Verlags – GmbH Berlin

ICRP (1991): 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Pergamon Press, Oxford (Deutsche Übersetzung: Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission 1990. G. Fischer, Stuttgart 1993)

ICRP (2005): 2005 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 99 (in preparation). Pergamon Press, Oxford

Jung H (1998) Strahlenrisiken. In: K Ewen (Hrsg) Moderne Bildgebung S. 24–44. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York

Jung H (1991) Die Risiken der Röntgendiagnostik. Röntgenstrahlen 66:46-53

Jung H (1995) Strahlenrisiko. Fortschr. Röntgenstr. 162: 91-98

Jung H (2000) Strahlenrisiken durch Röntgenuntersuchungen zur Altersabschätzung im Strafverfahren. Fortschr. Röntgenstr. 172:553-556

Jung H, Streffer C (2001) Strahlenkarzinogenese. In: J.Freyschmidt, T. Schmidt (Hrsg) Handbuch diagnostische Radiologie, Band 1 S. 235-247. Springer-Verlag, Berlin/Heidelberg

- Kahl – Nieke B (2001) Einführung in die Kieferorthopädie. Urban & Fischer Verlag München, Jena
- Kauffmann, Moser, Sauer (1996) Radiologie, Grundlagen der Radiodiagnostik, Radiotherapie und Nuklearmedizin. Urban & Schwarzenberg München
- Mörgeli, CH (1989) Albers Schönberg: ein Röntgenpionier. Die Weltwoche 8:35
- NRPB (1993) National Radiological Protection Board: Estimates of Late Radiation Risks to the UK Population. NRPB Document Vol. 4, No. 4. Chilton
- Pschyrembel W (1998) Klinisches Wörterbuch. Walter de Gruyter Berlin, New York
- Riel T (2000) Der Einsatz des Orthophos DS / Sidexis (Fa. Sirona) in der klinischen Praxis sowie die Strahlenexposition durch die digitale Panoramatechnik. Dissertation, Fachbereich Medizin der Universität Hamburg
- Rother U (1983) Die Untersuchungsmethodik der Kiefergelenk-Röntgendiagnostik und die Strahlenbelastung durch das Basisaufnahmeprogramm und die Pan-Tomographie. Med. Diss., Rostock
- Rother U (2006) Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Elsevier Urban & Fischer Verlag München, Jena, 2. Auflage
- Salmani M (2003) Untersuchungen am Thermolumineszenzdosimeter 100H zur Anwendung in der klinischen Routine. Diplomarbeit, Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
- Schlegel W, Bille J (2002) Medizinische Physik Band 2 Medizinische Strahlenphysik. Springer Berlin, Heidelberg New York

Schwenzer N, Ehrenfeld M (2000-) Zahn – Mund – Kieferheilkunde Band I  
Allgemeine Chirurgie. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York

Sonnabend E (1989) Strahlenschutz in der zahnärztlichen Praxis. Quintessenz  
Verlag Berlin

Visser H, Matheis B, Richter B, Hermann K-P, Harder D, Krüger W (1997)  
Zahnfilmstatus und Panoramaschichtaufnahme – Ergebnisse einer klinisch-  
dosimetrischen Untersuchung. Dtsch Zahnärztl Z 52:492-494

Visser H, Hermann KP, Bredemeier S, Köhler B (2000) Dosismessung zum  
Vergleich von konventionellen und digitalen Panoramaschichtaufnahmen. Mund  
Kiefer GesichtsChir 4:213-216

Ziedses des Plantes BG (1971) Body-Section Radiography: History, Image  
Information, Various Techniques and Results, Australasian Radiology 16:57-64

## 8. Danksagung

An erster Stelle möchte ich meinen Dank an Herrn Prof. Dr. Rother aussprechen. Bei auftretenden Fragen und Problemen, war er immer mit Geduld, Ratschlägen und Anregungen zur Stelle.

Ausserdem möchte ich mich besonders bei Prof. Dr. Jung bedanken, für die ausserordentlichen Ratschläge und Anregungen, die bei vielen Strahlenbiologischen Fragen aufgekommen waren.

Für die optimalen Bedingungen meine Untersuchungen durchführen zu können möchte ich den Mitarbeiter der Poliklinik für Röntgendiagnostik im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des UKE herzlichst danken. Durch die uneingeschränkte Unterstützung von besonders Frau Austermann und Frau Wahrenburg, sowie Frau Dr. Rudzit, Herr Dr. Fuhrmann und Frau Haack war das Vorankommen um einiges erleichtert.

Herrn Prof. Schmidt aus der Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie des Onkologischen Zentrum des UKE danke ich für die fachliche Betreuung. Bei seinen Mitarbeitern Herrn Thurmann, Grau Dittmeyer und Gern Thom bedanke ich mich für die Hilfestellungen.

Besonders möchte ich mich bei Frau Salmani bedanken, für die Zusammenarbeit bei den Vorbereitungen und Auswertungen meiner Untersuchungen.

## 9. Lebenslauf

Name: Esther Shin, geb. Kim

Geburtsdatum: 10. November 1980

Geburtsort: Yeosu

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: verheiratet

Schulbildung: Aug. 1987 – Juli 1999  
Juli 1999 Allgemeine Hochschulreife (Abitur)  
am Albert-Schweitzer-Gymnasium, Hamburg

Hochschulstudium: Okt. 1999 – Dez. 2004  
Studium der Zahnmedizin an der Universität Hamburg  
Abschluss: Staatsexamen

Promotionsstudium: 2004 – 2008  
Theoretisch- und praktische Untersuchungen

Berufstätigkeit: Jan. 2005 – Sept. 2006  
Assistenzärztin in ZA-Praxis in Hamburg  
Okt. 2006 – Okt 2007  
Assistenzärztin in ZA-Praxis in Aachen  
Seit April 2008 Zahnärztin in London, UK

## **10. Erklärung**

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.