

Forschungsvorhaben

*Machbarkeitsstudie zur Untersuchung
altersabhängiger Wirkungen
hochfrequenter elektromagnetischer Felder
auf der Basis relevanter biophysikalischer
und biologischer Parameter*

Gernot Schmid, Lorenz Pipal , Kurt Widhalm, Manfred Tschabitscher

März 2005
Exemplar 1
ARC-IT-0110

Verteiler:

- 1-4 Bundesamt für Strahlenschutz
- 5 DI Lamedschwandner
- 6 DI Schmid
- 7 Dr. Pipal
- 8 Prof. Widhalm
- 9 Prof. Tschabitscher
- 10-11 Sekretariat ARCS/IT

*Machbarkeitsstudie zur Untersuchung
altersabhängiger Wirkungen
hochfrequenter elektromagnetischer Felder
auf der Basis relevanter biophysikalischer
und biologischer Parameter*

Abschlussbericht

im Auftrag des

**Bundesamtes für Strahlenschutz
38201 Salzgitter, Deutschland**

Gernot Schmid¹, Lorenz Pipal², Kurt Widhalm², Manfred Tschabitscher³

¹ ARC Seibersdorf research GmbH
Bereich Informationstechnologien
Geschäftsfeld Sichere Mobilkommunikation

² Medizinische Universität Wien
Universitätsklinik für Kinder- und Jugendheilkunde

³ Medizinische Universität Wien
1. Anatomisches Institut

Verfasser:

Dipl. Ing. Gernot Schmid
Geschäftsfeld Sichere Mobilkommunikation, Bereich Informationstechnologien
ARC Seibersdorf research GmbH
A-2444 Seibersdorf

Dr. Lorenz Pipal
Universitätsklinik für Kinder- und Jugendheilkunde, Medizinische Universität Wien
AKH-Wien
Währinger Gürtel 18-20
A-1090 Wien

Univ. Prof. Dr. Kurt Widhalm
Universitätsklinik für Kinder- und Jugendheilkunde, Medizinische Universität Wien
AKH-Wien
Währinger Gürtel 18-20
A-1090 Wien

Univ. Prof. Dr. Manfred Tschabitscher
1. Anatomisches Institut, Medizinische Universität Wien
Währinger Straße 13
A-1090 Wien

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der Meinung des Auftraggebers (Bundesminister für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit) übereinstimmen.

ZUSAMMENFASSUNG

Auf Basis einer umfangreichen Literaturstudie zur gegenständlichen Fragestellung, ob Kinder hinsichtlich der Exposition gegenüber hochfrequenten elektromagnetischen Feldern möglicherweise ein höheres gesundheitliches Risiko tragen als Erwachsene, wurde der gegenwärtige wissenschaftliche Kenntnisstand erhoben und dokumentiert.

Die Analyse der derzeit verfügbaren Literatur zeigte sowohl hinsichtlich dosimetrischer als auch biologischer Gesichtspunkte, dass die vorliegenden Hinweise auf mögliche altersabhängige Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf Basis des derzeitigen wissenschaftlichen Kenntnisstandes weder zerstreut noch bestätigt werden können.

Im Bereich der Dosimetrie stellen vor allem der Mangel an repräsentativen, ausreichend detaillierten, anatomischen Körper- bzw. Kopfmodellen von Kindern, sowie fehlende konkrete Daten über eine mögliche Altersabhängigkeit der dielektrischen Gewebeeigenschaften die wichtigsten offenen Fragen dar. Speziell im Hinblick auf die kopfnähe Mobiltelefon-Benutzung durch Kinder ergibt sich zusätzlich die Frage nach den Schwankungsbreiten der maximalen Sendeleistung bzw. des maximalen (für die SAR maßgeblichen) Antennenstroms durch die Verstimmung der in unmittelbarer Kopfnähe betriebenen Antenne. Da diese Daten nicht nur von der Kopfgeometrie, den dielektrischen Gewebeparametern und der relativen Position des Mobiltelefons zum Kopf, sondern auch maßgeblich von der Antennenstruktur und den Ausgangsparametern des HF-Verstärkers und damit vom Mobilfontyp abhängig sind, stellt dies eine nicht trivial zu beantwortende, praktisch aber sehr relevante Frage dar. Zur Absicherung des konservativen Charakters derzeit etablierter Zulassungsprüfungen für Mobiltelefone im Hinblick auf die Exposition von Kindern ist diese Frage dringend zu klären.

Während sich die dringend zu klärenden Fragen auf dem Gebiet der Dosimetrie relativ klar formulieren und thematisch gut eingrenzen lassen, ist dies auf biologischer Seite ungleich schwieriger, da bis dato kein gesicherter 'Niedrigdosis-Wirkungsmechanismus' existiert und daher keine klare Richtung hinsichtlich der zu untersuchenden Endpunkte vorgegeben ist. Die bisher veröffentlichten Arbeiten, die für eine möglicherweise altersabhängige Auswirkung von HF-Exposition als relevant angesehen werden müssen, zeigten teilweise widersprüchliche Ergebnisse und wurden nahezu alle mit Kleintieren unter Ganzkörperbefeldung und mit Befeldungs-Intensitäten durchgeführt, die zu einer merklichen Erhöhung der Körperkerntemperatur führten.

Hinsichtlich der Identifikation von sensiblen postnatalen Entwicklungsstadien sind in der Literatur fast ausschließlich Daten für chemische Einwirkungen bzw. Einwirkungen ionisierender Strahlung dokumentiert, nicht jedoch für hochfrequente nichtionisierende elektromagnetische Felder.

Aufgrund der Vielzahl offener Fragestellungen erscheint eine allumfassende Klärung der allgemeinen Frage, ob Kinder hinsichtlich der gesundheitlichen Auswirkungen von HF-Exposition ein höheres Risiko tragen als Erwachsene, kurzfristig nicht möglich. Sehr wohl möglich erscheint es allerdings zumindest einige Teilaspekte dieser Fragestellung zu beantworten und damit wertvolle Beiträge für die Absicherung bzw. Zerstreung derzeit nur hypothetisch bestehender Sachverhalte zu liefern. Dies gilt sowohl für den Teilbereich der Dosimetrie, als auch für biologische Fragestellungen.

Die Durchführung einer Hauptstudie zu diesem Themenkomplex sollte so angelegt werden, dass die daraus resultierenden Erkenntnisse zumindest einen Teilaspekt der sehr allgemeinen gegenständlichen Fragestellung möglichst vollständig abdecken.

Aufgrund der unbestrittenen Wichtigkeit und Dringlichkeit dieser Fragestellung ist zusätzlich zu fordern, dass zunächst jene Teilaspekte behandelt werden sollten, welche die größte praktische Relevanz besitzen. Aufgrund der um mehrere Größenordnungen höheren Expositions-Spitzenwerte im Fall der Benützung von Mobiltelefonen gegenüber anderen Expositionsszenarien (z.B. Ganzkörperexposition durch Mobilfunk-Basisstationen) wird empfohlen, im Zuge einer Hauptstudie die Befeldung mit kopfnah betriebenen Strahlungsquellen mit erster Priorität zu behandeln.

Als mögliche Zielrichtungen einer Hauptstudie, die innerhalb eines Zeitraumes von ca. 2-3 Jahren praktisch verwertbare Ergebnisse liefern könnte, werden sowohl die gezielte Klärung der oben genannten dosimetrischen Fragestellungen, biologische Studien an Tieren mit Kopfgewebe-spezifischen Endpunkten, aber auch Provokations- bzw. Querschnittstudien mit Kindern als machbar angesehen und im vorliegenden Bericht näher diskutiert.

INHALT

1	EINLEITUNG UND HINTERGRUND	4
2	ALTERSABHÄNGIGKEIT DER HF-ABSORPTION	7
2.1	Anatomische Faktoren (Körper- bzw. Organabmessungen)	7
2.1.1	Medizinische Dokumentation	7
2.1.2	Numerische SAR-Berechnung in anatomischen Modellen	11
2.2	Dielektrische Gewebeeigenschaften	22
2.2.1	Allgemeines	22
2.2.2	Experimentelle Hinweise auf eine Altersabhängigkeit der dielektrischen Gewebeeigenschaften	24
2.2.3	Physiologische Einflussfaktoren	26
2.2.4	Dosimetrische Auswirkungen	29
2.3	Gebrauchsgewohnheiten, Expositionsdauer, Expositionsszenario	31
3	ALTERSABHÄNGIGKEIT DER AUSWIRKUNGEN VON HF- ABSORPTION	32
3.1	Thermische Gewebeeigenschaften	32
3.2	Thermoregulation	33
3.3	Sensible Entwicklungsstadien von Geweben bzw. Organen	34
3.3.1	Entwicklung des Nervensystems	35
3.3.2	Blutbildendes Gewebe	36
3.3.3	Auge	37
4	RELEVANTE EXPERIMENTELLE ARBEITEN MIT BEZUG ZU ENTWICKLUNGSPROZESSEN UND HF-EXPOSITION	38
4.1	Tierstudien	38
4.1.1	Arbeiten mit vogelartigen Tieren (Wachteln und Hühner)	38
4.1.2	Arbeiten mit Nagetieren (Ratten, Mäuse und Hamster)	39
4.1.3	Arbeiten mit Affen	41
4.2	Epidemiologische Untersuchungen	41
4.3	Human-Provokationsstudien	42
5	BEWERTUNG DER MACHBARKEIT EINER HAUPTSTUDIE	43
5.1	Dosimetrische ‚knowledge gaps‘	43
5.2	Biologische ‚knowledge gaps‘	46
5.3	Fokussierung auf praktisch relevante Expositionsszenarien	47
5.4	Mögliche Zielrichtungen einer Hauptstudie	47
5.4.1	Klärung offener dosimetrischer Fragestellungen	48
5.4.2	Biologische Experimente mit Tieren	50
5.4.3	In vitro Experimente	50
5.4.4	Untersuchungen mit Kindern	51
6	LITERATUR	52

1 EINLEITUNG UND HINTERGRUND

Der rasante Fortschritt der digitalen Mobilfunktechnologie und die damit verbundenen individuellen Kommunikationsmöglichkeiten haben zu einer enormen Verbreitung entsprechender Endgeräte, allen voran Mobiltelefone, in der Bevölkerung geführt. Moderne Mobiltelefone sind mittlerweile weit mehr als bloße Kommunikationsmittel, sondern wurden mit einer Reihe von Zusatzfunktionen (Spiele, Kameras, selbst komponierbare Klingeltöne, usw.) ausgestattet, die sich vor allem bei jungen Menschen und Kindern großer Attraktivität erfreuen. Diese Entwicklungen waren dabei natürlich nicht vom Zufall geprägt, sondern die Konsumentengruppe Jugendliche und Kinder wurde damit gezielt von der Mobilfunkbranche angesprochen. Aber nicht nur das Verlangen der Kinder und Jugendlichen nach einem solchen „Prestige“-Objekt, sondern auch die sich für die Eltern ergebenden Vorteile (ständige Erreichbarkeit des Kindes, Kind kann in Notsituationen sofort Hilfe rufen) haben dazu geführt, dass heute viele Kinder bereits im Grundschulalter (bereits ab etwa 6 Jahren) Mobiltelefone besitzen. Einer Erhebung der Sheffield Hallam Universität [1] zufolge besaßen 2001 bereits 88% der 11-15 jährigen Kinder in Großbritannien ein Mobiltelefon, wobei 66% davon angaben, bereits länger als ein Jahr im Besitz eines Mobiltelefons zu sein. Zehn Prozent der Kinder mit einem Mobiltelefon gaben an, täglich mehr als 45 Minuten mit dem Mobiltelefon zu telefonieren. Eine Untersuchung der Universität Mainz [2] ergab, dass etwa ein Drittel der untersuchten Gruppe 8-14jähriger Kinder (n=1933) ein eigenes Mobiltelefon besitzen; ca. 6 % der befragten Kinder gaben an, zumindest einmal täglich ein Mobiltelefon zu benutzen.

Obwohl diese Zahlen einerseits ein beeindruckender Beweis für die Akzeptanz dieser Technologie sind, besteht in der Praxis seit deren Einführung aber auch rege wissenschaftliche Diskussion darüber, in wie weit die Exposition des menschlichen Kopfes durch die von Mobiltelefonen abgestrahlten hochfrequenten (HF) elektromagnetischen Felder gesundheitlich nachteilige Effekte hervorrufen kann. Wissenschaftliche Untersuchungen zu den Auswirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf den menschlichen Körper gibt es zwar schon wesentlich länger als die moderne Mobilfunktechnologie, jedoch hat dieser Wissenschaftszweig durch die weite Verbreitung von Mobiltelefonen seit den 90er Jahren einen enormen Aufschwung genommen. Dies nicht zuletzt deshalb, weil Mobiltelefone, verglichen mit vielen anderen HF-Strahlungsquellen des täglichen Lebens, zu Expositionen im Kopf führen können, die nahe an die gegenwärtig anerkannten Grenzwerte herankommen oder zumindest in der gleichen Größenordnung liegen. Die seit den frühen 90er Jahren bis zur Gegenwart durchgeführten wissenschaftlichen Untersuchungen zum Thema der Absorption hochfrequenter elektromagnetischer Strahlung im menschlichen Körper (und speziell im Kopf), haben bisher einen guten Einblick in die Komplexität der Absorptionsmechanismen gegeben und die Vielfalt der (teilweise nur schwer zu erfassenden bzw. zu kontrollierenden) Einflussgrößen aufgezeigt. Obwohl in einigen Arbeiten auch konkret versucht wurde, die Frage zu klären, ob und unter welchen Umständen Kinder vergleichsweise mehr Strahlung absorbieren als Erwachsene, lässt die gegenwärtige Datenlage aufgrund teilweise widersprüchlicher Ergebnisse keine endgültige Beantwortung dieser Frage zu. Dies gilt insbesondere deshalb, weil sich bisherige vergleichende Untersuchungen praktisch immer auf die Auswirkung der geometrischen bzw. anatomischen Unterschiede zwischen Erwachsenen und Kindern beschränkt haben (Körperabmessungen, Körperproportionen). Eventuell vorhandene Unterschiede in anderen physikalisch relevanten Eigenschaften der Körpergewebe, die

maßgeblichen Einfluss auf die resultierende Strahlungsabsorption haben, wurden bisher praktisch kaum berücksichtigt. Weiters muss auch die Frage gestellt werden, ob abgesehen von der Absorption selbst, die Auswirkungen der Absorption (Geweberwärmung) in Kindern und Erwachsenen eventuell Unterschiede zeigen (z.B. durch Unterschiede in den thermischen Gewebeeigenschaften oder der Thermoregulation). Schließlich erscheint auch die Frage berechtigt, ob Kinder aufgrund der in ihnen stattfindenden Entwicklungsprozesse hinsichtlich der Auswirkungen der Strahlungsabsorption eventuell als sensibler eingestuft werden müssen. Einige dieser und weitere ähnliche Überlegungen wurden u. a. auch von der englischen *Independent Expert Group on Mobile Phones (IEGMP)* in ihrem im Jahr 2000 veröffentlichten Bericht *Mobile Phones and Health* [3] aufgegriffen. In dem genannten, auch als „Stewart-Report“¹ bekannt gewordenem Bericht, wurde eine umfassende Analyse der bis 2000 vorgelegenen wissenschaftlichen Literatur zum Thema möglicher gesundheitlicher Auswirkungen von Mobiltelefonen gegeben und darauf basierend verschiedenste Maßnahmen und Empfehlungen für den weiteren Umgang mit diesem Themenkreis vorgeschlagen². In der Zusammenfassung dieses Berichts wird erstmalig in einem weiteren Kontext davon gesprochen, dass Kinder möglicherweise hinsichtlich der Auswirkungen der Strahlungsabsorption als sensibler als Erwachsene angesehen werden müssen. Als Gründe dafür werden die Entwicklung des Nervensystems, möglicherweise höhere Absorption zufolge ungünstigerer Gewebeeigenschaften und Körperabmessungen bzw. Körperproportionen (im Verhältnis zu Wellenlänge der Strahlung) und die längere Lebenszeit-Exposition angegeben³. Die IEGMP empfahl im Sinne eines Vorsorgeprinzips, dass unnötige Telefonate mit Mobiltelefonen von Kindern vermieden werden sollten, solange die oben angesprochenen Bedenken durch fundierte wissenschaftliche Ergebnisse nicht zerstreut werden können. Schließlich richtete die Expertengruppe die Empfehlung an die Industrie die gezielte Bewerbung der Mobiltelefonbenützung durch Kinder zu unterlassen.

Infolge dieser Aussagen und Empfehlungen des Stewart-Reports ist das Thema eines möglicherweise größeren gesundheitlichen Risikos für Kinder zunehmend ins Zentrum der wissenschaftlichen Tätigkeiten auf dem Gebiet der biologischen Wirkungen nicht-ionisierender Strahlung gerückt. Unter anderem wurde im Rahmen des europäischen Forschungsprojektes COST281 im Mai 2002 eine *Short Term Mission* zum Thema *Mobile Phones and Children* definiert. International anerkannte Experten versuchen auf dieser Plattform zunächst den gegenwärtigen wissenschaftlichen Kenntnisstand zu erheben. Darauf aufbauend sollen jene Bereiche dieses Themenkreises in denen noch Forschungsbedarf besteht, identifiziert bzw. entsprechende Methoden zur Schließung dieser Lücken etabliert werden [4]. Zuletzt wurde auf dem WHO-Workshop *Sensitivity of Children to EMF Exposure* in Istanbul im Juni 2004 [5] der gegenwärtige Status in der *Short Term Mission* berichtet. Leider ist man bis dato noch nicht über die Phase der Literaturerhebung hinausgekommen.

Die gegenwärtige Situation zeigt also deutlich einen weitgehend unbestrittenen Bedarf an weiterer Forschungstätigkeit zu diesem Thema auf, dem allerdings sowohl methodische als auch ethische Probleme bei der Durchführung entsprechender wissenschaftlicher Untersuchungen gegenüberstehen. Aufgrund der Komplexität der zu

¹ nach den Chairman der Expertengruppe Sir William Stewart

² Die vorgeschlagenen vielfältigen Maßnahmen richten sich dabei nicht nur an den Benutzer von Mobiltelefonen, sondern zu einem großen Teil auch an Wissenschaft, Industrie und Politik

³ heutige Kinder werden die erste Generation Menschen sein, die ihr Leben lang durch elektromagnetische Felder des Mobilfunks exponiert sind

berücksichtigenden physikalischen, biophysikalischen und medizinischen Einflussfaktoren ist klar, dass auch bei großem Untersuchungsaufwand immer eine Restunsicherheit des Untersuchungsergebnisses bestehen bleiben wird, die u. a. auch von ethischen Aspekten abhängig sein wird (z.B. ethische Vertretbarkeit von Messungen bzw. Untersuchungen an Kindern). Weiters sind beispielsweise viele denkbare medizinische Einflussgrößen (z.B. Variabilität der Durchblutung verschiedener Gewebe, Kapazität der Thermoregulation in unterschiedlichen Organen) und deren biologische Variationsbreite nicht oder nicht beliebig genau bekannt. D.h., die Beurteilung, ob eine derartige Untersuchung sinnvoll durchführbar ist, muss auf einer sorgfältigen Abwägung aller denkbaren (bio)physikalischen und medizinischen Einflussgrößen, ethischer Aspekte, verfügbarer Methoden, der damit erzielbaren Genauigkeit (und damit der Aussagekraft) basieren. Machbarkeitsanalysen für solche Untersuchungen werden daher nur sehr selten zu einer absoluten Ja- oder Nein-Aussage führen können. Vielmehr wird die Entscheidung zur Durchführung solcher Untersuchungen aus einer Gegenüberstellung von Aufwand und dem damit erzielbarem Nutzen (Aussagekraft und Unsicherheit des Untersuchungsergebnisses) abgeleitet werden müssen.

Im Zuge des gegenständlichen Forschungsvorhabens wird die Machbarkeit einer Untersuchung bezüglich möglicher altersabhängiger Wirkungen elektromagnetischer Felder auf Basis relevanter biophysikalischer und biologischer Parameter erörtert. Im vorliegenden Abschlussbericht zu diesem Vorhaben wurde der diesbezüglich relevante, gegenwärtige wissenschaftliche Kenntnisstand dokumentiert und eine Zusammenstellung aller möglicherweise relevanten Einflussgrößen erarbeitet, wobei die identifizierten Einflussgrößen und beteiligten Mechanismen in zwei Kategorien unterteilt wurden. Die erste, in Kapitel 2 beschriebene Kategorie, behandelt Einflussgrößen und Mechanismen, die Anlass zur Hypothese eines möglicherweise **altersabhängigen Ausmaßes von HF-Absorption** im Körper geben. Die zweite Kategorie (Kapitel 3) befasst sich mit Parametern, die für eine **altersabhängige Auswirkung** von HF-Absorption verantwortlich sein könnten. Diese Unterteilung ist zwar, aufgrund der teilweise engen Verwobenheit medizinischer und (bio)physikalischer Parameter, nicht immer eindeutig möglich, wurde aber im Sinne einer klareren Darstellung der vorliegenden Thematik beibehalten.

Kapitel 4 fasst die gegenwärtig in der wissenschaftlichen Literatur dokumentierten biologischen Arbeiten zusammen, die für das gegenständliche Thema als relevant angesehen werden müssen.

In Kapitel 5 werden schließlich die aus der vorangegangenen Literaturanalyse ableitbaren offenen Fragen zum Thema zusammengestellt und mögliche Zielrichtungen einer Hauptstudie diskutiert.

2 ALTERSABHÄNGIGKEIT DER HF-ABSORPTION

Aufgrund der komplexen elektromagnetischen Wechselwirkungsmechanismen und der mit ihnen verknüpften Einflussfaktoren, sind Unterschiede bezüglich der HF-Absorption zwischen Erwachsenen und Kindern grundsätzlich denkbar. Die für das Ausmaß der HF-Absorption in einer betrachteten Expositionssituation verantwortlichen Größen können folgendermaßen eingeteilt werden:

Eigenschaften der Feldquelle

- Frequenz
- Sendeleistung
- Antenneneigenschaften (Impedanz, Abstrahlcharakteristik, Strombelegung)
- Polarisierung (räumliche Ausrichtung der Feldvektoren)

Eigenschaften des exponierten Körpers

- elektrisch relevante Gewebeeigenschaften (Permittivität ϵ , elektrische Leitfähigkeit σ)
- Abmessungen des Körpers bzw. von Körperteilen, Organen, Gewebeschichtdicken

Situationsabhängige Faktoren

- relative räumliche Lage zwischen Feldquelle (Polarisation) und exponiertem Körper
- Distanz zwischen Feldquelle und exponiertem Körper

Zusätzlich besteht bei extremer Nahfeldexposition, d.h., wenn die Strahlungsquelle direkt am Körper betrieben wird (z.B. bei Mobiltelefon) das Problem, dass die genannten Parameter teilweise nicht mehr als voneinander unabhängig angesehen werden können. Unter diesen Bedingungen kommt es aufgrund der ausgeprägten elektrischen Eigenschaften biologischer Gewebe zu Rückwirkungen des exponierten Körpers auf die Feldquelle. Diese sehr komplexen Rückwirkungen sind im Allgemeinen einer exakten analytischen Beschreibung nicht mehr zugänglich und können zu einer maßgeblichen Beeinflussung der Antenneneigenschaften und damit der abgestrahlten Sendeleistung führen.

Dieser physikalische Sachverhalt macht deutlich, dass die Frage nach einem möglichen Unterschied im Absorptionsausmaß zwischen Kindern und Erwachsenen grundsätzlich berechtigt ist, da sich im Laufe der Entwicklung zumindest die Körperabmessungen und Körperproportionen ändern. Weiters können signifikante altersabhängige Unterschiede in den elektrisch relevanten Gewebeeigenschaften nicht ausgeschlossen werden, da Ionen-, Wasser-, Fett- und Proteingehalt, sowie die morphologische Struktur von Geweben im Laufe der Entwicklung variieren können.

2.1 Anatomische Faktoren (Körper- bzw. Organabmessungen)

2.1.1 Medizinische Dokumentation

Daten über (äußere) **Körperabmessungen** und deren Veränderungen beginnend in der Embryonalphase bis ins hohe Alter liegen in der medizinischen Literatur ausreichend in diversen Referenzbüchern vor (siehe z.B. [6]-[8]). Im Hinblick auf das postnatale Wachstum und den damit einhergehenden geschlechtsspezifischen Veränderungen der Körperlänge und deren systematischer Erfassung stellen die Publikationen von Karlberg

et al. ([9]-[13]) eine der umfassendsten Dokumentationen dar. Etwas detaillierter auf die Abmessungen einzelner Körperteile bzw. Regionen wird in einer umfangreichen Datenerhebung an Schweizer Kindern von der Geburt bis zum 20. Lebensjahr eingegangen [14]. In dieser Publikation finden sich in sehr detaillierter Weise geschlechts- und altersspezifische Veränderungen von Körpergewicht, Körperlänge, Arm- und Beinlängen, Arm- und Beindurchmesser, Brustkorbumfang, sowie charakteristische Kopfabmessungen und Hautfaltendicken.

Speziell im Hinblick auf die **Abmessungen und Proportionen des Kopfes** und deren Veränderungen stellt [15] ein Referenzwerk dar.

Eine neuere türkische Publikation [16], in der Kopfumfänge von mehr als 1800 Kindern zwischen 6 und 12 Jahren erhoben wurden, zeigt eine Zunahme des Kopfdurchmessers innerhalb dieser 6 Lebensjahre von 51,27 cm auf 54,03 cm bei Jungen bzw. von 50,59 cm auf 53,51 cm bei Mädchen (jeweils Mittelwerte, Standardabweichungen im Bereich von 1,08 bis 1,68 cm).

In Zusammenhang mit der Benützung von kopfnah betriebenen HF-Quellen sehr interessant erscheinen die aktuellen Publikationen [17] und [18], in denen altersabhängige Daten von **Schädelknochendicken** präsentiert werden.

In [17] wird basierend auf Auswertungen von CT-Untersuchungen der Bereich der Dicke des Schläfenbeins und des darüber liegenden weichen Gewebes angegeben. Für Kinder jünger als 2 Jahre liegt die minimale Dicke des Schläfenbeins (Os temporale) demnach zwischen 2,2 und 4,2 mm, die Dicke des darüber liegenden weichen Gewebes zwischen 4,8 und 9,0 mm. In der Altersgruppe zwischen 2 und 5 Jahren betragen diese Dicken 3,0-6,1 mm (Schläfenbein) bzw. 4,3-9,7 mm (weiches Gewebe). Die Daten basieren auf einer Stichprobe von 24 Kindern.

Die Ergebnisse einer sehr detaillierten Längsschnittstudie über Schädelknochenabmessungen und Schädelknochendicken an norwegischen Heranwachsenden im Alter zwischen 6 und 21 Jahren werden in Axelsson et al. 2003 [18] berichtet. Insgesamt nahmen 72 Probanden (35 männlich, 37 weiblich) an der Untersuchung teil, bei der im Abstand von jeweils 3 Jahren eine Vielzahl von cephalometrischen Parametern gemessen wurden. Für fast alle untersuchten geometrischen Parameter zeigte sich, dass im Alter von 6 Jahren die Endwerte (nach 21 Jahren) bereits zu mindestens 80 % erreicht sind. Eine Ausnahme stellen die Werte für die Dicke des Schädelknochens dar. Aus den Daten für die Dicke des Scheitelbeines (Os parietale) kann im betrachteten Lebensabschnitt ein annähernd lineares Dickenwachstum des Scheitelbeins abgeleitet werden (Abbildung 2.1), wobei die Werte 6 Jähriger nur ca. 60% der Endwerte (nach 21 Jahren) betragen.

Mit der Entwicklung des Schädelknochens eng verknüpft ist der Gehalt an rotem Knochenmark. Laut Berechnungen von Christy 1981 [19] befinden sich bei Neugeborenen ca. 25% des aktiven (roten) Knochenmarks im Schädelknochen. Im Laufe des Wachstums wird zunehmend rotes Knochenmark in gelbes (fetthaltiges) Knochenmark umgewandelt und dieser Anteil sinkt auf ca. 10% im Alter von 15 Jahren ab. Ein Anteil von ca. 7% bleibt jedoch bis ins Alter bestehen. Im Hinblick auf die essentiell wichtigen Funktionen des roten Knochenmarks erscheint dieser Umstand besonders bemerkenswert.

Simonson & Kao 1992 [20] untersuchten die Altersabhängigkeit der Veränderungen des Gehalts an rotem Knochenmark im Schädelknochen. Ihren Ergebnissen zufolge beginnt die Umwandlung von rotem in gelbes Knochenmark im Gesichtsschädel und schreitet nach und nach über das Schädeldach bis zur Schädelbasis fort. Demzufolge kann nicht

ausgeschlossen werden, dass in Altersgruppen die bereits als Mobiltelefonbenutzer in Frage kommen Schädelbereiche mit signifikantem Gehalt an rotem Knochenmark relativ hoch exponiert werden.

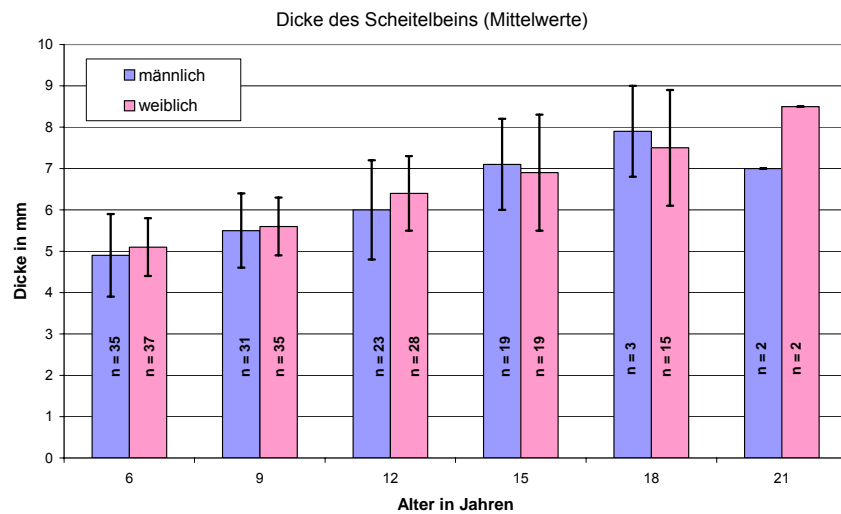


Abbildung 2.1: Entwicklung der Scheitelbein-Dicke gemäß den Daten aus Axelsson et al. 2003 [18]

Die Ergebnisse aus einer MRT-basierten Analyse (238 Patienten) von Okada et al. 1989 [21] zeigten, dass die Umwandlung von rotem in gelbes Knochenmark im Schädelknochen zum Großteil innerhalb der ersten 9 Lebensjahre erfolgt. Tabelle 2.1 zeigt als Beispiel die Ergebnisse aus [21] für das Scheitelbein. Es wurde dabei zwischen 3 unterschiedlichen Kontrasten im MRT-Bild unterschieden: 1 steht für geringen Kontrast entsprechend hauptsächlich rotem Knochenmark, 2 steht für mittleren Kontrast bzw. für Gebiete mit gemischten Kontrastmustern, entsprechend Gebieten in denen die Umwandlungsprozesse gerade intensiv stattfinden, und 3 steht für starken Kontrast, entsprechend vorwiegend gelbem Knochenmark. Die angegebenen Zahlenwerte in Tabelle 2.1 sind Prozentangaben im Verhältnis zur untersuchten Gesamtpatientenzahl (pro Altersgruppe).

Altersgruppe [Jahre]	Anzahl Patienten	Kontraststärke im MRT Bild		
		1 hauptsächlich rotes Knochenmark [% der Patienten]	2 Übergangsstadium [% der Patienten]	3 hauptsächlich gelbes Knochenmark [% der Patienten]
0	28	96	4	0
1-2	35	68	23	9
3-4	37	22	43	35
5-6	32	19	31	50
7-9	25	0	36	64
10-14	41	2	10	88
15-19	27	4	15	81
20-24	21	0	24	76

Tabelle 2.1: Altersabhängigkeit der Verteilung von rotem und gelbem Knochenmark im Scheitelbein (nach den Daten von Okada et al. 1989 [21])

Ebenso wie für die (äußeren) Körperabmessungen existiert auch umfangreiches Datenmaterial betreffend das Wachstum der wichtigsten inneren Organe. In [22] findet man eine umfangreiche Zusammenstellung von Referenzdaten für Abmessungen bzw. Volumina von **Schilddrüse, Herz, Abdominalgefäße, Leber, Milz, Bauchspeicheldrüse, Nieren, Blase, Uterus, Ovarien und Nierengefäßen**. Die angegebenen Daten liegen dabei meist für den Zeitraum von der Geburt bis zum jungen Erwachsenenalter (15-18 Jahre, bzw. 155-170 cm Körpergröße) vor.

Weitere altersbezogene Daten bezüglich Organabmessungen bzw. Volumina finden sich z.B. in [23] und [24] für **Schilddrüsenvolumen**, in [25] für **Leberabmessungen**, in [26] für **Milzabmessungen**, in [27] für Abmessungen der **Bauchspeicheldrüse**, in [28] für **Nierenlängen** und in [29] –[31] für Abmessungen und Volumina von **Uterus** und **Ovarien**.

Verfügbare Literatur im Hinblick auf die Entwicklung des Gehirns wird in Kapitel 2.2.3 behandelt.

Im Hinblick auf die korrekte numerische Modellierung (siehe auch Kapitel 2.1.2) realer Expositionsszenarien bei Mobiltelefonbenutzung erscheint auch die Arbeit von Ito et al. 2001 [32] interessant, in der das Wachstum und die morphologischen Veränderungen der **Ohrmuschel** vom Kleinkindalter an untersucht wurde. Neben dem Größenwachstum zeigen sich demnach auch morphologische Veränderungen (Tabelle 2.2) und damit möglicherweise auch Veränderungen der dielektrischen Gewebeeigenschaften, welche sich durch die unmittelbare Nähe zur Strahlungsquelle signifikant auf die Absorptionsverhältnisse bei Mobiltelefonbenutzung auswirken könnten.

	Young Auricles	Aged Auricles
No. of chondrocyte* (per $4 \times 10^4 \mu\text{m}^2$)	25.4 \pm 2.5	17.4 \pm 2.2
Elastic fibers		
Diameter (μm)*	1.1 \pm 0.4	1.2 \pm 1.0
Bundle	Homogenous	Heterogenous
Branching	Continuous	Discontinuous
Fragments	A few	Many
Patterns of orcein stain	A few	Many
Territorial matrix	Homogenous	Heterogenous
Small vesicles	Few	Many
Short collagen fibers	Few	Many

*Mean values \pm standard errors.

Tabelle 2.2: Altersabhängigkeit der Ohrmuschel-Morphologie aus Ito et al. 2001 [32]

2.1.2 Numerische SAR-Berechnung in anatomischen Modellen

Hinsichtlich der **Ganzkörperexposition** von Personen unter Fernfeldbedingungen zeigte die 1997 von Dimbylow veröffentlichte Arbeit [33], dass der resultierende Ganzkörper-SAR⁴-Wert wesentlich von der Körpergröße bzw. der Wellenlänge der HF-Strahlung abhängt. Die Arbeit beruhte auf FDTD-Berechnungen im Frequenzbereich von 1 MHz bis 1 GHz unter Annahme ebener Wellen und vertikaler Polarisation (E-Feldvektor parallel zur Körperlängsachse). Das verwendete numerische anatomische Körpermodell hatte eine räumliche Auflösung von 2 mm und unterschied 37 unterschiedliche Gewebe. Neben diesem Originalkörpermodell wurden auch die Verhältnisse für maßstäblich verkleinerte Modelle entsprechend eines 1-, 5-, und 10-jährigen Kindes untersucht. Es zeigten sich dabei deutlich, von der Körpergröße abhängige, ausgeprägte Resonanzen (Maxima der Ganzkörper-SAR) im Frequenzbereich zwischen 30 und 100 MHz, wie sie auch in [34] schon beschrieben wurden. Eine leitende Verbindung der Körpermodelle mit einer (leitenden) Grundfläche zeigte im Vergleich mit einer elektrisch isolierten Betrachtung des Körpers nur bei niedrigen Frequenzen (unter 100 MHz) relevante Unterschiede in der Ganzkörper-SAR. Bei einer elektrischen Feldstärke der einfallenden Welle von 1 V/m führten die Berechnungen im Frequenzbereich über 400 MHz auf SAR-Werte (gemittelt über den ganzen Körper) von 0,015 bis 0,03 W/kg.

Mit einem feiner aufgelösten Körpermodell veröffentlichte derselbe Autor 2002 [35] eine Erweiterung von [33] auf den Frequenzbereich bis 3 GHz. Die dargestellten Berechnungsergebnisse im Frequenzbereich über 1 GHz deuten darauf hin, dass die abgeleiteten Grenzwerte nach ICNIRP (und daher auch nach der EU-Ratsempfehlung) vor allem im Hinblick auf die Exposition von Kindern (bzw. kleinen Menschen) zu wenig restriktiv sind (im Frequenzbereich zwischen 1 und 3 GHz). Mit diesem Befund in Einklang stehen die Ergebnisse von FDTD-Berechnungen einer aktuellen Publikation [36], welche explizit die Ganzkörperexposition von Kindern im Frequenzbereich von 300 MHz bis 6 GHz, unter Annahme ebener Wellen und Fernfeldbedingungen untersucht. Als numerische Modelle für Kinder wurden auch hier maßstäbliche Verkleinerungen eines Erwachsenenmodells verwendet, wobei Körpergrößen von 56 cm und 75 cm betrachtet wurden. Die Berechnungsergebnisse deuten (im Einklang mit [35]) darauf hin, dass die derzeit von der EU empfohlenen abgeleiteten Grenzwerte [37] im Frequenzbereich zwischen 2 GHz und 6 GHz für Kleinkinder die Einhaltung des Basisgrenzwertes nicht sicherstellen. Aus dem Modell und den Ergebnissen von [35] kann beispielsweise errechnet werden, dass eine 2450 MHz Befeldung mit 61 V/m (= abgeleiteter Grenzwert bzw. Referenzwert nach [37]) zu einer Ganzkörper-SAR im Modell des 1-jährigen Kindes von ca. 0,11 W/kg führt. Der entsprechende Basisgrenzwert der Ganzkörper-SAR nach [37] liegt jedoch bei 0,08 W/kg.

Die Tatsache, dass in den oben angeführten Arbeiten keine realistischen Kindermodelle, sondern nur maßstäbliche Verkleinerungen von Erwachsenenmodellen verwendet wurden, ist im Fall der Betrachtung der Ganzkörper-SAR von eher untergeordneter Bedeutung.

⁴ SAR ... Spezifische Absorptionsrate (in W/kg). Diese physikalische Größe ist für den HF-Bereich die zentrale Messgröße zur Bestimmung des Absorptionsausmaßes. Sie gibt die pro Gewebemasse absorbierte (und in weiterer Folge in Wärme umgesetzte) elektromagnetische Leistung an. Sie ist proportional zum Quadrat der im Gewebe herrschenden elektrischen Feldstärke und ihre Angabe ist nur in Zusammenhang mit einer Mittelungsmasse (z.B. gemittelt über 1 g Gewebe) bzw. Mittelungsbereich (z.B. gemittelt über den ganzen Körper) praktisch sinnvoll.

Während die wissenschaftlichen Veröffentlichungen zum Thema der Ganzkörperexposition bzw. der Ganzkörper-SAR und deren Alters- bzw. Größenabhängigkeit nicht umstritten und in ihrer Anzahl eher bescheiden sind, standen Arbeiten zum Thema der **Befeldung des Kopfes** durch nahe HF-Quellen im Mittelpunkt einer Vielzahl von Arbeiten (z.B. [38 – 54]). Es wurden dabei unterschiedlichste Frequenzen, Quellen, Randbedingungen und im Laufe der Zeit immer detailliertere numerische Kopfmodelle betrachtet und entsprechende Teilkörper SAR-Werte (gemittelt über 1 g bzw. 10 g) in den unterschiedlichen Geweben berechnet. Die dielektrischen Gewebeparameter wurden dabei bei praktisch allen Arbeiten nach 1996 immer entsprechend den Veröffentlichungen von Gabriel et al. 1996 ([55 - 57]) gewählt.

Eine Alters- bzw. Größenabhängigkeit der HF-Absorption im Kopf auf Basis von FDTD-Berechnungen wurde erstmals von Dimbylow und Gandhi 1991 beschrieben [58]. In dieser Arbeit untersuchten die Autoren SAR-Verteilungen im Kopf bei Bestrahlung mit ebenen Wellen von vorne und von der Seite bei Frequenzen zwischen 600 MHz und 3 GHz. Als Kopfmodell wurde ein aus einem Anatomie-Schnittbildatlas (vertikale Distanz zwischen benachbarten Schnittbildern ca. 2,5 cm, horizontale Segmentierung ca. 6,35 mm) gewonnenes heterogenes Kopfmodell verwendet, das 10 verschiedene Gewebe berücksichtigte (Gehirn, Knochen, Fett, Muskel, Haut, Blut, Luft, Auge-Glaskörper, Augenlinse, Auge-Sklera). Die räumliche Auflösung des Modellraumes für die Berechnung betrug 3,2 mm. Berechnungen wurden für einen Erwachsenen-Kopf und einen Kinder-Kopf durchgeführt, wobei das Kinder-Kopfmodell vom Erwachsenen-Modell durch einfache Verkleinerung (unter Beibehaltung der Proportionen) abgeleitet wurde⁵. Die Ergebnisse zeigten von der Frequenz abhängige, stark inhomogene SAR-Verteilungen im Kopf mit ausgeprägten lokalen Maxima in den Augen und im Inneren des Gehirns. Gut leitfähige Gewebe (z.B. Auge, Gehirn) zeigten höhere SAR-Werte im Vergleich zu weniger gut leitfähigen (z.B. Knochen). Besonders betont wurde von den Autoren die Tatsache, dass das lokale Maximum im Gehirn des Kinderkopfes bei Befeldung mit 800 MHz von vorne viel stärker ausgeprägt war als im Erwachsenen.

In einer weiteren Arbeit von Dimbylow 1993 [59] wurden SAR-Verteilungen in Kinder- und Erwachsenenköpfen bei Befeldung mit kopfnahen Halbwellen-Dipolen vor dem linken Auge bei 900 MHz und 1900 MHz berechnet. Es wurden dabei die gleichen Kopfmodelle und Berechnungsmethoden verwendet wie in [58] und unterschiedliche Abstände zwischen Dipol und Kopf betrachtet. Als Ergebnis berichteten die Autoren von signifikant höherer SAR im Auge des Kindermodells (gemittelt über das gesamte Auge) bei kleinen Distanzen zwischen Dipol und Kopf, speziell bei 1900 MHz Befeldung. Dazu ist allerdings zu bemerken, dass die SAR-Mittelung über das gesamte Auge die Relation der Ergebnisse zwischen Erwachsenem und Kind etwas verzerrt, da sich die Augenmassen zwischen Erwachsenenmodell und maßstäblich verkleinertem Kindermodell um einen Faktor 3 unterscheiden. Bei gleichwertiger Mittelung der berechneten SAR-Werte über jeweils 1g Augengewebe verschwindet der berichtete Effekt bei 900 MHz ganz (geringfügig höhere Werte im Erwachsenen) und bei 1900 MHz zeigt sich nur mehr ein wesentlich geringerer Unterschied in der SAR (ca. 40%) zwischen Kinder- und Erwachsenenauge.

Mit einem verbesserten Kopfmodell berechneten Dimbylow und Mann 1994 [60] die SAR im Kopf bei Exposition mit einem einfachen generischen Modell eines Mobiltelefons bei 900 MHz und 1,8 GHz. Das generische Mobiltelefon bestand aus

⁵ Diese Tatsache wurde den Autoren später oft vorgeworfen, da sich die Proportionen eines kindlichen Kopfes maßgeblich von jenen eines Erwachsenen unterscheiden.

einem Viertel-Wellenlängen-Monopol auf einem metallischen Gehäuse und es wurden unterschiedliche Orientierungen und Entfernungen zum Kopf betrachtet. Das Kopfmodell wurde aus MRT-Schnittbildern (1 mm Auflösung) eines Erwachsenen gewonnen, wobei 10 unterschiedliche Gewebetypen unterschieden wurden (Gehirn, Knochen, Cerebrospinalflüssigkeit, Muskel, Haut, Blut, Knorpel, Auge-Glaskörper, Augenlinse, Auge-Sklera). Weiters wurde der Einfluss der das Mobiltelefon umfassenden Hand durch ein einfaches Handmodell (Quader von Muskel-äquivalentem Material am Gehäuse) untersucht. Wie in den vorangegangenen Arbeiten dieser Arbeitsgruppe wurden sowohl Betrachtungen für Erwachsene als auch für Kinder durchgeführt, wobei die Kinder-Kopfmodelle wieder durch einfaches, maßstäbliches Verkleinern des ursprünglichen Modells generiert wurden (vgl. dazu Fußnote auf voriger Seite). Die FDTD Berechnungen wurden aus Gründen begrenzter Rechnerressourcen mit 2 mm Auflösung des Feldraumes durchgeführt. Bei vertikaler Positionierung der Feldquelle vor dem linken Auge trat das Absorptionsmaximum erwartungsgemäß im linken Auge auf, wobei die SAR in der Linse (aufgrund der geringeren Leitfähigkeit) relativ zum Glaskörper deutlich geringer war. Die Autoren weisen aber explizit darauf hin, dass eine sekundäre Erwärmung der Linse durch die hohe Absorption im Glaskörper erwartet werden muss. Bei Positionierung der Feldquelle seitlich des Kopfes zeigten sich ein klares Absorptionsmaximum in der Ohrmuschel und der Kopfhaut, relativ geringe SAR im Schädelknochen und wieder höhere SAR-Werte im gut leitfähigen Hirngewebe. Im Gegensatz zu früheren Arbeiten derselben Arbeitsgruppe wird nicht mehr von Feldüberhöhungen im Kopfinneren und von höherer Absorption in Kinderköpfen (vgl. [58]) berichtet. Im Gegenteil, im gegenständlichen Artikel bezeichnen die Autoren die mit dem Erwachsenen-Modell bei der betrachteten Monopol-Exposition erhaltenen SAR-Werte als konservative Schätzwerte für die entsprechenden SAR-Werte im kindlichen Kopf.

Im Jahr 1996 veröffentlichten Gandhi et al. neuerlich eine Arbeit [61] über FDTD-Berechnungen, die zum Ergebnis führten, dass in Köpfen von Kindern bei gleicher Expositionssituation (835 MHz bzw. 1900 MHz) höhere SAR-Werte zu erwarten sind als in Köpfen Erwachsener (vgl. dazu [58] - [60]). Die Autoren bedienten sich dabei eines numerischen Modells eines Erwachsenen (abgeleitet von MRT-Bildern mit vertikaler Auflösung von 3 mm und horizontaler Auflösung von 1,875 mm), das in zwei Schritten maßstäblich verkleinert wurde um auf die äußeren Abmessungen von Kinderköpfen zu gelangen. Insgesamt wurden 30 unterschiedliche Gewebe berücksichtigt. Mit insgesamt 3 Kopfmodellen (Erwachsener, Abmessungen entsprechend einem 10-jährigen Kind und Abmessungen entsprechend einem 5-jährigen Kind) wurden FDTD-Berechnungen für identische Expositionssituationen mit $\lambda/4$ und $3\lambda/8$ Monopolen auf einem kunststoffumhüllten Metallquader bei 835 MHz und 1900 MHz durchgeführt. Als Ergebnis berichten die Autoren von signifikant höheren SAR-Werten (1g-Mittelwerten) in den Kinderkopfmodellen bei 835 MHz (bis zu 50 %). Bei 1900 MHz fanden sich hingegen keine wesentlichen Unterschiede. Angemerkt muss allerdings werden, dass es möglicherweise durch die maßstäbliche Verkleinerung des Kopfmodells auch zu einer Verringerung der Distanz zwischen Kopf und Antenne kam. In der Arbeit wird die Distanz zwischen Kopf (Ohr) und Antenne meist mit einem ganzzahligen Vielfachen der FDTD-Gitterkantenlänge angegeben. Wird diese Konstante beibehalten und das Kopfmodell (und damit auch das FDTD-Gitter) maßstäblich verkleinert, verringert sich natürlich auch die Distanz zwischen Kopf und Antenne, was ein Grund für die erhöhten SAR-Werte in den Kinderköpfen sein könnte. Leider kann dieser Zweifel auf Basis der Angaben in der Arbeit nicht geklärt werden.

Angeregt durch die oben genannte Publikation [61] untersuchten Schönborn et al. 1997 [62] ebenfalls Unterschiede in der Strahlungsabsorption zwischen Köpfen Erwachsener und Köpfen von Kindern mittels Computersimulationen. Sie erstellten dabei 3 Kopfmodelle (räumliche Auflösung 2 mm x 2 mm x ca.1 mm, jeweils 10 Gewebearten), welche von MRT-Aufnahmen eines Erwachsenen, eines 7-jährigen und eines 3-jährigen Kindes abgeleitet wurden (Abbildung 2.2). Die Ableitung der Kinderkopfmodelle aus entsprechenden MRT-Aufnahmen bedeutet dabei wesentlich mehr Realitätsnähe im Vergleich zu Gandhi et al. 1996 [61], da die Proportionen von Kinderköpfen sich von jenen Erwachsener wesentlich unterscheiden und die maßstäbliche Verkleinerung eines Erwachsenenkopfes, wenn überhaupt, nur eine nur sehr grobe Annäherung für den Kopf eines Kindes sein kann. Um jedoch auch einen Vergleich zu der Arbeit von Gandhi et al. 1996 zu haben, wurden von Schönborn et al. 1997 zusätzlich auch 3 maßstäbliche Verkleinerungen des Erwachsenenkopfes untersucht. Die Exposition wurde mittels Dipolen (Länge 0,45 Wellenlängen) in 1,5 cm Abstand zur Kopfoberfläche bei Frequenzen von 900 MHz und 1800 MHz modelliert. Als Berechnungsmethode verwendeten die Autoren die Methode der finiten Integrale (FI) in Form des Programms MAFFIA. Als Ergebnis ihrer Arbeit betonten die Autoren, dass sie im Gegensatz zu Gandhi et al. 1996 [61] keinen signifikanten Unterschied der gefundenen maximal auftretenden SAR-Werte zwischen Erwachsenen und Kindern feststellen konnten (weder bei 900 MHz noch bei 1800 MHz). Die auftretenden Unterschiede in den SAR-Werten zwischen den unterschiedlichen Köpfen unterliegen keinen größeren Schwankungen als sie auch bei Betrachtung unterschiedlicher Erwachsenen-Kopfmodelle zutage treten. Die Autoren kommen daher zum Schluss, dass sich die Absorptionsverhältnisse bei Exposition von Kindern beim Gebrauch von Mobiltelefonen sich von jenen wie sie bei Erwachsenen auftreten nicht nennenswert unterscheiden. Zu bemerken ist jedenfalls, dass in dieser Arbeit auch in den maßstäblichen Verkleinerungen der Erwachsenköpfe keine signifikant erhöhten SAR-Werte (im Vergleich zu den Originalmodellen) gefunden wurden. Die Verwendung solcher einfacher Näherungen für Kinderkopfmodelle in [61] erklärt demnach die widersprüchlichen Ergebnisse von [61] und [62] alleine nicht.



Abbildung 2.4: MRT-basierte anatomische Kopfmodelle von Kindern für die numerische FDTD-Dosimetrie (aus Schönborn et al. 1998 [62]).

In einer weiteren Publikation präsentieren Gandhi & Kang 2002 [63] die Ergebnisse umfangreicher FDTD-Berechnungen. Ausgehend von 2 unterschiedlichen anatomischen numerischen Kopfmodellen wurden für jedes der beiden Modelle, zusätzlich zum Originalmodell, um ca. $\pm 10\%$ vergrößerte bzw. verkleinerte Kopfmodelle betrachtet. Im Hinblick auf die Absorption in kindlichen Köpfen wurden in dieser Arbeit auch erstmals die Auswirkungen höherer Werte für die Materialparameter (aufgrund des global höheren Wassergehalts in kindlichen Geweben) in den kleineren Kopfmodellen untersucht (siehe Kapitel 2.2.4). Alle Untersuchungen wurden mit unterschiedlichen Antennenformen und bei 835 MHz und 1900 MHz durchgeführt. Die Autoren berichteten einmal mehr, dass der Vergleich der maximalen SAR-Werte für unterschiedliche Kopfgrößen unter sonst gleichen Bedingungen zu signifikant höherer maximaler SAR in den kleineren Köpfen führt. Im Gegensatz zu Ihrer Arbeit in [61] trat diesmal der kopfgrößenabhängige Effekt deutlicher bei 1900 MHz auf (Erhöhung der SAR um bis zu 56 % bei 1900 MHz und um bis zu 20 % bei 835 MHz). Die Ursachen für diese unterschiedlichen Ergebnisse können aus den beiden Arbeiten jedoch nicht restlos geklärt werden, da die beiden Arbeiten mit teilweise stark unterschiedlichen Modellannahmen durchgeführt wurden und daher nur schwer vergleichbar sind (z.B. Größe der Strahlungsquellen und Modellierung der Hand).

Ein weiterer Aspekt in [63] ist die Frage der Modellierung der Ohrmuschel bei Zulassungsprüfungen von Mobiltelefonen. Zu diesem Thema berichteten bereits 1999 sowohl Gandhi & Lazzi [64], als auch Watanabe et al. [65] im Rahmen von Konferenzbeiträgen, dass die Verlust behaftete Modellierung der Ohrmuschel zu höheren SAR-Werten führen kann als die Modellierung durch einen verlustlosen Abstandshalter, wie er gegenwärtig bei Zulassungsprüfungen vorgesehen ist (üblicherweise bereits in der Phantomschale integriert). Burkhardt & Kuster präsentierten im Jahr 2000 hingegen eine Arbeit [66] mit gegenteiligen Ergebnissen. Sie untersuchten mittels FDTD-Berechnungen ein im Ohrbereich hoch aufgelöstes anatomisches Kopfmodell (1 mm anatomische Auflösung, 0,5 mm Auflösung des FDTD-Gitters) für unterschiedliche Expositionsbedingungen bei Benützung von Mobiltelefonen bei 900 und 1800 MHz. Von Interesse war dabei die Abhängigkeit der im Kopf maximal auftretenden SAR bei unterschiedlicher Modellierung der Ohrmuschel (flachgedrückt am Kopf oder ersetzt durch einen verlustlosen Abstandshalter). Nach einer umfangreichen Analyse der Berechnungsergebnisse kommen die Autoren zum Schluss, dass für Zulassungsprüfungen von Mobiltelefonen die Ohrmuschel durch einen verlustlosen Abstandshalter von maximal 3-4 mm Dicke nachgebildet werden kann, ohne dass die maximale SAR im Kopf (nicht in der Ohrmuschel selbst) signifikant unterschätzt wird. Zu einem ähnlichen Ergebnis kommen auch Kanda et al. in einer 2002 veröffentlichten Arbeit [67], in der systematische Untersuchungen an einem einfachen Modell sowohl auf Basis von SAR-Messungen als auch auf Basis von FDTD-Berechnungen durchgeführt wurden. Es wurden dabei sowohl der Fall einer verlustlosen Modellierung der Ohrmuschel als auch unterschiedliche Situationen mit Verlust behafteter Ohrmuschel-Modellierung betrachtet. Im letztgenannten Fall wurden auch unterschiedliche Formen des Übergangs vom Ohrmuschelmodell zum Kopfmodell betrachtet (kreisförmiger Querschnitt, geschlitzt und komplexe anatomisch korrekte Form, gewonnen aus einem Abdruck eines menschlichen Ohr-Kopf-Übergangs). Die Befeldung erfolgte durch Halbwellendipole (835 MHz) in 3 mm Abstand von der Oberfläche der Ohrmuschelnachbildung. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigten, dass zwar die unterschiedlichen Modellannahmen zu Verschiebungen der Orte der SAR-Maxima führten, im Hinblick auf die über 1 g gemittelten Maximalwerte der SAR wurden

allerdings keine signifikanten Unterschiede gefunden (nur innerhalb der Messunsicherheit). Demgegenüber berichten die Autoren von [63] von einem signifikanten Einfluss der Modellierung der Ohrmuschel auf die resultierenden SAR-Werte im Kopf. Unter sonst gleichen Bedingungen wird bei verlustloser Modellierung der Ohrmuschel von einer Unterschätzung der SAR um mehr als einen Faktor 2 berichtet. Es ist allerdings zu bemerken, dass dieser Vergleich etwas irreführend ist. Es werden dabei nämlich einerseits SAR-Werte die ausschließlich im Kopf auftreten (bei verlustloser Modellierung der Ohrmuschel) mit SAR-Werten verglichen, die auch die Absorption in der Ohrmuschel beinhalten (bei Verlust behafteter Modellierung der Ohrmuschel). Beschränkt man sich bei der SAR-Analyse bei Verlust behafteter Ohrmuschel-Modellierung nur auf SAR-Werte innerhalb des Kopfes, so liegen die Unterschiede nur mehr im Bereich von ca. 20%. Unbestritten erscheint jedoch auf Basis von [63] die Tatsache, dass die gegenwärtigen Konformitätsprüfungen von Mobiltelefonen nur für die SAR im Kopf als konservativ angesehen werden können. Die SAR in der Ohrmuschel könnte demzufolge, auch bei bestandener Konformitätsprüfung über dem Grenzwert liegen (vor allem bei Mittelung über 1 g). Diesem Umstand wird in einem neuen Entwurf der amerikanischen Norm für Mobiltelefon-Zulassungsprüfungen Rechnung getragen, in dem die Ohrmuschel formal als Extremität behandelt wird, für welche höhere SAR-Werte zulässig sind.

Im Hinblick auf die reale Exposition von Kindern bei Benützung von Mobiltelefonen ist jedenfalls zu beachten, dass die kindliche Ohrmuschel sich im Allgemeinen in der Gewebedicke signifikant von der Ohrmuschel Erwachsener unterscheiden wird. Eine dünnere kindliche Ohrmuschel erlaubt beim Telefonieren zwangsläufig einen geringeren Abstand zwischen Antenne und Kopfoberfläche.

Die Tatsache der über Jahre hinweg widersprüchlichen Publikationen der Arbeitsgruppe um Gandhi einerseits ([58], [59], [63]) und der Arbeitsgruppe von Kuster ([61], [66]) andererseits, veranlassten Guy et al. 2002 [68] zu einem Konferenzbeitrag mit der Intention die Ursache dieser Widersprüche zu klären. In seiner Präsentation kommt der Autor zum Schluss, dass die von Gandhi berichteten höheren SAR-Werte in kleineren Kopfmodellen möglicherweise durch die Methode der Modellverkleinerung beeinflusst sind. In allen Arbeiten Gandhis wurden die Kinderkopfmodelle aus einer maßstäblichen Verkleinerung von Erwachsenen-Köpfen gewonnen, wobei die Verkleinerung auf Basis einer entsprechenden Änderung der FDTD-Gitterkonstanten realisiert wurden (Verkleinerung der Voxelgröße). Dies führt implizit zu einer feineren räumlichen Auflösung der kleineren Kopfmodelle, was wiederum in Bereichen starker SAR-Gradienten zu höheren SAR-Werten führt. Die exemplarisch in [68] vorgestellten Berechnungen stellten eine möglichst detailgetreue Reproduktion eines von Gandhi publizierten Modells dar, jedoch unter Verwendung der gleichen Voxelgröße für alle Kopfgrößen. Die daraus erhaltenen Ergebnisse zeigten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der über 1 g gemittelten maximalen SAR in den unterschiedlich großen Kopfmodellen.

Neben den Gruppen von Gandhi und Kuster veröffentlichten auch eine Reihe anderer Autoren Ergebnisse zur Frage einer möglichen signifikanten Abhängigkeit der Absorption von der Kopfgröße. Lee & Pack berichteten 2002 [69] von FDTD-Berechnungen mit einem anatomischen und einem vereinfachten generischen Kopfmodell in unterschiedlichen Größen (80% bis 120% der Originalgrößen) bei Befeldung mittels eines generischen Mobiltelefon-Modells bei 835 MHz und 1765 MHz. Als Ergebnis zeigten sich etwas höhere über 1 g gemittelte SAR-Werte in den größeren

Kopfmodellen bei 835 MHz. Bei 1765 MHz konnte kein signifikanter Unterschied in der maximalen über 1 g gemittelten SAR mehr festgestellt werden.

Ebenfalls in Reaktion auf die widersprüchlichen Ergebnisse von Gandhi und Kuster veröffentlichten Wang & Fujiwara 2003 [70] eine ausführliche und interessante Arbeit. In einem ersten Schritt entwickelten die Autoren, ausgehend von einem MRT-basierten Kopfmodell eines Erwachsenen, zwei Kopfmodelle entsprechend eines 7 Jahre alten und eines 3 Jahre alten Kindes auf jeweils zwei unterschiedliche Arten. Einerseits führten sie einfache maßstäbliche Verkleinerungen durch (in Anlehnung an die Methode von Gandhi) und andererseits wurden realistischere Kindermodelle durch verzerrende Verkleinerung entwickelt (Abbildung 2.3). Es wurden dazu 7 statistisch gut dokumentierte cephalometrische Parameter ausgewählt und die einzelnen Schädelpartien entsprechend diesen 7 Parametern verkleinert.

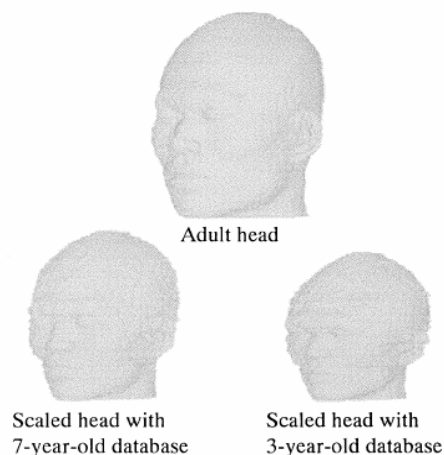


Abbildung 2.3: Durch verzerrende Verkleinerung gewonnene Kinderkopfmodelle aus Wang & Fujiwara 2003 [70]

Mit diesen insgesamt 5 Kopfmodellen (ein Erwachsenen-Modell und jeweils zwei Versionen entsprechend eines 7-jährigen und eines 3-jährigen Kindes) wurden FDTD-Berechnungen bei 900 MHz durchgeführt. Als Feldquellen wurden sowohl generische Mobiltelefon-Modelle (wie bei Gandhi et al. 2002 [63]) als auch Dipole (wie bei Schönborn et al. [62]) verwendet, wobei die Autoren speziell auf die Details der Quellen-Anspeisung achteten. Aus den beiden Publikationen [62] und [63] kann abgeleitet werden, dass für die Quellen-Anspeisung in [63] (bei Gandhi) konstante Leistung und in [62] konstanter Speisestrom angenommen wurde. Durch vergleichende Berechnungen sowohl der in [63] verwendeten Methode als auch jener in [62], konnten Wang & Fujiwara zeigen, dass dies mit großer Wahrscheinlichkeit der Grund für die widersprüchlichen Ergebnisse der beiden Wissenschaftler-Gruppen ist. Die Modellierung einer konstanten HF-Leistung (wie bei Gandhi) bei körpernah betriebenen Antennen ist problematisch, da die Antennenimpedanz durch den nahen Körper signifikant beeinflusst werden kann. Wang & Fujiwara konnten in [70] zeigen, dass kleinere Kopfmodelle zu einer kleineren Antennenimpedanz bei dem von Gandhi verwendeten Quellen-Modell führt, was in weiterer Folge höheren Antennenstrom verursacht und damit zu höheren SAR-Werten Anlass gibt⁶. Die Modellierung der Quelle mit konstantem Antennenstrom (wie bei Schönborn et al. [62]) führte hingegen zu keinen signifikanten Unterschieden in der SAR zwischen den unterschiedlichen Kopfgrößen. Im Hinblick auf Aussagen über die in der Praxis bei Mobiltelefonbenützung auftretenden

⁶ Die SAR ist hauptsächlich durch die Magnetfeldkomponente und somit durch den Antennenstrom bestimmt.

SAR-Unterschiede in Kinder- und Erwachsenenköpfen helfen diese Erkenntnisse jedoch leider auch nicht wesentlich weiter, da das Ausmaß von Antennenimpedanz-Schwankungen und Ausgangsleistungsschwankungen vom Design des Ausgangsverstärkers und der Antenne im Mobiltelefon abhängt.

Die Frage ob die Köpfe von Kindern möglicherweise mehr HF-Strahlung von Mobiltelefonen absorbieren als Erwachsene, wurde auch von Anderson 2003 [71] auf Basis von MMP (Multiple Multipole)-Berechnungen mit vereinfachten konzentrischen Dreischicht-Kugel-Kopfmodellen (Kopfhaut, Knochen, Hirngewebe) beleuchtet. Berücksichtigt wurden unterschiedliche Kopfgrößen (Modelldurchmesser), unterschiedliche Dicken von Skalp- und Knochenschicht, sowie unterschiedliche Distanzen zwischen Kopfmodell und Strahlungsquelle (0.4λ -Dipol) aufgrund unterschiedlich angenommener Dicken der Ohrmuschel. Die Quellen-Modellierung erfolgte hinsichtlich konstanter abgestrahlter Leistung. Die Berechnungen für Kopfmodelle entsprechend eines 4-, 8-, 12- und 16-jährigen Kinderkopfes führten auf maximale, über 10 g gemittelte SAR-Werte die jeweils einen Faktor 1,31, 1,23, 1,15 und 1,07 über jenen für das Modell eines durchschnittlichen Erwachsenen lagen. Mit der Begründung, dass dies nur sehr geringfügige Erhöhungen sind und die daraus resultierenden Gewebs-Temperaturerhöhungen weit unter den maximal zulässigen Werten erwartet werden können, sieht der Autor seine Ergebnisse nicht als Rechtfertigung einer Sonderstellung von Kindern bezüglich der Benützung von Mobiltelefonen.

Im Rahmen seiner Dissertation untersuchte Christ 2003 [72], ob das gegenwärtig für Mobiltelefon-Zulassungsprüfungen standardisierte SAM-Phantom auch noch für die Mobiltelefonbenützung durch Kinder ein konservatives Modell hinsichtlich der maximalen, über 10 g gemittelten SAR darstellt. Es wurden vergleichende Berechnungen mit 2 homogenen Kopfmodellen (SAM und ein älteres generisches Phantom) und 3 anatomischen Kopfmodellen durchgeführt (männliches Erwachsenenmodell, weibliches Erwachsenenmodell und ein Modell eines 3 jährigen Kindes). Als HF-Quellen wurden sowohl generische Mobiltelefonmodelle als auch das Modell eines realen Mobiltelefons (Modellierung auf Basis der CAD-Daten des Herstellers) bei 900 MHz und 1800 MHz betrachtet. Aus den Berechnungsergebnissen konnten folgende Schlüsse gezogen werden: Wenn die Ohrmuschel der anatomischen Modelle nicht in die SAR-Auswertung miteinbezogen wurde, war in keinem der anatomischen Modelle die maximale über 10 g Gewebe gemittelte SAR höher als im homogenen SAM-Phantom. Werden die allein in der Ohrmuschel der anatomischen Modelle auftretenden über 10 g gemittelten SAR-Werte den maximalen 10 g-SAR-Werten im homogenen SAM Phantom gegenübergestellt, so zeigt sich, dass die maximale SAR in der Ohrmuschel etwa doppelt so groß werden kann, wie der maximale SAR-Wert im SAM-Phantom. Der Autor argumentiert demnach, dass bei Behandlung der Ohrmuschel als Extremität damit implizit die Tauglichkeit des SAM-Phantoms als konservatives Modell gezeigt ist⁷ (zumindest für die in der Arbeit betrachteten Befeldungssituationen). Wird die Absorption in der Ohrmuschel der anatomischen Kopfmodelle in die SAR-Auswertung gemeinsam mit allen anderen Kopfgeweben miteinbezogen, so unterschätzt der im SAM-Phantom maximal auftretende über 10 g gemittelte SAR-Wert die Situation um maximal 1 dB (ca. 26 %). Über die Verhältnisse der über 1 g gemittelten SAR wird leider keine Aussage getroffen. Hinsichtlich der

⁷ für lokale Exposition der Extremitäten sind gemäß der gegenwärtigen europäischen Normungsgebung 4 W/kg, gemittelt über 10 g Gewebe zugelassen, während für die Exposition des Kopfes und des Rumpfes nur 2 W/kg, gemittelt über 10 g Gewebe erlaubt sind. Die Bezeichnung der Ohrmuschel als Extremität ist derzeit jedoch nicht explizit in den Normen vorgesehen.

Absorptionsunterschiede zwischen den beiden Erwachsenen-Modellen und dem Kindermodell zeigten die Untersuchungen keinen eindeutigen Trend. Je nach betrachteter Expositionssituation (Frequenz, Quellen-Modell, Positionierung der Quelle, Behandlung der Ohrmuschel) traten die höchsten über 10 g gemittelten SAR-Werte verteilt in allen 3 Modellen auf.

Martinez-Buraldo et al. veröffentlichten kürzlich (2004) eine Arbeit [73] in der sie ebenfalls vergleichende SAR-Berechnungen zwischen unterschiedlich größenskalierten (100%, 88% und 77%) anatomischen Kopfmodellen anstellten (Gewebeparameter immer entsprechend [57]). Als Strahlungsquellen wurden vertikal ausgerichtete Halbwellendipole seitlich des rechten Ohres und vor dem linken Auge bei 900 MHz und 1800 MHz verwendet. Die resultierende maximale über 1 g gemittelte SAR im Auge (bei frontaler Befeldung aus 2 cm Entfernung) zeigte weder bei 900 MHz noch bei 1800 MHz Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Kopfmodellen. Für die seitliche Befeldung bei 900 MHz zeigten die Ergebnisse leicht geringer werdende maximale SAR-Werte im Kopf bei Verkleinerung der Kopfmodelle. Bei 1800 MHz ist dieser Trend nicht mehr eindeutig sichtbar. Interessant erscheint jedoch die Auswertung der Absorption im Gehirn. Hier zeigte sich für beide Frequenzen der Trend höherer SAR-Werte bei kleineren Kopfmodellen. Dieser Trend wird immer deutlicher, je näher die Quelle am Kopf positioniert wird. Bei Distanzen größer 4 cm scheint er völlig zu verschwinden. Zu diesem Befund muss angemerkt werden, dass der berichtete Trend höherer SAR kleineren Köpfen bei geringerer Distanz zwischen Antenne und Kopf wieder mit der bereits weiter oben angesprochenen Problematik sich ändernder Antennenimpedanz zusammenhängen könnte, da die Berechnungen mit Konstant-Leistungsquellen durchgeführt wurden. Werte für die Antennenimpedanzen werden in der Publikation leider nicht angegeben.

Ebenfalls in einer erst kürzlich erschienen Arbeit berichten Fujimoto et al. (2004) [74] über die Korrelation zwischen maximalem Temperaturanstieg und der maximalen über 1 g bzw. 10 g gemittelten SAR. In dieser Arbeit erweitern sie ihre bereits früher veröffentlichten Ergebnisse (Hirata & Shiozawa 2003 [75]) auf die Betrachtung unterschiedlich skalierten Kopfmodelle um auch Rückschlüsse auf die Verhältnisse in Kinderköpfen zu ziehen. Die Kinderkopfmodelle wurden dabei ausgehend von 2 unterschiedlichen Erwachsenen-Köpfen auf Basis von verzerrenden Verkleinerungen gewonnen, um die Proportionen von Kinderköpfen realistischer nachzubilden. Die Autoren folgerten aus ihren Ergebnissen, dass sowohl in Erwachsenen als auch in Kinderköpfen die maximalen über 1 g bzw. 10 g gemittelten SAR-Werte gut mit den maximal an diesen Orten auftretenden Temperaturerhöhungen korreliert sind. Weiters behaupteten die Autoren, dass auch die Berücksichtigung von Unterschieden in den thermischen und elektrischen Gewebeparametern nichts an diesem Ergebnis änderte und weiters dadurch auch keine relevanten Unterschiede zwischen Erwachsenen und Kindern hinsichtlich der Korrelation von SAR und lokalem Temperaturanstieg zu erwarten sind.

Im Rahmen des im Juni 2004 veranstalteten WHO-Workshops *Sensitivity of Children to EMF* wurden bezüglich der HF-Dosimetrie von Wiart et al. [76] und Kuster et al. [77] zwei Präsentationen zum Thema der Modellierung der HF-Exposition von Kindern gegeben. Beide Beiträge unterstreichen die Komplexität einer korrekten Modellierung und die Vielzahl der sorgfältig zu berücksichtigenden und die Absorption beeinflussenden Parameter bei Nahfeldexposition durch hochfrequente Quellen.

Wart et al. [76] stellten unter anderem vergleichende Berechnungen mit unterschiedlichen Kinderkopfmolellen (linear verkleinerte Erwachsenenköpfe, verzerrend verkleinerte Erwachsenenköpfe, reale Kinderkopfmolelle aus MRT-Bildern) an und kamen zum Schluss, dass alleine durch die unterschiedlichen Kopfmodellierungen Variationen in der maximalen über 10 g gemittelten SAR von 50% auftreten können. Von den weiteren Einflussgrößen wie z.B. die relative Lage der HF-Quelle zum Kopf und die Definition der HF-Quelle selbst können ebenfalls SAR-Variationen in derselben Größenordnung erwartet werden. Die Autoren unterstreichen die Notwendigkeit morphologisch korrekter Kinderkopfmolelle (basierend auf MRT-Bildern). Weiters wurde ein Ausblick auf die Modellbildung für pränatale Expositionssituationen gegeben. Auf diesem Gebiet sind gegenwärtig noch überhaupt keine anatomischen Körpermolelle für FDTD-Berechnungen verfügbar.

Kuster et al. [77] konzentrierten sich in ihrem Beitrag auf die methodischen Unterschiede zwischen den Arbeiten von Gandhi et al. ([58], [59], [63]) und ihren eigenen Arbeiten ([61], [66]), wobei die bereits weiter oben erwähnten methodischen Schwächen in den Arbeiten der Arbeitsgruppe von Gandhi herausgestrichen wurden (z.B. maßstäblich verkleinertes Kopfmodell, Verkleinerung der Kopfmodelle durch Veränderung der Voxelgröße, schlecht definierte und durch die Kopfnähe in ihren Charakteristika beeinflusste Feldquellen). Weiters wurden die bereits weiter oben zusammengefassten Ergebnisse von Christ 2003 [72] um Berechnungen mit zwei weiteren anatomischen Kopfmodellelln 7 jähriger Kinder und um zwei weitere generische Mobiltelefonmodelle erweitert. Diese neuen Berechnungsergebnisse ändern jedoch die Gesamtaussage von [72] hinsichtlich der Tauglichkeit des SAM-Phantoms als konservatives SAR-Modell nicht. Explizit unterstrichen wurde von den Autoren, dass gemäß ihren Ergebnissen die Kopfgröße keinen signifikanten direkten Einfluss auf die maximale SAR hat. Die von mehreren Autoren berichteten anders lautenden Ergebnisse seien laut Kuster et al. vielmehr darauf zurückzuführen, dass durch die Modellierung der Kinderköpfe bzw. durch deren Import in das Expositionsszenario die bereits bekannten Einflussgrößen (Abstand der Antennenstromdichten zum Kopf, Antennenimpedanz, relative Lage zwischen Kopf und Quelle) verändert wurden.

In den meisten wissenschaftlichen Arbeiten zur Frage einer möglicherweise erhöhten Absorption in Kindern wurden bisher einfache maßstäbliche Verkleinerungen von Erwachsenen-Kopfmodellelln für die Modellierung der kindlichen Köpfe verwendet. Dies stellt aufgrund der großen Proportionsunterschiede zwischen Erwachsenen- und Kinderköpfen nur eine sehr grobe Näherung der realen (geometrischen) Verhältnisse dar. Weiters können solche einfachen Nachbildungen vor allem im Hinblick auf die Gewebe-Komposition (Verhältnisse der Schichtdicken einzelner Gewebe zueinander) die reale Situation nicht nachstellen. Schließlich können Gewebetypen, die nur in kindlichen Köpfen vorkommen, durch diese Modelle überhaupt nicht berücksichtigt werden (da sie im originalen Erwachsenenmodell ja nicht vorkommen). Ein Beispiel für solche Gewebe ist das rote Knochenmark, das in kindlichen Schädelknochen anteilmäßig wesentlich stärker und in einer anderen räumlichen Verteilung vertreten ist als in den Schädelknochen Erwachsener (vgl. [19], [20]). Ein Ansatz, der zumindest das Problem der unterschiedlichen Proportionen teilweise entschärft, ist das verzerrende Verkleinern von Modellen Erwachsener auf Basis cephalometrischer Datensätze von Kindern. Auf diese Art gewonnene Kopfmodelle für Kinder wurden in [70], [74], [75] und [76] vorgestellt (Abbildung 2.3). In [78] werden auch auf diese Weise gewonnene Ganzkörpermodelle von Kindern gezeigt (Abbildung 2.4). Ein allgemeines Problem bei der Verkleinerung von Modellen besteht auch darin, dass Gewebe mit geringer

Schichtdicke im Originalmodell durch die Verkleinerung eventuell aus dem Modell ‚herausfallen‘ da ihre Schichtdicke im verkleinerten Modell kleiner ist als die minimale Voxelkantenlänge.

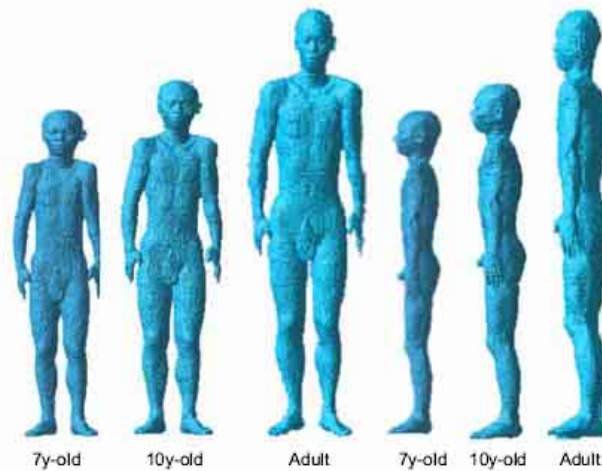


Abbildung 2.4: Durch verzerrende Verkleinerung gewonnene Kinder-Ganzkörpermodelle aus Watanabe et al. 2004 [78]

Reale, kommerziell erhältliche, auf MRT-Aufnahmen basierende anatomische Modelle von Kinderköpfen für FDTD-Berechnungen sind nach unserem Kenntnisstand derzeit nur in Form eines 3-jährigen und eines 7-jährigen Kindes (Abbildung 2.2) verfügbar [79] und wurden bereits in mehreren Publikationen vorgestellt (z.B. [62], [72], [77]). Die räumliche Auflösung dieser Modelle liegt in der Größenordnung von knapp über 1 mm.

Ebenfalls MRT-basierte Modelle von Köpfen 4- und 12-jähriger Kinder (Abbildung 2.5) sind laut [76] derzeit in Planung [80].

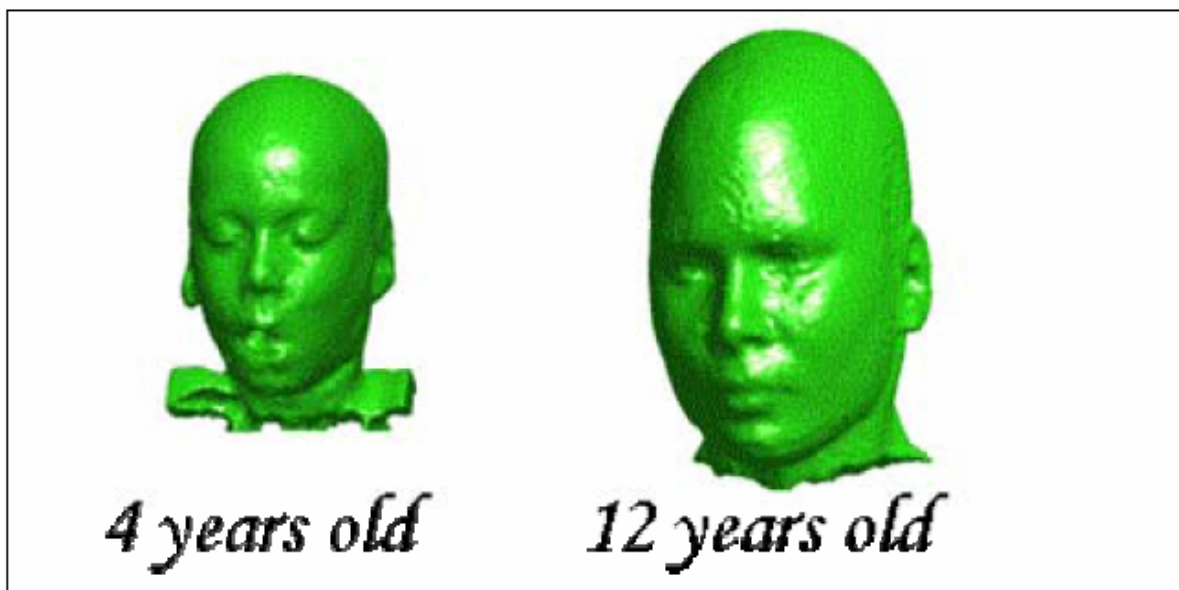


Abbildung 2.5: Vom französischen Forschungsprogramm ADONIS angekündigte, derzeit noch nicht verfügbare (MRT-basierte) anatomische Kopfmodelle für die numerische FDTD-Dosimetrie (aus Wiart et al. 2004 [76]).

2.2 Dielektrische Gewebeeigenschaften

2.2.1 Allgemeines

Für die Wechselwirkung zwischen elektromagnetischen Feldern und dem menschlichen Körper sind neben den Eigenschaften des einwirkenden elektromagnetischen Feldes auch die physikalischen Eigenschaften des Körpers bestimmende Größen. Betrachtet man nur die Absorption elektromagnetischer Leistung im Körper (SAR), so sind die dielektrischen bzw. magnetischen Eigenschaften der Körpergewebe von Bedeutung. Für die aus der Strahlungsabsorption resultierenden thermodynamischen Vorgänge im Körper sind die thermischen Gewebeeigenschaften maßgebend (siehe Kapitel 3.1).

Die dielektrischen Eigenschaften des menschlichen Körpers bzw. der einzelnen Gewebe besitzen einerseits beim Mechanismus der Strahlungsabsorption selbst und andererseits bei der praktischen Bestimmung der spezifischen Absorptionsrate (SAR) zentrale Bedeutung. Sie sind daher als essentielle physikalische Größen sowohl bei der experimentellen als auch bei der numerischen Expositionserfassung anzusehen. Geht man davon aus, dass die Körpergewebe keine ausgeprägten magnetischen Eigenschaften besitzen (Permeabilitätszahl $\mu_r \approx 1$), können die elektromagnetisch relevanten Gewebeeigenschaften der Körpergewebe durch die komplexe relative Permittivität (Dielektrizitätszahl) $\underline{\varepsilon}_r$

$$\underline{\varepsilon}_r = \varepsilon_r' - j\varepsilon_r'' \quad (2-1)$$

dargestellt werden.

Der Realteil ε_r' der relativen komplexen Permittivität ist dabei ein Maß für die Polarisierbarkeit des Gewebes und entspricht der eigentlichen Dielektrizitätszahl, wie man sie von der elektrischen Charakterisierung technischer Materialien her kennt. Der Imaginärteil ε_r'' ist für die im Gewebe auftretenden Verluste verantwortlich, die zur Umwandlung von elektrischer in thermische Energie und damit zur Erwärmung des Gewebes führen.

Gleichwertig mit der Angabe von Real- und Imaginärteil der relativen komplexen Permittivität ist die Angabe von ε_r' (in diesem Fall oftmals nur mit ε_r bezeichnet) und der spezifischen elektrischen Leitfähigkeit σ , wobei der folgende Zusammenhang gilt:

$$\sigma = \omega \varepsilon_0 \varepsilon_r'' \quad (2-2)$$

Für reale biologische Gewebe sind die genannten dielektrischen Eigenschaften frequenzabhängig. Verantwortlich dafür sind die aufgrund des komplexen Aufbaus der Gewebe (Schichtstruktur, Zellstruktur, polare Makromoleküle, Wassermoleküle) vorhandenen Polarisationsmechanismen, die mit steigender Frequenz schwächer werden und schließlich ausfallen. Dies führt mit steigender Frequenz generell zu abnehmenden Werten für ε_r und zunehmenden Werten für σ . Eine sehr gute Zusammenfassung der biophysikalischen Hintergründe der Frequenzabhängigkeit der dielektrischen Eigenschaften biologischer Gewebe findet man z.B. in [34] und [80].

Systematisch dokumentierte Werte für die dielektrischen Eigenschaften von biologischen Geweben finden sich in der wissenschaftlichen Literatur seit den 1940er Jahren. Einer der Pioniere auf diesem Gebiet war H.P. Schwan, der mit einer Vielzahl an Publikationen (z.B. [81]) zu diesem Thema wesentlich zu einer theoretischen Basis für das Verständnis der dielektrischen Eigenschaften von Gewebe beitrug. In den Folgejahren bis Ende der 1980er Jahre entstanden viele Arbeiten unterschiedlicher

Autoren, die mit verbesserten Messmethoden verschiedenste Gewebearten bei unterschiedlichen Frequenzen bis in den Mikrowellenbereich untersuchten. Praktisch alle diese Arbeiten aus der Zeit vor 1990 wurden von F.A. Duck im Buch *Physical Properties of Tissue* [82] zusammengefasst, das nicht nur elektrische Eigenschaften von Geweben dokumentiert, sondern als eines der gegenwärtig umfassendsten Referenzbücher zum Thema allgemeiner physikalische Eigenschaften von Gewebe gilt. Mit Beginn der 1990er Jahre ließ der Siegeszug der Mobilkommunikation die Exposition des Menschen in Hochfrequenz- und Mikrowellenfeldern zu einem zentralen Thema werden. Fortschritte in Mess- Berechnungs- und Simulationsmethoden bezüglich der resultierenden Feldverteilung im Körper bzw. in unterschiedlichen Körperteilen und Organen steigerten daher den Bedarf an genauen und zuverlässigen Werten der dielektrischen Gewbeeigenschaften, besonders für Gewebe bzw. Organe, die als besonders stark exponiert bzw. als besonders sensibel angesehen wurden. Als Schwierigkeit der praktischen Expositionsbestimmung erwies sich insbesondere der Umstand, dass die Vielzahl berichteter Messergebnisse für die dielektrischen Parameter in der wissenschaftlichen Literatur relativ große Schwankungsbreiten zeigte und daher dosimetrische Untersuchungen mit entsprechend großer Unsicherheit behaftet waren. Hauptgründe dafür waren einerseits unterschiedliche Messmethoden und andererseits unterschiedliche bzw. schlecht definierte Bedingungen sowohl hinsichtlich der Herkunft der untersuchten Gewebe als auch hinsichtlich der Präparierung für die Messung. Eine Harmonisierung der Daten gelang 1996 Gabriel et al. mit einer Serie an Publikationen [55-57] in der die bis dahin bekannte Literatur gesichtet und bewertet, durch umfangreiche Messserien ergänzt und aus diesen Ergebnissen schließlich Parametermodelle zur Berechnung der dielektrischen Eigenschaften verschiedenster Gewebe über den gesamten technisch relevanten Frequenzbereich entwickelt wurden. Diese Parametermodelle der dielektrischen Gewbeeigenschaften gelten gegenwärtig als Referenz für praktisch alle dosimetrischen Untersuchungen. Tabelle 2.1 fasst die Gewebearten zusammen für die gegenwärtig Parametermodelle, vorwiegend basierend auf den Arbeiten von Gabriel et al., verfügbar sind.

Aorta	Rückenmark	Herzmuskel	Bauchspeicheldrüse
Blut	Knochen-Spongiosa	Niere	Gallenblase
Auge-Cornea (Hornhaut)	Knochen-Kortikalis	Leber	Gallenflüssigkeit
Auge-Glaskörper	Knochenmark- infiltriert	Lunge-belüftet	Harnblase
Auge-Linse	Knochenmark- nicht infiltriert	Lunge-entlüftet	Milz
Auge-Linsenkern	Knorpel	Zunge	Thymusdrüse
Auge-Sklera (Lederhaut)	Sehne	Luftröhre	Schilddrüse
Cerebrospinalflüssigkeit	Muskel	Speiseröhre	Hoden
Dura (harte Hirnhaut)	Haut-trocken	Schleimhaut	Prostata
Gehirn-graue Substanz	Haut-feucht	Magen	Eierstock
Gehirn-weiße Substanz	Fett-infiltriert	Zwölffingerdarm	Gebärmutter
Kleinhirn	Fett-nicht infiltriert	Dünndarm	Gebärmutterhals
Nerven	Brustfett	Dickdarm	

Tabelle 2.1: Gewebearten bzw. Organe für die parametrische Modelle zur Berechnung der dielektrischen Eigenschaften verfügbar sind (aus [57] und [83])

Obwohl die dielektrischen Eigenschaften nach Gabriel et al. heute für fast alle dosimetrischen Untersuchungen verwendet werden, sollte im Auge behalten werden, dass sie fast ausschließlich auf Messungen an Tiergewebe bzw. auf Messungen an (teilweise vorbehandelten) menschlichen Gewebeproben viele Stunden (> 24 Stunden) nach dem Tod bzw. nach der Entnahme basieren. D.h., die Verwendung der genannten ϵ_r und σ Werte für dosimetrische Untersuchungen setzt implizit voraus, dass sich die dielektrischen Eigenschaften der Gewebe nach dem Tod bzw. mit Eintritt des Todes

nicht maßgeblich ändern bzw. dass sich Daten von Tiergewebe 1:1 auf den Menschen übertragen lassen. Demgegenüber stehen experimentelle Ergebnisse, die sehr wohl auf eine merkliche Änderung der elektrischen Leitfähigkeit von Geweben unmittelbar nach dem Eintritt des Todes hindeuten. Beispielsweise berichten Burdette et al. 1986 [84] und Schmid et al. 2003a [85] unabhängig voneinander von Tierversuchen an Hunden bzw. Schweinen, die auf ein Absinken der elektrischen Leitfähigkeit von kortikalem Hirngewebe um ca.10-20% unmittelbar nach dem Tod im Frequenzbereich von 800 MHz bis 2,45 GHz hindeuten. Weiters führten Messungen an unbehandeltem kortikalem menschlichen Hirngewebe 20 Erwachsener innerhalb von maximal 10 Stunden nach dem Tod [86] auf durchschnittliche Werte für die elektrische Leitfähigkeit, die über jenen lagen, die gegenwärtig für dosimetrische Untersuchungen verwendet werden. D.h., die Frage in wie weit die heute verwendeten dielektrischen Gewebeparameter den realen Fall der Gewebe von lebenden Menschen repräsentieren, ist gegenwärtig noch mit einiger Unsicherheit behaftet. Noch schwieriger abzuschätzen erscheint die Frage, wie groß die daraus eventuell resultierende Unsicherheit in der Expositionsbewertung ist.

2.2.2 Experimentelle Hinweise auf eine Altersabhängigkeit der dielektrischen Gewebeeigenschaften

Eine der ersten Arbeiten, die eine mögliche Altersabhängigkeit der dielektrischen Gewebeeigenschaften im Hochfrequenzbereich experimentell untersuchte wurde von Thurai et al. 1984 publiziert [87]. Die Autoren untersuchten Permittivität ϵ und elektrische Leitfähigkeit σ von Mäusegehirnen im Frequenzbereich zwischen 10 MHz und 10 GHz. Es wurden Messungen am Kortex von Mäusen im Alter von 3, 5, 19 und 58 Tagen durchgeführt. Bei einer Frequenz von 1 GHz zeigte sich eine mit dem Alter monoton abnehmende relative Permittivität von 61 (3 Tage alt) bis 44,5 (58 Tage alt). Ebenso zeigte die elektrische Leitfähigkeit mit ansteigendem Alter monoton fallende Werte von ca. 1,3 S/m (3 Tage alt) auf ca. 0,8 S/m (58 Tage alt). Als Erklärung wird von den Autoren der im Laufe der Gehirnreifung sinkende Wassergehalt im Gewebe angegeben.

In einer weiteren Publikation bestätigten Thurai et al. 1985 [88] die Ergebnisse von [87] durch Messungen an Hirngewebe von Hasen. Es wurden 5 Altersgruppen von 6-8 Stunden bis 5 Monate nach der Geburt im Frequenzbereich von 10 MHz bis 20 GHz untersucht. Die Gewebetemperatur während der Messungen betrug 37°C. Der Wertebereich der beobachteten monoton mit dem Alter fallenden Permittivität ϵ und der elektrischen Leitfähigkeit σ lag zirka im gleichen Bereich wie schon in [87].

Lu et al. 1996 [89] führten in vitro Messungen an fetalen Gewebeproben im Frequenzbereich von 100 kHz bis 500 MHz durch (Gewebetemperatur 24°C). Gemessen wurden Haut-, Muskel-, Herzmuskel-, Lungen-, Leber-, Nieren-, Milz-, und Hirngewebe. Ein Vergleich der Messergebnisse mit den Werten des gegenwärtig als Quasi-Standard angesehenen Parametermodells von Gabriel et al. [57] zeigt, dass die Leitfähigkeitswerte von Lu et al. für fast alle Gewebe wesentlich höher sind als im genannten Parametermodell (vor allem im oberen Teil des untersuchten Frequenzbereiches).

In einer etwas neueren Publikation berichten Peyman et al. 2001 [90] von einer signifikanten Altersabhängigkeit der dielektrischen Gewebeeigenschaften von Ratten. In dieser Arbeit wurden in vitro Messungen an Geweben von Neugeborenen

(< 24 Stunden) und an 10, 20, 30, 50 und 70 Tage alten Ratten im Frequenzbereich von 130 MHz bis 10 GHz durchgeführt. Für alle untersuchten Gewebe (Hirn, Schädelknochen, Haut, Muskel, Leber, Milz, Zunge, Niere, Schwanz, Speicheldrüse) zeigten sich mit zunehmendem Alter signifikant monoton fallende dielektrische Eigenschaften (sowohl Permittivität ϵ , als auch elektrische Leitfähigkeit σ). Am deutlichsten ausgeprägt war diese Abnahme für den Schädelknochen, was im Hinblick auf die Exposition kindlicher Köpfe besonders bemerkenswert erscheint. Bei einer Frequenz von 2 GHz nahm im betrachteten Altersintervall (neugeboren bis 70 Tage alt) die relative Permittivität ϵ_r von ca. 38 bis auf einen Wert von ca. 17 und die elektrische Leitfähigkeit σ von ca. 1,28 S/m auf einen Wert von ca. 0,52 S/m ab. Selbst bei Betrachtung des Altersintervalls von 30 bis 70 Tagen verbleiben Rückgänge der Permittivität bzw. elektrischen Leitfähigkeit des Schädelknochens von ca. 22% bzw. 35%. Bei niedrigeren Frequenzen sind diese Unterschiede teilweise noch stärker ausgeprägt (z.B. bei 900 MHz Rückgang der elektrischen Leitfähigkeit des Schädelknochens um ca. 42%). Die Ursache der generell fallenden dielektrischen Gewebeeigenschaften mit steigendem Alter wird von den Autoren im sinkenden Wassergehalt der Gewebe gesehen.

Eine 2003 erschienene Publikation von Jaspard et al. [91] zeigte einen weiteren in diesem Zusammenhang äußerst interessanten Aspekt auf. In dieser Arbeit wurde die Abhängigkeit der dielektrischen Eigenschaften von Blut (von Kühen und Schafen) vom Hämatokrit im Frequenzbereich von 1 MHz bis 1 GHz untersucht. Die Messergebnisse zeigten eine signifikante Abhängigkeit der elektrischen Leitfähigkeit des Blutes vom Hämatokrit. Beispielsweise entspricht bei 1 GHz der Hämatokritbereich von 31,5% bis 55% einem Bereich der elektrischen Leitfähigkeit von ca. 1,45 S/m bis 1,05 S/m (geringerer Hämatokrit führt zu höherer Leitfähigkeit). Gemeinsam mit der Tatsache, dass sich die Hämatokrit-Referenzwerte von Kindern und Erwachsenen signifikant unterscheiden (siehe z.B. [92], [93]), stellt dies einen weiteren interessanten Befund dar. Aus den beiden letztgenannten Arbeiten kann für die ersten Lebensmonate ein zunächst mit dem Alter fallender Hämatokrit abgeleitet werden, der jedoch während Kindheit und Jugend (ab ca. dem 4. Lebensjahr) bis zum Erwachsenenalter wieder signifikant ansteigt.

Schließlich zeigten die Messergebnisse einer kürzlich durchgeführten und noch nicht veröffentlichten Arbeit von Schmid & Überbacher 2004 [94] teilweise statistisch signifikante Altersabhängigkeiten in den dielektrischen Eigenschaften von Hirngewebe und Augengewebe von Rindern. Die im Frequenzbereich von 400 MHz bis 18 GHz durchgeführten in vitro Messungen an frischem Gewebe (< 10 Minuten postmortem) zeigten zwischen 2 Altersgruppen (4-6 Monate und > 20 Monate) signifikante Altersunterschiede in der weißen Substanz, nicht jedoch im kortikalen Hirngewebe. Weitere statistisch signifikante Altersabhängigkeiten wurden in der Linse und im Glaskörper des Auges gefunden.

Die Ergebnisse der oben angeführten Arbeiten weisen eindeutig darauf hin, dass hinsichtlich der dielektrischen Gewebeeigenschaften signifikante Unterschiede zwischen Kindern und Erwachsenen bestehen können, die auch zu nicht mehr vernachlässigbaren Unterschieden in der Absorption Anlass geben können (siehe Kapitel 2.2.4). Allerdings besteht nach wie vor eines der größten Probleme in der Unsicherheit hinsichtlich der Übertragbarkeit der in vitro Messergebnisse von tierischem Gewebe auf den letztendlich interessierenden Fall menschlichen Gewebes in vivo. Dabei gilt es nicht nur die Brücke zwischen den Spezies zu schlagen, sondern auch die Frage des Alters-

Matchings zu beantworten. D.h., es ist die nicht triviale Frage zu klären, welchem Kindesalter hinsichtlich verschiedener Gewebe-Entwicklungsstadien welches Tieralter entspricht.

2.2.3 Physiologische Einflussfaktoren

Aus physikalischer Sicht sind die dielektrischen Gewebeeigenschaften im Hochfrequenzbereich vor allem durch die Anzahl (Dichte) und die Beweglichkeit bzw. Polarisierbarkeit der im Gewebe vorhandenen Strukturen (Ionen, Moleküle, usw.) bestimmt (siehe z.B. [81]). D.h., Ionen-, Protein-, Fett- und im hier interessierenden Frequenzbereich vor allem der Wassergehalt bestimmen die global zutage tretenden dielektrischen Eigenschaften der unterschiedlichen Gewebe. Da angenommen werden muss, dass diese Faktoren im Laufe der Entwicklung und Reifung der Gewebe jedoch auch noch postnatal teilweise beträchtlichen Schwankungen unterworfen sind, ist auch eine Altersabhängigkeit der dielektrischen Gewebeeigenschaften zu erwarten. Zu klären ist jedoch die Frage des Ausmaßes der Schwankungen der dielektrischen Eigenschaften der einzelnen Gewebe während der Entwicklungs- bzw. Wachstumsphasen, um damit deren Relevanz für die HF-Dosimetrie abschätzen zu können.

In der medizinischen Literatur finden sich sehr detaillierte Referenzwerke, welche die biochemische Komposition praktisch aller relevanter Körpergewebe tabellarisch beschreiben (z.B. [95]-[98]). Eine Zusammenfassung der meisten dieser Arbeiten bietet Duck 1990 [82]. Ausführliche organ- bzw. gewebespezifische Werte sind dabei allerdings hauptsächlich für Erwachsene oder für Tiere zu finden. Altersabhängigkeiten von z.B. Wasser- und Fettgehalt werden in der Literatur für Humangewebe fast ausschließlich bezüglich des Gesamtanteils im Körper beschrieben.

Eine der wenigen Arbeiten, die auch altersabhängige, organspezifische Daten von Humangewebe (**Haut, Herzmuskel, Leber, Nieren, Gehirn**) enthält, stammt von Widdowson & Dickerson 1960 [99], wobei den Kennwerten der Humangewebe auch Vergleichswerte von Schweinen gegenübergestellt werden. Für alle analysierten Gewebe, mit Ausnahme des Herzmuskels, zeigt sich eine signifikante Abnahme des Wassergehalts mit steigendem Alter. Leider enthält die Arbeit aber nur Daten für die Altersgruppen *Neugeborene* und *Erwachsene* und keine Daten für dazwischen liegende Altersgruppen. Der Vergleich der Humandaten mit den Daten von Schweinegewebe zeigt nur sehr geringe Unterschiede in den vergleichbaren Altersgruppen *Neugeborene* und *Erwachsene*.

Weitere Daten bezüglich der Gewebe-Komposition von Ratten-, Hasen- und Mäusegehirnen wurden von Donaldson & Hatai 1931 [100], von Graves & Himwich 1955 [101] und von Uzman & Rumley 1958 [102] publiziert. Abbildung 2.6 zeigt beispielsweise den Wassergehalt von Hasen-Hirngewebe in Abhängigkeit des Alters (aus [101]).

Etwas mehr Literatur, zumindest für einige Gewebetypen bzw. Organe ist hinsichtlich der morphologischen Veränderungen von Geweben im Zuge der Entwicklung verfügbar.

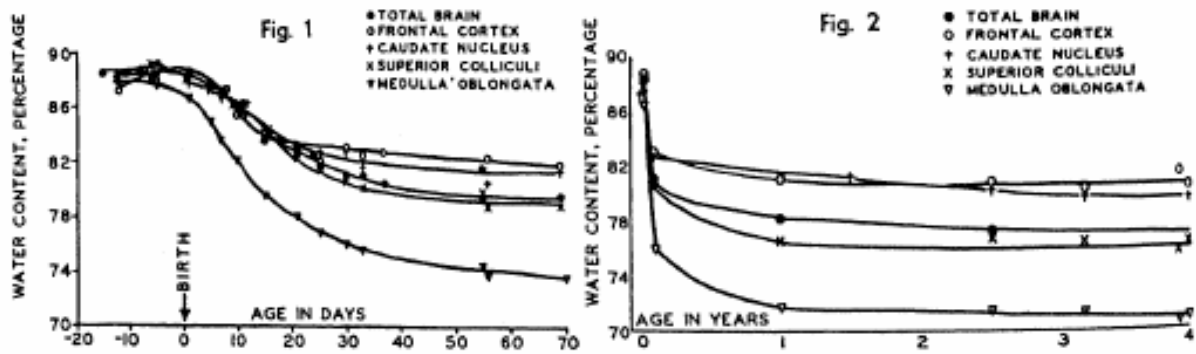


Abbildung 2.6: Wassergehalt von Gehirngewebe (Hase) in Abhängigkeit vom Alter (aus Graves & Himwich 1955 [101])

Die **Entwicklung des Gehirns** und des Nervensystems ist in einer Fülle von medizinischer Literatur sehr detailliert, beginnend pränatal bis ins hohe Alter, dokumentiert. Ein deutschsprachiges, bereits etwas älteres, aber auch in der aktuellen wissenschaftlichen Literatur häufig zitiertes Referenzbuch wurde von Blinkov & Glezer 1968 [103] veröffentlicht. Es beinhaltet tabellarisch organisiert eine große Vielfalt von Gewebeparametern von humanem und tierischem Hirn- und Nervengewebe, wobei bei vielen dieser Parameter auch eine Altersabhängigkeit angegeben wird. Beispielsweise wird die Veränderung der Gliazellendichte (Maß für die Myelinisierung) im Temporallappen von Neugeborenen (ca. 60.000/mm³) bis zum Erwachsenen (ca. 129.000/mm³) angegeben. Für ein Kind im Alter von 4 Jahren geben die Autoren eine Gliazellendichte im Temporallappen von 124.000/mm³ an; ein Wert der sich von jenem für Erwachsene kaum mehr unterscheidet.

Ein hinsichtlich der dielektrischen Eigenschaften von Hirngewebe relevanter Entwicklungsprozess ist die Myelinisierung, da sich dadurch der Wassergehalt (hohes ϵ , hohes σ) zugunsten des Fettgehalts (niedriges ϵ , niedriges σ) verringert. Analytische Arbeiten zur Myelinisierung (meist MRT basiert) finden sich auch in der neueren Literatur (z.B. [104]-[123]).

Altersbezogene Veränderungen der Volumina von grauer und weißer Substanz, sowie von Cerebrospinalflüssigkeit für Kinder bis zu 10 Jahren wurden von Matsuzawa et al. 2001 untersucht [104]. Während das Volumen von grauer Substanz und Cerebrospinalflüssigkeit relativ schnell einem Sättigungswert zustreben, dauert der Zuwachs an weißer Substanz merkbar bis ins jugendliche Alter an (Abbildung 2.7).

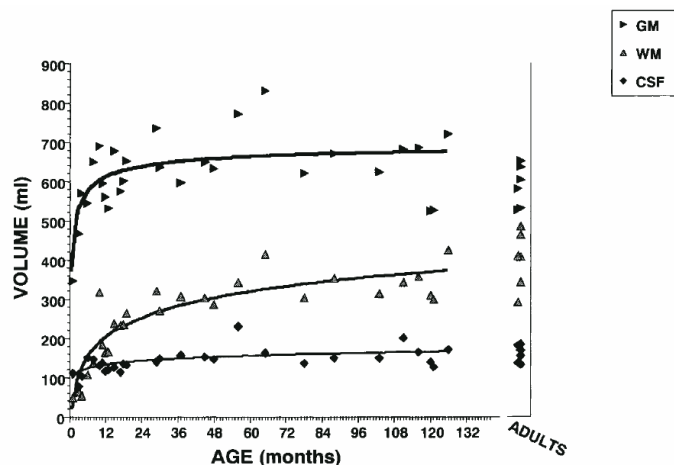


Abbildung 2.7: Zunahme an Volumen humaner grauer und weißer Substanz, sowie von Cerebrospinalflüssigkeit im Gehirn im Alter von 0-10 Jahren (aus Matsuzawa et al. 2001 [104])

Ähnliche Ergebnisse berichten auch De Bellis et al. 2001 [105] von Auswertungen von MRT-Bildern 6- bis 17-Jähriger. Zusätzlich fanden die Autoren in dieser Arbeit auch geringfügige Unterschiede zwischen Mädchen und Jungen.

Eine guten Überblick über den gegenwärtigen wissenschaftlichen Kenntnisstand bezüglich der unterschiedlichen Stadien der Gehirnentwicklung gab J. Scholes auf dem WHO-Workshop *Sensitivity of Children to EMF Exposure* im Juni 2004 [106]. Während Neuritenwachstum und Synaptogenese zum Großteil innerhalb der ersten Lebensmonate abgeschlossen werden, dauert die Myelinisierung bis ins junge Erwachsenenalter an. Abbildung 2.8 ist (leicht modifiziert) dem Vortrag von Scholes 2004 [106] entnommen und basiert auf Daten von Rakic 2002 [107], Andersen 2003 [108] und Bourgeois 1997 [109].

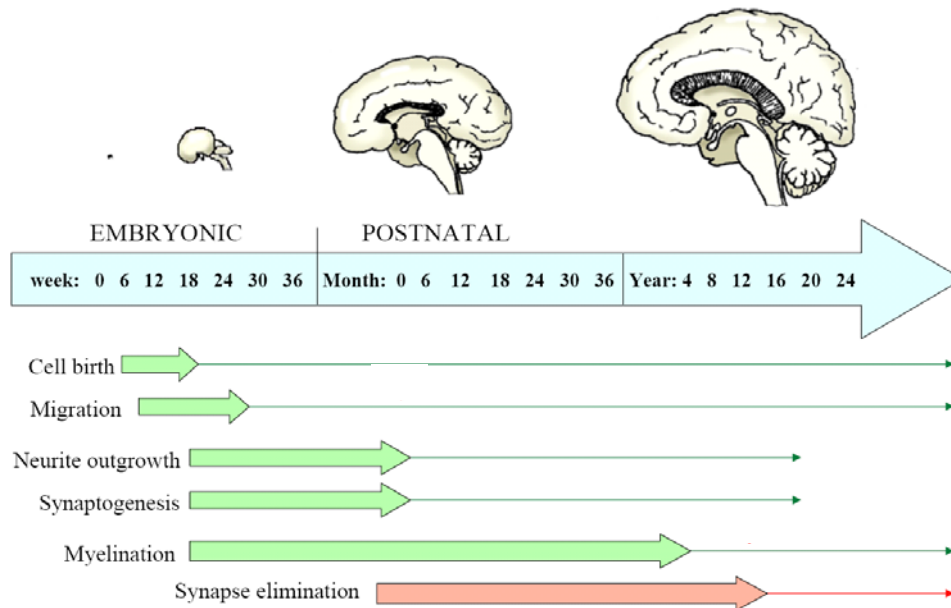


Abbildung 2.8: Schematische Darstellung der wichtigsten Gehirnentwicklungsphasen (aus Scholes 2004 [106])

Abbildung 2.9 stammt aus Yakovlev & Lecours 1967 [110] und zeigt, dass hinsichtlich des Fortschreitens der Myelinisierung große regionale Unterschiede im Gehirn bestehen.

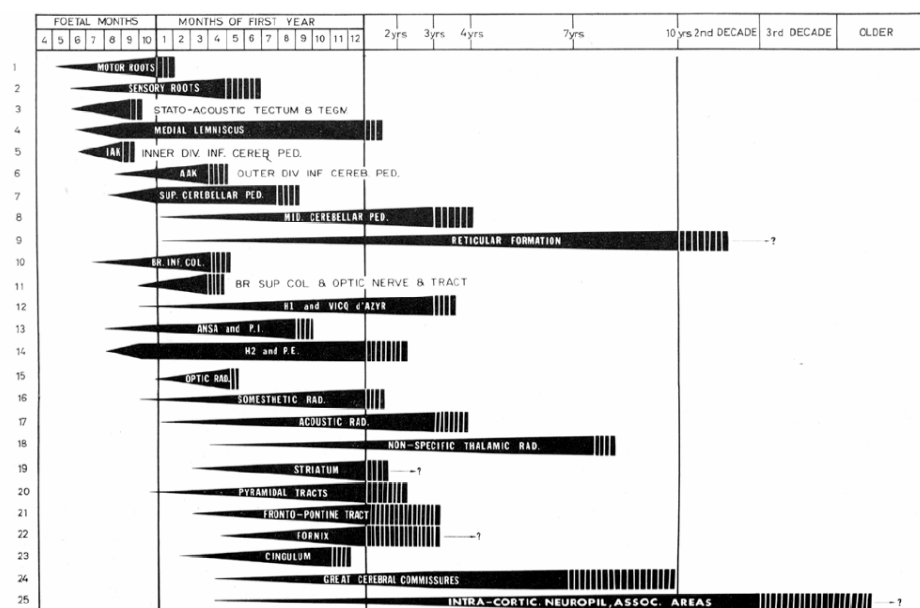


Abbildung 2.9: Regionale Unterschiede der Myelinisierung im Gehirn (aus Yakovlev & Lecours 1967 [110])

Weiters berichten Jernigan & Tallal 1990 [111] von einer signifikanten Abnahme grauer Hirnsubstanz zugunsten weißer Substanz und speziell einer Abnahme des Kortexvolumens noch nach dem 8. Lebensjahr.

Nicht nur für die Entwicklung des Gehirns sind komplexe postnatale morphologische Veränderungen dokumentiert. Auch der Aufbau und die Entwicklung des Skeletts werden teilweise erst im jungen Erwachsenenalter vollständig abgeschlossen. Im Hinblick auf die wahrscheinlich am meisten relevante Frage der HF-Exposition des Kopfes bildet hier die Entwicklung und die **Ossifikation des Schädelknochens** während der Kindheit ein zentrales Thema. Die einzelnen Entwicklungsschritte des Schädelknochens sind z.B. in Friede 1981 [124], Smith & Töndury 1978 [125] und Thilander & Ingervall 1973 [126] in der medizinischen Literatur dokumentiert.

Weitere Arbeiten, die altersspezifische morphologische Veränderungen von relevanten Gewebetypen bzw. Organen dokumentieren, sind beispielsweise Ito et al. 2001 [32] für die **Ohrmuschel** (siehe Kapitel 2.1), und Bron et al. 2000 [127] für die **Linse**. Die letztgenannte Arbeit fasst die komplexen Entwicklungs- und Alterungsprozesse der menschlichen Linse umfassend zusammen. Im Gegensatz zu den meisten anderen Geweben zeigt die Linse kontinuierliche morphologische und biochemische Veränderungen. Diese Tatsache, zusammen mit den Untersuchungsergebnissen von Schmid & Überbacher 2004 [94], muss als starker Hinweis auf eine eventuell altersabhängige Absorption von HF-Strahlung in der Linse gedeutet werden.

Eine ausführliche Arbeit über die Alters- und Geschlechtsabhängigkeit der wichtigsten Blutkennwerte (**Leukozytenzahl, Erythrozytenzahl, Hämoglobin, Hämatokrit,...**) veröffentlichten Bao et al. 1993 [92]. Vor allem beim Hämatokrit zeigten sich signifikante Altersabhängigkeiten (vgl. dazu Jaspard et al. 2003 [91]).

2.2.4 Dosimetrische Auswirkungen

Bei Berücksichtigung der wichtigsten Einflussgrößen im Hinblick auf das resultierende Ausmaß der HF-Absorption im menschlichen Körper, muss erwartet werden, dass sich signifikante Unterschiede in den elektrischen Gewebeparametern auch unmittelbar in signifikant unterschiedlichen Ausmaßen der HF-Absorption niederschlagen. Tatsächlich ist eine Abschätzung der Auswirkungen von unterschiedlichen Gewebeparametern hinsichtlich der HF-Absorption in realen Gewebestrukturen (Köpfen) aufgrund der komplexen beteiligten physikalischen Phänomene nicht einfach durchzuführen, da nicht nur die Eigenschaften der einzelnen Gewebe isoliert betrachtet werden dürfen, sondern immer die Gesamt-Komposition des exponierten Körperteils (Schichtdicken und dielektrische Eigenschaften, Abfolge der Schichten) wesentlich ist. Zusätzlich überlagert sich dieser Problematik noch eine ausgeprägte Frequenzabhängigkeit.

Die Auswirkungen von Variationen der dielektrischen Permittivität auf die SAR in einem einfachen homogenen Kugelmodell wurden von Hurt et al. 2000 im Frequenzbereich von 1 MHz bis 1 GHz untersucht [128]. Speziell im Fall der lokalen SAR zeigten sich starke Abhängigkeiten von den Werten der Permittivität.

Mit dem Ziel optimierte Werte für die dielektrischen Eigenschaften von gewebesimulierenden Flüssigkeiten für Konformitätsprüfungen in homogenen Körperrückbildungen zu ermitteln, führten Drossos et al. 2000 [129] eine umfangreiche

Untersuchung durch. Basierend auf einem ebenen Schichtenmodell, das die Gewebeabfolge Haut, Knorpel, Fett, Muskel, Knochen, Dura, Cerebrospinalflüssigkeit und Hirngewebe repräsentierte, wurden Serien von numerischen (FDTD) Berechnungen für unterschiedliche Dicken der einzelnen Schichten und unterschiedliche dielektrische Eigenschaften der einzelnen Schichten im Frequenzbereich zwischen 300 MHz und 3 GHz durchgeführt. Es zeigte sich dabei deutlich, dass sowohl die Schichtdicken der Gewebe als auch deren dielektrischen Eigenschaften maßgeblich die Verteilung und die Maximalwerte der lokalen SAR beeinflussen. Ungünstige Kombinationen von Gewebesichtdicken und dielektrischen Parametern können Anpassungseffekte (*Impedance Matching*) und damit effizientere Einkopplung der HF in den Körper bewirken.

Nikita et al. [130] publizierten im Jahr 2000 Ergebnisse einer Studie, in der sie unter anderem die Unsicherheiten in der berechneten Absorption im Kopf eines Mobiltelefonbenutzers in Abhängigkeit von diversen Parametern der Rechenmodelle untersuchten. Es wurden dabei 3 unterschiedliche einfache Kopfmodelle (homogene Kugel, 3-Schicht-Kugel entsprechend Haut, Knochen und Gehirn, homogener Würfel) bei 900 MHz und 1710 MHz jeweils bei Befeldung mit Dipol und Monopol betrachtet. Diese insgesamt 12 unterschiedlichen Rechenmodelle wurden mit unterschiedlichen numerischen Rechenmethoden (3 unterschiedliche FDTD-Codes, sowie ein hybrider MoM-FDTD Code) untersucht. In Bezug auf die in den Kopfmodellen auftretende SAR kommen die Autoren zum Schluss, dass Unsicherheiten verursacht durch unterschiedliche Rechenmethoden und Randbedingungen (in den unterschiedlichen Software-Codes) vernachlässigbar sind. Wesentlichen Einfluss haben jedoch die Detailtreue (räumliche Auflösung) der Modellierung der Strahlungsquelle sowie die anatomischen Details der Kopfmodelle, die dielektrischen Gewebeparameter und die Details der SAR-Mittelungsprozeduren.

Die Effekte von Frequenz, dielektrischen Gewebeparametern und der räumlichen Auflösung der Rechenmodelle auf die Ganzkörper SAR-Werte wurden von Mason et al. 2000 untersucht [131]. Untersucht wurden einfache Kugelmodelle und anatomische Modelle einer Ratte und eines Menschen bei Befeldung unter Fernfeldbedingungen (ebene Welle) und Frequenzen zwischen 100 MHz und 2060 MHz. Die Ergebnisse für das Human-Modell zeigten ein ausgeprägtes Maximum der SAR bei 70 MHz und vertikaler Orientierung des elektrischen Feldvektors aufgrund von Resonanz und damit verbundener effizienter Einkopplung in den Körper. Die räumliche Auflösung des Körpermodells (3 mm bzw. 5 mm) und die Variation der dielektrischen Gewebeigenschaften zeigten keinen wesentlichen Einfluss auf die Ganzkörper-SAR.

In einer weiteren, detaillierteren Studie untersuchten Gajsek et al. 2001 [132] mittels FDTD-Berechnungen die Abhängigkeit nicht nur der Ganzkörper-SAR sondern auch der lokalen SAR von den dielektrischen Eigenschaften der Körpergewebe. Sie verwendeten dazu ein Ganzkörpermodell (3 mm räumliche Auflösung) mit insgesamt 39 unterschiedlichen Geweben bei Exposition unter Fernfeldbedingungen mit Frequenzen zwischen 70 MHz und 2060 MHz. Die Werte der dielektrischen Gewebeparameter wurden dabei im Bereich der gegenwärtig in der Literatur vorhandenen Schwankungsbreiten variiert und die Auswirkungen auf die Ganzkörper-SAR und die lokale SAR in den einzelnen Geweben untersucht. Es zeigte sich dabei deutlich, dass die Variation der Permittivitäts- und Leitfähigkeitswerte auf die Ganzkörper-SAR nur sehr unwesentlichen Einfluss hat (maximale Variation in der Größenordnung von 10-15%). Für die lokale SAR in räumlich kleinen Gewebebereichen zeigten sich jedoch

signifikante Variationen in Abhängigkeit von den verwendeten Gewebeparametern (bis zu einem Faktor 4).

Hinsichtlich der Abhängigkeit der HF-Absorption von den dielektrischen Eigenschaften von Kopf-Geweben präsentierten Gandhi und Kang 2002 [63] die Ergebnisse umfangreicher FDTD-Berechnungen. Ausgehend von 2 unterschiedlichen anatomischen numerischen Kopfmodellen wurden für jedes der beiden Modelle, zusätzlich zum Originalmodell, um ca. $\pm 10\%$ vergrößerte bzw. verkleinerte Kopfmodelle betrachtet. Alle Untersuchungen wurden mit unterschiedlichen Antennenformen und bei 835 MHz und 1900 MHz durchgeführt. Im Hinblick auf die Absorption in kindlichen Köpfen wurden in dieser Arbeit unter anderem auch die Auswirkungen höherer Werte für die Materialparameter (aufgrund des global höheren Wassergehalts in kindlichen Geweben) in den kleineren Kopfmodellen untersucht. Ein Vergleich der maximalen SAR im Kopf zwischen den einzelnen Berechnungen im 10% verkleinerten Kopfmodell bei Erhöhung der Gewebeparameter (sowohl Permittivität ϵ als auch Leitfähigkeit σ) um von 25% bzw. 50% bzw. 100% zeigte bei 835 MHz um bis zu 12% bzw. 20% bzw. 25% und bei 1900 MHz um bis zu 25% bzw. 44% bzw. 79% höhere, über 1 g gemittelte SAR Werte im Vergleich zu den Nominal-Gewebeparametern nach [57]. Die entsprechenden Erhöhungen der über 10 g gemittelten SAR Werte betragen bis zu 12% bzw. 21% bzw. 29% bei 835 MHz und bis zu 13% bzw. 22% bzw. 32% bei 1900 MHz. Zu bemerken ist, dass diese SAR-Werte auch die Absorption in der Ohrmuschel beinhalten. Weiters stellt die Annahme der gleichmäßigen Erhöhung aller Gewebeparameter (sowohl alle Gewebe als auch die Erhöhung von Permittivität ϵ und Leitfähigkeit σ im gleichen Ausmaß) eine starke Vereinfachung der tatsächlich zu erwartenden Verhältnisse dar.

2.3 Gebrauchsgewohnheiten, Expositionsdauer, Expositionsszenario

Für eine gesamtheitliche Beantwortung der Frage, ob Kinder ein höheres Risiko hinsichtlich möglicher gesundheitlicher Auswirkungen der Exposition gegenüber hochfrequenten elektromagnetischen Feldern tragen, muss auch der Themenkreis praktisch denkbarer Expositionsszenarien betrachtet werden. Durch den enormen Anstieg funktechnischer Anwendungen in allen Lebensbereichen in der jüngsten Vergangenheit und deren ungebremsten weiteren Ausbau, ist es wohl eine unbestreitbare Tatsache, dass die Generation der heute etwa 6- bis 10-Jährigen und alle nachfolgenden Generationen einer wesentlich höheren ‚Lebenszeit-Exposition‘ ausgesetzt sein wird, als die heute bereits erwachsene Generation. Neben diesem ‚Zeitfaktor‘ existieren aber möglicherweise auch signifikant unterschiedliche Expositionsmuster zwischen unterschiedlichen Altersgruppen, zumindest für einzelne Anwendungen bzw. Strahlungsquellen. Das wohl prominenteste Beispiel dafür ist das Mobiltelefon, das gleichzeitig auch eine jener HF-Strahlungsquellen ist, mit denen ohne weiteres Expositionen in der Größenordnung der Grenzwerte möglich sind. Jedem aufmerksamen Beobachter wird nicht entgehen, dass die Gebrauchsgewohnheiten bezüglich der Mobiltelefonbenutzung Altersabhängigkeiten unterworfen sein können. Da alle damit zusammenhängenden Faktoren (z.B. Haltung des Mobiltelefons relativ zum Kopf, Dauer der Gespräche) auch unmittelbaren Einfluss auf die resultierende Exposition bzw. deren Auswirkungen haben können (vgl. Kapitel 2.1-2.2), erscheinen systematische Erhebungen dieser Faktoren in den verschiedenen Altersgruppen wünschenswert. Einige wissenschaftliche Arbeiten mit dieser Stossrichtung sind bereits verfügbar (z.B. [133]-[134]), können jedoch viele in diesem Zusammenhang relevante Fragestellungen nicht oder nur unzureichend abdecken.

3 ALTERSABHÄNGIGKEIT DER AUSWIRKUNGEN VON HF-ABSORPTION

In Kapitel 2 wurden alle wesentlichen Aspekte behandelt, die zu einer möglichen Altersabhängigkeit der Absorption hochfrequenter (nicht-ionisierender) elektromagnetischer Strahlung Anlass geben können. Eine hypothetische Annahme einer solchen altersabhängigen Absorption muss grundsätzlich nicht zwingend mit einer Altersabhängigkeit gesundheitlicher Auswirkungen der Absorption korreliert sein. Das Bindeglied zwischen Absorption und deren gesundheitlicher Auswirkungen ist der Wirkungsmechanismus. Der nach gegenwärtigem wissenschaftlichem Kenntnisstand einzig gesicherte Wirkungsmechanismus hochfrequenter elektromagnetischer (nicht-ionisierender) Strahlung ist die Gewebserwärmung zufolge der Absorption, wenngleich gegenwärtig auch verschiedene Hypothesen möglicher anderer ‚nicht thermischer‘ Wirkungen diskutiert werden. In diesem Sinne müssen bei der Frage nach möglichen altersabhängigen Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder auch alle Parameter berücksichtigt werden, die eine Altersabhängigkeit der Energieumsetzung (von elektromagnetischer in thermische Energie) im Körper bewirken könnten. Dies sind vor allem die thermischen Gewebeeigenschaften und die thermoregulatorischen Verhältnisse im Zielgewebe bzw. im Körper. Aus dosimetrischer Sicht kann mit den heute verfügbaren numerischen Berechnungsmethoden die sich einstellende Temperaturverteilung, ausgehend von der Absorptionsverteilung berechnet werden (siehe z.B. [135]-[139]). Voraussetzung dafür ist die Verfügbarkeit entsprechender anatomischer Körpermodelle und die Kenntnis der relevanten thermischen Gewebeparameter, auf die in den nächsten Abschnitten eingegangen wird.

Ein weiterer wichtiger Punkt, der eine altersabhängige Wirkung begründen könnte, ist die Möglichkeit besonders sensibler Entwicklungsstadien einzelner Organe bzw. Gewebe, in denen die absorbierte Energie und/oder die damit verknüpfte Gewebserwärmung besonders hohes Störpotenzial haben könnte (Kapitel 3.3).

3.1 Thermische Gewebeeigenschaften

Die thermischen Gewebeeigenschaften sind bei gegebener Absorptionsverteilung für die sich schlussendlich einstellende Temperaturverteilung im Gewebe verantwortlich. Neben den aktiven Größen *metabolische Wärmeerzeugung* und *Durchblutungsrate (Perfusion)* im lebenden Organismus (siehe Kapitel 3.2) sind dies die Wärmeleitfähigkeit k (in $W/(m^2 \cdot K)$) und die spezifische Wärmekapazität c (in $J/(kg \cdot K)$).

Werte für die Wärmeleitfähigkeit und die spezifische Wärmekapazität von biologischen Geweben sind in der Literatur umfangreich dokumentiert (z.B. [140]-[143]), wobei im überwiegenden Anteil der Arbeiten tierische Gewebe *in vitro* gemessen wurden. Trotzdem sind für viele Humangewebe anerkannte und etablierte Werte verfügbar, wobei berücksichtigt werden muss, dass die beiden genannten Kenngrößen *in vivo* teilweise wesentlich größer als die *in vitro* gemessenen Werte sein können ([140], [141]). Einen umfassenden tabellarischen Überblick über die bis 1986 veröffentlichten Daten gibt [82]. Verantwortlich für die beiden Kenngrößen ist hauptsächlich die Zusammensetzung der Gewebe, im Falle der spezifischen Wärmekapazität vor allem der Wassergehalt. Einige Arbeiten haben daher empirische Berechnungsvorschriften

zur Bestimmung von k und c auf Basis des Gehalts an Wasser, Fett und Eiweiß abgeleitet ([144], [145] für k , [146] für c).

Hinsichtlich einer möglichen Altersabhängigkeit der Wärmeleitfähigkeit und spezifischen Wärmekapazität von Humangeweben wurden keine Arbeiten gefunden. Allerdings kann aus den oben genannten Ergebnissen (Abhängigkeit von k und c vom Wassergehalt) geschlossen werden, dass zumindest teilweise altersabhängige Unterschiede zu erwarten sind, da altersabhängige Veränderungen des Gewebe-Wassergehalts in einigen Geweben während der frühen postnatalen Entwicklung gesichert sind (z.B. [105]-[107]).

3.2 Thermoregulation

Neben den im vorangegangenen Kapitel erwähnten ‚passiven‘ thermischen Gewebeeigenschaften sind für die zufolge HF-Absorption auftretende Gewebetemperaturerhöhung auch die aktiven thermoregulatorischen Einflussgrößen *Durchblutungsrate (Perfusion)* und die *metabolische Wärmeezeugung*, sowie deren Variationen (speziell als Antwort auf eine von außen hervorgerufene thermische Last) relevant.

Eine Referenzwert-Datenbasis für Durchblutungsraten verschiedenster Organe Erwachsener im Ruhezustand findet man z.B. in Williams & Legget 1989 [147] und in einigen weiteren, etwas älteren Arbeiten (z.B. [148]-[152]). Daten für Kinder oder gar wissenschaftliche Untersuchungen der Altersabhängigkeit der Perfusion unterschiedlicher Gewebe sind hingegen kaum dokumentiert. Ausnahmen stellen einige Arbeiten zum Thema der altersabhängigen Gehirndurchblutung dar. Die Ergebnisse von Bode und Wais 1988 [153] und Horiuchi et al. 1993 zeigen ein ausgeprägtes Maximum der mittleren cerebralen Blutflussgeschwindigkeit im Alter von ca. 4 bis 7 Jahren. Im Hinblick auf Unterschiede zwischen älteren Kindern und Erwachsenen bestehen aber teilweise widersprüchliche Arbeiten. Beispielsweise berichten Barthel et al. 1997 [155] von (zumindest klinisch relevanten) Unterschieden in den Perfusionsmustern, auch noch zwischen 15-jährigen und Erwachsenen (höhere cerebrale Durchblutungsraten in Kindern bzw. Jugendlichen). Denays et al. [156] berichten hingegen von nur minimal (klinisch nicht relevanten) höheren Gehirn-Durchblutungsraten in Schulkindern im Vergleich zu Erwachsenen.

Eine weitere sehr interessante Arbeit zu diesem Thema wurde von Takahashi et al. 1999 veröffentlicht [157]. Die PET-basierte Untersuchung zeigte eine im Vergleich zu Erwachsenen geringere (regional unterschiedliche) cerebrale Durchblutung bei Kleinkindern (< 1 Jahr). Im Zug des Heranwachsens erfolgt in allen Gehirnarealen eine signifikante Zunahme der Perfusion, die etwa mit 7 Jahren ihr Maximum erreicht und danach wieder langsam abnimmt.

Unterschiede in der thermoregulatorischen Antwort von 10- bis 11-jährigen Jungen und 21- bis 25-jährigen Männern auf 45 Minuten dauernde leichte körperliche Übungen wurden von Shibasaki et al. 1997 [158] publiziert. Anstieg der Rektaltemperatur und der Herzrate zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Altersgruppen. Allerdings zeigten sich Differenzen in der Vasodilatation (regional unterschiedlich) und der lokalen Transpirationsrate. Während bei den 10- bis 11-Jährigen die Vasodilatation am Rumpf höher und am Unterarm niedriger als in der Gruppe der 21- bis 25-Jährigen war, zeigten sich generell signifikant niedrigere lokale Transpirationsraten bei den 10- bis 11-Jährigen. Zusammenfassend deutet dies darauf hin, dass die 10- bis 11-Jährigen durch höhere Vasodilatation am Rumpf die Defizite in den lokalen Transpirationsraten

kompensieren und damit den gleichen Regelerfolg wie die ältere Vergleichsgruppe erzielen.

Diese Ergebnisse könnten im Hinblick auf die Ganzkörperexposition in hochfrequenten elektromagnetischen Feldern relevant sein. Über altersspezifische Unterschiede von lokalen thermoregulatorischen Antworten, wie sie bei Teilkörperexpositionen relevant sind, liegen keine wissenschaftlichen Arbeiten vor.

3.3 Sensible Entwicklungsstadien von Geweben bzw. Organen

Die Komplexität und die Vielfalt der im heranwachsenden Menschen ablaufenden Entwicklungsprozesse sind, sofern gegenwärtig überhaupt bereits dokumentiert, nahezu unüberschaubar.

Hinsichtlich der Identifikation besonders vulnerabler postnataler Entwicklungsphasen des Menschen sind in der wissenschaftlichen Literatur leider ungleich weniger Arbeiten dokumentiert, als im Vergleich zur pränatalen Entwicklung (Brent 2004 [159]). Als grundsätzlich anerkannt gilt jedoch, dass Kinder im Vergleich zu Erwachsenen hinsichtlich vieler Umwelteinflüsse unterschiedliche Sensibilität aufweisen (unterschiedlich je nach betrachtetem Agens). Zusätzlich besteht die Tatsache, dass bestimmte Krankheitsbilder häufiger bei Kindern als bei Erwachsenen auftreten (z.B. nach [159]: Akute lymphatische Leukämie, Neuroblastome, Craniosynostose).

Zur gegenständlichen Fragestellung einer möglicherweise höheren Sensibilität von Kindern gegenüber HF-Exposition liegt derzeit praktisch noch kein gesichertes Wissen vor. Viele teilweise widersprüchliche Einzelhinweise aus diversen dosimetrischen und biologischen Arbeiten führten daher in jüngster Zeit zu vielen unterschiedlichen Hypothesen, wie und unter welchen Umständen Kinder tatsächlich ein höheres gesundheitliches Risiko im Hinblick auf HF-Exposition tragen könnten.

In Anbetracht des relativ instabilen wissenschaftlichen Fundaments und der sich daraus ergebenden Vielzahl von denkbaren methodischen Arbeitsansätzen, sollte im Hinblick auf den praktischen Nutzen einer möglichen Hauptstudie daher der Betrachtungswinkel zunächst auf die gegenwärtig am meisten relevanten Expositionssituationen eingeschränkt werden.

Hinsichtlich des Frequenzbereichs fällt diese Einschränkung nicht schwer, da es vor allem die elektromagnetischen Felder der neuen Mobilfunktechnologien sind, die in diesem Zusammenhang im Zentrum des Interesses stehen. Zumindest diskussionswürdig erscheint jedoch die Frage, ob eher die kontinuierliche („chronische“) Ganzkörper-Belastung mit niedrigen Feldintensitäten (z.B. durch Mobilfunk Basisstationen), oder eher die relativ hohe lokale, aber intermittierende Strahlungsbelastung (üblicherweise im Kopf durch Mobiltelefone) vordringliche Bedeutung für gegenständliche Fragestellung hat. Die vordringliche Betrachtung des erstgenannten Falles („chronische“ Exposition) hätte wahrscheinlich nur Berechtigung, wenn man einen ausgeprägten akkumulierenden Effekt der HF-Wirkungen ohne Schwellwert hinsichtlich einer minimal erforderlichen Expositionsfeldstärke voraussetzt. Diesbezüglich gibt es in der gegenwärtigen wissenschaftlichen Literatur zwar Diskussionen, aber noch keine gesicherten Befunde.

Andererseits kann für den zweit genannten Fall als gesichert angesehen werden, dass

1. die Benützung von Mobiltelefonen zu Absorptionsraten im Kopf führen kann, die in der gleichen Größenordnung wie die gegenwärtigen Grenzwerte liegen und damit lokal messbare (wenn auch sehr geringe, nach [47] in der Größenordnung von ca. $0,1^{\circ}\text{C}$ liegende) Gewebetemperaturerhöhungen verursachen können,
2. Mobiltelefone in zunehmend größerem Ausmaß von Kindern benutzt werden und
3. der Kopf bzw. das Gehirn als besonders sensibel anzusehen ist.

Aus diesem Grund erscheint für eine mögliche Hauptstudie die Betrachtung von lokalen Expositionen im Kopfbereich als wesentlich Ziel führender, und es werden im Folgenden vor allem mögliche sensible Entwicklungsstadien von Organen bzw. Geweben im Kopfbereich diskutiert.

3.3.1 Entwicklung des Nervensystems

Ein sehr umfassender und informativer Überblick über kritische Zeitabschnitte hinsichtlich der Vulnerabilität des Nervensystems gegenüber (hauptsächlich chemischen) Umwelteinflüssen wurde in der Arbeit von Rice & Baron 2000 [160] gegeben. Aus vielen wissenschaftlichen Arbeiten wird dabei grundsätzlich als gesichert angesehen, dass Einwirkungen auf Nervengewebe während der einzelnen Entwicklungsphasen (Synaptogenese, Myelinisierung und Apoptose bzw. Synapseneliminierung) potentiell schädlicher wirken als im bereits ausgereiften Gewebe. Vorausgesetzt muss dabei aber natürlich werden, dass es einen biologisch wirksamen Wechselwirkungsmechanismus zwischen dem einwirkenden Agens und dem betrachteten Gewebe gibt. Leider liegt hinsichtlich hochfrequenter elektromagnetischer Felder gerade dieser Aspekt noch völlig im Dunkeln (abgesehen von den gesicherten thermischen Wirkungen). Einige der oben genannten Entwicklungsprozesse (Proliferation, Migration, Differentiation) sind zum Zeitpunkt der Geburt bereits fast vollständig abgeschlossen. Andere, wie z.B. die Synaptogenese und die Neuronenelimination (Apoptose), werden spätestens im Kleinkindalter (< ca. 3-4 Jahre) nahezu vollständig abgeschlossen und Prozesse wie die Myelinisierung und Synapseneliminierung dauern bis ins junge Erwachsenenalter an (Andersen 2003 [108], Yakovlev & Lecours 1967 [110]).

Die Ergebnisse von Huttenlocher 1979 [120] demonstrieren dies sehr eindrucksvoll (Abbildung 3.1 und 3.2).

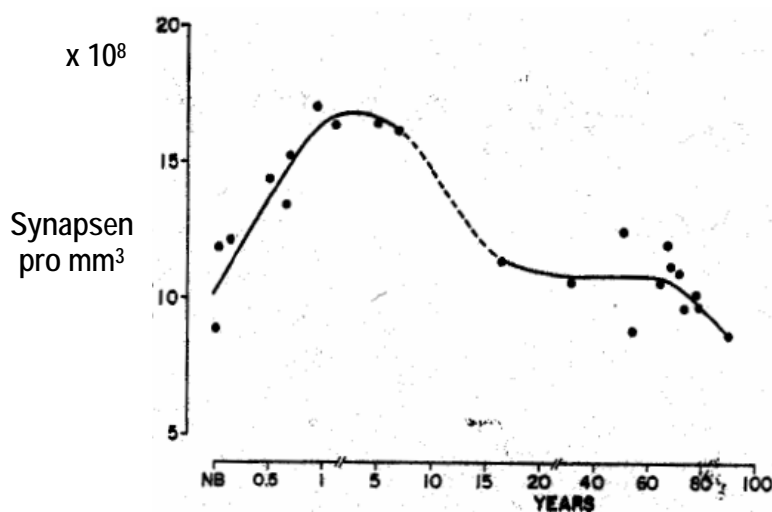


Abbildung 3.1: Postnatale Entwicklung der Synapsendichte im menschlichen Gehirn, mittlerer frontaler Gyrus, Layer 3 (aus Huttenlocher et al. 1979 [120])

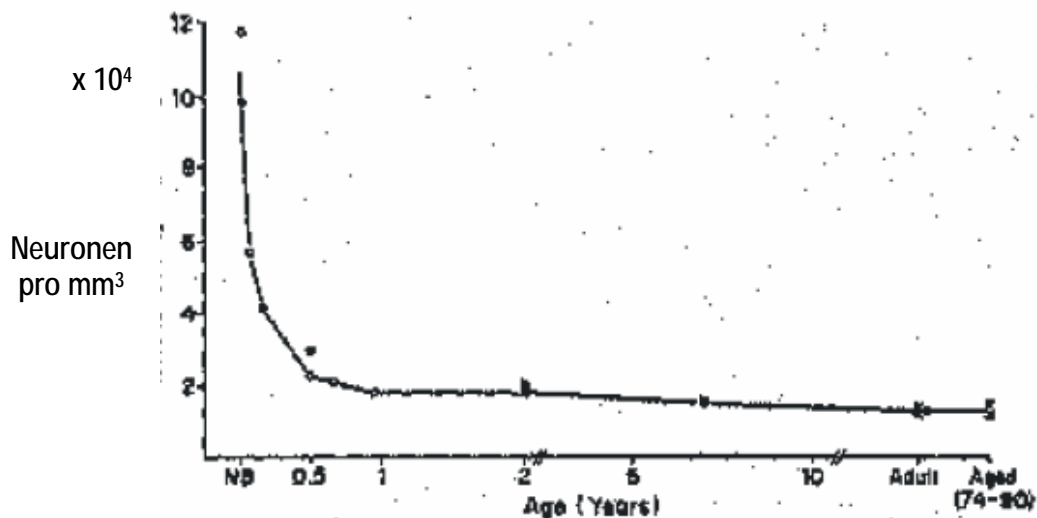


Abbildung 3.2: Postnatale Entwicklung der Neuronendichte im menschlichen Gehirn, mittlerer frontaler Gyrus, Layer 3 (aus Huttenlocher et al. 1979 [120])

Obwohl bereits einiges Detailwissen über die Entwicklung des Gehirns vorhanden ist, besteht noch sehr wenig gesichertes Wissen über das pathogene Potenzial diverser Umwelteinflüsse in Abhängigkeit vom Zeitpunkt des Einwirkens (relativ zur Entwicklungsphase). Verkompliziert wird diese Fragestellung zusätzlich durch das große Kompensationspotenzial des Nervensystems (vor allem in der Entwicklung), d.h., die Möglichkeit temporäre gesetzte Schäden durch entsprechende Reparatur- oder Kompensationsmechanismen wieder auszugleichen (Andersen 2003 [108]).

Ein weiterer eventuell betrachtenswerter und mit der Gehirn-Entwicklung eng verknüpfter Parameter, der durch mehrere Publikationen von Salford et al. [161-162] ins Zentrum vieler Diskussionen gerückt ist, ist die Blut-Hirn Schranke (BHS). In diesen Publikationen wird von einer Erhöhung der Durchlässigkeit der BHS von Ratten nach HF-Exposition mit SAR-Werten bzw. Feldstärkewerten unterhalb der gegenwärtigen Grenzwerte berichtet. In ähnlicher Weise berichten Schirmacher et al. 2000 [163] von einer Erhöhung der Permeabilität der BHS durch 1800 MHz Befeldung in einem in vitro Modell. Demgegenüber zeigten Arbeiten von Fritze et al. 1997 [164] und Finnie et al. 2002 [165] keine signifikanten Erhöhungen der BHS-Durchlässigkeit durch Exposition von Ratten bzw. Mäusen bei 900 MHz und SAR-Werten < als 4 W/kg. Obwohl nach gegenwärtigem Kenntnisstand von einer hauptsächlich pränatalen Entwicklung der Blut-Hirnschranke ausgegangen wird, zeigt eine neuere Review-Arbeit von Engelhardt 2003 [166], dass teilweise auch noch postnatale Entwicklungsprozesse möglich sind (allerdings wahrscheinlich in sehr früher Kindheit abgeschlossen).

3.3.2 Blutbildendes Gewebe

Bei der Frage nach möglicherweise sensiblen Geweben im Kopf, bzw. bei der Frage nach Geweben in denen hypothetische Effekte schwerwiegende Folgen für den Organismus haben könnte, muss neben dem Gehirn auch das blutbildende Gewebe, (rotes Knochenmark) genannt werden. In diesem Gewebe bilden sich aus Stammzellen

eine Reihe von essentiell wichtigen Zelltypen (Erythrozyten, Leukozyten, Thrombozyten). Postnatal ist das rote Knochenmark daher der Ort für die Bildung aller für das Immunsystem relevanten Zellen. Eine nachteilige Beeinflussung dieser Zelldifferenzierungs-Abläufe könnte schwerwiegende Auswirkungen auf den gesamten Organismus haben (z.B. Entwicklung von Allergierkrankungen). Die Tatsache des, trotz der Komplexität, im Allgemeinen stabilen Funktionierens dieses Systems weist zwar darauf hin, dass es gegenüber üblichen Schwankungen des internen und externen Milieus gut abgesichert ist, dennoch bestehen begründete Hypothesen, dass diese Störungsresistenz im Kindesalter zumindest temporär geringer ist (z.B. erhöhte Inzidenz von akuter lymphoblastischer Leukämie (ALL) im Kindesalter). Vor allem die wichtigen Reparatur- und Überwachungsmechanismen (z.B. Apoptose) der Zelldifferenzierungsprozesse könnten hier hypothetisch Angriffspunkte für externe Einflüsse sein. Obwohl der Anteil an rotem Knochenmark im Schädelknochen postnatal stetig sinkt, zeigen Untersuchungen, dass relevante Anteile roten Knochenmarks bis ins Alter von etwa 10 Jahren im Schädelknochen vorhanden sind (z.B. Okada et al. 1989 [21], Christy 1981 [19]).

Interessant erscheint in diesem Zusammenhang auch die Tatsache, dass bis dato in keiner dosimetrischen Untersuchung eine explizite Angabe über die Absorption im roten Knochenmark zu finden ist. Ein Grund dafür ist möglicherweise, dass die relativ dünnen Knochenmarksschichten im Schädeldach in den numerischen Modellen aufgrund beschränkter räumlicher Auflösung der gegenwärtigen Modelle nicht adäquat nachgebildet sind. Weiters kommt das allgemeine Problem der SAR-Mittelung, die bei sehr geringer Gewebeschichtdicke und sehr lokaler Exposition tendenziös einen sehr geringen gemittelten SAR-Wert ergibt, dazu (vor allem bei Mittelung über 10 g). Ein weiteres Problem aus Sicht der Dosimetrie bei der Betrachtung der Strahlungsabsorption im roten Knochenmark, ist die oben erwähnte Veränderung der Knochenmarksräume im Zuge der Entwicklung vom Kind zum Erwachsenen, d.h., vereinfachte aus Erwachsenenköpfen gewonnene Kindermodelle können die tatsächliche Verteilung des roten Knochenmarks nicht richtig widerspiegeln (auch wenn sie durch verzerrende Verkleinerung gewonnen wurden, siehe Kapitel 2.1.3). Schließlich ist anzumerken, dass rotes Knochenmark eine signifikant höhere elektrische Leitfähigkeit besitzt als gelbes Knochenmark.

3.3.3 Auge

Auch wenn bei normalem Gebrauch eines Mobiltelefons am Ohr die Distanz zwischen der Strahlungsquelle und den Augen relativ groß und dadurch keine signifikante Exposition der Augen zu befürchten ist, so kann nicht ausgeschlossen werden, dass künftige Anwendungen (z.B. Videotelefonie) ein geändertes Expositionsszenario bewirken, bei dem die Augen höher exponiert sind als gegenwärtig. Besonders die Linse, die nach Bron et al. 2000 [127] einem stetigen Entwicklungsprozess unterliegt, könnte hier als sensibles Zielorgan gesehen werden.

Zusätzlich muss angemerkt werden, dass es erste Hinweise dafür gibt, dass die elektrische Leitfähigkeit der Linse einer signifikanten Altersabhängigkeit unterliegt (Schmid & Überbacher 2004) und derzeit keine dielektrischen Gewebeparameter für Kindergewebe verfügbar sind.

4 RELEVANTE EXPERIMENTELLE ARBEITEN MIT BEZUG ZU ENTWICKLUNGSPROZESSEN UND HF-EXPOSITION

In der gegenwärtig zugänglichen wissenschaftlichen Literatur findet sich eine erstaunlich große Anzahl von Arbeiten, die im Hinblick auf mögliche Auswirkungen von HF-Exposition auf die Entwicklung grundsätzlich als relevant angesehen werden können. Den Hauptteil dieser Arbeiten stellen dabei Tierstudien mit unterschiedlichsten Endpunkten unter unterschiedlichsten Expositionsbedingungen (pränatale/postnatale Exposition oder beides, unterschiedliche Frequenzen, Modulationen und Intensitäten) dar. Weiters sind einige epidemiologische Studien bekannt, die den Zusammenhang von Kinderkrebserkrankungen (vor allem Leukämie und Hirntumore) und der Nähe zu Rundfunksendern untersuchten. Abgeschlossene und publizierte Human-Provokationsstudien mit Kindern sind derzeit noch nicht bekannt, allerdings laufen gegenwärtig mindestens 2 solcher Experimente (siehe Kapitel 4.3)

Im Folgenden sollen die wichtigsten Daten und Ergebnisse dieser Arbeiten kurz zusammengefasst werden, wobei gemäß der Zielsetzung des vorliegenden Vorhabens der Schwerpunkt auf Untersuchungen mit Säugetieren und postnataler Exposition gelegt wird.

4.1 Tierstudien

4.1.1 Arbeiten mit vogelartigen Tieren (Wachteln und Hühner)

Arbeiten, bei denen Vögel mit HF exponiert wurden, liegen nur mit **pränataler Exposition** vor, wobei die Befeldungs-Intensitäten bzw. SAR-Werte zumeist weit oberhalb der derzeit geltenden Basisgrenzwerte lagen.

Gildersleeve et al. 1987 [167] und McRee et al. 1983 [168] berichten trotz Verwendung gleicher Frequenz (2,45 GHz) und SAR (4 W/kg) widersprüchlich Effekte bzw. keine Effekte auf die **Reproduktionsfähigkeit** von Wachteln.

Braithwaite et al. 1991 [169] exponierten Hühnereier bei 2,45 GHz und 0,8 W/kg und fanden keine Effekte auf die **fetale Entwicklung** der Kücken.

Teratogene Effekte bei Hühnern (428 MHz) bzw. Effekte auf einzelne **Blut-** bzw. **Serumparameter** (2,45 GHz) bei Wachteln berichten Saito et al. 1991 [170] bzw. Gildersleeve et al. 1988 [171], [172], wobei in diesen Arbeiten sehr hohe Befeldungs-Intensitäten (weit über den gegenwärtigen Grenzwerten) verwendet wurden. Ebenfalls bei sehr hohen Befeldungs-Intensitäten (4 W/kg, 2,45 GHz) fanden Galvin et al. 1981 [173] teilweise Effekte auf **humorale**, nicht jedoch auf **zelluläre Immunparameter**.

Globale embryonale Entwicklungsparameter (**Körper und Organgewichte**) von Wachtel-Embryos nach Befeldung mit 2,45 GHz bei einer SAR von 14 W/kg (!) führten nach den Ergebnissen von McRee et al. 1975 [174] zu keinen signifikanten Unterschieden zwischen exponierten und nicht exponierten Embryos.

Hingegen berichten Inouye et al. 1982 [175] von schwachen Effekten auf die morphologische Entwicklung des Cerebellums von Wachteln bei Befeldung der Eier mit 2,45 GHz (4 W/kg).

4.1.2 Arbeiten mit Nagetieren (Ratten, Mäuse und Hamster)

Der überwiegende Teil der Tierstudien, die für mögliche Auswirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf die Entwicklung als relevant angesehen werden können, wurde mit Ratten oder Mäusen durchgeführt.

Bei ausschließlich **pränataler Befeldung** existieren eine Reihe von Arbeiten, die teilweise von **teratogenen Effekten** und retardierten **Organabmessungen** und **Organgewichten** berichten (Jensh et al. 1983 [176], 1984 [177], 1997 [178], Tofani et al. 1986 [179], Berman et al. 1981 [180], 1982 [181-182], 1984 [183-184], Schmidt et al. 1984 [185], Nawrot et al. 1981 [186], 1985 [187], Meritt et al. 1984 [188], Nelson et al. 1991 [189], 1994 [190], 1997 [191] und Inouye et al. 1982 [192]). Hauptsächlich wurde dabei 2,45 GHz (CW oder gepulst) als Befeldungsfrequenz verwendet (in einigen Arbeiten auch 10 MHz, 27 MHz, 915 MHz und 6 GHz). Die meisten dieser Arbeiten wurden allerdings mit enorm hohen Befeldungs-Intensitäten durchgeführt, sodass in den Versuchstieren eine signifikante Körpertemperaturerhöhung angenommen werden muss (in einigen Arbeiten auch explizit ausgewiesen). In Zusammenfassung dieser Arbeiten kann gesagt werden, dass signifikante Effekte nur dann berichtet wurden, wenn die Exposition auch zu einem signifikanten Körpertemperaturanstieg der Tiere (Muttertiere) geführt hat, bzw. die Exposition so hoch war, dass ein solcher angenommen werden muss.

Die Auswirkungen pränataler Exposition auf die Entwicklung **psychosozialer Fähigkeiten** bzw. **kognitiver Fähigkeiten** von Ratten wurden von Jensh et al. 1983 [193], 1984 [194] und von Bornhausen et al. 2000 [195] untersucht. Jensh et al. verwendeten in ihren Arbeiten 2,45 GHz bzw. 6 GHz bei Intensitäten von 200 W/m^2 bzw. 350 W/m^2 (also weit über den Grenzwerten) und schlossen aus ihren Ergebnissen, dass die pränatale HF-Exposition Auswirkungen auf die psychosoziale Entwicklung der Ratten haben könnte. Demgegenüber fanden Bornhausen et al. keine Effekte auf die untersuchten kognitiven Fähigkeiten bei pränataler Exposition mit einem GSM 900 Signal mit 1 W/m^2 Befeldungsintensität (Ganzkörper SAR der Muttertiere zwischen 17 und 75 mW/kg).

Arbeiten mit Ratten mit **pränataler und postnataler Exposition** wurden hauptsächlich im Hinblick auf die Entwicklung des **Nervensystems** durchgeführt. Albert et al. 1981 [196] befeldeten Ratten mit 100 MHz (postnatal, Ganzkörper-SAR $2,8 \text{ W/kg}$) bzw. mit 2,45 GHz (Ganzkörper-SAR 2 W/kg) pränatal und postnatal (ab dem 6. Tag). Als Ergebnis berichten die Autoren eine signifikant geringere Anzahl von Purkinje Zellen im Cerebellum in den exponierten Tieren im Vergleich zu nicht exponierten Kontrollen. Allerdings ist anzumerken, dass die verwendeten Befeldungsintensitäten dem 35-fachen bzw. dem 25-fachen des derzeit etablierten Ganzkörpergrenzwertes ($0,08 \text{ W/kg}$) entsprechen.

Inouye et al. 1983 [197] exponierten täglich Tiere vom 4. Trächtigkeitstag bis 40 Tage postnatal bei 2,45 GHz mit 100 W/m^2 und fanden keinerlei Effekte auf eine Vielzahl von untersuchten neurohistologischen Parametern.

Adey et al. 1999 [198], 2000 [199] untersuchten in zwei Experimenten den Einfluss von HF-Feldern (836 MHz) auf die Tumorenstehung im Zentralnervensystem. In einem der Experimente wurde frequenzmodulierte HF, im anderen Fall pulsmodulierte HF (entsprechend dem nordamerikanischen NADC Standard) verwendet. Die Intensitäten der Befeldung lagen in einem Bereich, der eine SAR in den Tieren hervorrief, die ca. der lokalen SAR entspricht, die bei Mobiltelefonbenutzung erwartet werden kann. Im Falle der pulsmodulierten Felder zeigte sich dabei eine leicht reduzierte Tumorzinzidenz bei

den exponierten Tieren, bei Verwendung frequenzmodulierter Felder konnte dieser Effekt nicht gefunden werden.

Cobb et al. 2000 [200] exponierten Ratten mit *Ultrawideband*-Signalen (extrem kurze Pulse mit extrem steilen Flanken), sodass sich in den Tieren eine mittlere Ganzkörper-SAR von ca. 45mW/kg einstellte und untersuchten die Auswirkungen auf eine Vielzahl neuromorphologischer und verhaltensrelevanter Parameter. Von der Vielzahl der untersuchten Parameter unterschieden sich nur 3 zwischen den exponierten Tieren und den Kontrollen: Die exponierten Tiere gaben mehr Stress anzeigende Laute von sich, ein morphologischer Parameter des Hippocampus war in der exponierten Gruppe größer und die pränatal exponierten Nachkommen zeigten signifikant weniger Paarungsbereitschaft.

Dokumentierte Arbeiten mit Nagetieren bei ausschließlich **postnataler Exposition** untersuchten bisher hauptsächlich **reproduktionsrelevante Parameter**. In einer Publikationsserie von Lebovitz et al. 1983 [201], 1984 [202] und 1987 [203-204] berichten die Autoren, dass die Befeldung mit 1,3 GHz (CW und gepulst) bei Ganzkörper-SAR-Werten bis zu mehreren W/kg keine Effekte auf die untersuchten morphologischen Parameter des männlichen Geschlechtsapparates zeigt. Als einzig positiver Befund zeigte sich bei gepulster Exposition mit 7,7 W/kg Ganzkörper-SAR ein schwacher Effekt auf die Spermienproduktion (bei 4,2 W/kg nicht mehr nachweisbar).

Dasdag et al. berichten in 1999 [205] und 2003 [206] teilweise widersprüchliche Ergebnisse hinsichtlich der Auswirkungen von GSM900-Exposition durch Mobiltelefone auf die Hodenparameter von Ratten. Während die Autoren in ihrer ersten Arbeit [205] (Ganzkörper-SAR 0,14 W/kg) von histologischen Veränderungen in den Hoden berichten, berichten sie in der zweiten Publikation [206] (Ganzkörper-SAR 0,52 W/kg) keine Veränderungen. Zusätzlich muss angemerkt werden, dass die Methode der Exposition, sofern sie in den Arbeiten detailliert beschrieben ist (Mobiltelefon mit Sprechverbindung zu einer Basisstation als Feldquelle), einige Fragen offen lässt, wie z.B. ob sichergestellt war, dass das verwendete Mobiltelefon mit konstanter Sendeleistung betrieben wurde (z.B. mit Basisstationssimulator oder Software-modifiziertem Mobiltelefon).

Ebenfalls sinkende Reproduktionsfähigkeit (sinkende Nachkommenzahl) durch HF-Exposition folgerten Magras et al. aus den Ergebnissen ihrer 1997 publizierten Arbeit [207], bei der Mäusepaare in Käfigen in der Umgebung einer in Betrieb befindlichen HF-Sendeanlage gehalten und die Neugeborenen von 5 aufeinander folgenden Würfen untersucht wurden. Als Mangel dieser Arbeit muss jedoch angeführt werden, dass aufgrund des Studiendesigns (Sendeanlage im Echtbetrieb) die Kontrolltiere nicht am gleichen Ort wie die exponierten Tiere gehalten werden konnten, d.h. dass die Beeinflussung des Ergebnisses durch diverse andere Stressfaktoren (z.B. Lärm) nicht ausgeschlossen werden kann. Die Autoren selbst räumen diese Möglichkeit ein und bezeichnen Ihre Ergebnisse aus diesem Grund als ‚vorläufig‘.

Chou et al. 1992 [208] exponierten Ratten bei 2,45 GHz Puls modulierter HF (Ganzkörper-SAR zwischen 0,15 und 0,4 W/kg) ab einem Alter von 8 Wochen auf Lebenszeit. Keiner der insgesamt **155 verschiedenen**, analysierten **Endpunkte** zeigte signifikante Unterschiede zwischen den exponierten Tieren und den Kontrollen.

Die Möglichkeit einer **Tumor indizierenden** bzw. **Tumor promovierenden** Wirkung von HF im **Zentralnervensystem** von Ratten wurde von Zook et al. 2001 [209] bei 860 MHz (gepulst und CW) untersucht. Bei einer über das gesamte Gehirn gemittelten SAR von

ca. 1 W/kg zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Kontrollen und den ab dem 2. Lebensmonat exponierten Tieren.

4.1.3 Arbeiten mit Affen

Aufgrund der wesentlich größeren Ähnlichkeit der Entwicklungsabläufe im Menschen erscheinen experimentelle Befunde aus Untersuchungen an Primaten als besonders interessant.

Albert et al. 1981 [210] berichten von Experimenten mit Affen, wobei die Muttertiere ab der Feststellung der Trächtigkeit täglich für 3 Stunden einer CW Befeldung mit 2,45 GHz (SAR 3,4 W/kg) ausgesetzt wurden. Dieses Expositionsschema wurde für die Nachkommen bis zu einem Alter von 9,5 Monaten beibehalten. Danach erfolgte eine histologische Aufarbeitung des Gehirns mit Schwerpunkt auf der Entwicklung der Purkinje Zellen. Die Autoren berichten, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den exponierten Tieren und den Kontrollen gefunden werden konnte.

Eine zweite Arbeit mit Affen als Tiermodell veröffentlichten Kaplan et al. 1982 [211]. Die Befeldung erfolgte mit einem 2,45 GHz CW Signal in 3 Intensitätsstufen (entsprechend Ganzkörper-SAR-Werten von 0,034, 0,34 und 3,4 W/kg). Es wurde jeweils 3 Stunden täglich, an 5 Tagen pro Woche exponiert, wobei die Exposition im zweiten Drittel der Schwangerschaft begann und bis 6 Monate nach der Geburt sowohl für die Muttertiere als auch die Nachkommen fortgesetzt wurde. Nach dieser Phase wurden die Nachkommen für weitere 6 Monate exponiert. Als Endpunkte wurde eine Vielzahl von biologischen und verhaltensrelevanten Parametern (sowohl in den Nachkommen als auch in den Muttertieren) untersucht. Es zeigten sich auch hier keine signifikanten Unterschiede zwischen den exponierten Tieren und den Kontrollen.

4.2 Epidemiologische Untersuchungen

Epidemiologische Studien bezüglich der gesundheitlichen Auswirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf Kinder sind bis dato nur in sehr begrenztem Ausmaß dokumentiert. Bisher bekannte Studien versuchten eine Verbindung zwischen der Nähe des Wohnortes zu leistungsstarken HF-Sendern (Rundfunk- und TV-Sender) zu finden, wobei Leukämie und Hirntumore als Untersuchungsgrößen betrachtet wurden.

Maskarinec et al. berichteten 1994 [212] über eine auf Hawaii durchgeführte Fall-Kontroll Studie bezüglich Kinderleukämie und über eine gefundene Assoziation mit der Nähe zu einer 23 kHz Sendeanlage (relativer Risikofaktor von 2,00 [95% CI 0,06-8,3] für Kinder die weniger als 2,6 Meilen vom Sender entfernt leben).

Im Jahr 1996 veröffentlichten Hocking et al. [213] eine epidemiologische Untersuchung bezüglich der Inzidenz und Mortalität von Kinderleukämie in 3 Stadtbezirken im Einzugsbereich mehrerer TV-Sender. Die Autoren berichteten von einem erhöhten Risiko für Kinderleukämie in Entfernungen kleiner als 4 km von den Sendern. Die relativen Risikofaktoren für Inzidenz bzw. Mortalität wurden mit 1,58 [95% CI 1,07-2,34] bzw. 2,32 [95% CI 1,35-4,01] angegeben. In einer neueren Auswertung des gleichen Datensatzes berichteten fanden McKenzie et al. 1998 [214] heraus, dass die in [213] berichteten erhöhten Gesamt-Risikofaktoren nur auf die Daten aus der Umgebung eines einzigen Senderstandortes (*Lane Cove*) zurückzuführen sind und zwar auf eine Zeitperiode in der dieser Senderstandort noch gar nicht im Vollbetrieb war. Aus diesem

Grund und auf Basis der Tatsache, dass bei Eliminierung der *Lane Cove*-Daten aus dem Datensatz der Gesamt-Risikofaktor für das Auftreten von Kinderleukämie auf 0,9 [95% CI 0,6-1,4] zurückgeht, schließen McKenzie et al., dass nicht die HF-Exposition, sondern andere Faktoren als Grund für die hohen Inzidenzraten in *Lane Cove* in Erwägung gezogen werden müssen.

Dolk et al. 1997 [215] und Cooper et al. 2001 [216] untersuchten unter anderem das Auftreten von Kinderleukämie und Hirntumoren bei Kindern in der Umgebung von Rundfunk und Fernsehsendern in Großbritannien. Es konnte dabei keine eindeutige Assoziation zwischen den beiden Krankheitsbildern und der Nähe zu den Sendern festgestellt werden.

Die neuesten epidemiologischen Fall-Kontroll Ergebnisdaten zur Frage von Kinderleukämie und der Nähe zu Rundfunksendern wurden von Michelozzi et al. 2002 [217] veröffentlicht und betrachteten die Umgebung des Senders von Radio Vatikan in Rom (Kurz- und Mittelwelle). Die Autoren berichteten von einer signifikanten Abnahme des relativen Risikos für Kinderleukämie mit größer werdender Entfernung zum Sender. Gleichzeitig wird allerdings eingeräumt, dass diese Ergebnisse, nicht zuletzt aufgrund der geringen Fallzahl von 8, zwar einen Hinweis geben, aber keinen kausalen Zusammenhang absichern können.

Gegenwärtig wird im Rahmen des britischen *MTHR (Mobile Telecommunications and Health Research)*-Programms [218] eine Fall-Kontroll-Studie im Hinblick auf das Risiko von Krebserkrankungen des frühen Kindesalters (Leukämie und Non-Hodgkin Lymphom) in der Umgebung von Mobilfunk-Basisstationen durchgeführt. Erste Ergebnisse sind für das Frühjahr 2005 angekündigt.

Die Tatsache der (glücklicherweise) relativ geringen Fallzahlen bei Kinderkrebserkrankungen stellt ganz allgemein eines der methodischen Probleme der Epidemiologie in diesem Zusammenhang dar.

4.3 Human-Provokationsstudien

Abgeschlossene und publizierte Provokationsstudien mit Kindern hinsichtlich möglicher Wirkungen von HF-Befeldung sind derzeit noch nicht verfügbar. Allerdings laufen derzeit zumindest 2 derartige Experimente, von denen am WHO-Workshop *Sensitivity of Children to EMF* 2004 in Istanbul Details hinsichtlich des Versuchsdesigns und erste vorläufige Ergebnisse präsentiert wurden [219]. Die in Großbritannien von Preece et al. durchgeführten Experimente inkludieren 18 (9 Jungen/9 Mädchen) 10- bis 12-jährige Kinder, die mit realen Mobiltelefonensignalen in 2 Intensitätsstufen befeldet werden, während sie verschiedene klinisch etablierte kognitive Tests ausführen. In Finnland führen Haarala et al. eine ähnliche Untersuchung mit 32 (16 Jungen/16 Mädchen) 10- bis 14-jährigen Kindern durch. Die Befeldung erfolgt ebenfalls mit einem modifizierten Mobiltelefon, wobei die über 1g Gewebe gemittelte SAR im Kopf mit 1,44 W/kg angegeben wird. Beide Studien sind doppelblind und als *Crossover*-Versuch ausgelegt, d.h., jeder Proband fungiert als seine eigene Kontrolle (Testdurchgang unter Scheinexposition). Die bisher vorgestellten Ergebnisse zeigten keine signifikanten Unterschiede in Reaktionszeit und Arbeitsgenauigkeit zwischen Exposition und Scheinexposition.

5 BEWERTUNG DER MACHBARKEIT EINER HAUPTSTUDIE

Die vorangegangenen Kapitel gaben einen umfassenden Überblick über den gegenwärtigen wissenschaftlichen Kenntnisstand bezüglich der Frage, ob Kinder im Hinblick auf die Exposition gegenüber hochfrequenten elektromagnetischen Feldern möglicherweise ein höheres gesundheitlichen Risikos tragen als Erwachsene. Obwohl eine Vielzahl von Arbeiten vorhanden sind, die zumindest in Teilaspekten als relevant für die gegenständliche Fragestellung angesehen werden müssen, kann derzeit noch keine gesicherte Aussage getroffen werden.

Die Gründe dafür sind eine nicht unbeträchtliche Anzahl von nach wie vor bestehenden Kenntnisdefiziten (*„knowledge gaps“*), sowohl auf dosimetrischer als auch auf biologischer Seite, die im Folgenden diskutiert werden. Die Identifikation dieser *„knowledge gaps“* ist zwar ein notwendiger erster Schritt, einer kurzfristigen und geradlinigen Beantwortung dieser Teilfragen werden allerdings teilweise methodische und ethische Probleme gegenüberstehen.

5.1 Dosimetrische *„knowledge gaps“*

Aus dem größten Teil der in Kapitel 2.1.2 und 2.2.4 dokumentierten dosimetrischen Arbeiten ist eine bemerkenswerte Uneinstimmigkeit hinsichtlich der Frage einer möglicherweise höheren Strahlungsabsorption in kindlichen Köpfen bei Befeldung mit körpernah betriebenen Quellen abzulesen. Diese höchst unbefriedigende Tatsache beweist die physikalische Komplexität solcher dosimetrischer Fragestellungen, selbst unter bereits idealisierten Bedingungen wie z.B. der Bestrahlung mit generischen Strahlungsquellen. Als Ursachen für die widersprüchlichen Berechnungsergebnisse wurden die Verwendung nicht adäquater Kopfmodelle (maßstäbliche Verkleinerungen von Erwachsenen-Modellen), Mängel in der FDTD-Diskretisierung und vor allem in neueren Arbeiten die **Modellierung des Quellen-Verhaltens** genannt. Vor allem diese letztgenannte Ursache ist als die plausibelste Erklärung für die teilweise quantitativ weit auseinander liegenden Berechnungsergebnisse zu bewerten. Der physikalische Hintergrund für diese Problematik besteht in der Tatsache, dass sich bei Annäherung einer HF-Strahlungsquelle an den Körper (mit hochpermittiven und verlustbehafteten Gewebeeigenschaften) im Allgemeinen Rückwirkungen auf die Antenne, v.a. auf die Antennenimpedanz ergeben. Wird nun im Modell der Quelle von konstanter Leistung ausgegangen (wie in den meisten Arbeiten, die von erhöhter Absorption in kleineren Köpfen berichten), können sich für unterschiedliche Kopfgrößen selbst bei gleicher Distanz zur Antenne unterschiedliche Antennenimpedanzen und damit unterschiedliche Antennenströme ergeben. Da die SAR im Körper hauptsächlich durch die magnetische Feldkomponente an der Körperoberfläche bestimmt ist und damit hauptsächlich vom Antennenstrom abhängt, kann die Konstant-Leistungs-Modellierung der Strahlungsquelle allein bereits eine Ursache für unterschiedliche Absorptionen in unterschiedlich großen Köpfen sein. So wichtig diese Erkenntnis auch für die physikalische Erklärung der Diskrepanzen zwischen einzelnen dosimetrischen Arbeiten ist, so bedeutet sie für die Praxis leider nicht den erhofften Durchbruch zur eindeutigen Klärung der Frage möglicher höherer Absorption (z.B. bei Mobiltelefonbenutzung) in Kinderköpfen. Das tatsächliche Verhalten praktischer Strahlungsquellen, d.h., das Ausmaß der Veränderung der Antennenimpedanz bei Annäherung an den Körper hängt stark vom Konstruktionsprinzip und der praktischen Realisierung der Antenne und damit vom Gerätetyp (z.B. Mobilfontyp) ab. Zusätzlich hängt die letztendlich von der

Antenne abgestrahlte HF-Leistung (bzw. der sich einstellende HF-Antennenstrom) von den Anpassungsverhältnissen zwischen Antenne und dem die Antenne speisenden HF-Verstärker ab, welche ebenfalls von Gerätetyp zu Gerätetyp variieren werden (Anpassungsverhältnisse = Verhältnis von Ausgangsimpedanz des Verstärkers zu Eingangsimpedanz der Antenne).

Ein weiteres unbestritten essentielles dosimetrisches Problem besteht in der Tatsache, dass gegenwärtig weltweit offensichtlich nur extrem **wenig anatomische Kinderkopfm Modelle** und überhaupt **keine realen Ganzkörpermodelle von Kindern** für numerische Berechnungen zur Verfügung stehen. Die genannten verfügbaren Kinderkopfm Modelle weisen eine räumliche Auflösung von nicht besser als 1 mm auf. Hier sind weitere Modelle mit möglichst **hoher räumlicher Auflösung** (zumindest im Kopfbereich), unter Berücksichtigung **aller** als relevant einzustufender **Gewebe** (z.B. rotes Knochenmark) und für **verschiedene Altersgruppen** notwendig. Zusätzlich sollte die Frage der **Repräsentativität** der realisierten Modelle untersucht werden. Die Erreichung der geforderten Ziele (v.a. hinsichtlich erzielbarer Auflösung) wird bei der praktischen Realisierung anatomischer Kinderkopfm Modelle allerdings durch ethische Randbedingungen eingeschränkt sein, da z.B. bei MRT-basierten Modellen höhere Auflösung im Allgemeinen auch höhere Magnetfeldstärken erfordern.

Schließlich bestehen hinsichtlich der **dielektrischen Gewebeeigenschaften** und deren **Altersabhängigkeit** noch viele offene Fragen. Vor allem für Gewebe die auch postnatal noch relevanten morphologischen Veränderungen unterliegen (Hirngewebe, Blut bildendes Gewebe, Knochen, v.a. Schädelknochen) sind noch keine, gesichert auf den Menschen übertragbaren Daten vorhanden.

Geht man von der Gültigkeit der gegenwärtigen Normungsgebung hinsichtlich der Zulassungsprüfung von Mobiltelefonen aus, so setzt man gleichzeitig voraus, dass alle oben angeführten Einflussgrößen, bzw. Unsicherheiten der Absorptionsbestimmung mit dem gegenwärtig etablierten Mess- und Beurteilungsverfahren (Form des Phantomschale, dielektrische Eigenschaften der gewebesimulierenden Flüssigkeiten, Mittelung über 10 g Gewebemasse) im Sinne einer konservativen Bewertung auch für Kinder abgefangen werden. Insbesondere wird implizit vorausgesetzt, dass bei der Positionierung der Mobiltelefone am Messphantom die Verstimmung der Antenne (=Änderung der Antennenimpedanz) im gleichen Ausmaß erfolgt wie bei Haltung des Gerätes am Kopf. Eine, verglichen mit der Positionierung am Kopf, größere Verstimmung der Antenne bei Positionierung am Messphantom (und einer damit schlechteren Anpassung), könnte zu geringerer abgestrahlter HF-Leistung (bzw. zu geringerem Antennestrom) bei der Zulassungsprüfung führen, als bei Positionierung des Mobiltelefons am Kopf tatsächlich maximal auftreten kann.

Obwohl bisher keine gesicherten Befunde diesbezüglich vorliegen, die die Gültigkeit der gegenwärtigen Mess- und Beurteilungsmethoden widerlegen, erscheint hier weiterer dosimetrischer Forschungsaufwand äußerst notwendig und vordringlich. Vor allem die Tatsache, dass zum Zeitpunkt der Entwicklung der gegenwärtig verwendeten Mess- und Beurteilungsverfahren die Diskussion einer möglichen Altersabhängigkeit der Absorption (noch) nicht in vollem Umfang präsent war, verstärkt diesen Eindruck (z.B. konkrete Hinweise auf eine signifikante Altersabhängigkeit der dielektrischen Gewebeparameter).

Weiters wird angemerkt, dass sich alle bisher publizierten dosimetrischen Arbeiten fast ausschließlich mit dem Frequenzbereich der gegenwärtigen Funktechnologien

beschäftigten, d.h., ca. 900 MHz, ca.1800 MHz und 2,45 GHz. Im Sinne einer vorausschauenden Betrachtung der gegenständlichen Fragestellung sind aber auch Erkenntnisse für die Frequenzbereiche zukünftiger, bereits absehbarer Funktechnologien (z.B. 5 – 6 GHz) wünschenswert. Diese höhere Frequenzen erscheinen auch aus rein physikalischer Sicht insofern interessant, als die im Gewebe zu erwartenden Wellenlängen sich zunehmend der Größenordnung von üblichen Gewebeschichtdicken nähert und damit (trotz der geringeren Eindringtiefe) die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Feldüberhöhungen im Gewebe zufolge von Resonanzeffekten erhöht wird. Beispielsweise beträgt die in einem Gewebe mit $\epsilon_r \approx 50$ (z.B. ca. Muskel) bei 6 GHz auftretende Wellenlänge nur mehr ca.

$$\frac{3 \cdot 10^8 \text{ m/s}}{\sqrt{50} \cdot 6 \cdot 10^9 \text{ Hz}} \approx 7 \text{ mm}$$

Diese Tatsache ist auch im Hinblick auf die Mindestanforderungen hinsichtlich der räumlichen Auflösung der dringend benötigten numerischen Körper- bzw. Kopfmodelle wesentlich, da die Genauigkeit der FDTD Berechnungen drastisch sinkt, wenn die räumliche Auflösung (anatomische Auflösung) des Körpermodells⁸ nicht wesentlich feiner ist als die kleinste vorkommende Wellenlänge. D.h., für numerische Berechnungen in höheren Frequenzbereichen, werden dringend Körpermodelle mit wesentlich höherer Auflösung benötigt als gegenwärtig zur Verfügung stehen.

Tabelle 5.1 fasst die wichtigsten dosimetrischen 'knowledge gaps' noch einmal zusammen.

Gegenwärtige 'Knowledge Gaps' im Bereich der Dosimetrie
Systematik und Streubreite der Quellenbeeinflussung durch die Nähe des Körpers bei realen Expositionsszenarien (Veränderung der Antennenimpedanz und damit der tatsächlich abgestrahlten HF-Leistung) für reale Strahlungsquellen (z.B. unterschiedlichen Mobilfontypen)
Ausreichend hoch aufgelöste, repräsentative, anatomische Körpermodelle unterschiedlicher Altersstufen
Dielektrische Gewebeeigenschaften und deren Alterabhängigkeit, speziell für Gewebe mit signifikanter postnataler Entwicklung

Tabelle 5.1: Die gegenwärtig wichtigsten 'Knowledge Gaps' der HF-Dosimetrie im Hinblick auf die Exposition von Kindern

⁸ Es muss in diesem Zusammenhang zwischen der anatomischen Auflösung des Körpermodells und der Schrittweite der räumlichen Diskretisierung des Feldraumes für die FDTD-Berechnung unterschieden werden. Während eine zu grobe anatomische Auflösung mit steigender Frequenz 'nur' zu zunehmend größer werdenden Ungenauigkeit der Berechnungen führt, weil die komplexen Gewebekonturen relativ zur Wellenlänge immer eckiger bzw. stufenförmiger dargestellt werden, **muss** die räumliche Diskretisierung des Feldraumes feiner als 1/10 bis 1/20 der minimalen vorkommenden Wellenlänge gewählt werden, um überhaupt eine zuverlässig stabile FDTD-Berechnung zu gewährleisten.

5.2 Biologische ‚knowledge gaps‘

Während sich die offenen, dringend zu klärenden Fragen auf dem Gebiet der Dosimetrie relativ klar formulieren und thematisch gut eingrenzen lassen, ist dies auf biologischer Seite ungleich schwieriger. Einer der Hauptgründe dafür ist, dass bis dato kein gesicherter ‚Niedrigdosis-Wirkungsmechanismus‘ existiert und daher keine klare Richtung hinsichtlich der zu untersuchenden Endpunkte vorgegeben ist. Die bisher veröffentlichten Arbeiten, die für eine möglicherweise altersabhängige Auswirkung von HF-Exposition als relevant angesehen werden müssen (siehe Kapitel 4.1), zeigten teilweise widersprüchliche Ergebnisse und wurden nahezu alle mit Kleintieren unter Ganzkörperbefeldung und mit Befeldungs-Intensitäten durchgeführt, die zu einer merklichen Erhöhung der Körperkerntemperatur führten. Die Repräsentativität dieser Untersuchungen für die gegenwärtig am meisten relevante Expositionssituation einer lokalen HF-Befeldung am Kopf, mit nur lokalem Temperaturanstieg, aber ohne signifikanten Anstieg der Körperkerntemperatur, muss deshalb in Frage gestellt werden. Ergebnisse aus Experimenten mit gezielter lokaler Befeldung des Kopfes während wichtiger postnataler Entwicklungsphasen liegen gegenwärtig noch nicht ausreichend vor.

Weitere offene Fragen ergeben sich hinsichtlich der Übertragbarkeit von Befunden aus Tierexperimenten auf den Menschen. Historisch und aus Aufwandsgründen haben sich auf dem Gebiet der Toxikologie in den vergangenen Jahrzehnten hauptsächlich Tiermodelle mit Ratten oder Mäusen etabliert. Die umfangreichen Erfahrungen mit diesen Modellen legen daher ihren Einsatz auch auf dem Gebiet der Wirkungen elektromagnetischer Felder nahe. Aufgrund der Kleinheit dieser Tiere ist es aber relativ schwierig lokal begrenzte Expositionsszenarien zu realisieren, die trotz relativ hoher lokaler Exposition zu keiner signifikanten Erhöhung der Körperkerntemperatur führen. Speziell im Hinblick auf die Untersuchung altersabhängiger Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf den Menschen ist auch die Frage des ‚*Altersmatchings*‘ von großer Wichtigkeit, d.h., die Frage welchem Tieralter welches Menschenalter entspricht. Für einzelne Gewebe und Entwicklungsstadien (z.B. Gehirnentwicklung) existieren teilweise derartige Umrechnungsmodelle (z.B. [108]). Eine eventuell relevante Berücksichtigung der Gesamtentwicklung des Organismus und damit verbundene Asynchronitäten zwischen der Entwicklung einzelner Organsysteme scheint damit aber nicht möglich.

Speziell bei der Bestimmung der dielektrischen Gewebeeigenschaften stößt man bei der Verwendung von Kleintieren schnell an Grenzen, da die einzelnen Gewebe oftmals nur in unzureichender Menge bzw. in zu geringen Schichtdicken vorhanden sind und aus messtechnischen Gründen Mindestmengen bzw. Mindestschichtdicken erforderlich sind. Beispielsweise ist bei der Messung der dielektrischen Eigenschaften von Hirngewebe von Ratten keine zuverlässige Unterscheidung von weißer und grauer Substanz möglich. Da sich weiße und graue Hirnsubstanz jedoch signifikant in ihren dielektrischen Eigenschaften unterscheiden, sind solche an Ratten gewonnenen Messwerte daher nicht auf Menschen übertragbar. Zur Bestimmung einer auf den Menschen übertragbaren Altersabhängigkeit der dielektrischen Gewebeeigenschaften wird es daher notwendig sein, zu größeren Säugetieren überzugehen, deren Gewebe bzw. Organe größere morphologische Ähnlichkeit mit Humangewebe bzw. -organen haben. Dabei eröffnet sich jedoch die Problematik des ‚*Altersmatchings*‘ in noch größerem Ausmaß von Neuem, da für solche Tiere die Parallelen der Entwicklungsprozesse zum Menschen praktisch kaum oder nur sehr rudimentär dokumentiert sind.

5.3 Fokussierung auf praktisch relevante Expositionsszenarien

Die in den vorangegangenen Kapiteln dargelegten Aspekte und die Vielzahl der damit verbundenen offenen Teilfragen machen deutlich, dass eine allumfassende Klärung der Frage, ob Kinder hinsichtlich der gesundheitlichen Auswirkungen von HF-Exposition ein höheres Risiko tragen als Erwachsene, kurzfristig nicht möglich sein wird.

Die Durchführung einer Hauptstudie zu diesem Themenkomplex sollte daher so angelegt werden, dass die daraus resultierenden Erkenntnisse zumindest einen Teilaspekt der globalen Fragestellung möglichst vollständig abdecken. Aufgrund der unbestrittenen Wichtigkeit und Dringlichkeit dieser Fragestellung ist zusätzlich zu fordern, dass zunächst jene Teilaspekte behandelt werden sollten, welche die größte praktische Relevanz besitzen.

Aus allgemeiner dosimetrischer Sicht kann die gegenwärtige HF-Exposition von Kindern im täglichen Leben grob in zwei Kategorien unterteilt werden, nämlich einerseits in eine kontinuierliche Ganzkörper-Exposition aller Kinder mit relativ geringer Strahlungsintensität (z.B. durch Rundfunksender, Mobilfunk-Basisstationen, u.s.w.), und andererseits in wiederholte, kurzzeitige, lokal begrenzte, aber relativ hohe Expositionen des Kopfes von Kindern die Mobiltelefone benutzen.

Da diese beiden Szenarien aus dosimetrischer Sicht unterschiedlich zu behandeln sind, erscheint eine umfassende Betrachtung beider Fälle, zumindest im Zuge einer biologischen Hauptstudie, als zu aufwendig. Für eine biologische Hauptstudie wird daher eine Entscheidung zu Gunsten einer der beiden Fälle zu treffen sein.

Trotz der Tatsache, dass die erstgenannte Expositionssituation naturgemäß eine wesentlich größere Population (die auch Kleistkinder beinhaltet) betrifft, wird aufgrund der um mehrere Größenordnungen höheren Expositions-Spitzenwerte im zweitgenannten Expositionsszenario empfohlen, im Zuge einer Hauptstudie die Befeldung mit kopfnah betriebenen Strahlungsquellen im Frequenzbereich gegenwärtiger und künftiger Mobilfunktechnologien mit erster Priorität zu behandeln.

5.4 Mögliche Zielrichtungen einer Hauptstudie

Wie bereits oben erwähnt erscheint eine allumfassende Beantwortung der Fragestellung ob Kinder ein höheres gesundheitliches Risiko hinsichtlich HF-Exposition tragen als Erwachsene kurzfristig (mit einem Zeithorizont von ca. 2-3 Jahren) nicht möglich. Alleine aus biologischer bzw. medizinischer Sicht bestehen dazu gegenwärtig zu viele offene Fragen hinsichtlich relevanter Endpunkte und deren langfristigen Zusammenhang mit bzw. deren Relevanz für den Entwicklungsprozess der Kinder.

Sehr wohl möglich erscheint es allerdings zumindest einige Teilaspekte dieser Fragestellung zu beantworten oder zumindest wertvolle Beiträge für die Absicherung derzeit nur hypothetisch bestehender Sachverhalte zu liefern. Dies gilt sowohl für den Teilbereich der Dosimetrie als auch biologische Fragestellungen.

Im Folgenden werden einige mögliche Zielrichtungen einer Hauptstudie diskutiert, die aus gegenwärtiger Sicht wichtige Beiträge zur gegenständlichen Fragestellung liefern könnten und mit einem Zeithorizont von maximal etwa 2-3 Jahren als bewältigbar erscheinen. Der angegebene Zeithorizont ist dabei nicht für die serielle Bewältigung aller im Folgenden angeführten Themen zu verstehen, sondern versteht sich pro Einzelthema.

5.4.1 Klärung offener dosimetrischer Fragestellungen

Die auf diesem Teilgebiet vordringlich zu lösenden Aufgaben sind die folgenden (vgl. Tabelle 5.1):

Klärung der Frage, ob die Benützung realer Mobiltelefone in den Köpfen von Kindern zu signifikant höherer Strahlungsabsorption führen kann als in den Köpfen Erwachsener. Für eine praktisch verwertbare Beantwortung dieser Frage muss über die bisher durchgeführten theoretischen Berechnungen mit generischen Mobiltelefonmodellen hinausgegangen werden. Es sollte dabei zunächst systematisch das Ausmaß der durch die Verstimmung der Antenne hervorgerufenen Schwankungsbreiten der abgestrahlten HF-Leistung bzw. der Antennenstrombelegung von realen Mobiltelefonen geklärt werden. Ausgehend von diesen Daten sollten dann mit adäquaten, hinreichend detaillierten und repräsentativen numerischen Kopfmodellen für verschiedene Altersgruppen (siehe nächster Absatz) dosimetrische Berechnungen durchgeführt werden, um die Absorptionsverteilung in den einzelnen Geweben detailliert zu analysieren. Es werden zumindest 3 Altersgruppen für Kinder zwischen 3 und 12 Jahren vorgeschlagen. Aus den oben erwähnten, in der ersten Phase erhobenen Schwankungsbreiten der Sendeleistungen (bzw. Antennenströme) realer Mobiltelefone könnte bei Bedarf auch kurzfristig ein zusätzlicher Sicherheitsfaktor abgeleitet werden, der durch die Zulassungsprüfungen von Mobiltelefonen abgefangen werden muss. Als Zeitraum für die Erarbeitung praktisch aussagekräftiger Ergebnisse (ohne Entwicklung entsprechender Kopfmodelle) erscheint hier ca. 1-2 Jahre als realistisch (geschätzter Arbeitsaufwand ca. 1-2 Personenjahre).

Entwicklung detaillierter, hochaufgelöster anatomischer Kopfmodelle von Kindern unterschiedlicher Altersgruppen. Die Entwicklung solcher Kopfphantome ist eine der vordringlichsten Fragestellungen. Nur wenn solche Modelle für die numerische Feldberechnung verfügbar sind, ist es möglich konkrete Aussagen über die detaillierte Absorptions- und Temperatur-Verteilung in den Köpfen von Kindern zu machen. Im Hinblick auf die realitätsgetreue Modellierung auch kleiner anatomischer Strukturen und auf zukünftige Expositionsszenarien im Frequenzbereich $> 3\text{GHz}$ sollten diese Modelle höhere räumliche Auflösung besitzen als die gegenwärtig verfügbaren Modelle. Aus heutiger Sicht sollte die räumliche Auflösung jedenfalls feiner als 0,5 mm sein. Bei der praktischen Entwicklung solcher Modelle wird man allerdings möglicherweise an methodische bzw. ethische Grenzen stoßen, da mit den in der klinischen Routine eingesetzten MRT-Geräte Auflösungen von unter 1 mm kaum erreichbar sein werden. Höhere MRT-Auflösungen sind üblicherweise nur mit Geräten höherer Magnetfeldstärken zu erreichen, denen Kinder aus ethischen Gründen für solche Zwecke möglicherweise nicht ausgesetzt werden können. Eine zumindest denkbare, wenngleich auch aus ethischen Gesichtspunkten möglicherweise umstrittene Methode wäre eine hochauflösende MRT-Bilderstellung (mit höheren Magnetfeldstärken) von kürzlich verstorbenen Kindern. Ein weiterer alternativer und durchaus denkbarer Lösungsweg wäre, die gegenwärtig verfügbaren Kopfmodelle oder neue Modelle mit grober (ca. 1mm) Auflösung durch Computer gestützte Modellierungsverfahren zu verfeinern. Die grobe Auflösung der Originalmodelle könnte in einem ersten Schritt durch Interpolationsmethoden verfeinert werden. Anschließend müssen die aufgrund der ursprünglich zu groben Auflösung nicht berücksichtigten Gewebe (z.B. Innenohrstrukturen, rotes Knochenmark, usw.) künstlich auf Basis von anatomischen Referenzwerten in die (CAD-)Modelle integriert werden und schließlich das gesamte

Modell in der gewünschten feineren Auflösung wieder diskretisiert werden. Solche Verfahren wurden in der Literatur zumindest ansatzweise bereits vorgestellt (z.B. Ziriak et al. 2004 [220]).

Je nach realisierbarer Methode kann als realistischer Zeitraum für die Entwicklung solcher Kopfmodelle etwa 1-2 Jahre angenommen werden (geschätzter Arbeitsaufwand pro Kopfmodell ca. 1 Personenjahr).

Bestimmung der Altersabhängigkeit der dielektrischen Gewebeeigenschaften.

Dieser Teilaspekt ist für quantitativ verlässliche Berechnungen der Absorptionsverteilung im Kopf von Kindern ebenfalls essentiell. Bisher liegen in der Literatur nur eindeutige Hinweise auf eine Altersabhängigkeit, jedoch noch keine konkreten Daten für die einzelnen, als relevant zu betrachtenden Gewebe vor. Da sich eine Messung an Humangewebe in vivo aus ethischen Gründen wahrscheinlich nicht vertreten lässt, sollte die umfassende messtechnische Erfassung dieser Daten möglichst in vivo an einem geeigneten Tiermodell erfolgen. Einerseits sollte die Gewebemorphologie der Versuchstierspezies jener des Menschen möglichst ähnlich sein, andererseits muss man sich bei der Auswahl aus Aufwandsgründen auf leicht zugängliche Spezies beschränken. Im mitteleuropäischen Raum würden Schweine oder Schafe einen guten Kompromiss darstellen. Gleichzeitig mit der messtechnischen Bestimmung der Gewebeparameter muss auch die Frage des '*Altersmatchings*' geklärt werden. D.h., es müssen für die betrachteten Gewebe entsprechende Alters-Transformationsfaktoren zwischen Tier und Mensch ermittelt werden. Dies könnte durch biochemische Analysen (hinsichtlich Wasser- Fett und Proteingehalt) der im Tier untersuchten Gewebe und Vergleich mit vorliegenden Daten aus der Klinik erfolgen. Falls derartige Daten von Kindern aus der klinischen Praxis noch nicht in ausreichender Menge vorliegen, könnten sie in Kooperation mit entsprechenden medizinischen Labors ermittelt werden. Eine zusätzliche Analyse hinsichtlich der genannten Parameter im Zuge von klinisch indizierten und ohnehin vorgenommenen Biopsien sollte dabei auch keine ethischen Einschränkungen erwarten lassen.

Hinsichtlich der Messung der dielektrischen Gewebeeigenschaften von Knochengewebe in vivo sind in diesem Zusammenhang eventuell auch noch Modifikationen bzw. Optimierungen der gegenwärtig verfügbaren Messtechnik vorzunehmen. Das praktische Problem solcher Messungen liegt darin, dass die gegenwärtig einzige in vivo einsetzbare Messmethode die sogenannte *Open Ended Coaxial Line*-Methode ist, bei der ein planarer starrer Messkopf in möglichst engen und dichten Kontakt mit dem zu messenden Gewebe gebracht werden muss. Für nicht-weiche Gewebe mit nicht exakt planarer Oberfläche wie Knochen bestehen damit Einschränkungen hinsichtlich der erreichbaren Genauigkeit aufgrund des nicht optimalen Kontakts zwischen Sensor und Gewebeoberfläche.

Als realistischer Zeitraum für die Erfassung aller relevanter Gewebeparameter des Kopfes inklusive der Erarbeitung des '*Altersmatchings*' wird hier ca. 2 Jahre gesehen (geschätzter Arbeitsaufwand ca. 2 Personenjahre). Zusätzlich sind Sachmittel für die Versuchstiere bzw. die biochemischen Analysen der Gewebeproben einzuplanen.

5.4.2 Biologische Experimente mit Tieren

Neben den im vorangegangenen Kapitel diskutierten dosimetrischen Aspekten, könnten auch biologische Experimente mit sinnvoll gewählten Tier- und Expositionsmodellen wichtige neue Erkenntnisse bringen. Empfohlen werden dafür Expositionen, die den in der Praxis am meisten relevanten Fall lokaler Exposition am Kopf möglichst gut repräsentieren. D.h., Expositionen des Kopfes ohne dabei eine signifikante Erhöhung der Körperkerntemperatur zu verursachen. Obwohl diesbezüglich aus dosimetrischer Sicht größere Säugetiere vorteilhaft wären, wird man sich aus Aufwandsgründen auf Ratten- oder Mäusemodelle beschränken müssen. Die Exposition sollte jedenfalls möglichst früh postnatal beginnen und bis zur Vollreife der Tiere erfolgen. Die betrachteten biologischen Endpunkte sollten mehrmals, d.h., in verschiedenen Entwicklungsstadien analysiert werden.

Als betrachtenswerte Endpunkte werde folgende Parameter angesehen:

- morphologische/histologische Veränderungen aller Kopfgewebe, wie Gehirn, Schädelknochen (Ossifikation), blutbildendes Gewebe (soweit im gewählten Tiermodell im Schädelknochen vorhanden), Augen.
- kognitive Fähigkeiten und Verhaltensparameter
- Blut-Hirnschranke
- Tumorinzidenz bzw. Tumorpromotion (Neuroblastome)

Die Abschätzung des erforderlichen Zeitraumes für die Durchführung einer solchen Untersuchung ist schwierig, da sich je nach gewähltem Tiermodell und untersuchten Endpunkten große Schwankungen ergeben können. Realistischer Weise wird jedoch ein Zeitraum von nicht unter 2-3 Jahren anzusetzen sein. Auch die Aufwandsschätzung hängt von einer Vielzahl von Parametern ab (z.B. Anzahl der Tiere, Anzahl und Art der untersuchten Endpunkte, Entwicklung eines neuen Expositionssystems oder Modifikation eines bereits bestehenden). Die untere Grenze des Arbeitsaufwandes wird hier mit 4-5 Person Jahren voranschlagte werden müssen. Zusätzlich sind Sachmittel für die Versuchstiere bzw. die Analysen der Gewebeproben und die Hardware des Expositionssystems einzuplanen.

5.4.3 In vitro Experimente

Als möglicherweise interessante und Ziel führende Ansätze für in vitro Experimente werden Arbeiten mit Zellen des Blut bildenden Systems (rotes Knochenmark) gesehen. Im Mittelpunkt des Interesses sollten dabei jedoch nicht der Versuch stehen, HF induzierte maligne Zelltransformationen nachzuweisen, sondern es sollte eher auf mögliche Beeinflussungen der Reparatur- und Überwachungsmechanismen wichtiger Zelldifferenzierungsprozesse abgezielt werden (z.B. Hemmung der Apoptose, Modulation der Wirkung von Wachstumsfaktoren).

Im Hinblick auf die (unmittelbare) praktische Verwertbarkeit von Ergebnissen aus solchen in vitro Experimenten sollte man jedoch auf wesentliche und zentrale Prozesse beschränkt bleiben, die einen überwindbaren Brückenschlag zu den Verhältnissen im lebenden Gesamt-Organismus ermöglichen. Andernfalls besteht, selbst bei bestmöglicher Durchführung des Experimentes, die Gefahr, dass die unmittelbare praktische Konsequenz eines Befundes nur schwer absehbar wird.

5.4.4 Untersuchungen mit Kindern

Wenngleich Experimente mit hoher Befeldung bzw. mit nur invasiv analysierbaren Endpunkten aus ethischen Gründen verworfen werden müssen, so bieten sich hier eventuell dennoch zumindest 2 interessante experimentelle Ansätze, die zu wertvollen Erkenntnissen mit unmittelbarer praktischer Relevanz führen könnten.

Provokationsstudien mit kognitiven Endpunkten sind eine Möglichkeit, die allerdings selbst bei geringen Befeldungsintensitäten mit ethischen Einschränkungen verbunden sein könnten bzw. mit Problemen bei der Rekrutierung einer repräsentativen Probandenzahl. Die grundsätzliche ethische Machbarkeit der gezielten Befeldung von Kindern ist nur sehr schwer abzuschätzen, da hier national teilweise sehr große Auffassungsunterschiede bestehen. Tatsache ist jedenfalls, dass in Europa (Großbritannien und Finnland) derzeit zwei solcher Studien laufen und schon relativ weit fortgeschritten sind [219]. Hinsichtlich einer Realisierung einer Provokationsstudie mit Kindern wird daher empfohlen, zunächst die Ergebnisse dieser Untersuchungen abzuwarten.

Völlig ohne ethische Einschränkungen könnten **Querschnittsstudien** durchgeführt werden, in denen die kognitiven Fähigkeiten (evtl. auch andere Parameter) einer Gruppe von (exzessiv) Mobiltelefon benutzenden Kindern einer Gruppe von Kindern ohne Mobiltelefon gegenübergestellt werden (getrennt in mehrere Altersgruppen). Sorgfältige Probandenrekrutierung hinsichtlich des *Matchings* der gegenübergestellten Probandengruppen im Hinblick auf alle denkbaren Konfounder ist hier Grundvoraussetzung zur Erreichung aussagekräftiger Ergebnisse. Bei älteren Kindern bzw. Jugendlichen könnte es aufgrund der starken Verbreitung von Mobiltelefonen eventuell auch zunehmend schwieriger werden, eine nicht exponierte Kontrollgruppe zu rekrutieren. Trotz der genannten methodischen Herausforderungen erscheint ein solcher Ansatz interessant, da er unmittelbar praktisch relevante Ergebnisse liefern könnte. Als realistischer Durchführungszeitraum für eine derartige Studie kann von ca. 2 Jahren ausgegangen werden. Der Arbeitsaufwand wird mit ca. 2-3 Personenjahren abgeschätzt.

6 LITERATUR

- [1] Pupil researcher Initiative (PRI), UK:
http://www.ananova.com/news/story/sm_340299.html?menu=news.technology
- [2] Böhler J, Schüz J, 2004: Cellular telephone use among primary school children in Germany, *European Journal of Epidemiology* 19: 1043–1050.
- [3] IEGMP, 2000: Mobile Phones and Health (“Stewart-Report”); Independent Expert Group on Mobile Phones, *National Radiological Protection Board*, Chilton, Didcot, Oxon OX11 0RQ, UK; www.iegmp.org.uk
- [4] COST 281 Short Term Mission:
http://www.intec.ugent.be/wica/intro_smt_mobile_children_txt.htm
- [5] WHO-Workshop Sensitivity of Children to EMF Exposure, 2004, Istanbul, Turkey, 9-10 Juni, http://www.who.int/peh-emf/meetings/children_turkey_june2004/en/index.html
- [6] Hall, JG, Froster-Iskenius UG, and Allanson JE, 1989: *Handbook of normal physical measurements*. Oxford medical publications. 1989, Oxford: Oxford Univ. Press. 504
- [7] Cameron N, 1984: The measurement of human growth. Croom Helm, London/Sidney
- [8] Falkner F, Tanner JM (eds.), 1986: Human growth, a comprehensive treatise. 3 vol., 2nd ed. Plenum Press, New York
- [9] Karlberg J, 1987: On the modelling of human growth. *Stat. Med.* 6:185-192.
- [10] Karlberg J, 1989: A biologically-oriented mathematical model (ICP) for human growth. *Acta Paediatr. Scand.*, Suppl. 350:70-94.
- [11] Karlberg J, 1990: The infancy-childhood growth spurt. *Acta Paediatr. Scand*, Suppl. 367:111-118.
- [12] Karlberg J, Engström I, Karlberg P, Fryer JG, 1987a: Analysis of linear growth using a mathematical model. I. From birth to three years. *Acta Paediatr. Scand.* 76:478-488.
- [13] Karlberg J, Fryer JG, Engström I, Karlberg P 1987b: Analysis of linear growth using a mathematical model. II. From 3 to 21 years of age. *Acta Paediatr. Scand.*, Suppl. 337:12-29.
- [14] Prader A, Largo RH, Molinari L, Issler C, 1989: Physical growth of Swiss children from birth to 20 years of age. First Zurich longitudinal study of growth and development. *Helv Paediatr Acta*, Suppl, 52: 1-125.
- [15] Farkas, L.G., Anthropometry of the head and face. 1994, New York: Raven Press. XIX
- [16] Karabiber H, Durmaz Y, Yakinci C, Kutlu O, Gumusalan Y, Yologlu S, Yalaz K, 2001: Head Circumference measurement of urban children aged between 6 and 12 in Malatya, Turkey. *Brain & Development* 23:801-804.
- [17] Mack KF, Müller J, Helms J, 1997: Dimensions of the Temporal Bone in Small Children in Relation to the Cochlear Implant-An Analysis of CT Scans. *Adv Otorhinolaryngol.* 52:57-59.
- [18] Axelsson S, Kjaer I, Bjørnland T, Storhaug K, 2003: Longitudinal cephalometric standards for the neurocranium in Norwegians from 6 to 21 years of age. *European Journal of Orthodontics* 25:185-198
- [19] Christy M, 1981: Active bone marrow distribution as a function of age in humans, *Phys. Med. Biol.*, Vol. 26:389-400
Simonson TM, Kao SC, 1992: Normal childhood developmental patterns in skull bone marrow by MR imaging, *Pediatr Radiol.* 22(8):556-559.
- [20] Okada Y, Aoki S, Barkovich AJ, Nishimura K, Norman D, Kjos BO, Brasch RC, 1989:
- [21]

- Cranial Bone Marrow in Children: assessment of Normal development with MR Imaging; *Radiology*,171 (1):161-164
- [22] Deeg K-H, Peters H, Schuhmacher R, Weitzel D, 1996: Die Ultraschalluntersuchung des Kindes. *Springer Verlag* 1996
- [23] Gutekunst R, Becker W, Hehrmann R, Olbricht T, Pfannenstiel P, 1988: Ultraschalldiagnostik der Schilddrüse, *Deutsche medizinische Wochenschrift* 113:1109-1112
- [24] Müller-Leisse C, Tröger J, Khabipour F, Pöckler C, 1988: Schilddrüsenvolumen-Normwerte, *Deutsche medizinische Wochenschrift* 113:1872-1875
- [25] Weitzel D, Dinkel E, Dittrich M, Peters H, 1984: Pädiatrische Ultraschalldiagnostik, Springer Verlag Berlin 1984
- [26] Rosenberg HK, Markowitz RI, Kolberg H, Park CH, Hubbard A, Bellah RD, 1999: Normal splenic size in infants and children: sonographic measurements, *AJR* 157:119-121
- [27] Siegel MJ, Martik KW, Worthington JL, 1987: Normal and abnormal pancreas in children: US studies. *Radiology* 165: 15-18
- [28] Dinkel E, Ertel M, Dittrich M, Peters H, Berres M, Schulte-Wissermann H, 1985: Kidney size in childhood. Sonographic growth charts for Kidney length and volume, *Pediatric Radiology* 15: 38-43
- [29] Salardi S, Orsini LF, Cacciari E, Bivicelli L, Tassoni P, Reggiani A, 1985: Pelvic ultrasonography in premenarcheal girls: relation to pubertà and sex hormon concentration. *Arch. Dis. Child.* 60:120-125
- [30] Andre C, Le Bihan B: Echographie pelvienne, In Kalifa F. (ed.), 1982: Echographie pediatrique. *Vigot* 242
- [31] Ivarsson SA, Nilsson KO, Person PH, 1983: Ultrasonography of the pelvic organs in prepubertal and postpubertal girls, *Arch. Dis. Child.* 58:352-354
- [32] Ito I, Imada M, Ikeda M, Sueno K, Arikuni T, Kida A, 2001: A Morphological Study of Age Changes in Adult HUman Auricular Cartilage With Special Emphasis on Elastic Fibers; *Laryngoscope* 111: 881-886
- [33] Dimbylow PJ, 1997: FDTD calculations of the whole-body averaged SAR in an anatomically realistic voxel model of the human body from 1 MHz to 1 GHz, *Phys. Med. Biol.* 42:479-490
- [34] C.H. Durney, H. Massoudi, M.F. Iskander, 1986: "Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook", 4th edition, Report Nr. USAFSAM-TR-85-73.
- [35] Dimbylow PJ, 2002: Fine resolution calculations of SAR in the human body for frequencies up to 3 GHz, *Phys. Med. Biol.* 47:2835-2846
- [36] Bit-Babik G, Faraone A, Chou CK, Swicord M, 2004: Whole body average SAR computed in a child body at frequencies from 1 GHz to 6 GHz, *26th annual meeting of the Bioelectromagnetics Society*, Washington DC, Abstract Book, p.121
- [37] EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG, 1999: Empfehlung des Rates zur Begrenzung der Exposition der Bevölkerung gegenüber elektromagnetischen Feldern (0 Hz – 300 GHz) vom 12. Juli 1999
- [38] Onkoniewski M, Stuchly MA, 1996: A study of the handset antenna and human body interaction ", *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 44:1855-1864
- [39] Bernardi P, Cavagnaro M, Pisa S, 1996: Evaluation of the SAR Distribution in the Human Head for Cellular Phones Used in a Partially Closed Environment, *IEEE Trans. on Electromagnetic Compatibility*, Vol. 38:357-366
- [40] Hombach V, Meier K, Burkhardt M, Kühn E, Kuster N, 1996: The Dependence of EM Energy Absorption Upon Human Head Modelling at 900 MHz, *IEEE Transactions on*

- [41] Meier K, Hombach V, Kästle R, Tay RYW, Kuster N, 1997: The Dependence of EM Energy Absorption Upon Human Head Modelling at 1800 MHz, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techn.*, Vol. 45:2058-2062
- [42] Schmid G, Neubauer G, Garn H, Molla – Djafari H, Winker N, Alesch F, Baumgartner W, Jahn O, Standhardt H, Tschabitscher M, Zehetmeyer M, 1988: Strahlungsabsorption im menschlichen Kopf bei Exposition in hochfrequenten elektromagnetischen Feldern, *AUVA Report Nr. 19*
- [43] Watanabe S, Taki M, Nojima T, Fujiwara O, 1996: Characteristics of SAR distributions in a head exposed to electromagnetic fields radiated by a hand held portable radio, *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 44:1874-1883
- [44] Iskander M, Zhengqing Y, Quintero-Illera R, 2000: Polarization and human body effects on the microwave absorption in a human head exposed to radiation from handheld devices, *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 48:1979-1987
- [45] Dimbylow PJ, Khalid M, Mann S, 2003, Assessment of specific absorption rate (SAR) in the head from a TETRA handset, *Phys. Med. Biol.* 48:3911-3926
- [46] Bit-Babik G, Chou CK, Faraone A, Gessner A, Kanda M, Balzano Q, 2003: Estimation of the SAR in the human head and body due to radiofrequency radiation exposure from handheld mobile phones with hands-free accessories, *Radiation Research* 159: 550-557
- [47] Van Leeuwen GMJ, Lagendijk JJW, Van Leersum BJAM, Zwamborn APM, Hornsleth SN, Kotte ANTJ, 1999: Calculation of change in brain temperatures due to exposure to a mobile phone”, *Phys Med Biol*, 44:2367-2379
- [48] Gandhi OP, Li Q-X, Kang G, 2001: Temperature rise for the human head for cellular telephones and for peak SARs prescribed in safety guidelines, *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 49:1607-1613
- [49] Riu PJ, Foster KR, 1999: Heating of tissue by near-field exposure to a dipole, *IEEE Trans Biomedical Eng*, vol. 46:911-917
- [50] Wang J, Fujiwara O, 1999: FDTD computation of temperature rise in the human head for portable telephones, *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 47:1528-1534
- [51] Bernardi P, Cavagnaro M, Pisa S, Piuze E, 1998: SAR distribution and temperature increase in an anatomical model of the human eye exposed to the field radiated by a user antenna in a wireless LAN, *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 46:2074-2082
- [52] Bernardi P, Cavagnaro M, Pisa S, Piuze E, 2000: Specific absorption rate and temperature increases in the head of a cellular-phone user, *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 48:1118-1126
- [53] Bernardi P, Cavagnaro M, Pisa S, Piuze E, 2001: Power absorption and temperature elevations induced in the human head by a dual-band monopole-helix antenna phone, *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 49:1118-1126
- [54] Wainwright P, 2000: Thermal effects of radiation from cellular telephones, *Phys Med Biol*, vol. 45:2363-2372
- [55] Gabriel C, Gabriel S, Corthout E, 1996a: The dielectric properties of biological tissues: I. Literature Survey, *Phys. Med. Biol.* 41:2231-49.
- [56] Gabriel S, Lau RW, Gabriel C, 1996b: The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz, *Phys. Med. Biol.* 41:2251-2269.
- [57] Gabriel S, Lau RW, Gabriel C, 1996c: The dielectric properties of biological tissues: III.

- Parametric models for the dielectric spectrum of tissues, *Phys. Med. Biol.* 41:2271-2293.
- [58] Dimbylow PJ, Gandhi OP, 1991: Finite difference time domain calculations of SAR in a realistic heterogeneous model of the head for plane wave exposure from 600 MHz to 3 GHz, *Phys. Med. Biol.* 36:1075-1089
- [59] Dimbylow PJ, 1991: FDTD calculations of the SAR for a dipole closely coupled to the head at 900 MHz and 1.9 GHz, *Phys. Med. Biol.* 36:1075-1089
- [60] Dimbylow PJ, Mann SM, 1994: SAR calculations in an anatomically realistic model of the head for mobile communication transceivers at 900 MHz and 1.8 GHz, *Phys. Med. Biol.* 39:1537-1553
- [61] Gandhi OP, Lazzi L, Furse CM, 1996: Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz, *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 44:1884-1897
- [62] Schönborn F, Burkhardt M, Kuster N, 1998: Differences in energy absorption between heads of adults and children in the near field of sources, *Health Physics* 74(2):160-168
- [63] Gandhi OP, Kang G, 2002: Some present problems and a proposed experimental phantom for SAR compliance testing of cellular telephones at 835 and 1900 MHz, *Phys. Med. Biol.* 47:1501-1518
- [64] Gandhi O, Lazzi G, 1999: The role of a lossy ear in altering the SAR distributions due to wireless telephones, *Proc. XXVI General Assembly of URSI* p.634, Toronto, Canada, Aug. 13-21, 1999
- [65] Watanabe S, Wakayanagi H, Hamada T, Taki M, Yamanaka Y, Shirai H, 1999: The peak SAR in a human head that has an earlobe exposed to microwave from a cellular telephone, *Proc. XXVI General Assembly of URSI* p.847, Toronto, Canada, Aug. 13-21, 1999
- [66] Burkhardt M, Kuster N, 2000: Appropriate modelling of the ear for compliance testing of handheld MTE with SAR safety limits at 900/1800 MHz, *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 48:1927-1934
- [67] Kanda M, Balzano Q, Russo P, Faraone A, Bit-Babik G, 2002: Effects of Ear-Connection Modeling on the Electromagnetic-Energy Absorption in a Human-Head Phantom Exposed to a Dipole Antenna Field at 835 MHz, *IEEE Transactions on electromagnetic compatibility* 44: 4-10
- [68] Guy AW, Chou CK, Bit-Babik G, 2002: FDTD derived SAR Distributions in Various Size Human Head Models Exposed to simulated cellular Telephone Handset Transmitting 600 mW at 835 MHz, Platform Presentation 7-2 at the 24th annual Meeting of the *Bioelectromagnetics Society*, Abstract Book pp. 42-43, Quebec, Canada
- [69] Lee A-K, Pack J-K, 2002: Effect of Head Size for Cellular Telephone Exposure on EM Absorption, *IECE Trans. Commun.* Vol. E85-B, No. 3
- [70] Wang J, Fujiwara O, 2003: Comparison and Evaluation of Electromagnetic Absorption Characteristics in Realistic Human Head Models of Adult and Children for 900-MHz Mobile Phones, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 51:976-971
- [71] Anderson V, 2003: Comparisons of peak SAR levels in concentric sphere head models of children and adults for irradiation by a dipole at 900 MHz, *Phys. Med. Biol.* 48:3263-3275
- [72] Christ A, 2003: Analysis and Improvement of the Numerical Properties of the FDTD Algorithm, *Ph. D. Thesis*, Diss. ETH Nr. 15057, Zurich
- [73] Martinez-Buraldo M, Martin A, Anguiano M, Villar R, 2004: Comparison of FDTD-calculated specific absorption rate in adults and children when using a mobile phone at 900 and 1800 MHz, *Phys. Med. Biol.* 49:345-354

- [74] Fujimoto M, Hirata A, Wang J, Fujiwara O, Shiozawa T, 2004: Correlation of Maximum Temperature Increase and Peak SAR in the Child and Adult Head Models Due to Dipole Antenna, *EMC'04 Sendai*, Contribution 3B5-2, Proceeding Book p. 601-604
- [75] Hirata A, Shiozawa T, 2003: Correlation of Maximum Temperature Increase and Peak SAR in the Human Head Due to Handset Antennas, *IEEE Transactions on microwave theory and techniques* 51:1834-1841
- [76] Wiart J, Hadjem A, Gadi N, Pradier A, Dale C, 2004: Modelling of RF Exposure in Children, Presentation at the *WHO-Workshop on the Sensitivity of Children to EMF*, June 2004, Istanbul, Turkey, <http://www.who.int/peh-emf/meetings/archive/en/wiart.pdf>
- [77] Kuster N, Christ A, Schuderer J, 2004: Modelling of RF Exposure in Children: Differences of Energy Absorption Between the Heads of Adults and Children, Presentation at the *WHO-Workshop on the Sensitivity of Children to EMF*, June 2004, Istanbul, Turkey, <http://www.who.int/peh-emf/meetings/archive/en/schuderer.pdf>
- [78] Watanabe S, Hirose N, Nagaoka T, Hatakenaka N, Tanaka Y, Takahashi M, Suzuki Y, taki M, Wang J, Fujiware O, Yamanaka Y, 2004: Development of smart voxel models of whole human bodies for numerical dosimetry, *EMC'04 Sendai*, Contribution 4B3-3, Proceeding Book p. 797-800
- [79] http://www.semcad.com/add_phantoms.html#EC3
- [80] <http://www.tsi.enst.fr/adonis>
- [81] Schwan HP, 1957: Electrical properties of tissue and cell suspensions, in *Adv in Biol Med Phys*, Lawrence JA and Tobias CA (editors), Academic Press, New York, pp. 147-209, 1957.
- [82] Duck FA, 1990: Physical Properties of Tissue, A comprehensive reference book, *Academic Press Ltd.*, London, ISBN 0-12-222800-6
- [83] The Electromagnetic Wave Research Institute of the Italian National Research Council, Via Panciatichi 64, 50127 Florenz, Italien.
<http://www.iroe.fi.cnr.it> <http://sparc10.iroe.fi.cnr.it/tissprop>
- [84] Burdette EC, Friederich PG, Seaman RL, Larsen LE, 1986: In Situ Permittivity of Canine Brain: Regional Variations and Postmortem Changes, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques MTT* 34(1):38-49.
- [85] Schmid G, Neubauer G, Alesch F, Illievich UM, 2003: Dielectric properties of porcine brain tissue in the transition from life to death at frequencies from 800-1,900 MHz, *Bioelectromagnetics* Vol. 24: 413-423
- [86] Schmid G, Neubauer G, Mazal PR, 2003: Dielectric properties of human brain tissue measured less than 10 hours post-mortem at frequencies from 800-2,450 MHz, *Bioelectromagnetics* Vol. 24: 423-430
- [87] Thurai M, Goodridge VD, Sheppard RJ, Grant EH, 1984: Variation with age of the dielectric properties of mouse brain cerebrum, *Phys. Med. Biol.*, 29(9):1133-1146
- [88] Thurai M, Steel MC, Sheppard RJ, Grant EH, 1985: Dielectric Properties of the Developing Rabbit Brain, *Bioelectromagnetics* 6: 235-242
- [89] Lu Y, Cui H, Yu J, Mashimo S, 1996: Dielectric Properties of Human Fetal Organ Tissues at Radio Frequencies, *Bioelectromagnetics* 17: 425-426
- [90] Peyman A, Rezazadeh AA, Gabriel S, Lau RW, Gabriel C, 2001: Changes of the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies, *Phys. Med. Biol.* 46:1617-1629

- [91] Jaspard F, Nadi M, Rouane A, 2003: Dielectric properties of blood: an investigation of haematocrit dependence; *Physiol. Meas.* 24:137-147
- [92] Bao W, Dalfers ER, Srinivasan SR, Webber LS, Berenson GS, 1993: Normative Distribution of Complete Blood Count from Early Childhood through Adolescence: The Bogalusa Heart Study; *Preventive Medicine* 22:825-837
- [93] http://www.klinik.uni-mainz.de/Zentrallabor/Lab-Web/Kinder_Haematologie_Referenz.htm
- [94] Schmid G, Überbacher R, 2005: Age dependency of dielectric properties of bovine brain and ocular tissue in the frequency range 400 MHz – 18 GHz, ARCS Seibersdorf research GmbH, submitted to *Phys. Med. Biol.*
- [95] ICRP, 1975: Report on the Task Group of Reference Man, *ICRP Publication 23*, International Commission on radiological Protection, Pergamon Press, Oxford
- [96] Kim YS, 1974: Human Tissues: Chemical composition an photon dosimetry data, *Radiation Research*, 57:38-45
- [97] White DR, Woodard HQ, Hammond SM, 1987: Average soft tissue and bone models for use in radiation dosimetry, *British Journal of Radiology*, 60:907-913
- [98] Woodard HQ, White DR, 1986: The composition of body tissues, *British Journal of Radiology*, 59:1209-1219
- [99] Widdowson EM, Dickerson JWT, 1960: The Effect of Growth and Function on the Chemical Composition of Soft Tissues, *Biochemical Journal* 77:30-43
- [100] Donaldson HH, Hatai S, 1931: On the weight of the parts of the brains and on the percentage of water in them according to brain weight and to age, in albino and in wild Norway rats; *J. Comput. Neurol.* 53, p.263
- [101] Graves J, Himwich HE, 1955: Age and Water Content of Rabbit Brain Parts; *J AM Physiol* 180:205-208
- [102] Uzman LL, Rumley LK, 1958: Changes in the composition in the developing mouse brain; *Journal of Neurochemistry* 3:170-184, Perganom Press Ltd., London
- [103] Blinkov SM, Glezer II, 1968: Das Zentralnervensystem in Zahlen und Tabellen; VEB Gustav Fischer Verlag Jena
- [104] Matsuzawa J, Matsui M, Konish T, Noguchi K, Gur RC, Biker W, Miyawaki T, 2001: Age related Volumetric Changes of Brain Gray and White Matter in Healthy Infants and Children; *Cerebral Cortex*, 11:335-342; Oxford University Press
- [105] De Bellis MD, Keshavan MS, Beers SR, Hall J, Frustaci K, Masalehdan A, Noll J, Boring AM, 2001: Sex Differences in Brain Maturation during Childhood and Adolescence; *Cerebral Cortex*, 11:335-342; Oxford University Press
- [106] Scholes J, 2004: Childhood development of CNS; Presentation at the *WHO-Workshop on the Sensitivity of Children to EMF*, June 2004, Istanbul, Turkey, <http://www.who.int/peh-emf/meetings/archive/en/scholes.pdf>
- [107] Rakic P, 2002: Adult Neurogenesis in Mammals: An Identity Crisis; *The Journal of Neuroscience*, 22(3):614-618
- [108] Andersen SL, 2003: Trajectories of brain development: point of vulnerability or window of opportunity?; *Neurosci Biobehav Rev.* 27(1-2):3-18.
- [109] Bourgeois JP, 1997: .Synaptogenesis, heterochrony and epigenesis in the mammalian neocortex.; *Acta Paediatr Suppl.* 422:27-33.
- [110] Yakovlev PI, Lecour AR, 1967: The myelotic cycles of regional maturation of the brain, in

- Regional development of the brain in early life (Minkowski A, ed.), pp. 3-70. Philadelphia
- [111] Jernigan TL, Tallal P, 1990: Late childhood changes in brain morphology observable with MRI; *Dev Med Child Neurol.* 32(5):379-85.
- [112] Mukherjee P, Miller J, Shimony JS, Philip JV, Nehra D, Snyder AZ, Conturo TE, Neil J, , McKinstry RC, 2002: Diffusion Tensor MR Imaging of Gray and White Matter development during Normal Human Brain Maturation; *Am J Neuroradiology* 23:1445-1456
- [113] Barkovich AJ, Kjos BO, Jackson DE Jr, Norman D, 1988: Normal maturation of the neonatal and infant brain: MR imaging at 1.5 T; *Radiology* 166:173-80
- [114] Caviness VS Jr, Kennedy DN, Richelme C, Rademacher J, Filipek PA, 1996: The human brain age 7-11 years: a volumetric analysis based on magnetic resonance images; *Cereb Cortex.* 6(5):726-36.
- [115] Chiron C, Raynaud C, Maziere B, Zilbovicius M, Laflamme L, Masure MC, Dulac O, Bourguignon M, Syrota A, 1992: Changes in regional cerebral blood flow during brain maturation in children and adolescents; *J Nucl Med* 33(5):696-703
- [116] Cowell PE, Turetsky BI, Gur RC, Grossman RI, Shtasel DL, Gur RE, 1994: Sex differences in aging of the human frontal and temporal lobes; *J Neurosci.* 14(8):4748-55
- [117] Dobbing J, Sands J, 1973: Quantitative growth and development of human brain; *Arch Dis Child.* 48(10):757-67.
- [118] Giedd JN, Snell JW, Lange N, Rajapakse JC, Casey BJ, Kozuch PL, Vaituzis AC, Vauss YC, Hamburger SD, Kaysen D, Rapoport JL, 1996: Quantitative magnetic resonance imaging of human brain development: ages 4-18; *Cereb Cortex.* 6(4):551-60.
- [119] Giedd JN, Blumenthal J, Jeffries NO, Castellanos FX, Liu H, Zijdenbos A, Paus T, Evans AC, Rapoport JL, 1999: Brain development during childhood and adolescence: a longitudinal MRI study; *Nat Neurosci.* 2(10):861-3.
- [120] Huttenlocher PR, 1979: Synaptic density in human frontal cortex - developmental changes and effects of aging, *Brain Res.* 163(2):195-205
- [121] Pfefferbaum A, Mathalon DH, Sullivan EV, Rawles JM, Zipursky RB, Lim KO, 1994: A quantitative magnetic resonance imaging study of changes in brain morphology from infancy to late adulthood; *Arch Neurol.* 51(9):874-87.
- [122] Sowell ER, Thompson PM, Holmes CJ, Batth R, Jernigan TL, Toga AW, 1999: Localizing age-related changes in brain structure between childhood and adolescence using statistical parametric mapping; *Neuroimage.* 9(6 Pt 1):587-97
- [123] Utsunomiya H, Takano K, Okazaki M, Mitsudome A, 1999: Development of the temporal lobe in infants and children: analysis by MR-based volumetry; *Am J Neuroradiol.* 20(4):717-23.
- [124] Friede H, 1981: Normal Development and Growth of the Human Neurocranium and Cranial Base; *Scand J Plast Reconstr Surg* 15: 163-169
- [125] Smith DW, Töndury G, 1978: Origin of the calvaria and its suture, *Am J Dis Child* 132, p.662
- [126] Thilander B, Ingervall B, 1973: The human sphenoccipital synchondrosis. A histological and microradiographic study of its growth; *Acta Odontol Scand* 31, p.323
- [127] Bron AJ, Vrensen GFJM, Kroetz J, Maraini G, Harding JJ, 2000: The Aging Lens, *Ophthalmologica* 214:86-104
- [128] Hurt WD, Ziriac JM, Mason PA, 2000: Variability in EMF Permittivity Values: Implications for SAR Calculations, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol. 47:396-401
- [129] Drossos A, Santomaa V, Kuster N, 2000: The dependence of electromagnetic energy

- absorption upon human head tissue composition in the frequency range of 300-3000 MHz, *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 48:1988-1995
- [130] Nikita KS, Cavagnaro M, Bernardi P, Uzunoglu NK, Pisa S, PiuZZi E, Sahalos JN, Krikelas GI, Vaul JA, Excell PS, Cerri G, Chiarandini S, De Leo R, Russo P, 2000: A study of uncertainties in modelling antenna performance and power absorption in the head of a cellular phone user, *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 48:2676-2685
- [131] Mason PA, Hurt WD, Walters TJ, D'Andrea JA, Gajsek P, Ryan KL, Nelson DA, Smith KI, ZiriAx JM, 2000: Effects of frequency, permittivity, and voxel size on predicted specific absorption rate values in biological tissue during electromagnetic field exposure, *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 48:2050-2058
- [132] Gajsek P, Hurt WD, ZiriAx JM, Mason PA, 2001: Parametric dependence of SAR on permittivity values in a man model, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol. 48:1169-1177
- [133] Schüz J, 2004: Mobile Phone Exposures in Children; Presentation at the *WHO-Workshop on the Sensitivity of Children to EMF*, June 2004, Istanbul, Turkey, <http://www.who.int/peh-emf/meetings/archive/en/schutz.pdf>
- [134] Taylor AS, Harper R, 2001: Talking 'Activity': Young People and Mobile Phones. CHI 2001 Workshop 'Mobile Communications: Understanding Users, Adoption & Design', April, 2001.
- [135] Samaras T, Regli P, Kuster N, 2000: Electromagnetic and heat transfer computations for non-ionizing radiation dosimetry; *Phys Med Biol* 45:2233-2246
- [136] Scott JA, 1988: A finite element model of heat transport in the human eye; *Phys Med Biol* 33:227-241
- [137] Van Leeuwen GMJ, Lagendijk JJW, Van Leersum BJAM, Zwamborn APM, Hornsleth SN, Kotte ANTJ, 1999: Calculation of change in brain temperatures due to exposure to a mobile phone, *Phys Med Biol*, vol. 44:2367-2379
- [138] Bernardi P, Cavagnaro M, Pisa S, PiuZZi E, 2001: Power absorption and temperature elevations induced in the human head by a dual-band monopole-helix antenna phone, *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 49:1118-1126
- [139] Wainwright P, 2000: Thermal effects of radiation from cellular telephones; *Phys Med Biol*, vol. 45:2363-2372
- [140] Bowman HF, Cravalho EG, Woods M, 1975: Theory, measurement and application of thermal properties of biomaterials, *Ann Rev Biophys Bioeng* 4:43-80
- [141] Valvano JW, Allen JT, Bowman HF, 1984: The simultaneous measurements of thermal conductivity, thermal diffusivity and perfusion in small volumes of tissue; *J Biomech Eng, Trans ASME*, 106: 192-197
- [142] Chen MM, Holmes KR, Rupinkas V, 1981: Pulse-decay method for measuring the thermal conductivity of living tissue; *J Biomech Eng, Trans ASME*, 103: 253-260
- [143] Valvano JW, Cochran JR, Diller KR, 1985: Thermal conductivity and diffusivity of biomaterials with self-heating Thermistors, *Int J Thermophys* 6:301-311.
- [144] Poppendiek HF, Randall R, Breeden JA, Chambers JE, Murphy JR, 1966: Thermal conductivity measurements and predictions for biological fluids and tissues; *Cryobiology* 3:318-327
- [145] Bowman HF, 1981: Heat transfer and thermal dosimetry; *J Microwave Power*, 16:121-133
- [146] Cooper TE, Trezek GJ, 1971: Correlation of thermal properties of some human tissues with water content; *Aerospace Med* 42:24-28
- [147] Williams LR, Leggett RW, 1889: Reference values for resting blood flow to organs of

- man, *Clin Phys Physiol Meas.* 10(3):187-217
- [148] Thureau K, Levine DZ, 1971: The Renal Circulation. Chapt. 1, in *The Kidney: Morphology, Biochemistry, Physiology*, pp.1-70. (C. Rouiller and A.F. Muller, eds.), Academic Press, New York
- [149] Johnson JM, Brengelmann GL, Hales JRS, Vanhoutte PM, Wenger CB, 1986: Regulation of the cutaneous circulation. *Fed. Proc.*, 45:2841-2850
- [150] Sekins KM, Dundore D, Emery AF, Lehmann JF, McGrath PW, Nelp WB, 1980: Muscle blood flow changes in response to 915 MHz diathermy with surface cooling as measured by Xe133 clearance. *Arch Phys. Med. Rehabil.*, 61:105-113
- [151] Lassen NA, Lindbjerg J, Munck O, 1964: Measurement of bloodflow through skeletal muscle by intramuscular injection of xenon-133. *Lancet*, 1:686-689
- [152] Keele CA, Neil E (eds), 1971: *Samson Wright's Applied Physiology*. Ed. 12, Oxford Press, London, 62, 1971.
- [153] Bode H, Wais U, 1988: Age dependence of flow velocities in basalcerebral arteries. *Arch Dis Child* 63: 606–611.
- [154] Horiuchi I, Sanada S, Ohtahara S, 1993: Developmental and psychologic changes in cerebral blood flow velocity. *Pediatr Res* 34: 385–388.
- [155] Barthel H, Wiener M, Dannenberg C, Bettin S, Sattler B, Knapp WH, 1997: Age-specific cerebral perfusion in 4- to 15-year old children: a high resolution brain SPET study using 99mTc-ECD; *European Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 24:1245-1252
- [156] Denays R, Ham H, Tondeur M, 1992: Detection of bilateral and symmetrical anomalies in technetium-99m-HMPAO brain; SPECT studies. *J Nucl Med* 33: 485–490
- [157] Takahashi T, Shirane R, Sato S, Yoshimoto T, 1999: Developmental Changes of Cerebral Blood Flow and Oxygen Metabolism in Children; *AJNR Am J Neuroradiol* 20:917–922
- [158] Shibasaki M, Inoue Y, Kondo N, Iwata A, 1997: Thermoregulatory responses of prepubertal boys and young men during moderate exercise; *Eur J Appl Physiol* 75: 212-218
- [159] Brent RL, 2004: The unique vulnerability and resilience of developing organisms to the exposure to environmental toxicants: Evaluating adult and children's sensitivity to environmental toxicants, Presentation at the *WHO-Workshop on the Sensitivity of Children to EMF*, June 2004, Istanbul, Turkey, <http://www.who.int/peh-emf/meetings/archive/en/brent.pdf>
- [160] Rice D, Baron S Jr, 2000: Critical periods of vulnerability for the developing nervous system: evidence from humans and animal models.; *Environmental Health Perspectives*, 108: 511-533
- [161] Salford LG, Brun A, Eberhardt J, Persson B, 1993: Permeability of the blood-brain barrier induced by 915 MHz electromagnetic radiation, continuous wave and modulated at 8, 16, 50, 200 Hz. *Bioelectrochem Bioenerg* 30:293–301.
- [162] Salford LG, Brun A, Stureson K, Eberhardt J, Persson B, 1994. Permeability of the blood-brain barrier induced by 915 MHz electromagnetic radiation, continuous wave and modulated at 8, 16, 50, and 200 Hz. *Microsc Res Techn* 27:535–542.
- [163] Schirmacher A, Winters S, Fischer S, Goeke J, Galla HJ, Kullnick U, Ringelstein EB, Stögbauer F, 2000: Electromagnetic fields (1.8 GHz) increase the permeability to sucrose of the blood-brain barrier in vitro. *Bioelectromagnetics* 21:338–345.
- [164] Fritze K, Sommer C, Schmitz B, Mies G, Hossmann KA, Kiessling M, Wiessner C, 1997: Effect of global system of communication (GSM) microwave exposure on blood-brain barrier permeability in rat, *Acta Neuropathol* 94:465-470

- [165] Finnie JW, Blumbergs PC, manavis J, Utteridge TD, Gebiski V, Davies RA, Vernon-Roberts B, Kuchel TR, 2002: Effect of long-term mobile communication microwave exposure on vascular permeability in mouse brain, *Pathology* 34:344-347
- [166] Engelhardt B, 2003: Development of the blood-brain barrier; *Cell Tissue Res* 314:119-129
- [167] Gildersleeve RP, Galvin MJ, McRee DI, Thaxton JP, Parkhurst CR, 1987: Reproduction of Japanese quail after microwave irradiation (2.45 GHz CW) during embryogeny; *Bioelectromagnetics*, Vol. 8:9-21
- [168] McRee DI, Thaxton JP, Parkhurst CR, 1983: Reproduction in male Japanese quail exposed to microwave radiation during embryogeny; *Radiat Res.* 96(1):51-8
- [169] Braithwaite L, Morrison W, Otten L, Pei D, 1991: Exposure of fertile chicken eggs to microwave radiation (2.45 GHz, CW) during incubation: technique and evaluation; *J Microw Power Electromagn Energy.* 26(4):206-14
- [170] Saito K, Suzuki K, Motoyoshi S, 1991: Lethal and teratogenic effects of long-term low-intensity radio frequency radiation at 428 MHz on developing chick embryo; *Teratology.* 43(6):609-14
- [171] Gildersleeve RP, Bryan TE, Galvin MJ, McRee DI, Thaxton JP, 1988: Serum enzymes in hemorrhaged Japanese quail after microwave irradiation during embryogeny; *Comp Biochem Physiol A.* 89(4):531-4
- [172] Gildersleeve RP, Satterlee DG, McRee DI, Bryan TE, Parkhurst CR, 1988: Plasma corticosterone in hemorrhaged Japanese quail after microwave irradiation in ovo; *Comp Biochem Physiol A.* 89(3):415-24
- [173] Galvin MJ, McRee DI, Hall CA, Thaxton JP, Parkhurst CR, 1981: Humoral and cell-mediated immune function in adult Japanese Quail following exposure to 2.45-GHz microwave radiation during embryogeny, *Bioelectromagnetics* 2(3):269-78
- [174] McRee DI, Hamrick PE, Zinkl J, Thaxton P, Parkhurst CR, 1975: Some effects of exposure of the Japanese quail embryo to 2.45-GHz microwave radiation; *Ann N Y Acad Sci.* 28;247:377-90
- [175] Inouye M, Galvin MJ Jr, McRee DI, 1982: Effects of 2.45 GHz microwave radiation on the development of Japanese quail cerebellum; *Teratology* 25(1):115-21
- [176] Jensch RP, Weinberg I, Brent RL, 1983: An evaluation of the teratogenic potential of protracted exposure of pregnant rats to 2450-MHz microwave radiation: I. Morphologic analysis at term; *J Toxicol Environ Health.* 11(1):23-35
- [177] Jensch RP, 1984: Studies of the teratogenic potential of exposure of rats to 6000-MHz microwave radiation. I. Morphologic analysis at term; *Radiat Res.* 97(2):272-81
- [178] Jensch RP, 1997: Behavioral teratologic studies using microwave radiation: is there an increased risk from exposure to cellular phones and microwave ovens?; *Reprod Toxicol.* 11(4):601-11
- [179] Tofani S, Agnesod G, Ossola P, Ferrini S, Bussi R, 1986: Effects of continuous low-level exposure to radiofrequency radiation on intrauterine development in rats; *Health Phys.* 51(4):489-99
- [180] Berman E, Carter HB, House D, 1981: Observations of rat fetuses after irradiation with 2450-MHz (CW) microwaves; *J Microw Power.* 16(1):9-13
- [181] Berman E, Carter HB, House D, 1982: Reduced weight in mice offspring after in utero exposure to 2450-MHz (CW) microwaves; *Bioelectromagnetics* 3(2):285-91
- [182] Berman E, Carter HB, House D, 1982: Observations of Syrian hamster fetuses after exposure to 2450-MHz microwaves; *J Microw Power.* 17(2):107-12
- [183] Berman E, Carter HB, House D, 1984: Growth and development of mice offspring after

- irradiation in utero with 2,450-MHz microwaves; *Teratology* 30(3):393-402
- [184] Berman E, Carter HB, 1984: Decreased body weight in fetal rats after irradiation with 2450-MHz (CW) microwaves; *Health Phys.* 46(3):537-42
- [185] Schmidt RE, Merritt JH, Hardy KH, 1984: In utero exposure to low-level microwaves does not affect rat foetal development; *Int J Radiat Biol Relat Stud Phys Chem Med.* 46(4):383-386
- [186] Nawrot PS, McRee DI, Staples RE, 1981: Effects of 2.45 GHz CW microwave radiation on embryofetal development in mice; *Teratology.* 24(3):303-14
- [187] Nawrot PS, McRee DI, Galvin MJ, 1985: Teratogenic, biochemical, and histological studies with mice prenatally exposed to 2.45-GHz microwave radiation; *Radiat Res.*, 102(1):35-45
- [188] Merritt JH, Hardy KA, Chamness AF, 1984: In utero exposure to microwave radiation and rat brain development; *Bioelectromagnetics* 5(3):315-22
- [189] Nelson BK, Conover DL, Brightwell WS, Shaw PB, Werren D, Edwards RM, Lary JM, 1991: Marked increase in the teratogenicity of the combined administration of the industrial solvent 2-methoxyethanol and radiofrequency radiation in rats; *Teratology* 43(6):621-34
- [190] Nelson BK, Conover DL, Shaw PB, Werren DM, Edwards RM, Hoberman AM, 1994: Interactive developmental toxicity of radiofrequency radiation and 2-methoxyethanol in rats; *Teratology* 50(4):275-93
- [191] Nelson BK, Conover DL, Krieg EF Jr, Snyder DL, Edwards RM, 1997: Interactions of radiofrequency radiation-induced hyperthermia and 2-methoxyethanol teratogenicity in rats; *Bioelectromagnetics* 18(5):349-59
- [192] Inouye M, Matsumoto N, Galvin MJ, McRee DI, 1982: Lack of effect of 2.45-GHz microwave radiation on the development of preimplantation embryos of mice; *Bioelectromagnetics* 3(2):275-83
- [193] Jensch RP, Vogel WH, Brent RL, 1983: An evaluation of the teratogenic potential of protracted exposure of pregnant rats to 2450-MHz microwave radiation. II. Postnatal psychophysiological analysis; *J Toxicol Environ Health* 11(1):37-59
- [194] Jensch RP, 1984: Studies of the teratogenic potential of exposure of rats to 6000-MHz microwave radiation. II. Postnatal psychophysiological evaluations; *Radiat Res.* 97(2):282-301
- [195] Bornhausen M, Scheingraber H, 2000: Prenatal exposure to 900 MHz, cell-phone electromagnetic fields had no effect on operant-behavior performances of adult rats; *Bioelectromagnetics* 21(8):566-74
- [196] Albert EN, Sherif MF, Papadopoulos NJ, Slaby FJ, Monahan J, 1981: Effect of nonionizing radiation on the Purkinje cells of the rat cerebellum; *Bioelectromagnetics* 2(3):247-57
- [197] Inouye M, Galvin MJ, McRee DI, 1983: Effect of 2,450 MHz microwave radiation on the development of the rat brain; *Teratology* 28(3):413-9
- [198] Adey WR, Byus CV, Cain CD, Higgins RJ, Jones RA, Kean CJ, Kuster N, MacMurray A, Stagg RB, Zimmerman G, Phillips JL, Haggren W, 1999: Spontaneous and nitrosourea-induced primary tumors of the central nervous system in Fischer 344 rats chronically exposed to 836 MHz modulated microwaves; *Radiat Res.* 152(3):293-302
- [199] Adey WR, Byus CV, Cain CD, Higgins RJ, Jones RA, Kean CJ, Kuster N, MacMurray A, Stagg RB, Zimmerman G, 2000: Spontaneous and nitrosourea-induced primary tumors of the central nervous system in Fischer 344 rats exposed to frequency-modulated microwave fields; *Cancer Res.*;60(7):1857-63

- [200] Cobb BL, Jauchem JR, Mason PA, Dooley MP, Miller SA, Ziriak JM, Murphy MR, 2000: Neural and teratological evaluation of rats exposed to ultra-wideband electromagnetic fields; *Bioelectromagnetics* 21(7):524-37
- [201] Lebovitz RM, Johnson L, 1983: Testicular function of rats following exposure to microwave radiation; *Bioelectromagnetics* 4(2):107-14
- [202] Johnson L, Lebovitz RM, Samson WK, 1984: Germ cell degeneration in normal and microwave-irradiated rats: potential sperm production rates at different developmental steps in spermatogenesis; *Anat Rec.* 209(4):501-7
- [203] Lebovitz RM, Johnson L, Samson WK, 1987: Effects of pulse-modulated microwave radiation and conventional heating on sperm production; *J Appl Physiol.* 62(1):245-52
- [204] Lebovitz RM, Johnson L, 1987: Acute, whole-body microwave exposure and testicular function of rats; *Bioelectromagnetics* 8(1):37-43
- [205] Dasdag S, Ketani MA, Akdag Z, Ersay AR, Sari I, Demirtas OC, Celik MS, 1999: Whole-body microwave exposure emitted by cellular phones and testicular function of rats; *Urol. Res.* 27(3):219-23
- [206] Dasdag S, Akdag Z, Aksen F, Yilmaz F, Bashan M, Dasdag MM, Celik MS, 2003: Whole body exposure of rats to microwaves emitted from a cell phone does not affect the testes; *Bioelectromagnetics* 24:182-188
- [207] Magras IN, Xenos TD, 1997: RF radiation-induced changes in the prenatal development of mice; *Bioelectromagnetics* 18(6):455-61
- [208] Chou CK, Guy AW, Kunz LL, Johnson RB, Crowley JJ, Krupp JH, 1992: Long-term, low-level microwave irradiation of rats; *Bioelectromagnetics* 13(6):469-96
- [209] Zook BC, Simmens SJ, 2001: The effects of 860 MHz radiofrequency radiation on the induction or promotion of brain tumors and other neoplasms in rats; *Radiat Res.* 155(4):572-83
- [210] Albert EN, Sherif MF, Papadopoulos NJ, 1981: Effect of nonionizing radiation on the Purkinje cells of the uvula in squirrel monkey cerebellum; *Bioelectromagnetics* 2(3):241-6
- [211] Kaplan, et al, 1982: the effects of exposing squirrel monkey fetuses and neo-natal squirrel monkeys to various levels of radiofrequency (RF) radiation of 2.45 GHz for 3 hours per day and five days per week; *Radio Science* 1982, pp. 135 – 144
- [212] Maskarinec G, Cooper J, Swygert L, 1994: Investigation of Increased Incidence in Childhood Leukemia near Radio Towers in Hawaii: Preliminary Observations; *Journal of Environmental Pathology, Toxicology and Oncology*, 13(1):33-37
- [213] Hocking B, Gordon IR, Grain HL, 1996: Cancer incidence and mortality and proximity to TV towers; *Med J Aust* 165:601-605
- [214] McKenzie DR, Yin Y, Morrell S, 1998: Childhood incidence of acute lymphoblastic leukaemia and exposure to broadcast radiation in Sydney - a second look; *Aust N Z J Public Health* 22 (suppl 3):360-367
- [215] Dolk H, Elliott P, Shaddick G, 1997: Cancer incidence near radio and television transmitters in Great Britain II. All high power transmitters; *Am J Epidemiology* 145:10-17
- [216] Cooper D, Hemmings K, Saunders P, 2001: RE: "Cancer incidence near radio and television transmitters in Great Britain. I. Sutton Coldfield Transmitter; II. All high power transmitters." (Letter). *Am J Epidemiology* 153:202-204
- [217] Michelozzi P, Capon A, Kirchmayer U, Forastiere F, Biggeri A, Barca A, Perucci CA, 2002: Adult and Childhood Leukemia near a High-Power Radio Station in Rome, Italy; *Am J Epidemiology* 155:1096-1103

- [218] Mobile Communications and Health Research (MHTR)
http://www.mthr.org.uk/research_projects/mthr_funded_projects/elliott2.htm
- [219] Friedrich G, 2004: Mobile Phones and Cognition in Children; Presentation at the *WHO-Workshop on the Sensitivity of Children to EMF*, June 2004, Istanbul, Turkey,
<http://www.who.int/peh-emf/meetings/archive/en/friedrich.pdf>
- [220] Ziriaux JM, Cox DD, Mason PA, Hurt WD, 2004: Using scalable vector graphics to modify realistic anatomical voxel models; Poster presentation at the *26th annual meeting of the Bioelectromagnetics Society* Washington DC, June 2004, Abstract Book pp 300-301