Schlussbericht Optisches Vielkanal-Vektorkanalmagnetometer

Frank Slomka, Ruggero Rossi

Institut für Eingebettete Systeme/Echtzeitsysteme, Universität Ulm

Atb – Biomag, Ulm

Zusammenfassung

Das vorliegende Dokument fasst die Ergebnisse eines durch das BMBF geförderten Projektes zur Messung des Herzmagnetfeldes mit einem optischen Vielkanal-Vektormagnetometers zusammen. Das Projekt wurde zunächst von der Fa. BMDSys und der Universität Ulm am Institut für Eingebettete Systeme/Echtzeitsysteme und am Institut für elektronische Bauelemente und Schaltungen durchgeführt. Bedingt durch die Insolvenz der BMDSys wurde das Projekt restrukturiert. Die Rolle des Industriepartners wurde von der Fa. AtB BioMag übernommen. In diesem Bericht werden alle Ergebnisse aus dem Projektzeitraum Herbst 2013 bis Frühjahr 2016 zusammengefasst. Dies erscheint aus wissenschaftlicher Sicht sinnvoll, um eine vollständige Dokumentation des Projektes zu gewährleisten. Im ersten Abschnitt werden die Ergebnisse der ersten Messungen mit dem optischen Vielkanal-Vektormagnetometer zusammengefasst. Eine ausführliche Darstellung der Ergebnisse findet sich in [1].

1) Aufgabenstellung

Das Projekt hatte zum Ziel, das Magnetfeld des menschlichen Herzens zu messen und in einer klinisch verwertbaren Form darzustellen. Dieses Ziel konnte vor der Insolvenz des gewerblichen Projektpartners erreicht werden. Bei den Messungen zeigte sich jedoch deutlich, dass viele Störungen im System die Handhabung erschweren. Daher wurde mit dem neuen gewerblichen Projektpartner an der Verbesserung einzelner Komponenten des Systems gearbeitet.

In der ursprünglichen Planung sollte eine neue FPGA-Platine entwickelt werden. Dieses Ziel konnte durch die Insolvenz des gewerblichen Projektpartners nicht erreicht werden. Mit einem neuen Partner wurde das Projekt derart umgestellt, dass zunächst der

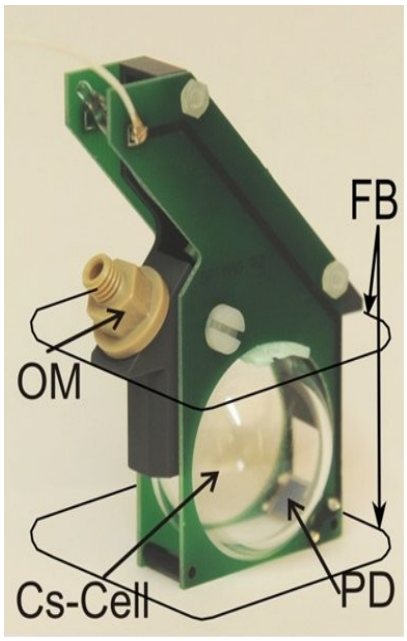
Versuchsaufbau nach der Insolvenz wieder hergestellt werden konnte und im letzten Jahr des Projektes systematisch an der Verbesserung einzelner Komponenten des Systems gearbeitet werden konnte. Durch den Wegfall des vom gewerblichen Partner zur Verfügung gestellten Lasers konnten diese Arbeiten nicht mehr fortgeführt werden und das Projekt wurde eingestellt.

2) Messungen mit dem Vielkanal-Vektormagnetometer

Für das optische Vielkanal-Vektormagnetometer wurde eine Software zur Anbindung an die Auswertesoftware (Masterkonsole) der Fa. BMDSys erstellt. Dazu musste ein Kommunikationsprotokoll entwickelt und getestet werden. Nach erfolgreichem Anschluss des optischen Vielkanal-Vektormagnetometers wurden erste Messungen am Menschen durchgeführt. Dazu wurde ein Sensorarray, bestehend aus 83 Sensoren, verwendet. Mit den 83 verwendeten Sensoren wurden 52 Messkanäle gebildet. Die zusätzlichen Sensoren wurden in dem Aufbau zur Kompensation des Umgebungsrauschens verwendet.

Die Abbildung 1 zeigt den Aufbau des für die Messungen am lebenden Menschen verwendeten Sensorarray aus optischen Magnetfeldsensoren. Die Magnetfeldsensoren bestehen aus vier wesentlichen Komponenten: Einer gläsernen Zelle, die mit Cäsium-Gas gefüllt ist (Cs-Cell), zwei Spulen zur Erzeugung des durch einen Regler synchron gehaltenen Magnetfeldes (Feedback Coils, FB), einen Anschluss für das anregende Laserlicht (OM) und einer Fotodiode zur Deduktion der durch das Herzmagnetfeld erzeugten Lichtschwankungen.

Das durch den Regler erzeugte synchrone Magnetfeld kompensiert das zu messende Magnetfeld des Herzens, so dass nur geringe Abweichungen durch den Regler ausgeglichen werden müssen. Dadurch entsteht ein Kompensationsstrom niedriger Frequenz. Die Phasendeduktion des Aufbaus wird mit einem FPGA-basierten Prozessrechner durchgeführt. Dabei wurde das von der Fotodiode gemessene modulierte Lichtsignal der Cs-Zelle zunächst verstärkt (Power Amplifier, PA).



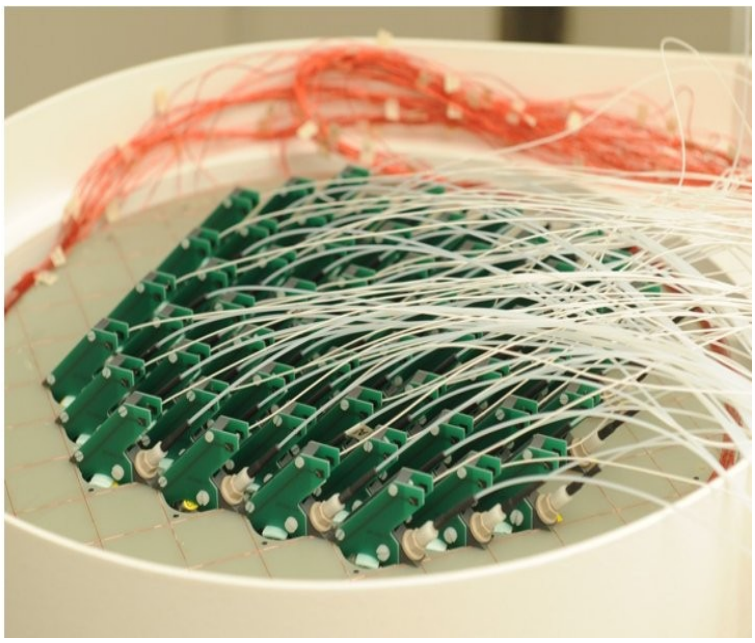


Abbildung 1: Sensor und Sensorfeld

Dieses analoge Signal wird dann digitalisiert (Analog-Digital Converter, ADC), um von dem FPGA-basierten Prozessrechner verarbeitet werden zu können. Mit Hilfe einer Multiplikation des digitalen Mess-Signals mit dem anregenden Hochfrequenz-Referenz-Signal (ωrf) und einem um 90 Grad phasenverschobenen abgeleiteten Signal dieser Frequenz, wird das Mess-Signal de-moduliert. Nachdem Störungen durch einen Tiefpass (Low Pass Filter) ausgesiebt wurden, kann dann mit Hilfe eines direkt in Hardware implementierten CORDIC-Algorithmus (Coordinate Rotation Algorithm) der Phasen-unterschied zwischen dem Referenzsignal und dem optischen Mess-Signal bestimmt werden. Mit Hilfe eines Proportional-Integralreglers wird dann diese Phasendifferenz zu Null ausgeregelt. Das Ausgangssignal des Reglers kann dann direkt in die Auswerte-Konsole auf einem PC gegeben werden. Die Ausregelung der Phasendifferenz erfolgt über einen Digital-Analog-Wandler (Digital Analog Converter, DAC), der den notwendigen Kompensationsstrom für die Kompensationsspule (FB, Feedback Coil) erzeugt. Die Auswertelogik des FPGA-Prozessrechners umfasst 16 gleiche Kanäle.

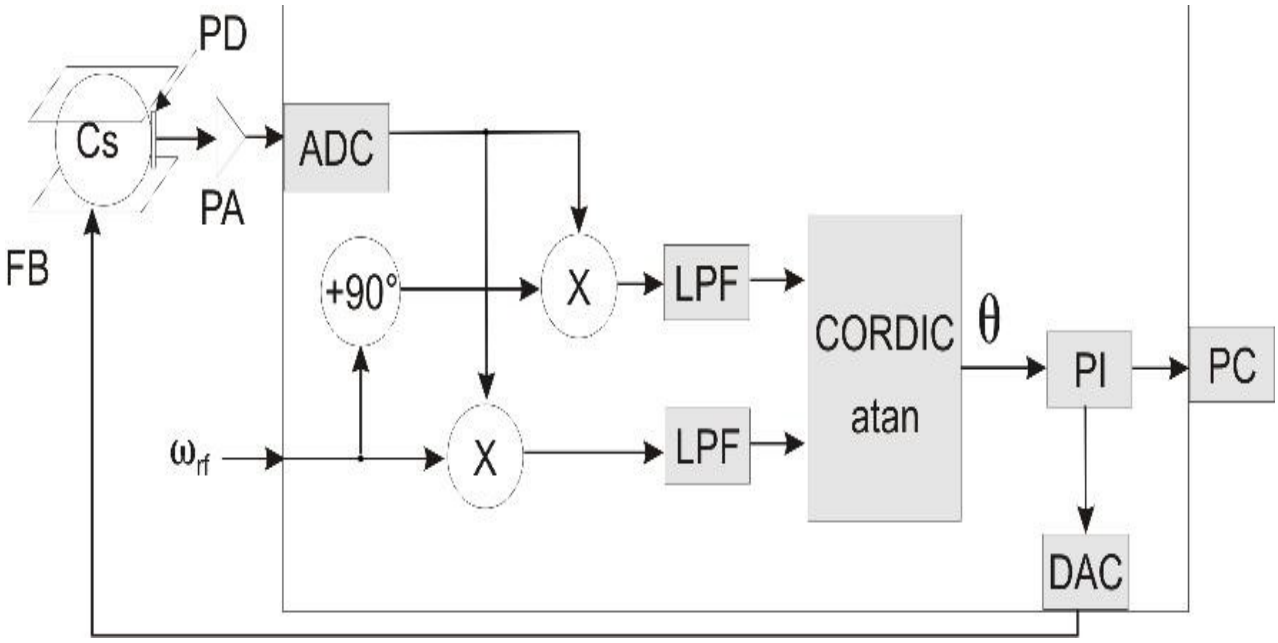


Abbildung 2: Blockschaltbild der elektronischen Kompensationsstromerzeugung.

D.h., die Sensoren des Messarrays können mit einer parallelen Verarbeitungstiefe von 16 parallelen identischen Kanälen in Echtzeit ausgewertet werden. Die Übertragung der Daten zum Auswerte-PC erfolgt mit Hilfe eines eigens für das System spezifiziertem UDP-Protokoll.

Die Messungen wurden in einer Kammer mit passiver, magnetischer Abschirmung durchgeführt, um externe Magnetfelder zu unterdrücken. In den Versuchen zeigte sich jedoch, dass in der Kammer aktive Kompensationsspulen zur Unterdrückung externer Magnetfelder notwendig sind. Abbildung 3 zeigt einen Vergleich des unkompensierten Messsignals (rot) mit einem aktiv kompensierten Signal (grün) im für das optische Vielkanalmagnetometer relevanten Frequenzspektrum. Dabei wird ein Frequenzbereich von etwa 100 Hz gemessen. Die Kompensationsfrequenz beträgt 10 Hz.

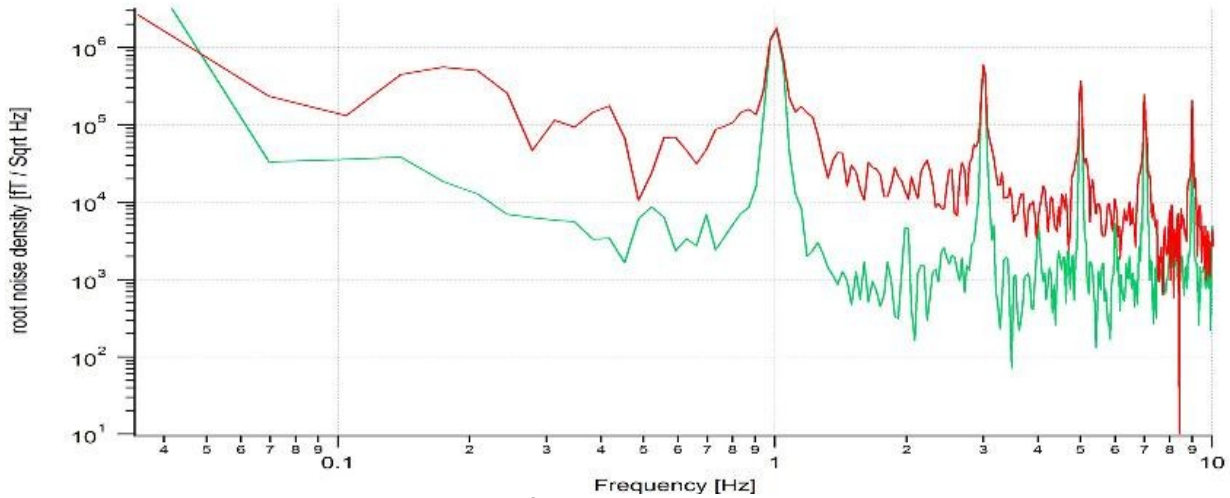


Abbildung 3: Messung mit und ohne Magnetfeldkompensation

In Abbildung 4 sind die Messergebnisse der 52 Messkanäle einer Messung eines menschlichen Herzens dargestellt. Dabei lassen sich deutlich die Unterschiede des Herzsignals in Abhängigkeit von der Position des Sensors entnehmen.

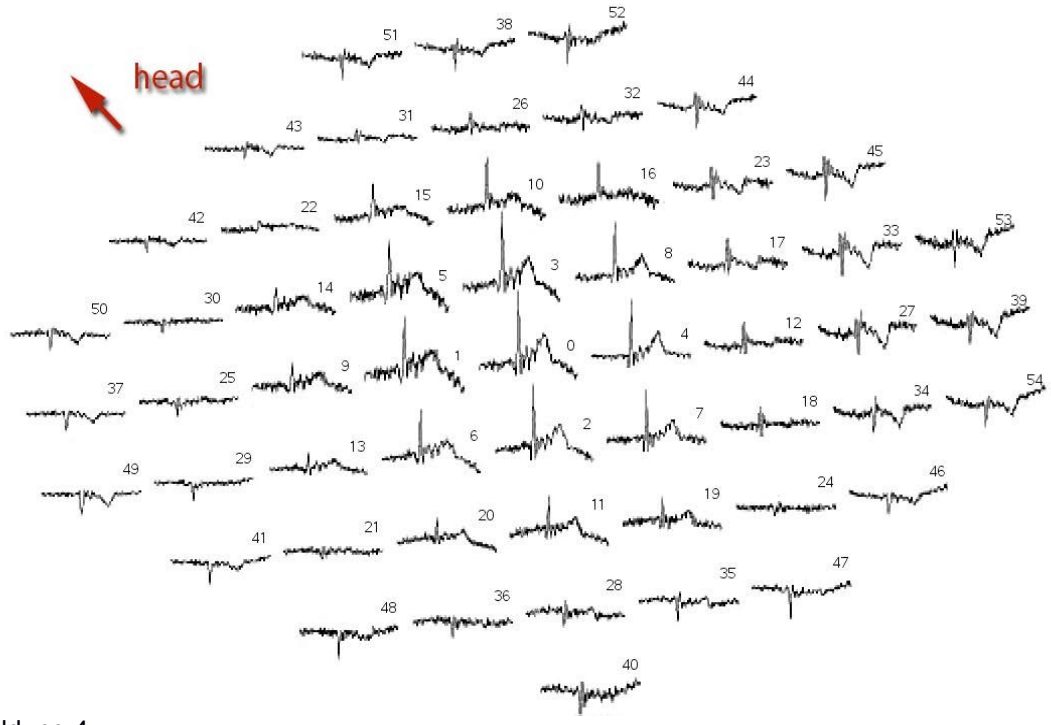


Abbildung 4

3) Erfahrungen aus den Messungen

Die ersten am Menschen durchgeführten Messungen haben prinzipiell den Nachweis erbracht, dass ein optisches Vielkanal-Vektormagnetometer bei Normaltemperatur ähnliche Ergebnisse liefern kann wie ein SQUID-System. Allerdings haben diese ersten Messungen einige Mängel im Aufbau des Systems gezeigt:

Es ist nicht ausreichend, eine lediglich statische Magnetfeldabschirmung vorzunehmen. Insbesondere dynamische Störungen erfordern eine dynamische Rauschunterdrückung mit einem aktiv geregelten System. Zu diesem Zweck muss eine aktive Steuerkomponente zur dynamischen Feldunterdrückung entworfen und gebaut werden.

Die Verbindungen der Messzellen mit dem Lasersystem sind mechanisch instabil. Das Gleiche trifft auf den mechanischen Sockel für das Sensorarray zu. Beide Komponenten sind neu zu konstruieren.

Einige der dynamischen Störungen entstehen durch den Versuchsaufbau selbst. So sind die Stromquellen und Netzteile derart auszulegen, dass keine Störfrequenzen in den entscheidenden Frequenzbereichen erzeugt werden. Die entsprechenden Stromquellen für den FPGA-basierten Prozessrechner und die Feldkompensation sind daher sorgfältig neu zu entwerfen.

Die Verteilung des Laserlichts erfolgt über Glasfaserleitungen. Bei den Messungen hat sich gezeigt, dass diese nicht immer zuverlässig arbeiten. Es ist also zu erwägen, die bestehenden Glasfasern durch leistungsfähigere Komponenten zu ersetzen.

4) Beseitigung von Störquellen

Um die magnetischen Störungen zu reduzieren und ein System zur automatischen Kompensation dynamischer Störquellen zu entwickeln, wurden zunächst mehrere systematische Messungen durchgeführt. Herzstück ist eine Magnetfeldkarte innerhalb der Abschirmkammer, wie sie Abbildung 5 zeigt. Die Karte zeigt deutlich die zu kompensierenden Feldlinien gemessenen Magnetfeldes.

Um dynamische Störgrößen dynamisch herauszureden, wurde ein Steuercomputer entworfen und gebaut. Intention war dabei, auf einfache und günstige Standard-Hardware zurückzugreifen. Dazu wurde eine Hardwareschnittstelle zum sehr kompakten und günstigen Einplatinen-Computer Raspberry Pi gebaut. Beim Raspberry Pi handelt es sich um einen Einplatinen-Computer mit einer ARM-CPU. Abbildung 6 zeigt den dazugehörigen Schaltplan und Abbildung 7 die von uns erstellte Platine. Die dynamische Feldkompensation kann dann mittels einer Software auf dem Raspberry Pi vorgenommen werden. Angeschlossen wird der Raspberry Pi über eine SPI-Schnittstelle an die Kompensationsspulen. Das zu kompensierende Magnetfeld wird mit einem Flux-Gate oder magnetsensitiven Widerständen bestimmt. Diese werden mit 16 Bit-Auflösung durch den Raspberry Pi abgetastet. An den Raspberry Pi werden über die Schnittstellenplatine drei Magnetsensoren angeschlossen, um das Magnetfeld in jede der drei Raumrichtungen dynamisch kompensieren zu können. Ausgelegt ist die Platine für insgesamt 14 Sensoren, so dass, sollten sich bei weiteren Messungen neue Störquellen ergeben, Sensoren einfach nachgerüstet werden können. Dies ist insbesondere erforderlich um später auch weitere Magnetfeldgradienten kompensieren zu können. Aus diesem Grund wurden jeweils zwei Kompensationssensoren an jedem Messsensor angebracht.

Eine erneute Messung des in der Messkammer vorhandenen Magnetfeldes ist in Abbildung 8 gezeigt. Es zeigt sich, das mit Hilfe der aktive, geregelten Kompensation wesentlich homogenere Magnetfelder entstehen. Allerdings zeigt der Versuch auch deutlich, dass der gesamte Aufbau der Messkammer, insbesondere im Zusammenspiel mit den Kompensationsspulen, sorgfältig neu berechnet werden muss, da die Geometrie einen entscheidenden Einfluss auf die Homogenität des Feldes hat, und die aktive Steuerung die Störungen ohne Änderung der Geometrie nicht homogen ausregeln kann.

Ergänzend zur Kompensation von dynamischen Störungen des internen Magnetfeldes der Messkammer, wurde eine neue Stromquelle für die Kompensationsspulen entworfen und gebaut. Abbildung 9 zeigt den entsprechenden Schaltplan. Die Schaltung ist dabei geschirmt, um Störstrahlung zu minimieren. Auch werden durch die Schaltungen Störungen aus dem Netz in einen höheren, für das Vielkanal-Vektormagnetometer irrelevanten, Frequenzbereich transformiert und durch einen Tiefpassfilter ausgesiebt. Die neuen Stromquellen wurden für eine Leistung von 200 W bei einer Nennspannung von 36 V ausgelegt. In einem 19 Zoll-Rack stehen 8 Einschübe für die Stromversorgung zur Verfügung, und im Projekt werden zunächst einmal 3 neue Stromquellen für die drei Kompensationsspulen eingesetzt.

Nach den vorgenommenen Verbesserungen der dynamischen Störfeldkompensation ist es möglich, ein wesentlich klareres Signal von den optischen Sensoren zu erhalten. Im Berichtszeitraum wurde zunächst zwei Zellen ausgemessen. Abbildung 10 zeigt die Phasenverschiebung (gelb) des optischen Signals und dessen Ausregelung unter der dynamischen Kompensation in der Messkammer und mit dem Einsatz neuer Glasfasern zur Verteilung des Laserlichtes. Als nächste Arbeit ist die mechanische Instabilität des Aufbaus zu beseitigen.

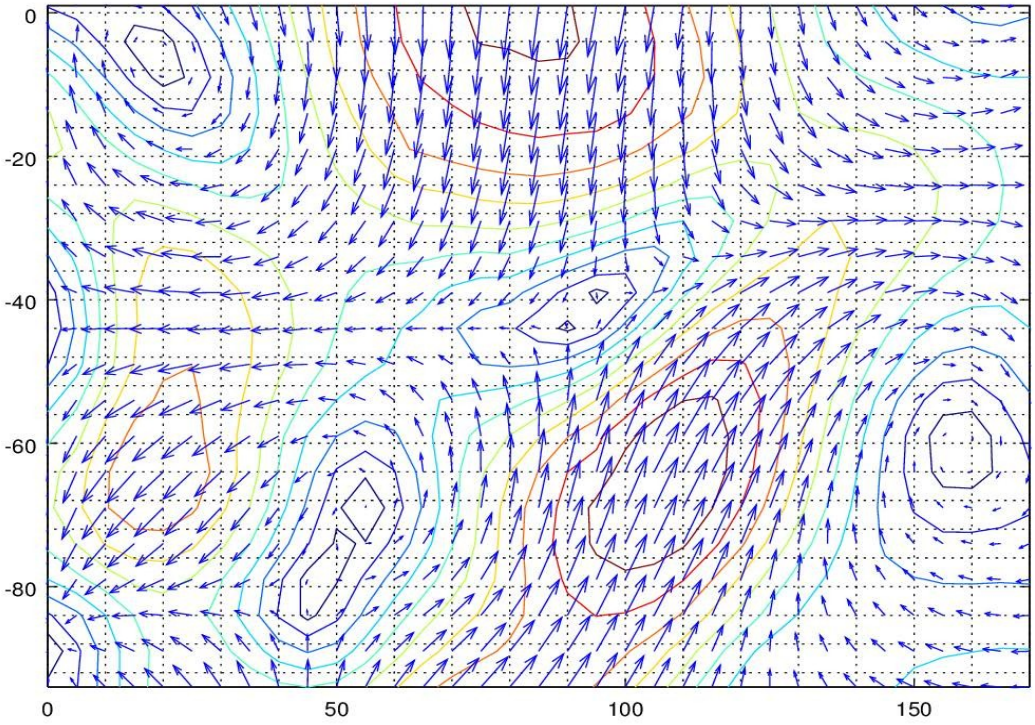


Abbildung 5: Magnetfeldkarte der Abschirmkammer

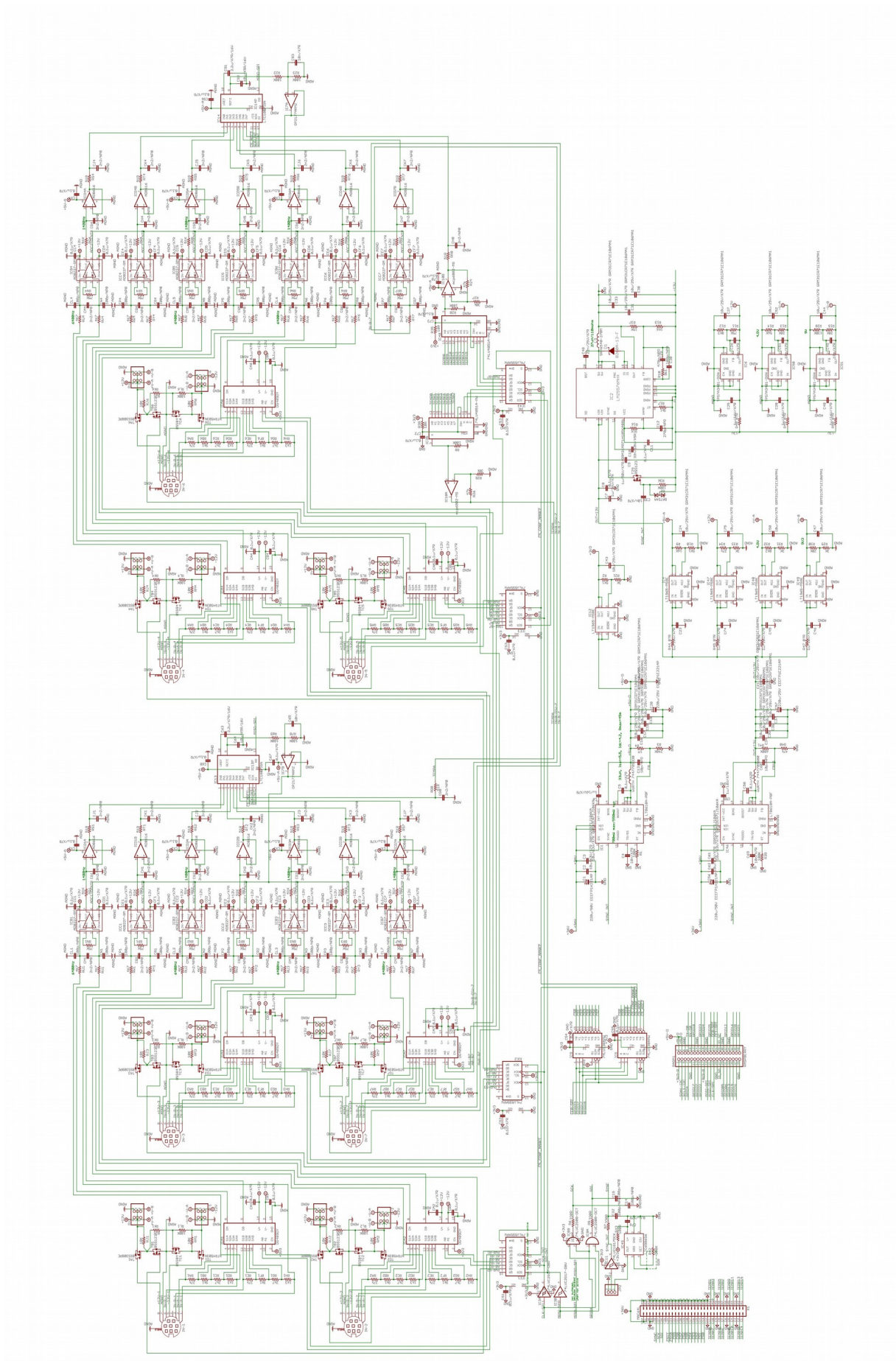


Abbildung 6: Interface zum Steuercomputer zur dynamischen Feldkompensation

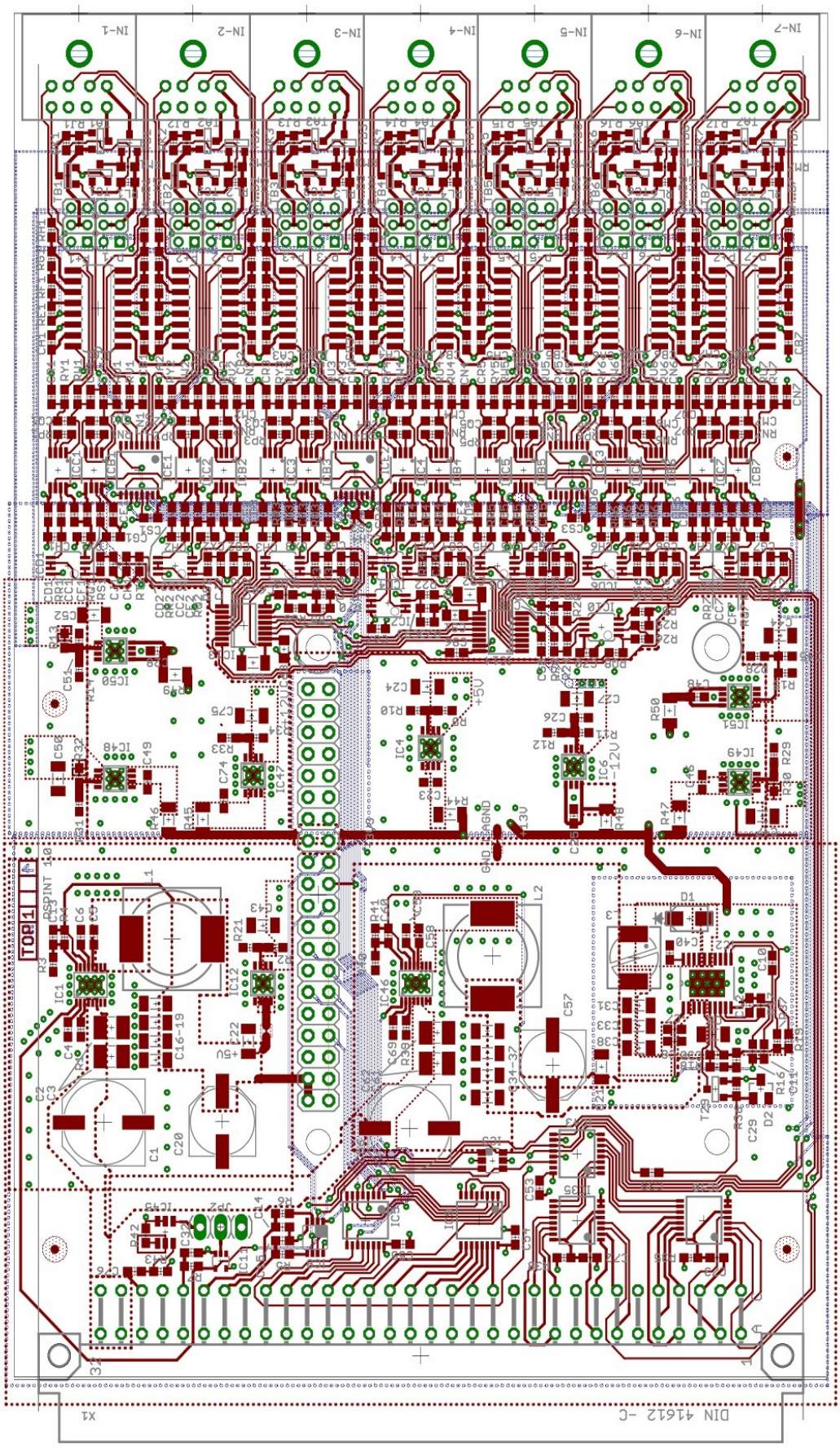

IN-1
IN-2
IN-3
IN-4
IN-5
IN-6
IN-7
TOP1
DIN 41612 -C

Abbildung 7: Layout der Schnittstellen-Platine

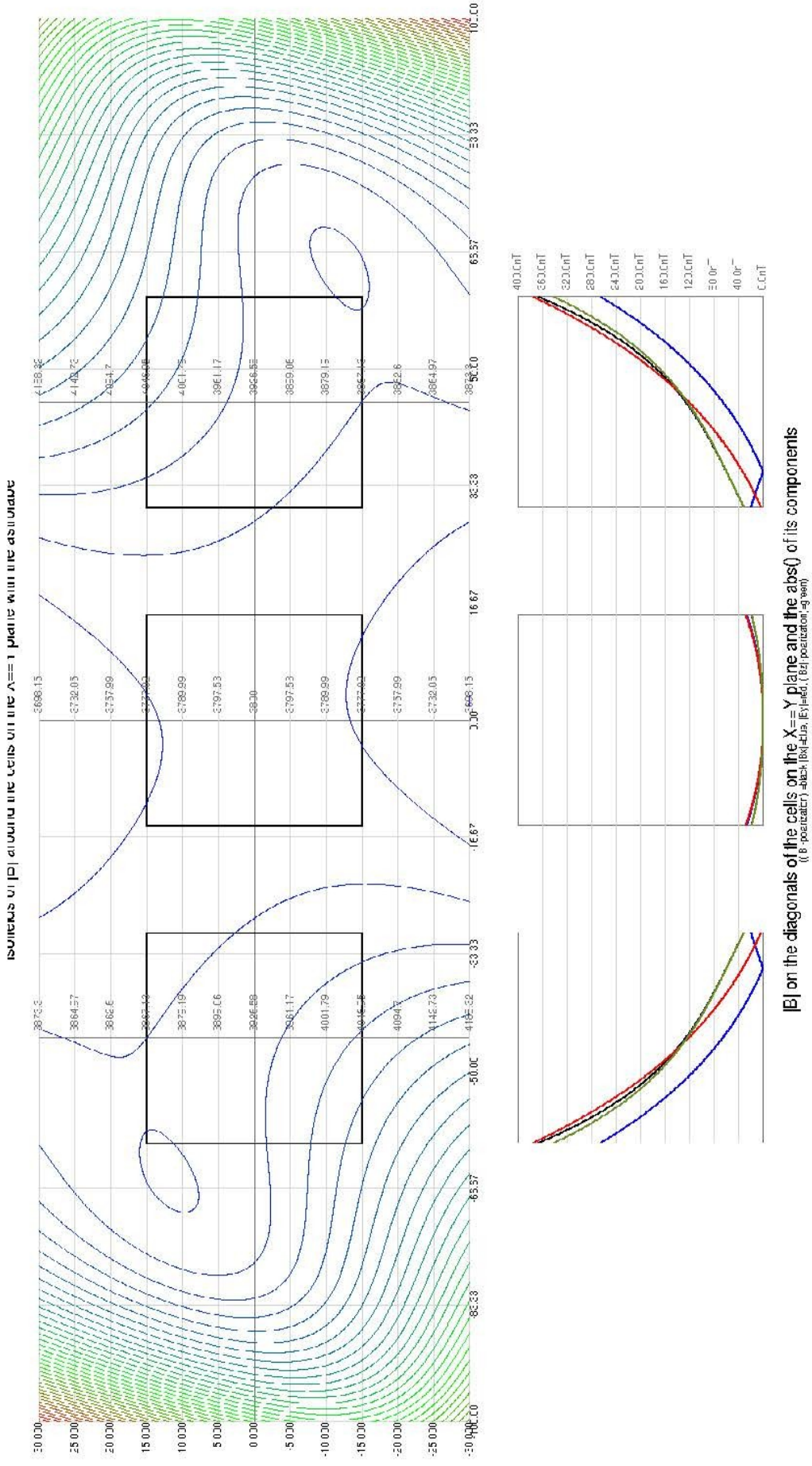


Abbildung 8: Magnetfeldkarte mit dynamisch kompensiertem Magnetfeld

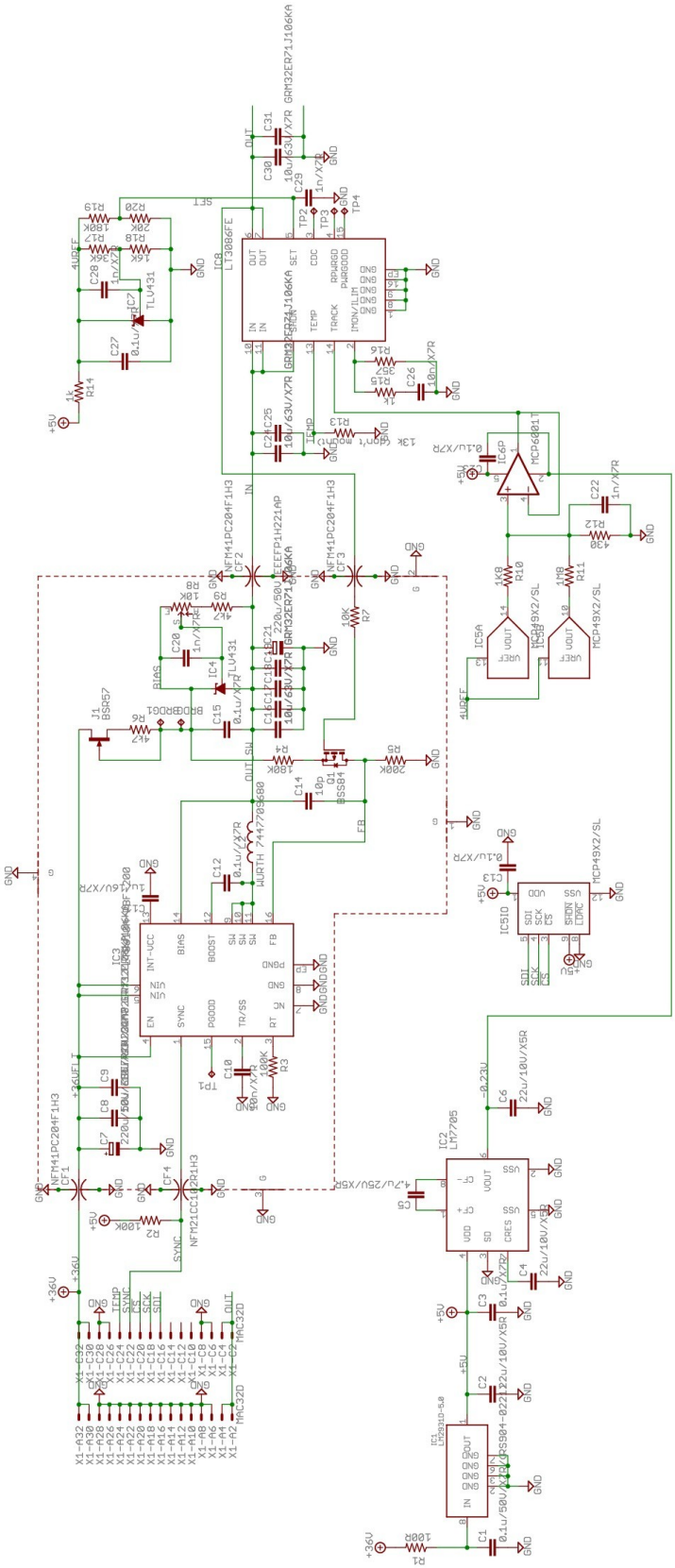


Abbildung 9: Stromquelle für das optische Viel-Kanalmagnetometer

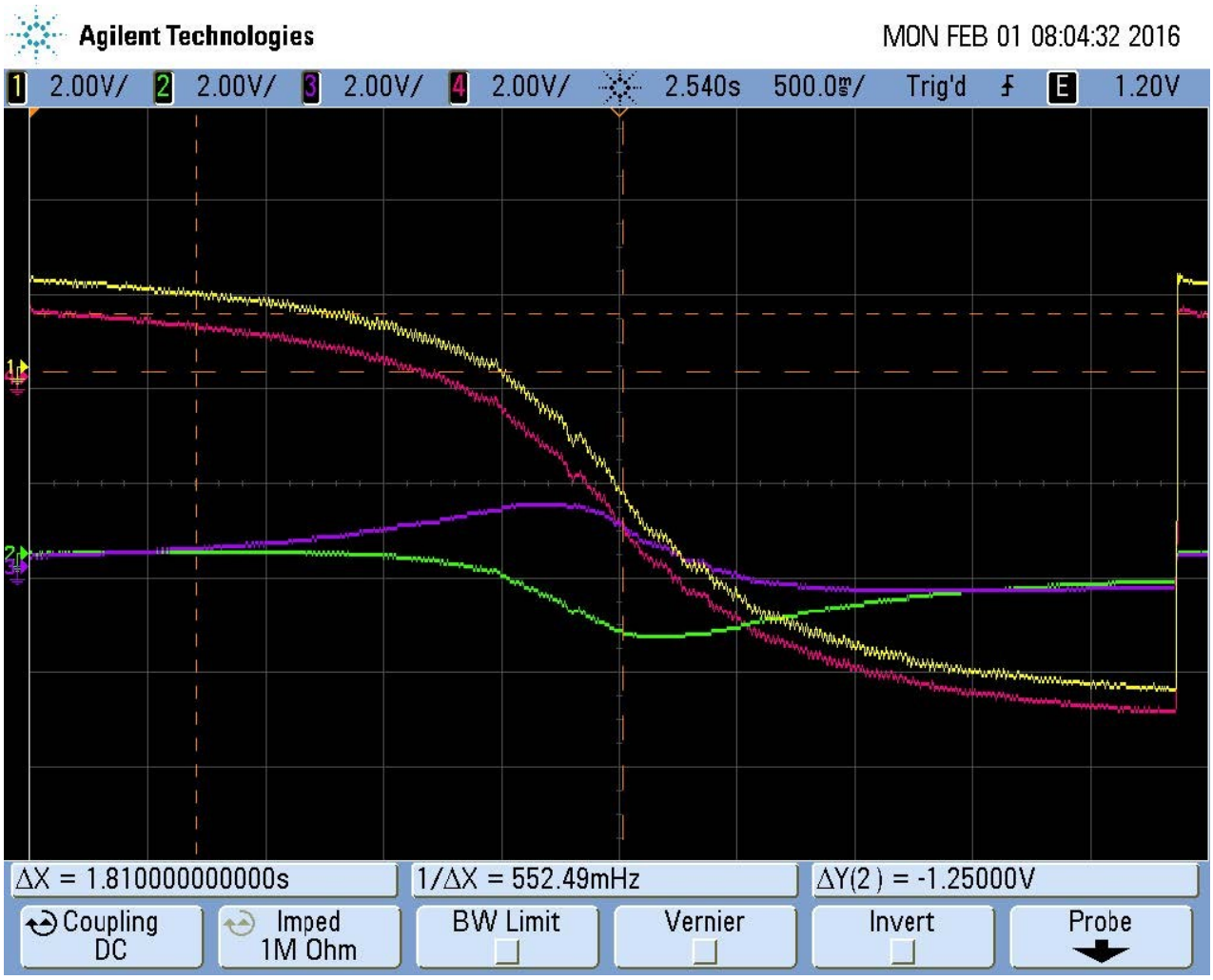


Abbildung 10: Messung der Phasenkorrektur (gelb)

5) Ergebnis

Bedingt durch die wirtschaftlichen Schwierigkeiten der BMDSys GmbH und ihrer Insolvenz, und durch den Wegfall des Lasers bei der Fortsetzung des Projektes, konnte das Projektziel, die klinische Erprobung eines optischen Vielkanal-Vektormagnetometers nicht erreicht werden. Erreicht wurde dagegen der prinzipielle Nachweis, dass ein optisches Vielkanal-Vektormagnetometer das Herzmagnetfeld eines menschlichen Probanden erfolgreich messen kann. Dabei wurde die Erfahrung gemacht, dass bei einem klinischen Einsatz wesentliche Störquellen, insbesondere dynamischer Natur, beseitigt werden müssen. Es hat sich während des Projektes auch gezeigt, dass die vom gewerblichen Projektpartner entwickelte Elektronik wesentlich unter der Berücksichtigung moderner modellbasierter Entwurfsmethoden kostengünstiger ausfallen kann.

6) Literatur

(1) G. Lembke, S. N. Erné, H. Nowak, B. Menhorn and A. Pasquarelli: *Optical multichannel room temperature magnetic field imaging system for clinical application*. BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS, März 2014