

Ab in die Röhre: Ein Modell zur Veranschaulichung des Unterschieds zwischen CT und MRT

Stefanie Wucherer, Markus Elsholz, Thomas Trefzger

Julius-Maximilians-Universität Würzburg, Lehrstuhl für Physik und ihre Didaktik
Emil-Hilb-Weg 22, 97074 Würzburg
stefanie.wucherer@stud-mail.uni-wuerzburg.de, markus.elsholz@uni-wuerzburg.de
trefzger@physik.uni-wuerzburg.de

Kurzfassung

Die Computer- und die Magnetresonanztomographie haben sich zu Standardverfahren der medizinischen Diagnostik entwickelt. Oftmals aber sind die physikalischen Unterschiede trotz individueller Erfahrungen aus Patientenperspektive nicht bekannt. Es wurde ein kostengünstiges Modell für den Einsatz im Unterricht sowie am außerschulischen Lernort M!ND entwickelt, welches diese Unterschiede betont. Das Modell besteht aus einem transparenten Kunststoffkopf, in den mehrere Gegenstände eingebracht sind, deren Anzahl, Form und Position durch die Messungen aufgeklärt werden sollen. Für beide Messverfahren werden als Analogie für die jeweilige Strahlungsquelle LEDs verwendet, die zur Unterscheidung unterschiedlicher Frequenzbereiche farblich kodiert wurden. Im Fall der Computertomographie wird im Modell der Aspekt der Transmission der Strahlung durch das Objekt aus verschiedenen Richtungen betont. Über eine Interpretation der aus verschiedenen Raumrichtungen erzeugten Schattenbilder kann auf die Strukturen im Inneren des Modellkopfes geschlossen werden. Bei der Magnetresonanz sind LEDs in den nachzuweisenden Gegenständen mit einer Hall-Sonde verbaut. Die Anregung der Spins des Ensembles durch einen externen elektromagnetischen Puls wird in diesem Modell durch ein Aufleuchten der Gegenstände innerhalb des Modellkopfes illustriert. Dabei kann aufgrund der Hall-Sonde die Ortskodierung des angeregten Ensembles durch das Anlegen von Magnetfeldgradienten modelliert werden.

1. Einleitung

Meine Aktivitäten als studentische Hilfskraft am Didaktikzentrum M!ND der Universität Würzburg, deren Aufgaben unter anderem die Betreuung der Wissenschaftsausstellung Touch Science und der Lehr-Lern-Labore umfassen, erlaubten mir, mich eingehender mit den behandelten Themen auseinanderzusetzen und schafften den Denkanstoß, der mich schlussendlich zur Formulierung des Themas der vorliegenden Arbeit anregte. Durch verschiedene Gespräche sowohl mit Schülern, als auch mit Erwachsenen gelangte ich zu der Erkenntnis, dass der Unterschied zwischen Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT) im Allgemeinen nicht nur häufig unklar, sondern den Menschen in vielen Fällen nicht bewusst ist.

Dies ist allerdings verständlich, da bei Betrachtung der medizinischen Untersuchungsgeräte, als auch der Schnittbilder der beiden Erhebungsverfahren auf den ersten Blick kaum Unterschiede zwischen diesen zu erkennen sind. Die hohe optische Ähnlichkeit des Aufbaus eines CTs und eines MRTs führt somit häufig zur Verwechslung oder gar Gleichsetzung der Verfahren. Damit einher geht die Problematik, dass dieser Fehlgedanke aufgrund mangelnder Aufklärung seitens des Elternhauses an Kinder und Jugendliche weitergegeben wird. Außerdem wird dieser falschen Annahme im Physik-Unterricht nicht ausreichend entgegengetreten, da die Magnetresonanztomographie in den Lehrplänen häufig nicht explizit erwähnt

und dadurch häufig nicht behandelt wird. In Bayern wird die Computertomographie einzig im Profilbereich der Lehrplanalternative „Biophysik“ der elften Klasse regulär unterrichtet [1].

Um diese Lücke zu schließen entstand im Rahmen meiner Zulassungsarbeit ein Modell, mit dessen Hilfe zwischen den physikalischen Hintergründen der beiden bildgebenden Verfahren unterschieden werden kann. In diesem Sinne wird zwischen verschiedenen Lehrzielen auch innerhalb des jeweiligen bildgebenden Verfahrens differenziert. So können in diesem Bezug vorerst pro bildgebendem Verfahren die physikalischen Grundlagen und das Prinzip der Bildgebung erarbeitet werden und im Anschluss die Verfahren CT und MRT entsprechend miteinander verglichen werden.

2. Grundgedanke der Unterscheidung und Schwerpunktsetzung

Das Ziel beim Umgang mit dem Modell (vgl. Abb. 1) besteht darin, die Position der beiden Tischtennisbälle im Inneren des Plastikkopfes mit Hilfe des Prinzips der beiden bildgebenden Verfahren Magnetresonanztomographie oder Computertomographie zu bestimmen. Dabei ist der Grundgedanke, die Transmission der Emission elektromagnetischer Strahlung gegenüberzustellen (vgl. Abb. 2): Bei der CT wird das Untersuchungsobjekt, d.h. der Plastikkopf, mit Hilfe gerichteten Lichts, dem externen CT-Modul, bestrahlt, infolgedessen am Schirm eine Projektion mit

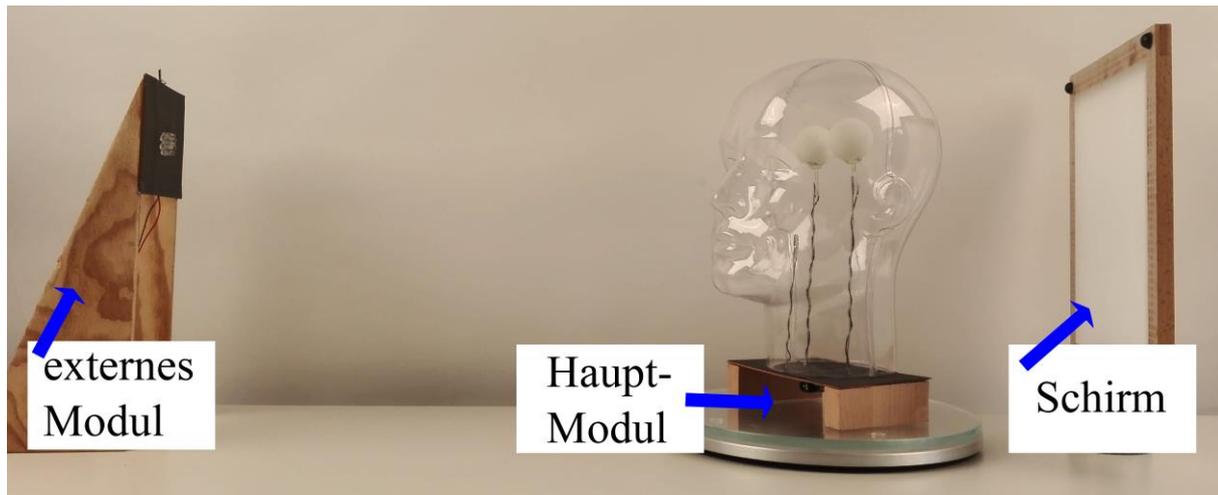


Abb. 1: Grundlegender Aufbau des CT-Teils des Modells: Das externe Modul stellt die Strahlungsquelle dar, mit dem das Hauptmodul beleuchtet wird. Am Schirm beobachtet man den daraus resultierenden Schattenwurf. Über den Drehteller kann dieser Vorgang aus verschiedenen Winkelpositionen der Probe wiederholt werden. Auf diese Weise erhält man Schattenbilder aus diversen Winkelpositionen woraus man auf die exakte Position der Ereignisse innerhalb der Probe schließen kann.

den beiden Objekten in dessen Inneren entsteht (vgl. Abb. 1 und Abb 2 (a)). Dagegen wird bei der MRT das Hauptmodul unter Anwesenheit eines externen Magnetfeldes ebenfalls von außen mit rotem Licht bestrahlt (Abb. 4). In diesem Fall wird mit Hilfe des bloßen Auges das Leuchten der Tischtennisbälle in deren Inneren selbst detektiert (vgl. Abb. 2 (b)).

Mit Hilfe des Modells können die grundlegenden Unterschiede der genannten bildgebenden Verfahren in zweierlei Punkten miteinander verglichen werden, nämlich den zugrundeliegenden physikalischen Hintergründen und der der Akquirierung der Ortsinformation. Im Falle der Magnetresonanz wird bei den physikalischen Grundlagen zwischen zwei Lehrzielen differenziert. Zuerst wird die Bedingung für einen Resonanzprozess thematisiert, welche darin besteht, dass an der Probe ein statisches externes Magnetfeld, als auch ein elektromagnetischer Puls vorherrschen müssen. Darauf aufbauend können sich Schülerinnen und Schüler mit dem Aspekt der Relaxation und den damit verbundenen Relaxationszeiten in longitudinaler als auch transversaler Richtung beschäftigen.

Das Modell soll also auch für Physik-Laien eine Hilfestellung darstellen, die Funktionsweise eines CT und eines MRT zu verstehen und die Unterschiede zwischen den Verfahren in Bezug auf ihre physikalischen Grundlagen und dem Prinzip der Tomographie zu beschreiben.

3. Modellierung physikalischer Grundlagenprozesse der Computertomographie

Das Modell setzt sich aus dem externen Modul und der Hauptmodul zusammen, die sich in einem gewissen Abstand gegenüberstehen (vgl. Abb. 1). Das externe Modul besteht aus einer Platine, in dessen Zentrum sich mehrere LEDs befinden. Des Weiteren ist die Platine an der Spitze zweier Holzkeile befestigt. Die verschiedenen Hauptmodule bestehen aus zwei

Tischtennisbällen, die auf einer Platine in einem Abstand von ca. 15 cm befestigt sind. In deren Inneren befindet sich jeweils eine rot leuchtende LED. Über diese Vorrichtung wird ein transparenter Kopf gestülpt.

Das CT-Hauptmodul befindet sich auf einem Drehteller und wird durch das externe Modul mit weißem Licht bestrahlt, sodass man ein Abbild auf dem Schirm erhält, der hinter dem Hauptmodul aufgestellt ist (vgl. Abb. 1).

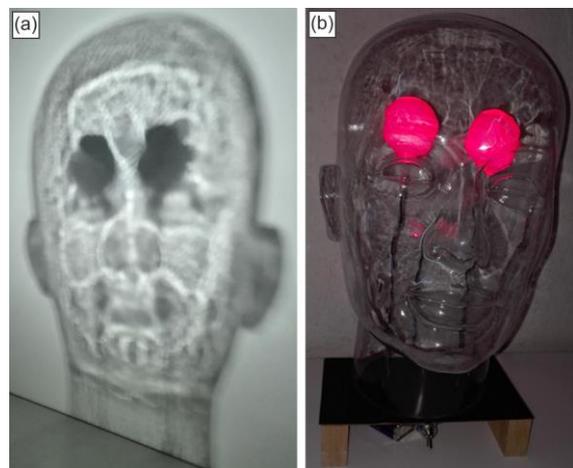


Abb 2: Gegenüberstellung der zentralen Aussagen der CT und MRT. Bei (a) handelt es sich um den Grundgedanken der CT: der Aufnahme von Projektionen der Probe. (b) entspricht der Hauptaussage der MRT: dem Leuchten der Untersuchungsobjekte selbst.

3.1. Modellierung der Computertomographie

Zur Veranschaulichung der Computertomographie existieren bereits diverse Veröffentlichungen von Roland Berger, der sich auf die Arbeit von M. Walch bezieht. Dieser verfolgte die Idee, die Computertomographie „mit Hilfe verschieden stark absorbierender Plexigaskörper und einem Laser im sichtbaren Bereich

zu veranschaulichen“ [2]. Dabei wird die Probe durch eine Translationsbewegung des Lasers abgerastert. Am Detektor werden die unterschiedlichen Schwächungsparameter detektiert. Durch eine Wiederholung aus verschiedenen Winkelpositionen, ergibt sich die entsprechende Projektion des bestrahlten Objekts. An der Universität Würzburg wird diese Vorgehensweise nach Walch in verschiedenen Bereichen wieder aufgegriffen.

3.2. Erhaltung der Projektionen

Bei der Computertomographie werden aus zahlreichen Winkelpositionen die Schwächungsparameter beobachtet, die nach der Transmission hochenergetischer elektromagnetischer Strahlung durch die Probe am Detektor aufgezeichnet werden. Die unterschiedlichen Schwächungsparameter resultieren aus Gewebeunterschieden innerhalb der Probe. Somit wird durch den Compton- und/oder den Photoeffekt die Röntgenstrahlung an unterschiedlichen Stellen des Körpers stärker absorbiert oder gestreut. Im Falle des Modells werden die Gewebeunterschiede durch Verwendung von Material mit unterschiedlichen optischen Dichten demonstriert, wodurch das sichtbare Licht in unterschiedlichem Maße gestreut wird. Dadurch entstehen Schattenbilder am Schirm (vgl. Abb. 2 (a)), die den detektierten Schwächungsparametern entsprechen. Somit verfügt der transparente Plastikkopf über eine geringere optische Dichte als die beiden Tischtennisbälle in dessen Inneren.

3.3. Erhaltung der Tiefeninformation des Objekts

Im vorherigen Abschnitt wurde die Voraussetzung für die Computertomographie geklärt, nämlich die Aufnahme von Projektionen des Hauptmoduls. Mit Hilfe der Schwächungsparameter soll nun auf die exakte Position der Tischtennisbälle innerhalb des

Plastikkopfs geschlossen werden. Entscheidend dafür ist, nicht nur eine Projektion des Hauptmoduls aufzuzeichnen, sondern das Objekt aus zahlreichen Richtungen mit der Strahlungsquelle zu beleuchten und die entsprechenden Schattenbilder zu betrachten. Innerhalb jedes dieser Bilder sind Daten gespeichert, mit deren Hilfe auf die Position der Tischtennisbälle im Inneren des Plastikkopfes geschlossen werden kann. Dies erfolgt in mehreren Schritten: Im Falle des Modells sind, genau umgekehrt zum medizinischen Verfahren, Quelle und Detektor fest, während die Probe über den Drehteller rotierbar gelagert ist. Durch den Aufbau können die jeweiligen Winkelpositionen in äquidistanten Schritten eingestellt werden. Nachdem die Projektionen aufgenommen wurden, müssen diese wieder in den Ausgangszustand, welcher beliebig festlegbar ist, zurück rotiert werden. Im Falle dieser Arbeit wird der Nullpunkt bei 0° festgelegt. Es entspricht dem Wechsel der bewegten Probe in ein statisches Bezugssystem, wie in Abb. 3 der Fall. Ist dies erfolgt, so kann die eigentliche Rückprojektion der Daten vorgenommen werden. Dies geschieht nach dem Schema, welches in Abb. 3 dargestellt ist

Es wird im Allgemeinen zwischen einer 0-1-Kodierung unterschieden. Die 0 gibt an, dass an der jeweiligen Stelle kein Ereignis aufgetreten ist. Bei der 1 dagegen wird ein Schattenwurf am Schirm registriert. Dieses System wird nun auf eine 5×5 -Matrix übertragen, die unserem "Field of View" entspricht, also dem Querschnitt durch die Probe an einer bestimmten Stelle des Körpers. Gilt es einzig ein Objekt zu detektieren, so genügen zwei Bestrahlungsrichtungen, beispielsweise aus der 0° -Position und der 90° -Position. Somit werden pro Richtung ein Schattenwurf in einer

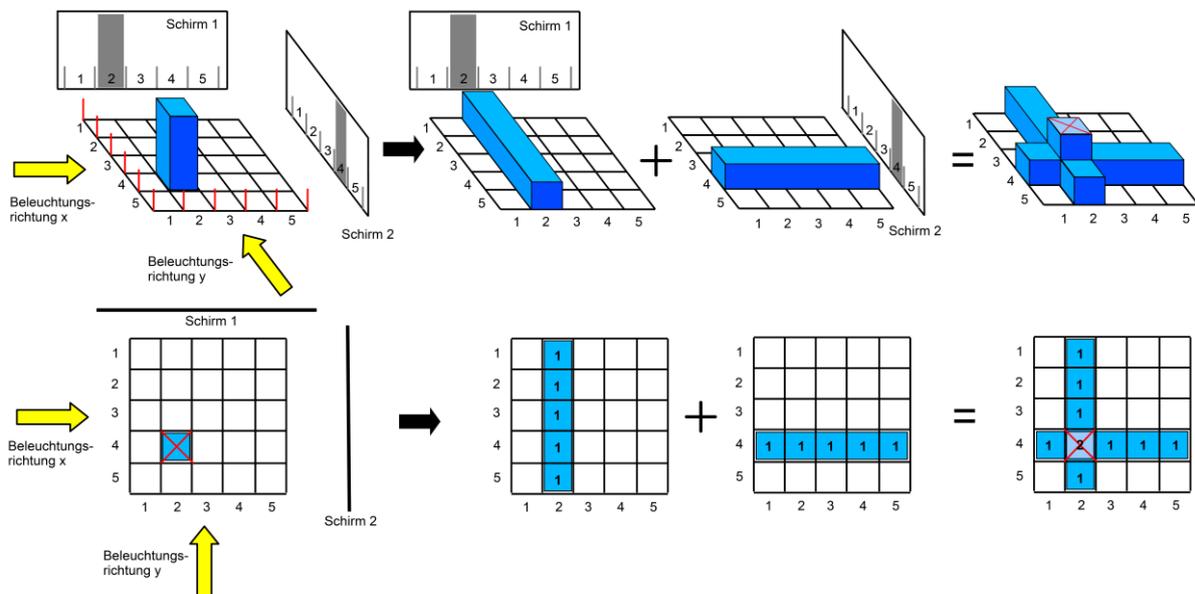


Abb. 3: Das Prinzip der Computertomographie: Zeilen bzw. Spalten, an welchen kein Licht am Schirm detektiert wird, sind mit einer Eins kodiert. In den Matrixelementen, an welchen das Licht ungehindert passiert, wird kein Eintrag erstellt. Dieses Prinzip wird aus zwei Winkelpositionen 0° und 90° durchgeführt. Die daraus resultierenden 5×5 -Matrixelemente werden superpositioniert, woraus die Position eines Objekts exakt rekonstruiert werden kann.

Zeile und einer Spalte detektiert. Die Zeile bzw. Spalte in der der Schattenwurf auftritt, wird komplett mit einer 1 kodiert. Dagegen sind sämtliche Felder der 5×5 -Matrix mit einer 0 kodiert, in denen kein Schattenwurf auftritt. In Abb. 3 entspricht einer 0: "kein Eintrag". Dieses Verfahren wird pro Richtung durchgeführt, d.h. für jede Projektionsrichtung wird eine neue 5×5 -Matrix generiert, in der in einer kompletten Zeile bzw. Spalte nur Einsen stehen. Die übrigen Felder haben keine Einträge. Die aus der 0° - und der 90° -Position gewonnenen Matrizen werden superpositioniert, indem die Einträge der beiden Matrizen addiert werden. Durch dieses Verfahren erhält man bei einem Feld eine Überschneidung, die gerade der Position des Objekts innerhalb der Probe entspricht. Befinden sich innerhalb der Probe (dem Hauptmodul) zwei Objekte, die es zu rekonstruieren gilt, so ist die Bestrahlung aus zwei Richtungen nicht ausreichend, um deren Position in jeder Konstellation eindeutig zu bestimmen. Deshalb behilft man sich der Hinzunahme einer weiteren Bestrahlungsrichtung in der Diagonalen, nämlich der 45° -Richtung. Je mehr Objekte es zu rekonstruieren gilt, desto mehr Bestrahlungsrichtungen werden erforderlich. Somit muss im Falle des Modells der Plastikkopf aus mindestens drei Positionen bestrahlt werden, sodass die Positionen der beiden Tischtennisbälle in dessen Inneren exakt bestimmt werden können:

Die Rückprojektion erfolgt somit nach obig beschriebener Methodik, nur dass in diesem Fall das Hauptmodul aus drei Richtungen bestrahlt wird, wodurch noch zusätzlich eine weitere Matrix in der 45° -Position entsteht, die gemeinsam mit den Matrizen aus der 0° - und 90° -Position überlappt wird. An der Stelle an welcher der Überlapp am höchsten ist, ist auch die Wahrscheinlichkeit am größten, dass sich die Tischtennisbälle an dieser Stelle befinden.

Innerhalb des Modells sind allerdings keine Raster auf dem Untersuchungsobjekt und dem Schirm angebracht, wodurch das obig beschriebene Verfahren nicht quantitativ durchgeführt werden kann, sondern nur auf eine rein qualitative Art und Weise.

Schülerinnen und Schüler können sich die Schattenbilder aus verschiedenen Drehwinkeln des Kopfes betrachten und daraus die ungefähre Position der Tischtennisbälle bestimmen. Die Lage der Tischtennisbälle kann graphisch beispielsweise mit Hilfe eines Blatts Papiers nach obig beschriebenen Verfahren selbstständig nachvollzogen werden.

4. Modellierung der Magnetresonanztomographie

Die MRT ist gegenüber der CT das deutlich niederenergetischere Verfahren. Da innerhalb der Modelle in jedem Fall mit sichtbarem Licht gearbeitet wird, wurde für die Magnetresonanz Strahlung aus dem unteren sichtbaren Frequenzbereich, also rotes Licht, gewählt, um den Energieunterschied zwischen den beiden bildgebenden Verfahren optisch zu unterstreichen [3]. Bei sämtlichen Modulen des Modells, die die Magnetresonanztomographie betreffen, wird mit roten LEDs gearbeitet, da sowohl die Strahlung die in das System extern eingestrahlt wird, als auch die Strahlung die das System selbst aussendet in der gleichen Größenordnung, nämlich im Radiowellenbereich, liegt.

Die Magnetresonanz-Modelle ähneln stark dem Aufbau aus Abb. 1. Dabei wird der Drehteller und der Schirm entfernt und stattdessen ein Stabmagnet mit Hilfe eines Stativs in die Nähe des Hauptmoduls platziert (vgl. Abb. 4). Für die drei Lehrziele der Magnetresonanztomographie gibt es kleine Unterschiede in den Platinen, die in den nachfolgenden Abschnitten näher erläutert werden.

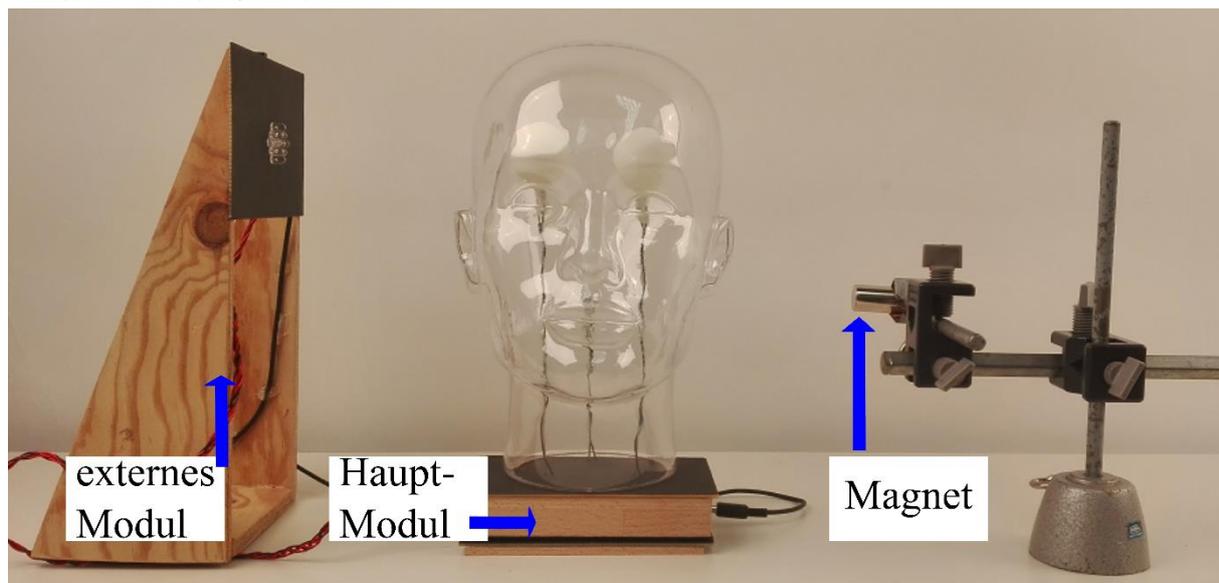


Abb. 4: Grundlegender Aufbau des MRT-Teils des Modells: Über den Stabmagneten wird ein externes Magnetfeld erzeugt. Durch die Betätigung des Tasters auf dem externen Modul erfüllt das Hauptmodul die Resonanzbedingung. Dies zeigt sich durch ein Aufleuchten der Tischtennisbälle.

4.1. Visualisierung der Bedingung für Magnetresonanz

Das externe Modul in diesem Versuchsteil verwendet rote LEDs, die zu pulsieren beginnen, sobald der Taster betätigt wird, der sich ebenfalls auf der Platine befindet. Des Weiteren fungiert das Modul als Spannungsversorgung für das Hauptmodul, wodurch jenes erst durch die Aktivierung des Tasters betrieben werden kann. Die Hauptplatine besteht aus einer Reihenschaltung aus zwei LEDs (je eine in einem der Tischtennisbälle) und einem REED-Schalter, der nur unter der Anwesenheit eines externen Magnetfeldes schließt.

Um die Magnetresonanz zu ermöglichen, sind zwei Bedingungen zu erfüllen: Zum einen die Präsenz des statischen Magnetfeldes B_0 und zum anderen die Anwesenheit eines elektromagnetischen Pulses. Im Falle des Modells wird das statische Magnetfeld über einen Neodym-Magneten realisiert, der in der Nähe des REED-Schalters positioniert werden muss, sodass die Schaltung die Anwesenheit des Magnetfeldes registriert. Dies ist allerdings keine ausreichende Bedingung für die Magnetresonanz, sondern sorgt ausschließlich dafür, dass die Entartung der Spin-Zustände aufgehoben wird und jene außer Phase mit der Larmorfrequenz präzedieren. In diesen dephasierten Zustand ergibt sich keine effektive Transversalmagnetisierung M_{\perp} , wodurch man kein messbares Signal erhält. Es ist also noch eine zweite Bedingung zu erfüllen, nämlich die Präsenz eines externen elektromagnetischen Pulses der Energie entsprechend der Larmorfrequenz $\Delta E = \hbar \cdot \omega_L$. Durch diesen Puls wird das Spin-Ensemble aus dem thermodynamischen Gleichgewicht bewegt, wodurch die Spins in Phase gebracht werden. Dies führt zu einer effektiven Transversalmagnetisierung M_{\perp} , die das messbare Signal darstellt. Innerhalb des Modells wird das Pulsmedium durch das externe Modul dargestellt.

Erst wenn das externe Modul betätigt wird, wodurch Spannung an die Hauptplatine übergeben wird, und ein externes Magnetfeld in der Nähe des REED-Schalters erzeugt wird, leuchten die LEDs. Auf diese Weise wird demonstriert, dass für ein Messsignal, sowohl ein Magnetfeld, als auch ein Anregungspuls benötigt werden.

Im Experiment kann der Schüler durch probieren mit der externen Platine und dem Magneten herausfinden wann der Tischtennisball leuchtet und somit eine Magnetresonanz möglich ist.

4.2. Visualisierung des Relaxationsprozesses

In Abschnitt 4.1 wurden die Voraussetzungen für die Magnetresonanz beschrieben. In diesem Teil des Modells leuchten die Tischtennisbälle bei gleicher Helligkeit solange die beiden Schalter, REED-Relais und Taster geschlossen sind. Allerdings handelt es sich in diesem Fall um eine sehr starke Elementarisierung der Realität, denn in Wirklichkeit bleibt das Signal, dessen Abbild im Modell die Leuchtintensität der

LEDs darstellt, nach einem HF-Puls nicht zeitlich unbegrenzt scharf. Aufgrund von Wechselwirkungsprozessen, wie der Spin-Spin- oder der Spin-Lattice-Wechselwirkung nimmt die Transversalmagnetisierung M_{\perp} , also das messbare Signal, exponentiell ab. Innerhalb des Modells wird die Stärke der Transversalmagnetisierung durch die Leuchtintensität der LEDs innerhalb der Tischtennisbälle demonstriert. Um den Relaxationsaspekt noch zusätzlich mit zu berücksichtigen, wurde eine Erweiterung des Hauptmoduls entworfen. Auch in diesem Teil des Experiments muss die Voraussetzung für Magnetresonanz erfüllt sein, d.h. es wird vorerst ein externes Magnetfeld in der Nähe des REED-Schalters gebracht, was wiederum durch den Stabmagneten realisiert ist. Im Anschluss wird dem System durch einen elektromagnetischen Puls die passende Energie gegeben. Dies ist im Modell durch das externe Modul gegeben, das durch Betätigung des Tasters aktiviert wird. Durch Drücken des Schalters leuchten die LEDs des externen Moduls einmal kurz auf und das System (die Tischtennisbälle) antworten über ein Aufleuchten.

Im Gegensatz zu dem im vorherigen Kapitel vorgestellten Aufbau nimmt bei dieser Platine die Helligkeit der LEDs nach dieser Prozedur ab, bis diese gänzlich erlöschen. Dieser Effekt tritt nicht auf, wenn jeweils nur der REED-Schalter oder der Taster geschlossen ist. Dies bedeutet auch hier, dass nur bei gleichzeitiger Anwesenheit des externen Magnetfeldes und Licht der passenden Wellenlänge die Bedingung für die Magnetresonanz erfüllt ist.

Das Abklingverhalten der Helligkeit der LEDs innerhalb der Tischtennisbälle, kann über ein Potentiometer auf der Rückseite des Exponats geregelt werden. Auf diese Weise können unterschiedliche Relaxationszeiten T_2 demonstriert werden. Die T_2 -Zeit ist ein Indikator dafür, um welches Gewebe es sich handelt. Kurze Moleküle, wie Wasser, verfügen über eine kürzere Relaxationszeit in der Transversalrichtung als lange Moleküle, wie Proteine [4].

Schülerinnen und Schüler sollen in diesem Teil des Modells zu der Erkenntnis gelangen, dass das Signal der Magnetresonanz, dargestellt durch die Leuchtintensität der Tischtennisbälle, nicht zeitlich konstant ist, sondern mit der Zeit abnimmt. Aus diesem Grund muss der Anregungsprozess kontinuierlich wiederholt werden.

4.3. Visualisierung der Tomographie

In einem realen MRT wird über das Gradientensystem, welches sich aus dem Schichtselektionsgradienten, der Phasenkodierung und dem Auslesegradienten zusammensetzt, im Voraus das zu untersuchende Volumenelement festgelegt. Von Interesse ist ausschließlich das Signal, welches aus dem besagten Volumenelement resultiert. Es handelt sich also um eine ortskodierte Information. Ohne die Präsenz der Gradientenspulen würden sämtliche Spin-Populationen der Probe ein Signal liefern, die die Resonanzbedin-

gung erfüllen, wodurch eine örtliche Kodierung ausgeschlossen ist. Dies ist in den Modellbestandteilen der Kapitel 4.1 und 4.2 der Fall. Um nun die Tomographie zu veranschaulichen, wurde das Modell mit einem Hauptmodul ergänzt, welches diesen Aspekt visualisiert. Dabei befinden sich neben den LEDs noch zusätzlich jeweils ein Hall-Sensor innerhalb der Tischtennisbälle. Mit Hilfe dieser Sensoren wird die Helligkeit der LEDs in Abhängigkeit von Stärke und Richtung der verlaufenden magnetischen Feldlinien gesteuert. Das Gradientenfeld wird innerhalb des Modells ebenfalls durch den Stabmagneten realisiert. Mit dessen Hilfe kann nun das Volumenelement festgelegt werden, welches man im Anschluss untersuchen möchte. Dazu ist auch hier zunächst die Positionierung des Stabmagneten auf Höhe der Hall-Sensoren vonnöten. Daraufhin wird der Taster betätigt, was zu einer Rückmeldung des Systems führt. Es erschließt sich somit, aus welcher Richtung das Signal stammt und wie intensiv dieses ist. Dies zeigt sich derart, dass beispielsweise nur einer der Tischtennisbälle mit verringerter Intensität leuchtet. Je nachdem, wie stark das Feld ist und welche Orientierung es am jeweiligen Sensor aufweist, ist es möglich, dass beide Tischtennisbälle mit gleicher oder unterschiedlicher Intensität leuchten. Die komplette, soeben beschriebene Information wird wiederum mit bloßem Auge detektiert.

Schülerinnen und Schüler können mit Hilfe des Magneten einzelne Bereiche des Kopfes selektieren, indem beispielsweise nur einer der Tischtennisbälle leuchtet. Auf diese Weise erkennen sie, dass das Untersuchungsobjekt Pixel für Pixel abgerastert werden kann.

5. Zusammenfassung

Anhand der vorgestellten Module des Modells werden die beiden bildgebenden Verfahren CT und MRT in Bezug auf das Prinzip der Informationserhaltung

und der Ortskodierung gegenübergestellt. Ziel ist es, den Schülerinnen und Schülern die Unterschiede der beiden bildgebenden Verfahren in verständlicher Weise nahezulegen. Zu diesem Zweck wird zum einen zwischen der Erhaltung von Projektionen, in welchen die Information des Objekts gespeichert ist, und dem Leuchten des Objekts selbst, welches direkt detektierbar ist, unterschieden. In letzterem Punkt wird zwischen zwei Varianten differenziert, die inhaltlich aufeinander aufbauen, nämlich der Grundlage, unter welcher Bedingung Magnetresonanz überhaupt möglich ist und der Relaxation, einem Folgeprozess, der nach der Anregung des Systems auftritt. Im Zusammenhang mit der Tomographie wird zwischen der Akquirierung vieler Projektionen, aus welchen die Position der Elemente innerhalb des Körpers rekonstruiert werden können, und dem Tomographie-Prinzip der Magnetresonanz, bei welchem nur ausgewählte Bereiche des Körpers „leuchten“, unterschieden.

6. Literatur

- [1] B. S. für Unterricht und Kultus: Gymnasium: Lehrpläne G8 – Fachprofil Physik G8 – Jahrgangsstufe 1: <http://www.isb-gym8-lehrplan.de/contentserv/3.1.neu/g8.de/index.php?StoryID=27147> (Stand: 5/2016)
- [2] Berger, R.; Kölbl, W.; Wiesner, H. (1999): Die Röntgencomputertomographie – eine medizinische Anwendung für den Physikunterricht. In: Praxis der Naturwissenschaften - Physik, 4/48, S. 44.
- [3] Giancoli, D. C.: Physik – Lehr- und Übungsbuch. Pearson Deutschland GmbH, München 2010, 3. Auflage.
- [4] Stark D.D: Magnetic Resonance Imaging: C.V. Mosby Company; Missouri, 1988, 2. Auflage.