

Abschlussbericht an das BMBF

Thema des Teilvorhabens:

Sensor- und Systemintegration sowie klinische Erprobung eines ungeschirmten fetalen MKG-Systems

als Bestandteil des Verbundvorhabens

„Neuartige magnetisch ungeschirmte Signalaufnahme für die klinische Analyse der fetalen Herzfrequenzvariabilität“ (Akronym: NESSI)

Zuwendungsempfänger: Leibniz-Institut für Photonische Technologien e.V.

Förderkennzeichen: 01DJ12111B

Laufzeit des Vorhabens: 01.02.2013 – 31.07.2014

Berichtszeitraum: 01.02.2013 – 31.07.2014

1. Aufzählung der wichtigsten wissenschaftlich-technischen Ergebnisse und anderer wesentlicher Ereignisse

AP100 Konzeption

Ziel des AP war zum einen die Erstellung des Systemkonzeptes, d.h. der Supraleitenden Quanteninterferenz-Detektoren (SQUID)-Sensoren, Antennen, Elektronik und dem Kryostat, und zum anderen eines Konzeptes für die Halterung des Sensorsystems, der Gantry. Das IPHT hat bei beiden aktiv mitgewirkt und sein *know-how* mit eingebracht. Insbesondere die Auswahl geeigneter Materialien der Gantry erfolgte unter Beteiligung des IPHT. Im Vorfeld des Aufbaus der Gantry hat das IPHT verschiedene Materialien und Farben für den Aufbau der Gantry magnetisch vermessen. Es wurden nur Materialien mit geringem Einfluss auf das Magnetfeld ausgewählt ($< 5 \text{ pT}_{pp}$). Die Verbundfaserwerkstoffe des KVB in Chemnitz haben sich als geeignet herausgestellt.

AP200 Axiale Gradiometer

Ziel dieses AP ist die Entwicklung, Konstruktion und Test eines axialen Gradiometer-SQUID-Systems für die klinische Applikation.

Stand der internationalen Forschung sind drahtgewundene axiale Gradiometer bei denen auf einen Grundkörper u.a. aus Marcor, Glas, Glasfasermaterial, GFK ein dünner Draht aus Niob als Magnetfeldantenne aufgebracht wird. Typischerweise werden zylinderförmige Grundkörper verwendet, um Gradiometer erster oder zweiter Ordnung zu bauen. Durch unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizienten, geometrische Ungenauigkeiten und parasitäre Schleifen in der Verschaltung haben diese Gradiometer oftmals keine ausreichende Unterdrückung homogener Magnetfeldkomponenten, auch Balance genannt. Das wird durch die Werte der Literaturstudie zu axialen Gradiometern in der Tabelle im Anhang demonstriert.

Die angestrebte Lösung in diesem Vorhaben ist ein spezieller würfelförmiger Grundkörper, aus Silizium (Si) hergestellt mit hoher mechanischer Genauigkeit ($< 2 \text{ }\mu\text{m}$). Die beiden Antennen für das Gradiometer werden in Dünnschichttechnik hergestellt mit lithographischer Genauigkeit von $< 0,3 \text{ }\mu\text{m}$ auf einem Si-Substrat. Der eigentliche SQUID-Stromsensor wird auf einem dritten Substrat hergestellt. Alle drei Substrate werden auf den Würfel geklebt und mittels einer supraleitenden Bondung zu einer supraleitenden Gradiometerantenne elektrisch verbunden. Der Sensor wird in Abb. 1 gezeigt. Für diese Sensoren wurden deswegen neue Designs er- und hergestellt, sowie die notwendigen Aufbau- und Verbindungstechnologien entwickelt.

Die neu entwickelten Sensoren wurden im Detail im Labor charakterisiert. Insbesondere die elektrischen Eigenschaften der SQUID und der Antennen wurde studiert.

In Vorbereitung der Labortests zur Evaluierung und Optimierung der axialen Sensoren im Vergleich zu den planaren Gradientensensoren hat das IPHT ein Referenzsystem mit planaren Gradiometern aufgebaut und getestet. Danach wurden die axialen Gradiometer in denselben Heliumkryostat parallel mit den planaren Gradiometern installiert. Unter anderem wurden sehr aufwändig die Rauschspektren in der geschirmten Kammer des IPHT durchgeführt. Ein Beispielspektrum wird in der Abb. 2 gezeigt. Es wurden exzellente Rauschwerte um $25 \text{ fT}/(\text{cm}\cdot\text{VHz})$ oberhalb von 1 kHz . Unterhalb 1 kHz ist noch ein Rauschbeitrag von normalleitendem Material (z.B. Kupfer) in der Nähe des Sensors

zu sehen. Der Rest des niederfrequenten Rauschens sind Beiträge, die von nicht ausreichender Schirmung der Kammer verursacht werden. Diese Werte für das Rauschen sind besser als alle in der Literatur angegebenen für vergleichbare Abstände der Magnetfeldantennen. Die Resultate des Rauschens können mit den Werten in der Tabelle im Anhang verglichen werden.

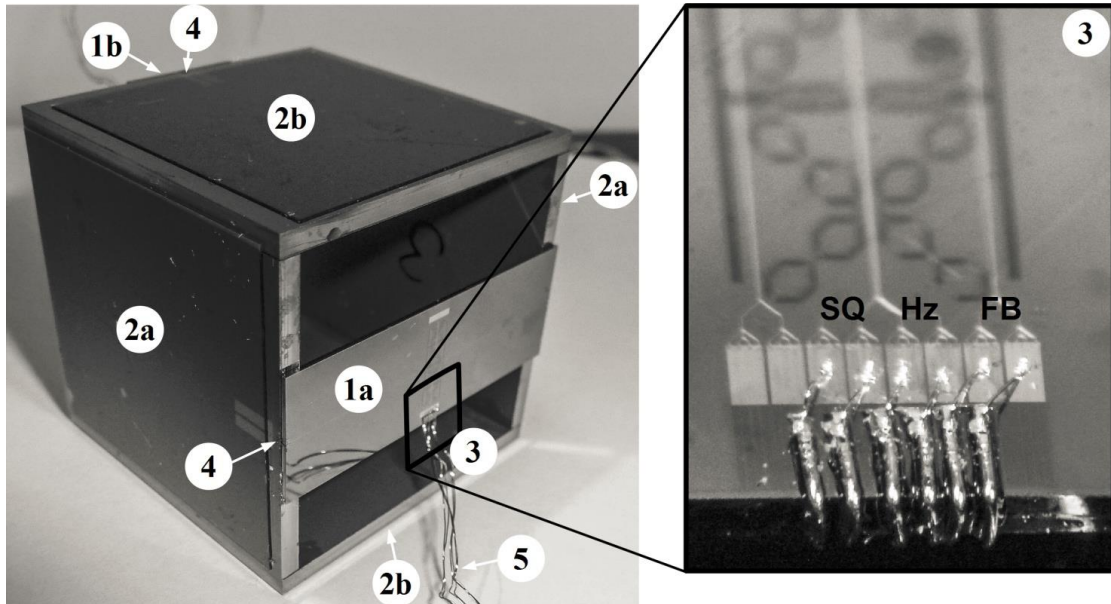


Abb. 1: Gradiometerwürfel mit zwei axialen Gradiometern (links) und Anschlüsse des zugehörigen Stromsensor-SQUIDs (rechts).

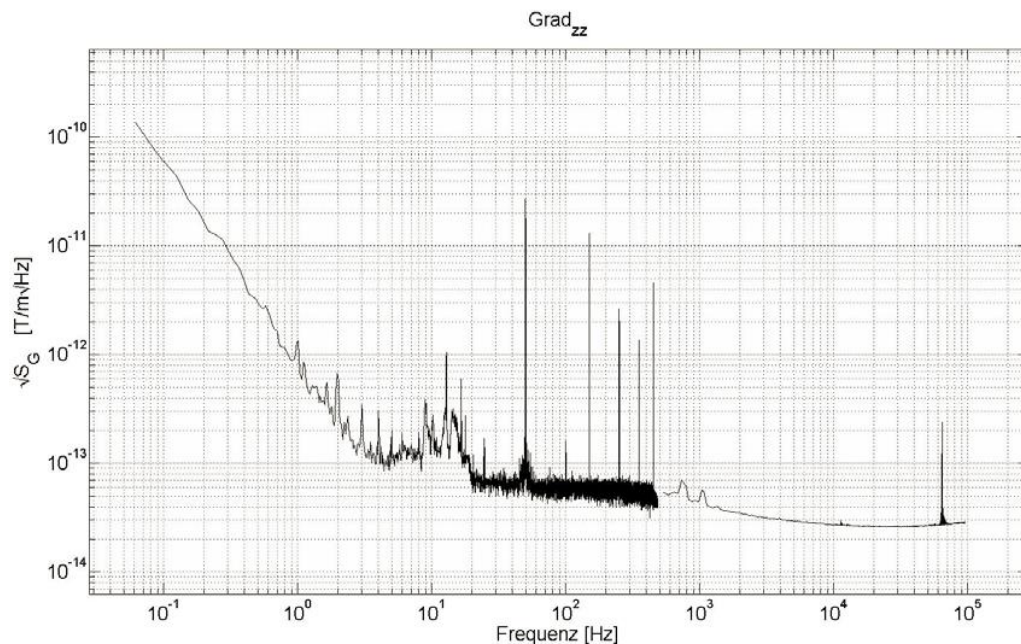


Abb. 2: Typisches Spektrum des Gradientenrauschens des Systems aus SQUID-Elektronik und axialem Gradiometer $\partial B_z / \partial z$.

Im Anschluss an diese Arbeiten wurden mit diesem Aufbau im Kryostat, der auch noch drei orthogonale Magnetometer-SQUIDs enthielt, verschiedenste Labor- und auch Feldmessungen durchgeführt, um die Leistungsfähigkeit und insbesondere die Balance zu studieren. Die bestimmte Balance von etwa $<0,5 \cdot 10^{-3}$ ist vergleichbar und besser als die in Literatur angegebenen für

Drahtantennen. Im Vergleich zu den planaren Gradiometern sind diese Sensoren einen Faktor 10 bis 50 schlechter aber immer noch ausreichend für den Betrieb in der Klinik.

Die axialen Sensoren standen vor dem Ende des Vorhabens für weitere Tests zur Verfügung. Für die Evaluierung müssen die Sensoren in einen für biomagnetische Messungen geeigneten Kryostat zu installiert werden. Die eigentliche Evaluierung der neuen Sensoren in der Klinik und erste biomagnetische Messungen werden hauptverantwortlich vom russischen Partner in dem Vorhaben durchgeführt.

AP300 Aufbau der Gantry

Entsprechend der im AP100 definierten Aufgabenstellung der Gantry wurde ein neues Konzept gewählt, bei der ein von einer zentralen Säule abstehender Arm den Kryostaten mit den Sensoren hält. Die zentrale Säule wird auf einem flachen Fuß mit einer entsprechenden Fläche zur Garantie der Standsicherheit befestigt.

Die Konstruktion wurde von der SUPRACON in enger Abstimmung mit dem IPHT vorangetrieben und ermöglicht einen sehr flexiblen Einsatz durch vielfältige Einstellmöglichkeiten sowie einen großen räumlich freien Bereich für den Probanden.

Die notwendigen Materialien wurden ausgewählt und mit entsprechender Sicherheit ausgelegt. Die Teile der Gantry wurden gefertigt, montiert und gemeinsam getestet.

Im Rahmen der mechanischen Tests zeigte sich weiteres Optimierungspotential insbesondere bei der Höhenverstellung, was ein deutlich erhöhtes Risiko für die Probanden / Patienten verursacht. Die Halterung muss unter diesem Gesichtspunkt noch überarbeitet werden, wodurch die klinische Testung des Systems zurückgestellt wurde.

AP400 Systemintegration

Zur Evaluation der Nutzbarkeit der neuen Gantry wurden verschiedene Tests mit dem vorbereiteten Messsystem mit planaren Gradiometer-SQUIDs erster Ordnung durchgeführt. Der Kryostat mit den Sensoren wurde dazu an der Gantry befestigt. Als Vergleich wurden dieselben Messungen mit der derzeit genutzten Laborhalterung herangezogen.

Zunächst wurde die jeweilige Halterung mechanisch angeregt und die Relaxation vermessen. Die folgenden beiden Abbildungen zeigen ein repräsentatives Beispiel für den Vergleich der zeitlichen Evolution der Signale des elektronischen Gradiometers zweiter Ordnung, die Differenz der Signale zweier planarer Gradiometer-SQUIDs. Nach der mechanischen Anregung nach etwa 5 Sekunden folgt eine Oszillation, deren Amplitude abklingt. Bei der Laborhalterung links kommt das System nach etwa 20 Sekunden zur Ruhe. Bei der neuen Gantry ist die Oszillation erst nach etwa 70 Sekunden abgeklungen.

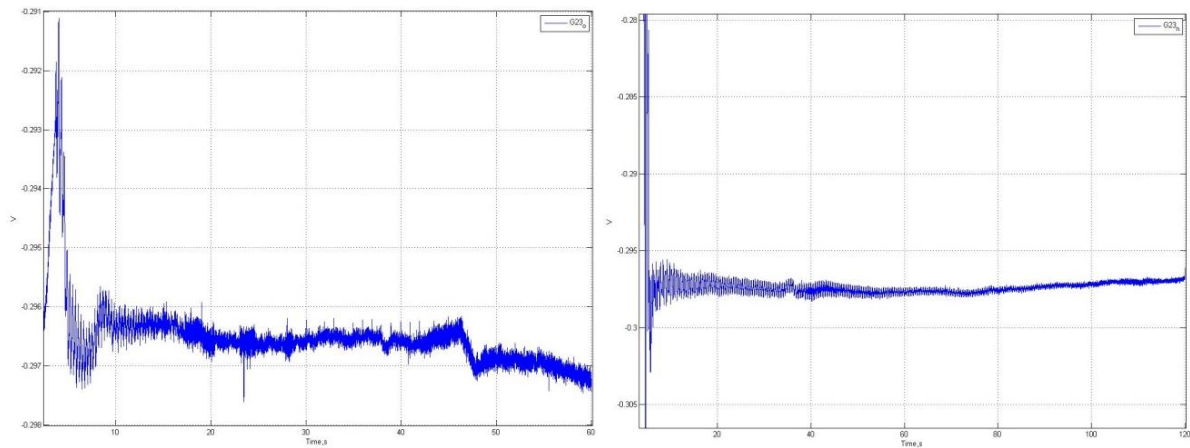


Abb. 3: Relaxationssignale eines Gradiometers zweiter Ordnung für die Laborhalterung links und die neue Gantry rechts.

Die Zeitsignale wurden mit Hilfe der Fouriertransformation in die zugehörigen Rauschspektren überführt. Der linke Graph in Abb. 2 zeigt die Spektren für die Signale des zweiten Gradiometers im System für die Laborhalterung in Blau und die neue Gantry in Rot. Das hochfrequente Rauschen ist vergleichbar.

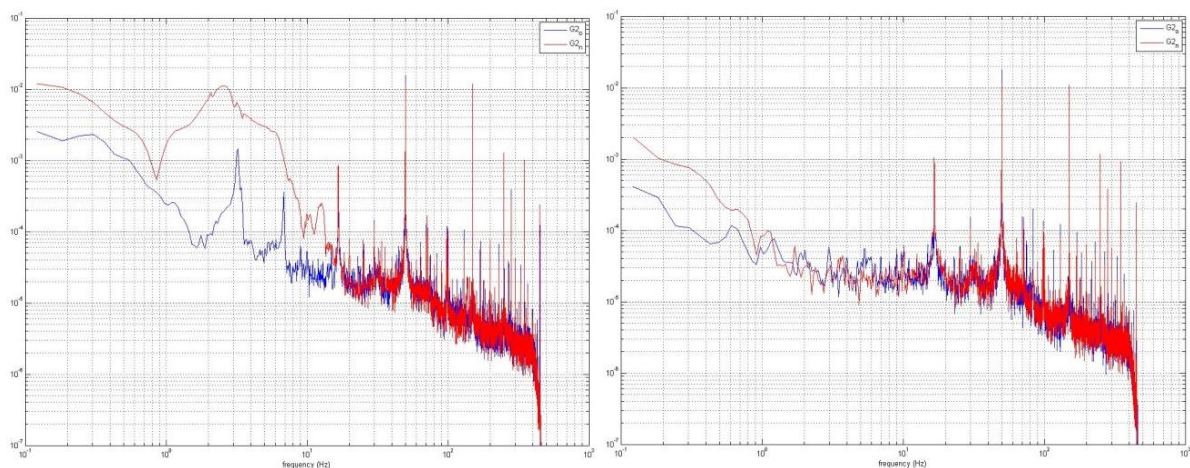


Abb. 4: Spannungsrauschspektren in $V/Hz^{1/2}$ für die Signale des Gradiometers 2 für die in Abbildung 1 gezeigten Zeitreihen.

Deutlich sind im Frequenzbereich unter 10 Hz erhöhte Signalamplituden für die Sensorsignale mit der Gantry zu erkennen (rote Kurve). Im Vergleich dazu sind zwei spektrale Peaks bei etwa 3,2 Hz und 6,9 Hz in der blauen Kurve für die Laborhalterung zu erkennen. Ein ähnliches Verhalten zeigt sich für die Spektren im rechten Graph für den abgeklungenen Zustand zu erkennen. Für Frequenzen unterhalb von 1 Hz ist ein erhöhtes Rauschspektrum für das Sensorsystem befestigt an der Gantry zu erkennen (rote Kurve).

Es zeigte sich anhand dieser Abbildungen, dass eine Überarbeitung der neuen Gantry erforderlich ist, um die gleichen Rauschwerte bei stark verbesserter Funktionalität zu realisieren. Die Integration einer Dämpfung in der Gantry muss eruiert werden, stellt jedoch im Vergleich zu den erforderlichen mechanischen Lösungen der Gantry eine nachrangige Problematik dar und wird erst mit der Realisierung eines neuen Konzeptes weiterverfolgt.

AP500 Dokumentation

Alle aktuellen Ergebnisse des Projektes wurden dokumentiert. Das umfasst das Lastenheft und die Dokumentation von AP100, AP200, des Aufbaus und der Evaluation der Gantry (AP300 und AP400).

2. Vergleich des Standes des Vorhabens mit der ursprünglichen Arbeits-, Zeit- und Ausgabenplanung

Der geplante Finanzierungs- und Zeitplan wurde umgesetzt. Hinsichtlich der Ausgabenplanung wurde das Projekt bereits abgeschlossen. Die klinischen Tests durch den russischen Partner wurden auf Grund eines erhöhten Risikos für die Probanden / Patienten zurückgestellt.

3. Aussichten für die Erreichung der Ziele des Vorhabens innerhalb des angegebenen Abrechnungszeitraumes

Im Rahmen des Vorhabens wurden vom IPHT sehr erfolgreich neue hochempfindliche axiale Gradiometer-SQUIDs entwickelt und deren Erprobung im Detail durchgeführt. Die Evaluierung der Leistungsfähigkeit zur Detektion biomagnetischer Signale mittels Phantom wurde erfolgreich abgeschlossen.

Die Durchführung der klinischen Tests durch den russischen Partner im Rahmen des Projektes wurde auf Grund des Risikofaktors der Benutzung der neuen Gantry im klinischen Umfeld zurückgestellt.

4. Aktuelle vorhabensrelevante Ergebnisse von dritter Seite

(Darstellung der aktuellen Informationsrecherchen nach Nr. 2.1 BNBest-BMBF 98)

Nein.

5. Notwendige Änderungen in der Zielsetzung

Für den Aufgabenbereich des IPHT haben sich während des Verbundvorhabens keine Änderungen in der Zielsetzung ergeben.

Durch das erhöhte Risiko für die Probanden wurden die Tests in der klinischen Umgebung nicht durchgeführt. Da die erforderliche grundlegende Überarbeitung des Konzeptes für die Gantry nicht im Rahmen dieses Projektes realisierbar ist, konnte die klinische Evaluierung nicht mehr in der Projektlaufzeit durchgeführt werden. Die Messungen der Supracon legen jedoch nahe, dass bei entsprechender geeigneter Konzeption einer neuen Gantry ein klinischer Einsatz schnell möglich sein könnte. Die Verfolgung dieses Ansatzes liegt jedoch ausschließlich beim Partner SUPRACON.

6. Jährliche Fortschreibung des Verwertungsplans

Im Projekt haben sich keine Änderungen zum vorgelegten Verwertungsplan im Projektantrag ergeben.

7. Anhang: Literaturstudie zu axialen Graiometern

Gruppe	Konzept/Material	Parameter
Bick et al.: Lindfield, Australien [Bic04],[Bic05]	Flexibler Flußtransformator (YBCO auf Hastelloy-Tape) induktiv an Feldaufnahmespulen eines HTS SQUID-Magnetometer gekoppelt und mit supraleitender Schirmung abgeschirmt	Basislänge: 35mm Balance: $> 10^5$ (alle Richtungen) $\sqrt{S_\Phi}$: $45 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) $\sqrt{S_G}$: $33 \text{ pT/m}\sqrt{\text{Hz}}$
Borgmann et al.: Juelich/Bonn [Bor97a], [Bor97b],[Bor99]	Elektronisches Gradiometer aus 2 HTS rf-SQUID-Magnetometern und [2]einem Referenz-Magnetometer zur Balancierung oder [3] Balancierung mittels verstellbarer supraleitender Platte	[Bor99] Basislänge: 50 mm Balance: $>200 - >1500$ (je nach Position des Referenz- Magnetometers) $\sqrt{S_B}$: (Magnetom. A,B,Ref.) $94 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$, $86 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$, $1300 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$
		[Bor97a] Basislänge: 75 mm Balance: $> 10^4$ für 3-100 Hz $\sqrt{S_\Phi}$: $70 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ für 200MHz (<i>tank-</i> <i>frequency</i>) $\sqrt{S_B}$: $44\text{-}53 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G}$: $0,95\text{-}1,3 \text{ pT/m}\sqrt{\text{Hz}}$
		[Bor97b] Basislänge: 70-80 mm Balance: $> 10^4$ $\sqrt{S_\Phi}$: $70 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_B}$: $44\text{-}53 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_B}$ (System): $100 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G^*}$: $1,25\text{-}1,43 \text{ pT/m}\sqrt{\text{Hz}}$
Tavrin et al.: Juelich/Bonn [Tav93a],[Tav93b],[Tav94]	[Tav93a],[Tav93b] Elektronisches Gradiometer aus 2 HTS (YBCO) rf SQUID Magnetometern, Flußfokussierer (<i>flux focusers</i>) benutzt	Basislänge: 60 mm Balance: $> 10^4$ $\sqrt{S_\Phi}$ (Mag. A,B): $200 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$, $260 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_B}$ (System): < 280 $\text{fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ für $f > 2 \text{ Hz}$ $\sqrt{S_G^*}$: $< 4,67 \text{ pT/m}\sqrt{\text{Hz}}$
	[Tav94] drei HTS rf SQUID-Magnetometer bilden ein Gradiometer zweiter	Basislänge: 60 mm Balance: < 3400 $\sqrt{S_\Phi}$: $100 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$

	Ordnung, auch Betrieb in als Gradiometer erster Ordnung möglich	$\sqrt{S_B}$ (System): $< 170 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G^*}$: $< 2,83 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$
Yokosawa et al.: Tokyo, Japan [Yok94],[Yok01]	[Yok94] <i>Direct feedback</i> Gradiometer: Gradiometer bestehend aus <i>Sensing</i> - & <i>Cancellation</i> magnetometer Material: Nb	a) Basislänge: 20mm $\sqrt{S_\Phi}$: $4,5 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_B}$ (System): $33 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G^*}$: $1,65 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ b) Basislänge: 30 mm $\sqrt{S_\Phi}$: $4,5 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_B}$ (System): $45 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G^*}$: $1,50 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$
	[Yok01] Gradiometer aus 2 HTS (YBCO) SQUID Magnetometern, Verbindung von <i>feedback</i> - und <i>compensation-coils</i> der Magnetometer in Reihe über normaleitende Kabel	Basislänge: 40mm $\sqrt{S_B}$ (Mag. A,B): $110 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$, $130 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) $\sqrt{S_G}$: $20 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ für $f = 1 \text{ Hz}$ $\sqrt{S_G}$: $4,3 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß)
Faley et al.: Juelich/Bonn [Fal01],[Fal02]	Elektronisches Gradiometer aus 2 HTS dc-SQUID-flip-chip-Magnetometern	Basislänge: 100 mm $\sqrt{S_\Phi}$: $15 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_B}$: $< 10 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G}$: ca. $100 \text{ fT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ für $f > 100 \text{ Hz}$
Lee et al.: Korea [Lee07],[Lee09a],[Lee09b]	[Lee07],[Lee09a],[Lee09b] Handgewickeltes Gradiometer (NbTi-Windungen auf FRP-Zylinder gewickelt { <i>Fiberglas Reinforce Plastic</i> }) und induktiv an DROS (<i>Double Relaxation Oscillation</i> SQUID) gekoppelt Material: NbTi, Nb/Al _x O _y /Nb Messung in abgeschirmten Raum	Basislänge: 50,70,100 mm $\sqrt{S_B}$ (System): $3,5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) $\sqrt{S_G^*}$: 70 , 50 , 35 $\text{fT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ (je nach Basislänge)
Knuutila, Tesche et al.: Helsinki, Finnland [Knu87],[Knu93]	Gradiometer aus einem asymmetrischen Flusstransformator (Nb-Windungen auf Keramik-Glas-Zylinder gewickelt) induktiv an dc-SQUID gekoppelt Material: Nb, Nb/Al _x O _y /Nb System nur für abgeschirmte Räume	Basislänge: 60 mm Balance: 100 $\sqrt{S_\Phi}$ (nur SQUID): $4-5 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_\Phi}$ (SQUID und Flusstransformator): $16-20 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_B}$: $5-6 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G^*}$: $83-100 \text{ fT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$
Tilbrook et al.: Lindfield, Australien [Til04]	Flusstransformatorstruktur auf flexibles supraleitendes Band geätzt/beschichtet und induktiv an HTS SQUID-Magnetometer	Basislänge: 35 mm $\sqrt{S_\Phi}$: $20 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G}$: $10 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ (nur Konzept, nicht

	gekoppelt Material: YBCO (nur Konzept, nicht realisiert)	realisiert)
Haining et al.: [Hai05]	HTS Gradiometer aus „Dickschicht“-Film-Feldaufnahmespulen (YBCO auf YSZ-Körper) induktiv an Dünnschicht-YBCO-SQUID-Magnetometer gekoppelt System magnetisch abgeschirmt	Basislänge: 79 mm Balance: 480 $\sqrt{S_{\Phi}}$: $50 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G^*}$: $7 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ für $f = 1\text{kHz}$
Adachi et al.: Kanazawa,/Tokyo, Japan [Ada03]	Drei-Gradiometersystem aus 2 orthogonalen planaren und 1 axialen Gradiometer an 3 <i>double-washer</i> LTS-SQUIDs gekoppelt Material: Nb-Technologie Gemessen in abgeschirmten Raum	Basislänge: 48mm $\sqrt{S_B}$ (System): $3 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) $\sqrt{S_G^*}$: $63 \text{ fT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$
Zhang et al.: Juelich/Bonn [Zha06]	Elektronisches Gradiometer aus vier Empfänger- und einem Referenzmagnetometer (HTS-SQUID-Magnetometer aus YBCO), jeweils elektronische Subtraktion des Signales je eines Magnetometers mit dem Referenzmagnetometer Gemessen in abgeschirmten Raum	Basislänge: 200 mm $\sqrt{S_B}$ (System): $20\text{-}30 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G^*}$: $100\text{-}150 \text{ fT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$
Yu et al.: Korea/Taiwan [Yu10]	[Yu10] Gradiometer aus Nb-Feldaufnahmespulen auf G-10-epoxy -Körper gewickelt und induktiv an DROS-SQUID gekoppelt	Basislänge: 70 mm $\sqrt{S_B}$ (System): $3\text{-}4 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ für $f = 100 \text{ Hz}$ $\sqrt{S_G^*}$: $43\text{-}57 \text{ fT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$
Vodel, Mäkinen et al.: FSU Jena/Helsinki, Finnland [Vod92]	Gradiometer (Nb- Windungen auf „hard textil“- Körper) induktiv an SQUID-Magnetometer gekoppelt Material: Nb, Nb/NbO _x /Pb/In/Au Fenstertyp Josephsonkontakte	Basislänge: 65 mm $\sqrt{S_{\Phi}}$ (SQUID): $2 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_B}$ (SQUID): $0,7 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_B}$ (System): $2 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G^*}$: $31 \text{ fT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$
Chinone et al.: Japan [Chi93]	Gradiometer aus flexibler Feldaufnahmespule (Pb-Sn-Gemisch auf flexible FPC- {Flexible Print Circuit aus Polymide oder Polyester} beschichtet und damit FRP-Körper umwickelt) und induktiv an dc-SQUID mit großen $\beta_L = 4,4$ gekoppelt Neue Bonding-Technologie basierend auf „flip-chip-bonding“ Gemessen in abgeschirmten Raum	$\sqrt{S_{\Phi}}$ (SQUID System, ohne Feldaufnahmespule): $16,7 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) (a) flexible Feldaufnahmespule Basislänge: 60 mm Balance: <340 $\sqrt{S_B}$ (System): $20 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) $\sqrt{S_G^*}$: $330 \text{ fT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ (b) „handgewickelte“ Feldaufnahmespule (Nb-Ti) Basislänge: 50 mm

		$\sqrt{S_B}$ (System): 23 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) $\sqrt{S_G^*}$: 460 fT/m $\sqrt{\text{Hz}}$
Kim et al.: Korea/Taiwan [Kim03]	Elektronisches Gradiometer aus 2 HTS-SQUID-Magnetometern (YBCO auf SrTiO ₃) (kann in unabgeschirmter Umgebung operieren) (digitale Filterungsmethode)	Basislänge: variabel 30-80 mm Balance: >50 $\sqrt{S_B}$ (System): 0,45 , 1,5 , 12 pT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ für f = 1 Hz (nach Ort der Messung: abgeschirmter, leicht abgeschirmter, unabgeschirmter Raum)
Liao et al.: Taiwan [Lia03]	[Lia03] Elektronisches Gradiometer aus 2 HTS rf-SQUID-Magnetometern (M900 Jülich SQUID)	Basislänge: 80 mm $\sqrt{S_B}$ (SQUID-Mag.): 300 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) 0,5-1 pT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ für f = 1 Hz $\sqrt{S_B}$ (System): 4 pT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G^*}$: 50 pT/m $\sqrt{\text{Hz}}$
Juelicher SQUID GmbH: [Jue12]	Elektronisches Gradiometer aus 2 HTS rf-SQUID-Magnetometern Kommerziell	Basislänge: variabel 60-100 mm $\sqrt{S_B}$ (je SQUID-Mag.): 30 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) für f > 30 Hz $\sqrt{S_G^*}$: 0,6-1,0 pT/m $\sqrt{\text{Hz}}$
Tsukada et al.: Japan [Tsu94]	Gradiometer aus Flusstransformator (Nb beschichtet auf Substrat, auf 3D Struktur [Glasstab]) induktiv an TTS SQUID gekopplt, SQUID mittels Haftharz an Glasstab geklebt Material: Nb, Nb/AlO _x /Nb	Basislänge: 50 mm $\sqrt{S_\Phi}$ (System): 2,14 $\mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) 10,0 $\mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ für f = 1 Hz $\sqrt{S_B}$ (System): 8,6 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) 40 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ für f = 1 Hz $\sqrt{S_G^*}$: 172 fT/m $\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) 8,0 fT/m $\sqrt{\text{Hz}}$ für f = 1 Hz
Espy et al.: Los Alamos, USA [Esp98]	Elektronisches Gradiometer aus zwei HTS SQUID-Magnetometer über zwei Methoden (a,b) realisiert: (a): „Parallel noise cancellation“: Subtraktion des Hintergrundfeldes vom Signal des Sensorsquids mittels Summenverstärkers (b): „Series noise cancellation“: Hintergrund-Sensor-Signal wird mittels Verstärker invertiert, dann	Basislänge: 10 mm Balance: (a) 2000, (b) 1000 für f = 20 Hz $\sqrt{S_\Phi}$ (SQUID): 8 $\mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_B}$ (System): (a) 190 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (b) 230 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_G^*}$: (a) 19 pT/m $\sqrt{\text{Hz}}$ (b) 23 pT/m $\sqrt{\text{Hz}}$

	in Magnetfeld konvertiert und in Sensorsquid induziert	
Lekkala et al.: Tampere, Finnland [Lek84]	Gradiometer aus einem asymmetrischen Flusstransformator (dünner Nb-Draht auf Fiberglaskörper gewickelt) induktiv an TTS rf-SQUID gekoppelt Ohne zusätzliche Balancierung	Basislänge: 160 mm Balance: 10...100 $\sqrt{S_\Phi}$ (SQUID): $22 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) $\sqrt{S_\Phi}$ (System): $43 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) $\sqrt{S_B}$ (System): $105 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) $\sqrt{S_G^*}$: $656 \text{ fT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$
Koch et al. New York, USA [Koc93]	Elektronisches Gradiometer aus zwei SQUID-Magnetometern und einem zusätzlichen Referenz-Magnetometer SQUID: sowohl TTS dc-SQUID-Magnetometer (a) als auch HTS dc-SQUID-Magnetometer (b) getestet	Basislänge: 248 mm $\sqrt{S_\Phi}$ (System): (a) $10 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) (b) $48 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) $\sqrt{S_G}$: (a) $1 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ (b) $100 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$
Clem et al.: USA [Cle01]	TSG (<i>three-sensor-gradiometer</i>) aus sechs HTS-SQUID-Magnetometern (YBCO) auf einem Einkristall-Silikonstab zusätzliche Balancierung durch Cu-Spulen welche durch drei Fluxgatemagnetometer gesteuert werden zusätzliche elektronische Balancierung	Basislänge: 330 mm Balance: $3,3 \cdot 10^5$ $\sqrt{S_\Phi}$ (je SQUID-Magnetometer): $< 2,2 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ @ $f > 10\text{kHz}$ $> 5,7 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ für $f = 1 \text{ Hz}$ $\sqrt{S_G}$: (a) ohne Schirmung, stationär $800 \text{ fT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ für $f = 1 \text{ Hz}$ $4 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ für $f = 0,1 \text{ Hz}$ (b) in nichtmetallischem Kryostaten $3 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ für $f = 0,1 \text{ Hz}$ (c) ohne Abschirmung, in Bewegung $30 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ für $f = 0,1 \text{ Hz}$
Vrba et al.: CTF, Kanada [Vrb93],[Vrb99]	[Vrb99] Synthetisches 151-Kanal-Gradiometer-System aus 151- <i>Sensing-Channels</i> (Magnetometer oder Gradiometer [axiale hier verwendet, aber auch planare mgl.]) und Referenzsystem, welche durch Subtraktion als Gradiometer höherer Ordnung wirken (<i>1st, 2nd, 3rd order</i> mgl.) (für Betrieb in abgeschirmten Räumen konzipiert) SQUID: s. [Vrb93]	Basislänge: 50 mm $\sqrt{S_\Phi}$ (SQUID): $< 10 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ für $f > 1 \text{ Hz}$ (weiß) möglich (gemessen: $4-8 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$) $\sqrt{S_B}$ (System): $> 5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ für $f > 2 \text{ Hz}$ $> 7 \text{ pT}/\sqrt{\text{Hz}}$ für $f = 0,1 \text{ Hz}$ (in abgeschirmten Raum und Rauschunterdrückung) $\sqrt{S_G^*}$: $100 \text{ fT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ @ $f > 1 \text{ Hz}$ $140 \text{ pT}/\text{m}\sqrt{\text{Hz}}$ für $f = 0,1 \text{ Hz}$

	[Vrb93] 64-Kanal-dc-SQUID-Biomagnetometer-System aus 64 symmetrischen Gradiometern (<i>Sensing-Channels</i>) und Referenzsystem (Magnetometer oder Gradiometer erster Ordnung), welche durch Subtraktion von <i>Sensing</i>- und Referenzsignal als Gradiometer höherer Ordnung wirken (<i>1st, 2nd, 3rd order</i> mgl.) (Betrieb in unabgeschirmter Umgebung, „Spatale-Filterung“ mittels Gradiometer höherer Ordnung) Material: SQUID: Nb, Nb/Al₂O₃/Nb (JJ) Flusstransformator: Nb („handgewickelt“) auf Keramik-Körper	Basislänge: 50 mm $\sqrt{S_{\Phi}}$ (SQUID): < 10 $\mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ @ f > 1 Hz (weiß) möglich (gemessen: 4-8 $\mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$) $\sqrt{S_B}$ (pro Channel): ca. 10 fT/$\sqrt{\text{Hz}}$ (unabgeschirmt, aber Rauschunterdrückung) $\sqrt{S_G^*}$: ca. 200 fT/m$\sqrt{\text{Hz}}$
Drung et al.: PTB, Berlin [Dru91]	Elektronisches Gradiometer aus zwei TTS dc SQUID-Magnetometern	Basislänge: 200 mm $\sqrt{S_B}$ (System): 14 fT/$\sqrt{\text{Hz}}$ für f = 1 Hz 540 fT/$\sqrt{\text{Hz}}$ für f = 0,1 Hz $\sqrt{S_G^*}$: 70 fT/m$\sqrt{\text{Hz}}$ für f = 1 Hz 270 fT/m$\sqrt{\text{Hz}}$ für f = 0,1 Hz
Foglietti et al.: Rom, Italien [Fog91]	Hybrid Multikanal-System aus 16 axialen und 12 planaren Gradiometern Sensor: Nb/PbAuIn dc-SQUID (IBM)	Basislänge: 85 mm $\sqrt{S_{\Phi}}$ (SQUID): 1,7 $\mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ (weiß) 2 $\mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ für f = 1 Hz $\sqrt{S_B}$ (System): 1 fT/$\sqrt{\text{Hz}}$ für f > 1 Hz (theoretisch, nicht gemessen) $\sqrt{S_G^*}$: ca. 12 fT/m$\sqrt{\text{Hz}}$ für f > 1 Hz (theoretisch, nicht gemessen)
Hoenig et al.: Erlangen [Hoe91]	Multikanal-System aus 37 Gradiometern induktiv an jeweils ein dc SQUID gekoppelt SQUID: intergriertes Nb-SQUID (Ketchent-Type) Flusstransformator: „flexible printed circuit“-Folie zu 3D-Struktur gefaltet und auf zylindrischen GEE- (glassfiber	Basislänge: 70 mm Balance: >200 (alle Richtungen) $\sqrt{S_{\Phi}}$ (SQUID+FLL): 1,0-10 $\mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ $\sqrt{S_B}$ (System): < 10 fT/$\sqrt{\text{Hz}}$ für f = 1 Hz...10 kHz (bei paralleler Operation aller Kanäle)

	<i>enforced epoxy</i>) Körper gebondet (Betrieb mit moderater Schirmung)	$\sqrt{S_G^*}$: ca. 143 fT/m $\sqrt{\text{Hz}}$ für $f = 1 \text{ Hz} \dots 10 \text{ kHz}$
Nowak et al.: Biomagnetisches Zentrum, Universitätsklinikum Jena [Now99]	Multikanal-System aus 16 assymetrischen Gradiometern induktiv an je ein TTS dc SQUID- Magnetometer gekoppelt Material: SQUID: Nb, Nb/NbO _x /Pb/In/Au (JJ) Flusstransformator: Nb (für Betrieb in abgeschirmten Räumen konzipiert)	Basislänge: ca. 30 mm (variiert 28,5...31,5 mm) Balance: 100 $\sqrt{S_\Phi}$ (SQUID): 4- 6 $\mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ für $f > 0,1 \text{ Hz}$ (weiß) $\sqrt{S_B}$ (System): 20-25 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ (magnetisch abgeschirmt) $\sqrt{S_G^*}$: 635-877 fT/m $\sqrt{\text{Hz}}$

*: nicht explizit im Text, sondern berechnet

8. Referenzen

- [Ada03] Adachi et al.; „Three dimensionally configured SQUID for biomagnetic measurement“, Supercond. Sci. Technol. 16, S. 1442-1446, (2003).
- [Bic04] Bick et al.; „Axial HTC superconducting gradiometer with flexible flux transformer“, APPLIED PHYSICS LETTERS Vol. 84, Nr. 26, S. 5347-5349, (2004).
- [Bic05] Bick et al.; „Highly Balanced Long-Baseline Axial Gradiometer Based on High-Tc-Superconducting Tape“, IEEE TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, Vol. 15, Nr. 2, S. 765-768, (2005).
- [Bor97a] Borgmann et al.; „Electronic high-temperature radio frequency superconducting quantum interference device gradiometers for unshielded environment“, Rev. Sci. Instrum. Vol. 68, S. 2730-2734, (1997).
- [Bor97b] Borgmann et al.; „Compensation techniques for high-temperature superconducting quantum interference gradiometers operating in unshielded environment“, Rev. Sci. Instrum. Vol. 68, 3082-3084, (1997).
- [Bor99] Borgmann et al.; „Highly Balanced Gradiometersystems Based on HTS SQUIDs for the Use in Magnetically Unshielded Environment“, IEEE TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, Vol. 9, Nr. 2, S. 3680-3683, (1999).
- [Chi93] Chinone et al.; „DC-SQUID System With Flexible Pick-Up Coil By A Novel Superconducting Technique“, IEEE TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, Vol. 3, Nr. 1, S. 1898-1901, (1993);
- [Cle01] Clem et al.; „High-T_c SQUID Gradiometer for Mobile Magnetic Anomaly Detection“, IEEE TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, Vol. 11, Nr. 1, S. 871-875, (2001).
- [Dru91] Drung, D.; „DC SQUID system overview“, Supercond. Sci. Technol. 4, S. 377-385, (1991).
- [Esp98] Espy et al. „Two methods for a first order hardware gradiometer using two high temperature superconducting quantum interference devices“, Rev. Sci. Instrum. 69 .1., S. 123-129, (1998).
- [Fal01] Faley et al.; „Low Noise HTS dc-SQUID flip-chip Magnetometers and Gradiometers“, IEEE TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, Vol. 11, Nr. 1, S. 1383 ff., (2001).
- [Fal02] Faley et al.; „Sensitive HTS DC-SQUID gradiometers for magnetic evaluation applications“, Physica C 372–376, S. 217–220, (2002).
- [Fog91] Foglietti et al.; „28 channel hybrid system for neuromagnetic measurement“, IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS, Vol. 27, Nr. 2, S. 2959-2962, (1991).
- [Hai05] Haining et al.; „Single Sensor High-Temperature Superconducting Axial Gradiometer With Thick Film Pick-Up Loops“, IEEE TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, Vol. 15, Nr. 2, S. 769-772, (2005).
- [Hoe91] Hoenig et al.; „Multi Channel DC SQUID Sensor Array For Biomagnetic Applications“, IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS, Vol. 27, Nr. 2, S. 2777-2785, (1991).
- [Jue12] Juelicher SQUID GmbH, Lankenstrasse 29, D-52428 Juelich, Germany, <http://www.jsquid.com>, (2012).
- [Kim03] Kim et al.; „Performance of High-Tc SQUID Magnetometers for Application in Biomagnetism“, IEEE TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, Vol. 13, Nr. 2, S. 352-355, (2003).
- [Knu87] Knuutila, J., Tesche, C. et al.; „Large-area low-noise seven-channel dc SQUID

- magnetometer for brain research", Rev. Sci. Instrum. 58, S. 2145-2156, (1987).
- [Knu93] Knuutila J., et al.; „A 122-channel whole cortex SQUID system", IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS, VOL. 29, S. 3315-3320, NO. 6, (1993).
- [Koc93] Koch et al.; „Three SQUID Gradiometer", Appl. Phys. Lett. 63 (3), S. 403-405, (1993).
- [Lee07] Lee et al.; „Multichannel MCG Systems with Optimum Combinations of Pickup Coils and Shielded Rooms", Proceedings of NFSI & ICFBI 2007, IEEE, 297, (2007).
- [Lee09a] Lee et al.; „A high-sensitivity magnetocardiography system with a divided gradiometer array inside a low boil-off Dewar", Supercond. Sci. Technol. 22, (2009).
- [Lee09b] Lee et al.; „A whole-head magnetoencephalography system with a compact axial gradiometer structure", Supercond. Sci. Technol. 22, (2009).
- [Lek84] Lekkala et al.; „Multiplexed SQUID vector-magnetometer for biomagnetic research", J. Phys. E: Sci. Instrum., Vol. 17, S. 504-512, (1984).
- [Lia03] Liao et al.; „High-Tc-SQUID gradiometer system for magnetocardiography in an unshielded environment", Supercond. Sci. Technol. 16, S. 1426-1429, (2003).
- [Now99] Nowak et al.; „A 16-channel SQUID-device for biomagnetic investigations of small objects", Medical Engineering & Physics 21, S. 563-568, (1999).
- [Tav93a] Tavrín et al.; „A YBa₂Cu₃O₇ Thin Film SQUID Gradiometer For Measurements IUnshielded Space", IEEE TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, Vol. 3, Nr. 1, S. 2477-2480, (1993).
- [Tav93b] Tavrín et al.; „YBa₂Cu₃O₇ thin film SQUID gradiometer for biomagnetic measurements", Appl. Phys. Lett., Vol. 62, S. 1824-1826, (1993).
- [Tav94] Tavrín et al.; „A second-order SQUID gradiometer operating at 77 K", Supercond. Sci. Technol., Vol. 7, S. 265-268, (1994).
- [Til04] Tilbrook et al.; „The design of a new concept HTSC axial gradiometer", Physica C 407, S. 1-9, (2004).
- [Tsu94] Tsukada et al.; „A Hybrid SQUID Gradiometer with 3-Dimensional Thin-Film Pick-Up Coils Fabricated Using an Excimer Laser", IEEE ELECTRON DEVICE LETTERS, Vol. 15. Nr. 1, S. 19-21, (1994).
- [Vod92] Vodel, W., Makiniemi, K.; „An ultra low noise DC SQUID system for biomagnetic research", Meas. Sci. Technol. 3, S. 1155-1160, (1992).
- [Vrb93] Vrba et al.; „Whole Cortex, 64 Channel SQUID Biomagnetometer System", IEEE TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, Vol. 3, Nr. 1, S. 1878-1882, (1993).
- [Vrb99] Vrba et al.; „Synthetic Gradiometer Systems for MEG", IEEE TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, Vol. 9, Nr. 2, S. 4063-4068, (1999).
- [Yok94] Yokosawa et al.; „Design and fabrication of direct-feedback gradiometer: Axial gradiometer made of superconductive films and SQUIDs", Rev. Sci. Instrum., Vol. 85 (12), S. 3814-3819, (1994).
- [Yok01] Yokosawa et al.; „Axial high-temperature superconducting-quantum-interference-device gradiometer composed of magnetometers with a monolithic feedback and a compensation coil", Appl. Phys. Lett., Vol. 78, Nr. 18, S. 2745-2747, (2001).
- [Yu10] Yu, Kim, Lee et al.; „Direct measurement of Thermal Noise and Eddy-Current Noise Induced in Metals by Using a 1st-order SQUID Gradiometer", Journal of the Korean Physical Society, Vol. 57, Nr. 6, S. 1721-1726, (2010).
- [Zha06] Zhang et al.; „Foetal magnetocardiography with a multi-channel HTS rf SQUID gradiometer", Supercond. Sci. Technol. 19, S. 266-270, (2006).