

DISS. ETH NO. 22302

MRI USING FIELD DYNAMICS FOR
POSITION SENSING AND MOTION CORRECTION

A thesis submitted to attain the degree of
DOCTOR OF SCIENCES of ETH ZURICH
(Dr. sc. ETH Zurich)

presented by

Maximilian Rudolf Gottfried Häberlin (MSc. ITET ETH, ETH Zurich)

born on 05.04.1983

citizen of Amriswil TG and Hefenhofen TG

accepted on the recommendation of

Prof. Dr. Klaas P. Pruessmann, ETH Zurich

Prof. Dr. Oliver Speck, Otto-von-Guericke University Magdeburg

2014

Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) relies on the superposition of dynamic magnetic gradient fields onto a static, spatially homogeneous background field in order to spatially resolve image information. Image encoding is achieved by gradient coil dynamics that transform the image content into the spatial frequency (Fourier) domain. Exact knowledge of the image encoding terms is essential for the accurate reconstruction of the image content, which would otherwise result in image artifacts or erroneous parameter quantification. Deviations from the modeled image encoding can originate from the MR system itself, e.g. by temperature changes, or it can originate from physiological activity of the subject that is imaged, e.g. due to its heartbeat or breathing activity.

The most severe levels of image degradation, however, are caused by subject motion. In many MRI applications, it is subject motion that limits the utility of MRI for medical diagnostics. In head MRI, such motion is predominantly that of a rigid body, i.e. it can be described by a rotation and a translation, which allows correcting for it by continuously adapting the geometry of the MR imaging experiment to the head position. The six parameters that describe the rigid body motion can be encoded and measured in various different ways with their individual advantages and disadvantages. Prominent recent approaches to address this problem are based on either optical or radio-frequency (RF) methods. Optical methods encode the head position with a marker on the subject's head that is observed by a camera. RF-based methods employ a small NMR sample whose position is encoded by means of static gradient fields and measured by means of a small RF receive coil that is tightly wound around it. Such sensors are termed "field probes" and exploit the fact that the applied gradient fields provide a unique mapping between a coordinate and the carrier frequency of the NMR sample. Compared to RF-based approaches, the main advantage of optical methods is that they require no modification to the MR sequence, rendering the motion correction process completely independent of the MR system activity. However, optical methods require line-of-sight access to the marker, which is often very difficult to obtain in current MR systems that rely on equipment such as tightly fitting imaging coils, narrow magnet bores, or head-mounted goggles for neurological research. RF-based methods are therefore very promising alternatives in terms of MR system compatibility. To this end, however, they have encoded the NMR sample's position by additional sequence modules

inserted between successive image acquisition intervals, which interferes with contrast optimization and prolongs sequence duration.

The core idea explored in this thesis is based on the realization that field probes can be localized not only by static gradient fields but also by gradient fields of arbitrary dynamics if the field probe's phase can be tracked within an appropriate time window.

In a first step, the idea to use sinusoidal gradient field dynamics for field-probe tracking, so-called gradient tones, is presented. It is shown that such oscillations can be orthogonally superimposed onto existing sequence gradients for simultaneous field probe localization and image encoding. Gradient tones come with the additional benefit that their frequency can be chosen such that expected undesired field perturbations do not interfere with the field probe localization, which increases accuracy. An array of four field probes is mounted on a subject's head, which readily allows tracking of the head's rigid body motion. In addition to motion correction, the field probe array is capable of simultaneously measuring the gradient encoding acting on the head, which improves image reconstruction in the presence of undesired field perturbations in the image-encoding task. The concept is successfully implemented into a multi-slice gradient-echo sequence to show its efficacy in both a phantom and in a healthy volunteer. It is found that the field probe can be localized with precisions (measured in standard deviations) in the order of tens of micrometers for observation windows of less than 5 milliseconds while an image encoding sequence was running.

In a second step, the first implementation is developed further in order to make motion correction with gradient tones more accessible to routine clinical head imaging. To facilitate this, the gradient tones are no longer superimposed onto image encoding gradients but on crusher gradients. In this fashion, several simplifications of the first implementation are achieved. Among others, it is possible to use the image reconstruction pipeline provided by the manufacturer and no orthogonalization between sequence and tones gradients are necessary, which greatly simplifies their use. The increased flexibility allowed to use more sensitive gradient tones that achieved precisions of ten micrometers within an observation window of 2 milliseconds.

In a third step, an alternative to gradient tones is developed. In this approach, existing sequence gradient dynamics that already contain substantial intrinsic high-frequency content are exploited to encode the probe position. In contrast to gradient tones, which rely on single frequencies, this approach allows to perform field probe localization based on wide-band spectral information. The required generalization of the calibration method is presented, and the method's efficacy is

demonstrated in volunteer experiments using an echo-planar imaging sequence. The benefit of relying on the intrinsic high-frequency content of a sequence does away with the requirement to add additional gradient waveforms such as tones, which helps in situations where no additional gradient performance is available. In many neuroimaging applications it is of paramount importance that all available gradient performance is available for the imaging task and not traded for probe localization with additional gradient dynamics.

It is concluded that the proposed methods are feasible and work in vivo. Successful rigid body motion correction is demonstrated by means of continuously updating the sequence geometry based on the proposed methods. The obtained precisions and accuracies are high enough for typical imaging situations.

Zusammenfassung

Die Magnetresonanztomographie (MRI) überlagert dynamische Gradientenfelder einem statischen, räumlich homogenen Magnetfeld, um räumliche Bildinformation aufzulösen. Die Bildkodierung wird erreicht durch dynamisches Schalten von Gradientenspulen, welche den Bildinhalt in den Raumfrequenzbereich transferiert. Die exakte Kenntnis der Bildkodierungsterme ist eine wesentliche Voraussetzung für die genaue Wiederherstellung des Bildinhalts, weil sonst Bildartefakte oder fehlerhafte Quantifizierung von physiologischen Parametern folgen würden. Abweichungen von modellierten Bildkodierungstermen entstehen entweder im MRI-System selbst, z.B. durch Temperaturveränderungen, oder entstehen durch physiologische Aktivität des Subjekts im Scanner, z.B. durch seinen Herzschlag oder als Folge seiner Atmung.

Die auffälligsten Bildartefakte stammen jedoch von der Bewegung des Subjektes. In vielen MRI-Anwendungen ist Subjektbewegung der limitierende Faktor der Qualität von diagnostischen MRI-Untersuchungen. Im Falle von MRI des Kopfes ist diese Bewegung die eines Starrkörpers, d. h. sie kann durch eine Rotation sowie eine Verschiebung beschrieben werden. Dies ermöglicht die Korrektur der Bewegung durch kontinuierliche Anpassung der Geometrie des laufenden MRI-Experimentes an die aktuelle Kopfposition. Die sechs Parameter, welche die Kopfbewegung beschreiben, können mit unterschiedlichen Mitteln bestimmt werden, welche jede ihre individuellen Vor- und Nachteile aufweisen. Bekannte Ansätze, die in den letzten Jahren unternommen wurden, das Bewegungsproblem zu lösen, basieren entweder auf optischen oder Radiofrequenzmethoden. Optische Methoden kodieren die Kopfposition mittels eines Markers, der auf dem Kopf des Subjektes befestigt wird, und beobachten diesen mit einer Kamera. Radiofrequenzmethoden benutzen einen kleinen Tropfen mit NMR-aktivem Kern, dessen Position mit statischen Gradientenfeldern kodiert wird. Das Signal des Tropfens wird mit einer kleinen Radiofrequenzspule gemessen, welche möglichst eng um den Tropfen gewunden wird. Solche Sensoren werden "Magnetfeldsonden" genannt und nutzen die Tatsache, dass das angewendete Gradientenfeld eine eindeutige Zuordnung einer Tropfenkoordinate und der Resonanzfrequenz des Tropfens ermöglicht. Im Vergleich zu Radiofrequenzmethoden haben optische Methoden den Vorteil, dass sie keine Modifizierungen der MRI-Sequenz benötigen, was es ermöglicht, die Bewegungskorrektur völlig unabhängig davon durchzuführen. Optische Methoden benötigen jedoch Sichtkontakt mit dem Marker, was in modernen MRI-Scannern oft sehr schwierig zu erreichen ist, weil diese mit sehr engen Empfangsspulen, engen

Magnetbohrungen oder Brillen für die neurologische Forschung ausgestattet sind. Radiofrequenzmethoden sind deshalb eine sehr vielversprechende Alternative bezüglich MR-Systemkompatibilität. Bisher haben solche Methoden jedoch die Position von Magnetfeldsonden mittels zusätzlichen Sequenzmodulen bestimmt, welche zwischen aufeinanderfolgenden Bildgebungsintervallen eingefügt werden und deshalb die Kontrastoptimierung stören und die Sequenzdauer verlängern.

Die Kernidee, die in dieser Forschungsarbeit verfolgt wird, basiert auf der Erkenntnis, dass Magnetfeldsonden nicht nur mit statischen Gradientenfeldern kodiert werden können, sondern auch mit Gradientenfeldern von beliebiger Dynamik, wenn die Phase der Magnetfeldsonde über ein geeignetes Zeitfenster beobachtet werden kann.

In einem ersten Schritt wird die Idee vorgestellt, sinusoidale Gradientenfelddynamiken, sogenannte Gradiententöne, für die Lokalisierung von solchen Sonden zu verwenden. Es wird dabei gezeigt, dass solche Einzelfrequenzoszillationen orthogonal zu existierenden Sequenzgradienten überlagert werden können, welche simultane Sondenlokalisierung und Bildkodierung ermöglicht. Gradiententöne haben den zusätzlichen Vorteil, dass ihre Frequenz so gewählt werden kann, dass unerwünschte Störungen des Magnetfeldes die Sondenlokalisierung nicht beeinflussen, was der Genauigkeit der Methode zugute kommt. Vier Sonden werden auf dem Kopf eines Subjektes befestigt, welches es ermöglicht, dessen Starrkörperbewegung zu verfolgen. Zusätzlich zur Bewegungskorrektur sind die vier Magnetfeldsonden in der Lage, simultan die Bildkodierung des Kopfes durch Gradientenfelder zu beobachten, was die Bildrekonstruktion verbessert, wenn unerwünschte Feldstörungen präsent waren. Das Konzept ist in eine Gradientenechosequenz implementiert worden, um ihre Wirksamkeit im Phantom und in einem gesunden Volontär zu zeigen. Es stellte sich heraus, dass die Magnetfeldsondenlokalisierung in der Größenordnung von einigen zehn Mikrometern erreicht werden kann (gemessen in Standardabweichungen von mehreren Messungen), wobei dazu Beobachtungszeiträume von weniger als 5 Millisekunden benötigt wurden während der Ausführung einer Bildkodierungssequenz.

In einem zweiten Schritt wurde diese erste Implementation weiterentwickelt, um die Anwendung der Gradiententöne für die Bewegungskorrektur von klinischen Routinescans einfacher zu machen. Um dies zu erreichen werden die Gradiententöne nicht mehr nicht länger der Bildkodierungssequenz überlagert, sondern auf den Crushergradienten platziert. Dies ermöglicht mehrere Vereinfachungen des ursprünglichen Designs. Unter anderem ist es mit der neuen Implementation möglich, die Scanner-eigene Bildrekonstruktionspipeline zu benutzen,

was die praktische Anwendung stark vereinfacht. Zudem muss keine orthogonalisierung zwischen existierenden Sequenzgradienten und den Gradiententönen mehr vorgenommen werden, was deren Benutzung stark vereinfacht. Die verbesserte Flexibilität ermöglicht Sondenlokalisierung mit einer Präzision von zehn Mikrometer in einem Zeitraum von 2 Millisekunden.

In einem dritten Schritt wurde eine Alternative zu den Gradiententönen entwickelt. In diesem Ansatz Sequenzgradientendynamiken, welche bereits über substantielle Hochfrequenzanteile verfügen, ausgenutzt um die Sondenposition zu kodieren. Im Unterschied zu Gradiententönen, welche auf Einzelfrequenzen beruhen, ermöglicht dieser Ansatz die Sondenlokalisierung basierend auf spektraler Breitbandinformation. Es wird gezeigt, wie die Erweiterung der Kalibrierung erreicht wird, und die Methode wird in Volontärexperimenten validiert am Beispiel einer echo-planaren Bildgebungssequenz. Der Vorteil, sich auf intrinsische Hochfrequenzinformation von existierenden Sequenzgradientendynamiken zu verlassen ermöglicht es, ohne zusätzliche Gradientendynamiken wie Töne auszukommen, welches ein entscheidender Vorteil ist, wenn keine Leistung vom Gradientensystem mehr zu Verfügung steht. Dies ist von höchster Wichtigkeit in vielen neurologischen Anwendungen, welche die maximal zu Verfügung stehende Leistung von Gradientensystem zur Bildkodierung benötigt und es sich nicht leisten kann, solche für Sondenlokalisierung zu verwenden.

Die Schlussfolgerungen dieser Arbeit sind, dass die neu vorgeschlagenen Methoden machbar sind und an Volontären funktionieren. Starrkörperbewegung wurde erfolgreich korrigiert durch das kontinuierliche Nachführen der Sequenzgeometrie basierend auf den Methoden, die hier entwickelt wurden. Die erreichten Genauigkeiten und Präzisionen sind hoch genug für typische Bildgebungssituationen.