

臨床脳磁図検査解析指針

1. 緒言	(69)
2. 検査項目と適応	(70)
3. 記録	(71)
4. 小児の検査	(76)
5. 判読と解析	(77)
6. 記録の整理保存	(81)
文献	(82)

日本臨床神経生理学会 脳磁図ガイドライン作成委員会

委員長：橋本 勲

委員：柿木隆介 白石秀明 中里信和 長峯 隆
渡辺裕貴

1. 緒言

1.1. 本ガイドライン作成の背景

脳磁図の臨床応用を今後さらに発展させる事を目的とした有志の方々によって「臨床脳磁図検査解析指針試案」が作成され、「臨床神経生理学」誌の第32巻第1号(2004年)に発表された。この試案は日本臨床神経生理学会会員に脳磁図の臨床応用の有用性と今後の発展を強く訴えるものであった。さらに、脳磁図研究者達の長年の努力が実り、2004年4月1日より脳磁図検査が保険適用になった。このような状況をふまえ、学会員、特に上記の試案作成に関わってこられた方々より、「有志による試案」ではなく、本学会が正式に認定した委員会による「脳磁図検査ガイドライン」の作成が強く求められた。理事会および評議員会でもその必要性が確認され、学会総会での合意を得て本委員会が発足した。

したがって、本ガイドラインは脳磁図の臨床応用を主目的として作成されたものである。このガイドラインにしたがって検査を行えば一般的な臨床応用には必要十分なものとなるようにこころがけた。ただし、各施設によって取り扱う疾患が異なり、また検査の主要目的も異なる事は当然であるため、あまり詳細なものとはせず、各施設における自由度も

十分に考慮したものである。

1.2. 脳磁図の定義および臨床応用における長所

脳磁図(magnetoencephalography, MEG)は、脳磁場計測装置(脳磁計と略称される)を用いて、脳内の電気活動に伴って発生する磁場活動を記録したものである。幅広く普及している脳波(EEG)と対比して、本質的には同一現象を異なった方法で検索するものである。すなわち、大脳皮質錐体細胞の尖頂樹状突起のある部分が興奮して脱分極が生じると、細胞外及び細胞内に電流が流れる。この細胞外電流を記録したものが脳波であるのに対して、細胞内電流を取り巻くように生じる磁場を記録したものが脳磁図である。いずれにしても、脳磁図は脳波と同様に脳から出る反応を記録するわけであり、脳に直接刺激あるいは負荷をかける必要が無いため、極めて安全な検査法であるといえる。脳磁図検査において本質的な危険性(リスク)は「無い」と断言しても良く、「脳磁図の安全性」に関する論文や報告はこれまで皆無である。

脳波と比べた場合の脳磁図の最も大きな長所は高い空間分解能である。電流発生源とセンサーとの間には脳、脳脊髄液、頭蓋骨、皮膚という導電率が大きく異なる4つの層がある。従って、脳で発生した

電場はそれらによって大きな影響を受けるため、頭皮上に置いた脳波電極から脳の活動部位を正確に推測することは、特殊な推定法(例えば双極子追跡法)を用いない限り困難である。しかし脳磁図の場合、これら4つの層ではほぼ同じ透磁率を有するために磁場のひずみが発生せず、記録条件が良好ならばmm単位の精度で活動部位を推測することができる。これが脳磁図の最大の長所である。PET及びfMRIと比べた場合、脳磁図の長所としては、全く非侵襲的検査法であること、局所脳血流の変化ではなく神経細胞の電氣的活動そのものを記録すること、及び脳波と同様にmsec単位の高い時間分解能を有することである。

2. 検査項目と適応

2.1. はじめに

脳内の電気活動を計測する方法として、電位差を計測する脳波と同様に磁場を計測する脳磁図がある。脳波検査の項目として、自発脳波、誘発電位、事象関連電位などがあるのと同様に、脳磁図でも多くの検査項目が考案されている。しかし、脳磁図は脳波に比べ特殊な装置や検査技術を必要とするため、脳磁図の臨床検査は脳波に比べて利点が期待される場合に限られよう。すでに脳磁図の利点が確立され、臨床応用されている検査項目には次のようなものがある。

2.2. 自発脳磁場

自発的に出現する脳磁場の計測から、さまざまな疾患の病態を把握できる。脳磁図の利点は、脳波では目立たない異常波を容易に観察できる場合があること^{2,32,42,61,98)}、複数部位から発生する異常波を脳波より容易に分離できる場合があること^{43,97)}、異常波の局在診断が脳波よりも簡便でかつ局在精度が高いこと^{45,52)}、などである。異常波の種類としては、てんかん症例における発作間歇期の突発性異常波や発作時異常波^{32,39,42,43,60,62,77,80,90)}、器質的病変周囲からの異常徐波^{6,35)}などがあげられる。

臨床的な自発脳磁場の適応としてあげられるのは、1) てんかんを疑う症例において脳波異常が得られない場合^{42,61)}、2) てんかん症例において脳波による病型診断が困難な場合²⁹⁾、3) 薬剤抵抗性で

んかん症例において外科治療が考慮される場合^{32,63,67,96)}、4) 器質的病変の近傍脳組織に機能異常が考えられる場合^{1,6,7,9,35)}、5) 精神疾患や痴呆などの機能的疾患において脳の局所異常が考えられる場合^{10,71,93)}、などである。

2.3. 体性感覚誘発脳磁場

四肢・体幹・頭部の神経・皮膚・粘膜を電氣的または機械的に刺激して誘発される体性感覚誘発脳磁場は、同様の刺激で得られる体性感覚誘発電位と比べてさまざまな利点を有する。体性感覚誘発電位とは異なり、体性感覚誘発脳磁場では皮質下由来の成分が観察されにくいため、大脳皮質レベルの活動を選択的に観察しやすい^{33,40,87)}。特に一次体性感覚野に由来する初期成分に着目すると、中心溝の同定はもとより、身体部位別の体性感覚機能局在を高い精度で同定できる^{34,49,51)}。病態によっては反応潜時の延長や、振幅の減少あるいは増大を目安にして機能障害を定量的にも評価可能である^{31,88)}。誘発電位とは異なり、頭皮に垂直な電流を無視して頭皮に水平成分のみに着目できるため、体性感覚誘発脳磁場は脳溝の機能評価に優れている。

臨床的な体性感覚誘発脳磁場の適応としてあげられるのは、1) 脳の器質的または機能的疾患において、開頭手術・血管内治療・放射線治療が考慮される場合、中心溝の同定、身体部位別の体性感覚機能局在の同定、身体部位別の体性感覚機能障害の評価、等が必要とされる症例^{14,30,34,55,57)}、2) 末梢から中枢にいたる体性感覚系の一部に異常が疑われる症例において、大脳皮質レベルでの機能異常を客観的に評価する必要がある場合³¹⁾、などである。

2.4. 聴覚誘発脳磁場

左右一側もしくは両側耳からの聴覚刺激により誘発される磁場は、同様の刺激で得られる聴覚誘発電位と比べてさまざまな利点を有する。聴覚誘発電位とは異なり、聴覚誘発脳磁場では左右の聴覚野の反応を明確に分離して評価することが容易であるため、大脳皮質聴覚野の一側性の異常や、軽微な左右差の存在をも鋭敏に検出することが可能である^{37,38,53,81)}。信号源が推定される側頭葉上面後部の聴覚野は後方言語野にも近接しているため、側頭葉疾患の外科治療では機能的なランドマークとして有用

である。病態によっては反応潜時の延長や、振幅の減少を目安にして機能障害を定量的にも評価可能である^{56,59)}。

臨床的な聴覚誘発脳磁場の適応としてあげられるのは、1) 脳の器質的または機能的疾患において、開頭手術・血管内治療・放射線治療が考慮される場合や、聴覚野の同定や大脳皮質聴覚野の機能障害評価が必要とされる場合^{36,44,56,57,64,69)}、2) 末梢から中枢にいたる聴覚系の一部に異常が疑われる症例において、大脳皮質レベルでの機能異常を客観的に評価する必要がある場合^{11,47,68,86)}、などである。

2.5. 視覚誘発脳磁場

左右一側もしくは両側眼からの視覚刺激により誘発される磁場は、同様の刺激で得られる視覚誘発電位と比べてさまざまな利点を有する。視覚誘発電位とは異なり、視覚誘発脳磁場では左右の全視野を刺激した場合であっても、左右後頭葉の視覚野の反応を分離して評価することが可能である^{12,75)}ため、大脳皮質視覚野の一側性の異常や、軽微な左右差の存在をも鋭敏に検出することが容易である。左右半視野などの部分視野刺激においては信号源の推定精度がさらに高い。初期成分の信号源は後頭葉烏距溝近傍に推定され^{22,75,76)}、後頭葉疾患の外科治療では機能的なランドマークとして有用である。病態によっては反応潜時の延長や、振幅の減少を目安にして機能障害を定量的にも評価可能である^{54,55,57)}。

臨床的な視覚誘発脳磁場の適応としてあげられるのは、1) 脳の器質的または機能的疾患において、開頭手術・血管内治療・放射線治療が考慮される場合や、視覚野の同定や大脳皮質視覚野の機能障害評価が必要とされる場合^{28,54,55,57,82)}、2) 末梢から中枢にいたる視覚系の一部に異常が疑われる症例において、視覚機能の異常を客観的に評価する必要がある場合^{23,54,55)}、などである。

2.6. 運動関連脳磁場

自発的な運動に先行して運動関連領野からはさまざまな反応が出現する。このうち、頭皮に水平な電流成分は運動対側が主体となるために、脳波よりも脳磁図で明瞭に記録できる^{8,15,18,21,25,50,58,85)}。

臨床的な運動関連脳磁場の適応としてあげられるのは、1) 脳の器質的または機能的疾患において、

開頭手術・血管内治療・放射線治療が考慮される場合に、中心溝の同定、身体部位別の運動機能局在の同定、身体部位別の運動機能障害の評価、等が必要とされる症例、2) 中枢から末梢にいたる運動系の一部に異常が疑われる症例において、大脳皮質レベルでの機能異常を客観的に評価する必要がある場合、などである。

2.7. 言語関連脳磁場

言語刺激を聴覚や視覚を介して呈示すると、聴覚野や視覚野からの反応に加えて言語領野からの反応も出現する。この反応は、誘発電位として記録するよりも誘発脳磁場として記録するほうが局在情報を得やすいため、言語優位半球の同定に適用することが可能である^{3,24,41,48,65,66,72,78,79)}。

臨床的な言語関連磁場の適応としてあげられるのは、脳の器質的または機能的疾患において、1) 開頭手術・血管内治療・放射線治療が考慮される場合^{65,79)}、あるいは、2) 言語野の他覚的な機能障害評価が必要とされる場合^{4,84)}、などである。

2.8. その他の神経磁気診断

現在、上記の脳磁場検査以外の、誘発脳磁場、事象関連脳磁場や、脊髄磁場、末梢神経磁場の基礎研究が急速に進歩している。神経電気生理学的診断と比べての利点が明らかになりつつあり、将来的に臨床に応用される日も近いと期待される。これらに関しては確立され次第、順次、本ガイドライン上に記載する予定である。

3. 記録

3.1. 記録前の準備

3.1.1. 臨床脳磁図検査は十分な検査経験を有する医師の管理下で行う。医師が記録の場に立ちあわない場合は、検査者から責任医師への連絡が常に可能な体制を確立しておく。

3.1.2. 検査の前には被験者と家族に対して脳磁図検査と併用する検査の目的と必要性を十分に説明し、あらかじめ検査の同意を得ておく。鎮静剤投与などの特殊な処置が必要な場合には、危険性も含めた十分な説明と同意が必要である。検査が研究目的の場合は、あらかじめ施設ごとの倫理委員会等で承認を得ていた上で、被験者と家族に対して書面による説明を

行い、同意書の取得が必要である。具体的な説明事項としては、検査の目的、検査前の注意事項、検査の具体的な様子と検査時間、使用薬剤の有無やその種類、検査結果の説明時期と説明する担当医、などが挙げられる。また、被験者が検査に不安や苦痛を感じた場合は、いつでも中断できることも説明する。

- 3.1.3. 検査者は、検査に必要な臨床的情報を主治医等から得ておく。さらに検査者は被験者の当日の状態を確認するために、直近の発作の有無や、前夜の睡眠状態などについて確認することも重要である。検査者は被験者状態の急変に対する対処法についても最小限の知識を有しておく必要がある。検査中は被験者と装置の状態に常に注意する。
- 3.1.4. 検査者は、被験者が身に付けている磁性体が、可能な限り取り去られているかを確認する。検査着への更衣、頭髪・皮膚の洗浄が効果的なこともある。消磁装置は逆に磁気雑音を強める場合もあるので、使用方法には注意が必要である。医療用具として未承認の消磁装置を使う場合、倫理委員会などで承認を得ておくことが望ましい。
- 3.1.5. 磁気雑音源を完全には除去減弱できなくとも、目的とする信号源と雑音源が離れている場合など、信号処理によって有益なデータが得られることもある。最終的な検査の可否は使用機器の性能なども含めて総合的に判断する。

3.2. 検査室

- 3.2.1. 検査室全体の構成は安全性が考慮されたものでなければならず、加えて検査者は被験者が不安を感じないように十分なコミュニケーションをとるべきである。
- 3.2.2. 被験者の更衣や所持品保管のため、ロッカーや更衣室が準備されていることが望ましい。
- 3.2.3. 臨床脳磁図検査では通常、磁気シールド室が用いられる。磁気シールド室は磁氣的雑音・電氣的雑音の遮蔽に加えて、遮音と遮光も考慮されていることが望ましい。室内には検査作業、介助および万一の救急処置のための十分な広さが必要である。
- 3.2.4. 磁気シールド室の扉は、内部と外部からのどちらからでも開けられることが必要であり、停電時にも手動で開閉できるよう考慮されていなければならない。

- 3.2.5. 磁気シールド室では急激なヘリウムの気化に備えた換気装置が必要である。また室内酸素濃度を監視する装置を備えることが望ましい。空調は、安全性と快適性を目的とするほかに、発汗が脳波測定に及ぼす影響を最小限とするためにも必要である。
- 3.2.6. 磁気シールド室内に設置する照明装置は調光可能なものが望ましい。照明を落として検査する場合でも、安全のため室内を視認できる程度の照度を維持しなければならない。
- 3.2.7. 磁気シールド室は、室外の検査者が室内の被験者と会話できる装置と、被験者や室内を監視できる映像モニターを備えなければならない。
- 3.2.8. 被験者用ベッドは、転落の危険を防ぐよう設計されているべきである。またベルトや防護柵による安全性の確保が重要である。
- 3.2.9. 検査中には、てんかん発作や薬剤等による呼吸抑制など、予期しない事態が生じる可能性もある。測定装置から被験者を離して安全を確保する方法に習熟しておく必要がある。また口腔内吸引や酸素投与に必要な機器や備品を配備するなど、緊急時に備えておく必要がある。
- 3.2.10. 磁気シールド室外で脳磁計を操作する検査者に加え、検査室内に補助者が入る利点は大きい。具体的には、不慮の事故の防止、被験者の心理的な不安の減少、マイクや映像モニターでは不十分な被験者の観察や被験者との意志疎通、周辺装置の脱着などにかかる検査時間の短縮などである。補助者は医療関係者に限らず、家族などでも可能な場合がある。検査目的や被験者の状態によっては、補助者を省略することもできる。

3.3. 測定装置

- 3.3.1. 臨床で用いる脳磁計の検出コイルの配置は、直径12 cm以上の範囲をカバーし30箇所以上の計測点を有することが望ましい。検出コイルは測定対象となる頭部になるべく近づける。全頭型の場合は検査の目的に応じて、関心領域との距離を最短にする配置や、前後左右に対称的な距離をとる配置などが考えられる。測定中には、対象信号の磁場分布を確認しながら、必要に応じてセンサーと頭部の相対位置や角度を修正する。長時間の測定中、同一姿勢を続けることによる被験者の苦痛に注意し、できる

限り楽な姿勢をとらせる。必要に応じて途中で姿勢を変更したり、休息をはさむなど工夫する。

- 3.3.2. 脳磁図の信号源推定には、検出コイルと被験者頭部との相対位置を計測するシステムが必要となる。手法として、頭皮上に複数個設定した基準点の三次元的な位置を登録する方法や、頭部の形状を多点的に登録する方法がある。位置情報の精度を維持するために、短時間の測定を位置登録を行いつつ繰り返す方法も有用である。
- 3.3.3. 装置のもつサンプリング周波数の最大値を知っておき、目的となる信号の周波数を十分に解析可能かどうかを事前に把握しておく必要がある。デジタル変換する前処理としてのローパスフィルターの設定周波数は、エイリアシングを防ぐためにサンプリング周波数の3分の1以下であることが推奨される。同じくハイパスフィルターの設定は、原データを損なわないように低く設定すべきであるが、雑音などのデータの質や装置の能力による制限を受ける。
- 3.3.4. 自発脳磁場の測定においては、30分以上の記憶容量が必要である。
- 3.3.5. 脳磁図や同時測定の脳波の波形は、必要なチャンネルを選択しつつリアルタイムでモニターできることが望ましい。
- 3.3.6. 脳磁図と同時測定する脳波や心電図は、同時に記録して波形の同時性を保証できるシステムが必要である。脳波計の感度も記録できるようにする。

3.4. 解剖画像の撮影

- 3.4.1. 脳磁図の信号源は、解剖構造と関連づけることにより臨床的な有用性が増すため、MRIなどの解剖画像と座標位置を合わせて統合することが推奨される。
- 3.4.2. 画像との位置合わせの方法は脳磁計の機種によって異なるが、十分な精度が得られるようファントムを用いた実測比較や、体性感覚誘発脳磁場の短潜時成分など信号源位置が解剖学的に推測できる反応を生理的ランドマークとして精度評価に利用する。

3.5. 自発活動の記録

- 3.5.1. 自発脳磁場は、てんかんなど機能的疾患や、虚血・腫瘍などの器質的疾患において、基礎波や突発波の異常の有無と局在を調べる目的で行われる。自発脳磁場の検査法は、臨床脳波検査基準に準じておこなうべきであるが、本ガイドラインでは、脳磁図検査

独自の事項を補足する。

- 3.5.2. 自発脳磁場は自発脳波と同様、被験者の内的および外的要因によって大きく波形が変化する。したがって疾患の種類や被験者の状態に応じて、内的および外的要因を変化させながら、検査目的を達成するとともに、被験者の状態をさまざまな面からモニターすることも重要となる。測定中に生じた被験者の変化や、明らかな雑音混入はコメントを記録しておく。
- 3.5.3. 脳波と脳磁図の情報は相補的であり併用する利点は大きい。脳波はモニタージュの再構成や波形の二次処理が可能であるよう、共通の参照電極を用いた単極誘導として記録することが望ましい。脳波に用いる電極や導線は磁気雑音の原因になりにくい素材を用い、電極やコネクタ類は体動の影響で雑音を生じないように固定する。
- 3.5.4. 心電図は脳磁図に混入する心磁図波形を見分けたり、被験者の一般状態をモニターする上でも同時測定が望ましい。検査によっては、眼球運動、呼吸、経皮的酸素飽和度、呼気ガス等のモニターも有用である。
- 3.5.5. てんかん検査では、測定中に発作に遭遇する可能性があるため、発作症状と脳磁図所見を対応する目的で、被験者の状態をビデオで記録することが推奨される。ビデオの画像は全身像と頭部拡大像を記録できることが望ましく、また脳磁図とは時刻を同期させておく必要がある。
- 3.5.6. 自発活動の記録時間は目的によって異なるが、てんかん検査においては明確な異常所見が認められない場合でも、覚醒と睡眠を含めて30分以上の記録時間を目安とする。
- 3.5.7. 安静覚醒時の記録は閉眼を基本とするが、開眼と閉眼を10秒程度ずつ繰り返させると、後頭部基礎波の振幅が減少および増大するため、被験者の基礎波を認識しやすい。検査の開始直後や終了直前に行うことが推奨される。
- 3.5.8. 睡眠時は異常波が出現しやすく、特にてんかん診断では睡眠時測定の優先度は高い。自然睡眠が望ましいが、決められた検査時間内で睡眠を得るためには、睡眠時間の制限や、安全管理に配慮した上での薬剤による睡眠導入を行ってもよい。睡眠時間の制限は3時間程度を目安とするが、被験者の状態も斟酌し

て適宜判断する。

- 3.5.9. 過呼吸は虚血・腫瘍など器質的疾患における異常波の賦活法として有用な場合がある。深呼吸時の体動により脳磁図では脳波よりも大きな雑音が混入するため、過呼吸後の所見を重視するが多い。なお、てんかん検査では過呼吸負荷は必須とはされていない。
- 3.5.10. てんかん検査では異常波を賦活するために薬剤を用いる場合がある。これは診療上、主治医が必要と判断した場合にのみ、主治医の責任と監視下において慎重に行うべき賦活法である。事前に被験者および被験者家族に対して十分な説明を行い同意を得たうえで、その旨を診療録へ記載する。
- 3.5.11. 視覚・聴覚・体性感覚などが異常波を誘発する場合がある。てんかんでは視覚刺激が用いられることが多く、症例により閃光刺激、図形刺激、閉眼などで異常波が誘発される。感覚刺激では一般に、反復による慣れ現象あるいは促進現象が生じることに注意すべきであり、漫然と長時間の反復刺激は行わないこととする。
- 3.5.12. 小児や意識障害を有する被験者、精神遅滞などで検査に協力が得られない被験者では鎮静を必要とする場合がある。詳しくは小児の検査法で述べる。鎮静剤使用時は観察者が磁気シールド室内に入り、継続的に観察することが望ましいが、それが困難な場合は監視カメラによる継続的モニターを行うべきである。

3.6. 誘発脳磁場記録の一般事項

- 3.6.1. 脳磁図による大脳皮質の機能マッピングには、感覚刺激によって誘発される反応を計測する手法や、運動や精神活動などのタスクに関連した反応を計測する方法がある。いずれも信号源を推定して解剖画像上に表示し、機能の局在を診断する。
- 3.6.2. 検査手法の多くは、脳波を用いた誘発電位や事象関連電位で用いる手法と共通点が多い。本ガイドラインでは脳磁図検査に特有な手法について重点的に記載する。
- 3.6.3. 刺激装置などの周辺機器は、脳磁図検査では磁気雑音の原因として問題になる。脳波で使える装置が脳磁図ですぐ使えるとは限らない。また施設によって周辺装置の種類が異なるため、施設ごとの独自の工

夫も必要である。

- 3.6.4. 誘発反応や事象関連反応の検査では、同一条件での計測を2セット以上繰り返して再現性を確認する手法が一般的である。ただし脳磁図では、検出コイルと頭部の相対位置の変化で、反応自体には再現性があっても異なる波形が得られることがある。その場合、信号源の推定結果を指標として再現性を確認する方法も用いられる。
- 3.6.5. 通常は加算平均されたデータを保存するが、長時間記録によって反応が変化する可能性のある場合や、雑音の少ないデータを適宜選択して加算する場合には、加算する前の原波形も保存しておく。
- ### 3.7. 体性感覚誘発脳磁場の記録
- 3.7.1. 末梢神経や皮膚・粘膜の刺激で誘発される磁場の初期成分は、一次体性感覚野に起源があると考えられており、中心溝の同定や体性感覚野の身体部位別機能局在の診断に用いることができる。計測手法の多くは体性感覚誘発電位と共通するため、ここでは体性感覚誘発脳磁場に特有の事項を中心に述べる。
- 3.7.2. 臨床検査でよく用いられる刺激部位は、正中神経、脛骨神経、手指、口唇である。通常は電気刺激、時に機械的刺激が用いられる。刺激頻度と刺激強度は体性感覚誘発電位に準じるが、一次体性感覚野の同定のために短潜時成分を目的とする場合は、毎秒数回の比較的高頻度での刺激でよく、二次体性感覚野の評価のために潜時の遅い成分を目的とする場合は比較的低頻度での刺激が用いられる。ただし口唇刺激などでは末梢受容器の不応期の影響を低減するために、低頻度刺激を用いる方が短潜時成分を記録しやすい。
- 3.7.3. 電気刺激では、安全性の確保と刺激雑音の低減のために、身体の接地の確保と刺激系のアイソレーションが重要である。刺激パルスの持続時間や、刺激強度の設定も雑音に影響する。安全のため電気刺激では刺激のパルス幅は0.5 ms以下とする。より短いパルス幅の刺激を極性反転させて連結すると、刺激雑音の影響を低減することができる。
- 3.7.4. 測定の際、想定される信号源を検出コイルがカバーするようにセンサーを設置する。全頭型脳磁計では頭部をなるべく深く挿入する。体性感覚刺激では身体や頭部が動くことによって刺激に同期した低周波

雑音が混入する場合がある。刺激の強さや頭部・体部の固定を適宜調整することによって問題を解決する。

- 3.7.5. 測定時間・サンプル周波数・フィルター・加算回数等の計測条件は体性感覚誘発電位に準ずる。

3.8. 聴覚誘発脳磁場の記録

- 3.8.1. 音刺激で誘発される磁場のうち潜時 30~150 ms 前後の中・長潜時反応は、同じ潜時の聴覚誘発電位に比べて S/N 比が高く、また空間分解能も高いことから左右半球由来の信号を識別しやすい。信号源は側頭葉上面後方部のヘシュル回か側頭平面(planum temporale) 付近と考えられている。聴覚誘発脳磁場は後方言語野を推定する上での機能的ランドマークとして重要であるほか、左右半球の識別能をいかして大脳皮質レベルでの聴覚機能異常の評価に適している。

- 3.8.2. 聴覚誘発脳磁場は覚醒度が測定結果に大きな影響を与えるため、検査に先立って被験者が前夜に十分な睡眠を確保したかどうかを把握しておく必要がある。計測時に自発脳磁図をモニターすると、後頭部基礎律動の変化などで覚醒と睡眠の状態を確認でき便利である。

- 3.8.3. 刺激音は、一側耳もしくは両側耳に与える。前者ではクロスヒアリング(cross hearing)の影響を除外するために対側耳を白色雑音でマスクする。刺激音としては、トーンバースト、クリックバースト、クリックなどが用いられる。トーンバーストの周波数は 1 ないし 2 kHz が一般的である。刺激装置が発生する磁気雑音を避けるため通常はエアチューブを用いる。その場合、伝導時の音圧減衰率は周波数によって異なるため、刺激出口における音圧の実測値を確認しておく必要がある。エアチューブの長さに応じた刺激潜時の遅延も考慮する必要がある。長潜時反応を目的とする場合の刺激頻度は 1 秒ないし数秒に 1 回程度である。疑似ランダム間隔で刺激すると一定間隔刺激より大きな反応を得やすい。

- 3.8.4. 測定の際、信号源が想定される側頭部を検出コイルがカバーするようセンサーを設置する。全頭型脳磁計では頭部を深く装置内に挿入する。センサー配置が限られている場合や、全頭型脳磁計のサイズが被験者の頭部サイズに比べて極端に大きい場合には、

一側耳刺激に際しては振幅の大きい対側半球反応の測定を優先させる。

- 3.8.5. 測定時間・サンプル周波数・フィルター・加算回数等の計測条件は聴覚誘発電位に準ずる。

3.9. 視覚誘発脳磁場の記録

- 3.9.1. パターン反転刺激による視覚誘発脳磁場において、潜時 200 ms 未満の反応は一次視覚野に起源があると考えられている。視覚誘発電位に比べて視覚誘発脳磁場は左右両側に起源をもつ反応を識別する能力に優れるため、機能異常の評価にも適している。

- 3.9.2. 視覚誘発脳磁場は覚醒度が測定結果に大きな影響を与えるため、検査に先立って被験者が前夜に十分な睡眠を確保したかどうかを把握しておく必要がある。計測時に自発脳磁場をモニターすると、後頭部基礎律動の変化などから覚醒と睡眠の状態を確認でき便利である。

- 3.9.3. 視覚刺激装置は磁気雑音を出さないよう工夫する必要がある。非磁性の刺激装置を用いる方法、シールド室外から鏡などを利用した画像呈示方法、室外のプロジェクタから室内スクリーンへの投射による方法、などがある。刺激の輝度は結果に影響を与える場合があるので、あらかじめ計測しておくのが望ましい。

- 3.9.4. 視覚刺激の種類や呈示方法は基本的に視覚誘発電位に準ずる。単眼視で刺激する方法と両眼視で刺激する方法があり必要に応じて選択する。近視等がある場合、あらかじめ非磁性眼鏡で視力を補正する必要がある。左右半球の視覚野を区別して解析する上では、半側視野もしくは 1/4 視野などの部分視野刺激が適している。その場合、固視の必要性を被験者に十分に理解してもらう必要がある。固視が厳密に行えない場合には全視野刺激を用いることになる。脳波では左右半球の活動が識別困難でも、脳磁図では識別可能な場合もある。

- 3.9.5. 全頭型脳磁計では頭部を深く装置内に挿入する。センサー配置が限られている装置の場合は後頭部を中心に測定する。

- 3.9.6. 測定時間・サンプル周波数・フィルター・加算回数等の計測条件は視覚誘発電位に準ずる。

3.10. 運動関連脳磁場の記録

- 3.10.1. 自発運動に関連して認められる運動関連脳磁場の

うち、運動に先行する準備脳磁場は一次運動野に起源を持つものの関与が大きく、運動部位に対応した体性部位局在の診断に有用である。

- 3.10.2. 自発運動を行わせる部位としては、示指の伸長がもっとも多く用いられているが、四肢の各部位や舌の運動を用いることが可能である。四肢の各部位の場合、被験者のペースに任せて、2, 3秒に1回の割合で、一側のすばやい運動を用いるのが通常である。等尺性持続運動や、反復運動を用いることもある。
- 3.10.3. 運動に同期した磁気雑音を出さないよう工夫する必要がある。すばやい運動に同期した体幹や頭部の移動がおこりにくいような固定が必要となる。運動終了時に支持台へ体の一部が戻る際の台の振動を防止するため、クッションなどを適宜利用するのも有用である。
- 3.10.4. 運動に同期した眼球運動を防ぐためには、前方においた固視点を注視してもらうのが一つの方法である。瞬目が加算時間帯の中に入らないようにするのが望ましい。
- 3.10.5. 加算同期点としては、運動の開始時点を用いるのが一般的であり、筋電図信号を用いる方法と、スイッチや加速器のように運動を検知する方法がある。運動障害のために各運動の立ち上がりが一定でない場合は、連続記録データを用いて、筋電図の立ち上がりを目視的に決定してオフライン処理をする方がより大きな信号を得ることができる。
- 3.10.6. 測定時間・サンプル周波数・フィルター・加算回数等の計測条件は運動関連脳電位に準ずる。
- 3.10.7. 同様の手法を用いて、不随意運動を標的とした記録をすることも可能である。この際は、加算平均後の信号と、本来の背景脳活動との比較を行なうために、十分な加算時間帯を設定することが重要である。
- 3.11. 言語関連脳磁場の記録
 - 3.11.1. 言語刺激で誘発される脳磁場のうち、潜時 200 ms 以降の長潜時反応は、聴覚や視覚などの刺激方法に依存せず、言語に特有な領域に由来する反応を含んでいる。通常この反応は、被験者が刺激に対し注意をむけるようなタスクを与えた時に増強される。信号源の主体は後方言語野と考えられており、言語優位半球の同定に有用である。
 - 3.11.2. 言語関連脳磁場は覚醒度が測定結果に大きな影響

を与えるため、検査に先立って被験者が前夜に十分な睡眠を確保したかどうかを把握しておく必要がある。計測時に自発脳磁場をモニターすると、後頭部基礎律動の変化などで覚醒と睡眠の状態を確認でき便利である。

- 3.11.3. 言語刺激の提示装置は、聴覚誘発脳磁場や視覚誘発脳磁場に準ずる。どのような言語刺激を用いるかについては、施設ごとに工夫することができるが、言語刺激のみならず非言語刺激と組み合わせることで比較することによって、言語優位半球の同定がより確実となる。被験者の注意を高めるためには、刺激に対する記憶や判断の作業を要求するなどの工夫が必要となる。
- 3.11.4. 測定の際、信号源が想定される側頭部付近を中心に検出コイルを設置する。全頭型脳磁計では頭部を深く装置内に挿入する。半球間較差を評価するためには、頭部とセンサーとの距離がほぼ対称的になるように注意する。
- 3.11.5. 測定時間は通常の感覚刺激誘発脳磁場よりも十分長く設定すべきである。一般に、言語に関連する脳活動の周波数帯域はきわめて広いので、解析対象として着目する周波数にあわせたフィルター条件やサンプル周波数を設定すべきである。

4. 小児の検査

4.1. 小児検査の特徴

- 4.1.1. 年少小児や、成人においても精神発達遅滞などを理由に検査に対する協力が得られない被験者では、検査の準備や施行時に鎮静が必要となることがある。概ね 9 歳以上の正常発達小児は、成人と変わりなく検査が施行できることが多いが、それ以下の年齢では鎮静処置が必要な場合が多い。
- 4.1.2. 成人用の全頭型脳磁計を小児に用いると、頭部サイズが小さいために、計測時の位置確認に困難を来したり、信号源推定精度が低下する場合があります。良好な記録を行うためには頭部の固定などに工夫が必要となる。特に 3 歳以下の小児に関してこの傾向がみられる。

4.2. 鎮静

- 4.2.1. 鎮静に用いる薬剤は小児、成人ともに同じであるが、用量が異なるので注意する。

4.2.2. 鎮静が必要な場合

鎮静薬剤の使用に関しては、検査の施行、継続のため必須である場合に用いるべきで、これらの薬剤による副作用、および鎮静によって生じる不利益(雑音、信号の減弱など)を勘案して決定する必要がある^{46,83)}。

4.2.3. 方法

鎮静には睡眠剤を用いることが多いが、精神安定剤を用いることもできる。

4.2.4. 留意事項

4.2.4.1. 鎮静に使用する薬剤の種類や用量によって、呼吸抑制やてんかん発作、精神運動興奮などをおこすことがあるので、各薬物の特性をよく理解した医師がこれを行う。

4.2.4.2. 薬物使用時には持続的に心電図、呼吸をモニターすることが必要である。必要であれば経皮的酸素飽和度モニターの使用も考慮する。

4.2.4.3. 鎮静剤使用時は観察者が磁気シールド室内に入り、継続的に観察することが望ましいが、それが困難な場合は監視カメラによる継続的モニターを行うべきである。

4.2.4.4. 残存する鎮静薬の効果により検査終了後に事故が発生しないように、投与量に配慮することと、検査終了後に回復の十分な観察を行うか、または退室時に付き添い者をつけるのが望ましい。

4.2.5. 救急設備

4.2.5.1. 鎮静薬剤を用いる場合、呼吸抑制に速やかに対応できる体制とする。また可及的に使用できる吸引機器、酸素投与機器等が配備されていることが望ましい。

4.2.6. 鎮静中の記録室内の同席

4.2.6.1. 必要に応じて、また検査にかかる危険回避のために、被検者以外の者の記録室内への同席を考慮する。

4.2.6.2. 記録室内の同席の目的は、不慮の事故の防止、被検者の心理的な不安の除去、モニターやマイクでは検者との意思疎通が困難な被検者、その他の補助や詳細な観察が必要な場合、などである。

4.3. 頭部の位置と固定

4.3.1. デュアーと頭部の隙間が大きく開く場合、中間の空間を埋める詰め物(タオル、スポンジなど)をするなど可能な限り頭部の固定の向上に努める。

4.3.2. 頭部がデュアーに対し小さく中央での測定が不可能である場合は、いずれかの側面に寄せることで信号の利得を大きくする。この場合、頭部の位置と向きを何回か変更してなるべく頭部全体を計測するよう心がける。記録の際、どの部位の記録であるのかを記載し、解析の際に留意する必要がある。

4.3.3. 被験者と検査台は、転落防止のためにバンドや保護柵等で安全を確保する。

4.4. 留意点

4.4.1. 各磁気センサーと頭部との距離が均一であることが理想であるが、そうでない計測を行った場合は、結果の解釈に注意する。

5. 判読と解析

5.1. 判読・解析の対象

5.1.1. 記録終了時に得られている時系列データ(自発脳磁場と誘発脳磁場)の判読およびそれらをもとに行う電流源解析が、脳磁図解析の主となる。

5.1.2. より高精度の電流源解析を行うことなどを目的として、時系列データに対して二次処理が行われることがある。

5.2. 二次処理

5.2.1. 二次処理前の波形確認の重要性

5.2.1.1. 二次処理の中では、フィルターの適用や加算平均法などがよく用いられる。

5.2.1.2. 二次処理を始めるにあたっては、まず、時系列データとなっている対象とする脳磁図の波形(連続記録データもしくは加算平均データ)を検討することが重要である。全チャンネルの波形を観察することにより、アーチファクトの混入やS/N比の良否の判定が容易となる。

5.2.1.3. 二次処理の中でも、加算平均法や、周波数解析など、時系列情報の変化を伴うものに関しては、特に最初の段階での波形の検討が重要である。

5.2.2. フィルターの適用

5.2.2.1. 記録した波形には、通常、システム雑音、環境雑音の他に、解析対象以外の生体信号が含まれているので、対象とする波形や目的に応じて、フィルターを適用してもよい。

5.2.2.2. フィルターとしては、一般的に用いられる低域遮断フィルター、高域遮断フィルター、帯域阻止フィ

- ルターのような周波数フィルターの他に、機器特有のフィルターがある。
- 5.2.2.3. いずれのフィルターを用いる場合も、除去する成分を雑音と認定することの妥当性について検討を行い、適用法にも慎重な配慮が必要である。
- 5.2.2.4. 波形判読を容易にするために高域遮断フィルターを使用してもよい。商用交流電源による 50 Hz 又は 60 Hz に関連したノイズを記録中に除くことができなかつた場合は、連続記録データに対して、帯域阻止フィルターを使用しても良い。
- 5.2.2.5. 低域遮断フィルターの適応にあたっては、目的の遮断周波数に適合した十分な時間のデータが必要である。オフラインで加算平均処理を行う場合には、加算の前に低域遮断フィルターを適応するのが望ましい。
- 5.2.2.6. 周波数フィルターの通過帯域、阻止帯域、ならびにその遮断特性は対象とする波形や目的により変更するのが望ましい。
- 5.2.2.7. 使用するフィルターには直流成分の除去（オフセットフィルター）も含まれるが、解析上、重大な意味を持つのは振幅値をもとに電流源推定を行う場合である。
- 5.2.2.8. 心電図などの特別な特性をもつ雑音の排除に主成分分析、独立成分分析などの解析的雑音除去手法を用いることも可能であるが、その場合は除去する成分の妥当性について慎重な検討を行うべきである。
- 5.2.3. 加算平均
- 5.2.3.1. 磁場信号が小さい場合には S/N 比を改善する目的で、連続記録データを対象としてオフラインで加算平均処理を行うことができる。
- 5.2.3.2. 外部刺激の開始や終了時点などを加算基準時点とするオフライン加算平均の場合は、オンライン中の加算平均法と同様に扱うことができる。加算基準信号（トリガー信号）の加算平均も行い、想定通りの波形になっていることを確認することが重要である。
- 5.2.3.3. 脳波、脳磁図の棘波や筋電図などの生体信号や、反応信号などを用いてオフラインで新たな加算基準時点を定め、加算基準時点前後を含めて加算平均処理をすることができる。
- 5.2.3.4. 前項の場合は、加算平均の対象となる複数区間において、脳内事象が同一と推定できる時点を加算基準時点として選択する必要がある。脳波もしくは脳磁図の波形から 1 時点を選択する時は、対象波形におけるピークまたは立ち上がりを用いることを推奨する。筋電図では一般的に立ち上がりが用いられる。また、加算基準点における等磁場図が近似しているもののみを加算平均の対象に限定することもできる。
- 5.2.3.5. 加算平均して得られた波形は、原波形と同様に波形評価、等磁場図、電流源解析などに用いることができる。
- 5.3. 自発脳磁場及び誘発脳磁場の判読**
- 5.3.1. 全記録波形について視察的に確認するのが望ましい。
- 5.3.2. 自発脳磁場においては、脳波判読と同様、後頭部優位律動を含めた背景脳磁場の異常の有無、磁気棘波・鋭波・徐波などの突発波の異常の有無を確認する。
- 5.3.3. 突発波が認められる際は、脳波の棘波と磁気棘波の対応の有無、波形の形状、潜時などについて検討する。
- 5.3.4. 誘発脳磁場の判読は誘発電位の方法に準じるが、2 セット以上の記録を繰り返し、反応の再現性を確認することが重要である。
- 5.3.5. 2 セット以上の記録において波形の再現性がある場合は、複数セットの総加算平均波形を電流源解析に用いることができる。この場合、検出コイルと頭部の相対位置の変化が許容範囲内にあることを検証するのも 1 つの方法である。また、各セットの波形の S/N 比が十分な場合は、それぞれの電流源解析の結果をもって、再現性の確認とすることもできる。
- 5.3.6. 誘発脳磁場と同時に誘発電位を記録している場合は、電位分布と磁場分布が両方で矛盾がないかどうかを検討する。
- 5.4. 電流源解析**
- 5.4.1. 電流源解析の対象
- 5.4.1.1. 測定した脳磁場、誘発脳磁場をもとに脳内の電気生理学的活動を推定することを、電流源解析と称する。
- 5.4.1.2. 自発脳磁場においては背景脳磁場、誘発脳磁場に

- においては刺激前の基線活動を基準とし、それらよりも顕著な信号変化を示した時点での推定が中心となる。
- 5.4.2. 等磁場図の評価
- 5.4.2.1. 任意の時点での等磁場図の評価は、推定可能な電流源の数と平面的な分布の概略を知るのに簡便で有用な方法である^{17,94}。
- 5.4.2.2. 等磁場図は推定結果の電流源よりは原データに近いという長所がある。
- 5.4.2.3. 等磁場図は対象時間の信号の大きさをもとに作成されるが、振幅決定にあたっては、直流成分や解析対象外の周波数成分の除去が必要となる。
- 5.4.2.4. 直流成分を除去する場合には、解析対象信号の影響のないと推定される時点であれば、対象信号の前もしくは後の一定区間を設定し、その区間の平均値を直流成分として扱うことができる。
- 5.4.2.5. 自発脳磁場などのように、解析対象信号の持続時間に比べて十分に長い時間の記録がある場合は、記録全区間を直流成分除去の計算に用いることができる。加算平均波形の場合は、通常、前項(5.4.2.4. 項)のように加算平均時間帯の中の一部をもって直流成分決定の時間帯とすることが多い。設定した加算平均時間帯全体が定常状態となっている場合は、加算平均時間帯全体を直流成分計算の対象時間とすることもできる。
- 5.4.2.6. 解析対象外の周波数成分の除去にあたって周波数フィルターを用いる場合は、5.2.2. 項目のフィルターの適用の記載に留意する。
- 5.4.2.7. Magnetometer または軸型 gradiometer の場合は磁場の湧きだしと吸い込みの個数と位置関係を確認する。平面型 gradiometer の場合は、極大点の数と各極大点での磁場ベクトルの方向を確認する。
- 5.4.2.8. 非全頭型または全頭型でも小児などのように部分的な記録しかできない場合には、記録時に等磁場図を作成し、最良の記録が可能となるように、被検者の頭部とデュワーとの位置関係を調整する。
- 5.4.3. 単一等価電流双極子モデル解析
- 5.4.3.1. 単一等価電流双極子モデルの適応
- 5.4.3.1.1. 仮想的に正負等価の1対の電荷が1カ所に存在するものを等価電流双極子と称し、それが脳内に存在する場合にみられる等磁場図の理論的分布を双極子パターンとする⁹⁴。
- 5.4.3.1.2. ある時点における等磁場図が、双極子パターンに近似していると判断された場合は、単一等価電流双極子モデルを用いてその時点における電流源として単一双極子推定をすることができる^{5,19,70}。
- 5.4.3.1.3. 電流源が複数あるとみなされる場合でも、相互の距離が離れている場合には、各々の電流源に関連の高いチャンネルのみを選択することで局所における単一双極子推定を行うことが可能である。
- 5.4.3.1.4. 推定計算には、対象となる時点での信号振幅を用いる場合が多いので、直流成分の除去、解析対象外の周波数成分の除去などについて、5.4.2.3.～5.4.2.6. 項の条項に留意する。
- 5.4.3.1.5. 結果の解釈にあたっては、単一等価電流双極子モデルで近似できる電流源であっても、実際は有限の面積をもった電流源であること、また、分解能以下に近接する複数の電流源がひとつの電流源として計算されている可能性を常に念頭に置かなければならない^{20,45,60}。
- 5.4.3.1.6. 単一双極子モデルの分解能以上離れている電流源の場合も、推定に利用するチャンネルの選択が不適切な場合は、誤った推定になることに留意する。
- 5.4.3.2. 仮想球の設定
- 5.4.3.2.1. 単一等価電流双極子モデルを用いて電流源を推定するには、脳を球に見立てる球モデルと実際の実脳形状を用いる実脳形状モデルのいずれかを用いるが、臨床検査で用いる場合には球モデルの仮定を用いて構わない^{16,73,95}。
- 5.4.3.2.2. 球モデルには、何らかの方法で得られた頭部形状をもとに、大脳の関心領域の大部分を含み、球形に適合した場合の適合誤差が最小となるような球を設定する。
- 5.4.3.3. 波形における解析点
- 5.4.3.3.1. 電流源の大きさと広がりとは時間とともに変化するので、波形のどの時点かを計算したかは、解析を行う上で重要である。
- 5.4.3.3.2. S/N 比の観点から、振幅の大きい時点解析点として選ぶのが一般である。
- 5.4.3.3.3. 各成分の頂点のみでなく、その前後の複数時点の解析を行うこともある。この場合、電流源の推定結果として1時点を選ぶ場合は、5.4.3.4.1 記載の

評価指標などを用いて選択する。

- 5.4.3.3.4. 異常波の初期発生源を推定する目的の場合は可及的に早期の成分を計算するべきであるが、計算誤差を小さくするためには振幅の大きな時点を計算したほうが良く、両観点より適切な時点を選ぶ必要がある。この場合に、5.4.3.4.1. 記載の評価指標を利用することもできる。
- 5.4.3.4. 単一等価電流双極子仮定の信頼性
 - 5.4.3.4.1. 単一等価電流双極子仮定では goodness of fit¹⁹⁾, total error, 相関係数, confidence volume⁷⁾などの近似の良好さを示す指標が得られる。しかしながら、単一等価電流双極子推定では、いかなる評価指標を用いても、信頼度が低い場合の指標とはなりうるが、数値上での近似性がモデルの信頼性の保証とはなっていないことに注意すべきである。これらの信頼性指標については施設ごとに目的に応じて基準を定めることとする。
 - 5.4.3.4.2. 推定された電流源の方向及び向きは大脳皮質錐体細胞の尖頂樹状突起の解剖学的な向きを示す情報であり、診断的価値を有する²⁶⁾。
 - 5.4.3.4.3. 電流源の方向及び向きが診断的価値を有するためには、対象成分において、常に一定の基準に従い解析点を選択されている必要がある。誘発脳磁場の場合は、誘発電位の成分との対比、もしくは潜時より該当成分を同定し、その頂点潜時で評価する。てんかん棘波の場合は最初の頂点潜時で評価するのを原則とする。
- 5.4.4. 複数双極子推定
 - 5.4.4.1. 等磁場図において複数の双極子パターンを認める場合には2-dipole法などの複数双極子推定により複数の電流源を推定することが可能である⁷⁴⁾。
 - 5.4.4.2. 仮定する双極子数が増えると、推定値が極小点(local minimum)に固定される危険度が増すので、複数双極子推定においては、単一双極子推定と同等以上の慎重さが求められる。
 - 5.4.4.3. 近接した部位及び近接した時間の条件において複数双極子推定を適応するのは一般に困難であり、推定誤差も大きくなるので慎重を要する。
- 5.4.5. 双極子モデル以外の解析方法
 - 5.4.5.1. 電流源推定には、双極子モデル以外の空間フィルター、L1 ノルム⁸⁹⁾, L2 ノルム²⁷⁾などの開発中の解析

方法を使用することも認められる。

- 5.4.5.2. 双極子モデル以外の電流源推定法は、手技として一般化されていないため、信頼性については各施設で検証を行わなければならない。
 - 5.4.5.3. 双極子推定以外の電流源推定法を臨床検査として使用する場合には、現時点においては従来の双極子モデルによる解析結果と併記されるべきである。
 - 5.4.6. 脳画像との合成
 - 5.4.6.1. 推定された電流源は、各種脳解剖画像上に重畳することにより、有意義な臨床情報を得られる可能性がある。
 - 5.4.6.2. 重畳に利用する脳解剖画像はMRIを基本とするが、他の画像により有用な情報がある場合は、この限りでない。
 - 5.4.6.3. 脳解剖画像との重畳手技には制限はなく、精度の高い重畳が可能であればどのような方法を使用してもよい。
- 5.5. てんかん棘波の解析**
- 5.5.1. 解析対象の選定
 - 5.5.1.1. 本指針では、個々のてんかん棘波での推定を1時点でのみ行う場合、「ある区間を選択して解析した中で、correlation, goodness of fitなどの評価指標をもとに解析点を選ぶ」もしくは「棘波の最大振幅時点」を選ぶことを推奨する。
 - 5.5.1.2. てんかん原性焦点を探索する目的の場合、棘波の解析を推奨する。
 - 5.5.1.3. やむを得ず棘波以外の鋭波や異常徐波を対象としててんかん原性焦点の電流源解析を行なう場合は、報告に注意書きを付記することを原則とする。
 - 5.5.1.4. 複数の解析点で経時的にてんかん原性焦点の電流源の変化を検討する場合は、評価指標の最良値や振幅最大点にこだわらずに解析することができるが、各時点での推定結果の信頼性を評価し、不適切な値は除外することが必要である。
 - 5.5.2. 電流モーメント
 - 5.5.2.1. てんかん棘波では推定した単一等価電流双極子の電流モーメントを妥当性の評価の一つとして用いることができる^{91,92)}。
 - 5.5.2.2. てんかん棘波で500 nAmを超える電流モーメントが推定された場合は、広大な電流源か推定の誤りのいずれかであり、結果を破棄するか、解釈を慎重

にするかのいずれかの対応を行わなければならない。

- 5.5.2.3. てんかん棘波で 50 nAm 以下の電流モーメントが推定された場合は、推定の誤りである可能性が高いため、原則として破棄する。
- 5.5.3. 必要解析数
 - 5.5.3.1. てんかん棘波では双極子推定の再現性が低いため、最低でも 10 個以上の棘波について信頼性の高い推定結果を得ることが望ましい。
 - 5.5.3.2. 推定された双極子の推定位置が複数の場所に分かれる場合や分布が広い場合には、信頼性を確保するために、さらに解析個数を増加する必要がある。
 - 5.5.3.3. 少数の棘波の電流源しか推定出来ない場合には、可能であれば追加の検査を行い、不可能であれば報告に信頼性に関する記載を行う。
- 5.5.4. クラスターの評価
 - 5.5.4.1. てんかん棘波の推定電流源の分布が限局して集中する場合にクラスターありと判断する。局在性の目安は脳回 1~2 個程度とするが、対象脳に存在する異常によりこれを超えてもよい。
 - 5.5.4.2. クラスターは解析したてんかん棘波の電流源を示すものであり、必ずしもてんかん原性焦点の位置を示すものではないことを、解釈にあたって留意する。
 - 5.5.4.3. 推定電流源が広汎に分布し、クラスターしない場合には電流源がひろいと解釈せず、電流源の特定は出来ないと判断する。
 - 5.5.4.4. 推定電流源の方向が一定方向を示す場合は、診断上有用な情報となりうる¹³⁾。

6. 記録の整理保存

6.1. 一般的事項

- 6.1.1. 報告書は真正性を保つものであれば電子媒体、書面の如何は問わない。
- 6.1.2. 検査結果の報告にあたっては、依頼事項があればそれに対応した所見の有無を明瞭に記載する。
- 6.1.3. 報告書は専門家以外も閲覧する可能性を考慮して、できるだけ平易な表現を心がける。
- 6.1.4. 報告書は、最低 2 部作成し、依頼医に送付した報告書の控えを保存し、随時参照できるようにしておくこと。

6.2. 報告書の書式

6.2.1. 一般的事項

- 6.2.1.1. 被験者記録の冒頭には必要に応じて次項以下の項目を記載する。ただし、施設の実情に応じて適宜、項目を変更もしくは削除しても構わない。

- 6.2.1.2. 報告書を簡素化する場合には、被験者 ID・検査日・検査項目・所見の 4 項目については必須とする。

6.2.2. 被験者属性

- 6.2.2.1. 被験者の病歴番号または患者番号、診療科名、入院/外来の別

- 6.2.2.2. 被験者の氏名、年齢、性別

- 6.2.2.3. 記録年月日、過去の測定日

- 6.2.2.4. 使用する MRI の番号または測定日

- 6.2.2.5. 脳磁図番号

6.2.3. 依頼事項

- 6.2.3.1. 脳磁図検査依頼時に主治医の特別な依頼があればその内容の要点を記載する。

6.2.4. 検査時被験者条件

- 6.2.4.1. 食事や服薬（注射）の有無、内容など

- 6.2.4.2. 主な神経症状（含むてんかん発作）

- 6.2.4.3. 被験者の態度や意識状態など

6.2.5. 測定条件

- 6.2.5.1. 検査項目（自発脳磁場、同時測定脳波の有無、誘発脳磁場の種類など）

- 6.2.5.2. 測定条件（サンプル周波数、オンラインフィルター、誘発脳磁場では、刺激の種類や方法、加算平均回数など）

- 6.2.5.3. 測定時間中の頭部の動きの有無

- 6.2.5.4. 記録担当者名

6.2.6. 補足事項

- 6.2.6.1. 頭部の大きさがセンサーの大きさにマッチしていない場合に測定位置と方法を記載

- 6.2.6.2. 賦活を行った場合には実施した賦活法の種類および検査のために使用した薬剤の種類と量

- 6.2.6.3. 準備から終了までの検査所要時間

6.2.7. 所見

- 6.2.7.1. 所見内容を記載し、解析担当者名の記入を行うこと。

- 6.2.7.2. 記録担当者と解析担当者が同じでも担当者名欄は個別にする。

6.3. 所見の記載^{1,3)}

6.3.1. 一般的事項

6.3.1.1. 脳磁図が、脳波の補助ではなく、高度に補完するものであることを認識し、所見の記載にあたっては、当該施設における各種解析方法に準じたものを明瞭に記載する。

6.3.1.2. 記載は冗長になることを避け、必要な項目を簡潔に、かつ主観を交えず述べるように努力すること。したがって、以下にあげる各項目は、必須ではなく、参考のためにあげてある。

6.3.2. 波形についての記載

6.3.2.1. 優位な律動および背景に関する記述

6.3.2.2. 主要な異常所見の種類、量、出現様式

6.3.2.3. 賦活による変化

6.3.2.4. 同時測定脳波との関連

6.3.2.5. 検査中に認められた臨床症状の変化と脳磁場との関係

6.3.3. 信号源推定

6.3.3.1. 解析方法と推定された信号源の解剖学的部位

6.3.3.2. 解析結果の記載にあたっては、オフラインフィルターなどの解析条件も併記することが望ましい。

6.3.3.3. 信号源は各被験者における頭部MRIに重畳して表示することが望ましい。

6.3.3.4. 推定された信号源に付随した解析パラメーター値 (goodness of fit, 誤差値, モーメント, z 値, t 値など)。

6.3.4. 診断や治療に関する助言の記載

6.3.4.1. 信号源推定などにおいて、数値や画像のみでは誤解を招きそうな点について、補足的な記載を行う。また、検査の依頼時にうけた検討事項などに対して可能であれば回答をおこなう。

6.4. 測定データと報告書の保存

6.4.1. 測定したデータは、解析前の全量の電子媒体による保存を原則とし、5年以上保存することが望ましい。やむを得ない場合は、異常所見の判定に関連した重要部分や信号源推定を行った部分のみの保存を行う。

6.4.2. 報告書と解析結果も原データと同様に保存し、できればデータベース化することが望ましい。

6.4.3. 保存に際しては、当該施設における設置管理者の指定する保管場所において管理し、プライバシーの保

護に十分留意し、真正性、見読性、保存性を解析報告者の責任において実施しなければならない。

6.4.4. データ保存の安全性を高めるため、デジタルデータについては二重保存を行うことを推奨する。

特記事項

本ガイドラインは、現時点での各施設の実情を踏まえた最小限の合意として作成されたものである。脳磁図はまだ技術的進歩があると予想されることから、本ガイドラインも一定期間が経過した後に、見直しや改訂を行うことが必要である。

文献

- 1) Baayen JC, de Jongh A, Stam CJ, et al : Localization of slow wave activity in patients with tumor-associated epilepsy. *Brain Topogr* 16 : 85-93, 2003.
- 2) Barkley GL, Baumgartner C : MEG and EEG in epilepsy. *J Clin Neurophysiol* 20 : 163-178, 2003.
- 3) Breier JI, Simos PG, Zouridakis G, et al : Language dominance determined by magnetic source imaging : a comparison with the Wada procedure. *Neurology* 53 : 938-945, 1999.
- 4) Breier JI, Simos PG, Fletcher JM, et al : Abnormal activation of temporoparietal language areas during phonetic analysis in children with dyslexia. *Neuropsychology* 17 : 610-621, 2003.
- 5) Brenner DJ, Lipton J, Kaufman L, et al : Somatically evoked magnetic fields of human brain. *Science* 199 : 81-83, 1978.
- 6) Butz M, Gross J, Timmermann L, et al : Perilesional pathological oscillatory activity in the magnetoencephalogram of patients with cortical brain lesions. *Neurosci Lett* 355 : 93-96, 2004.
- 7) Cohen D, Cuffin BN : Demonstration of useful differences between magnetoencephalogram and electroencephalogram. *Electroenceph clin Neurophysiol* 56 : 38-51, 1983.
- 8) Deecke L, Boscheret J, Weinberg H, et al : Magnetic fields of the human brain (Bereitschaftsmagnetfeld) preceding voluntary foot and toe movements. *Exp Brain Res* 52 : 81-96, 1983.
- 9) de Jongh A, Baayen JC, de Munck JC, et al : The influence of brain tumor treatment on pathological delta activity in MEG. *Neuroimage* 20 : 2291-2301, 2003.
- 10) Fernandez A, Maestu F, Amo C, et al : Focal temporoparietal slow activity in Alzheimer's disease revealed by magnetoencephalography. *Biol Psychiatry* 52 : 764-770, 2002.

- 11) Fujiki N, Naito Y, Nagamine T, et al : Influence of unilateral deafness on auditory evoked magnetic field. *Neuroreport* 9 : 3129-3133, 1998.
- 12) Fujita S, Nakasato N, Seki K, et al : *Visual evoked magnetic fields : Bilateral dipole pattern for the full-field stimulus*. In : Aine CJ, Flynn ER, Okada Y, Stroink G, Swithenby SJ, Wood CC, editors. *Biomag 96 : Proceedings of the Tenth International Conference on Biomagnetism*. New York, Springer-Verlag, pp 745-748, 2000.
- 13) 深尾憲二郎, 渡辺裕貴, 八木和一, ら : 側頭葉てんかんにおける広汎性鋭棘の起源—磁気双極子分布の二型と臨床症状の相関. *臨床脳波* 39(9) : 569-573, 1997.
- 14) Gallen CC, Sobel DF, Waltz T, et al : Noninvasive presurgical neuromagnetic mapping of somatosensory cortex. *Neurosurgery* 33 : 260-268, 1993.
- 15) Gerloff C, Uenishi N, Nagamine T, et al : Cortical activation during fast repetitive finger movements in humans : steady-state movement-related magnetic fields and their cortical generators. *Electroenceph clin Neurophysiol* 109 : 444-453, 1998.
- 16) Hämäläinen M, Sarvas J : Feasibility of the homogeneous head model in the interpretation of neuromagnetic fields. *Phys Med Biol* 32 : 91-97, 1987.
- 17) Hämäläinen M, Hari R, Ilmoniemi RJ, et al : Magnetoencephalography : theory, instrumentation, and application to noninvasive studies of the working human brain. *Rev Mod Phys* 65 : 413-497, 1993.
- 18) Hari R, Antervo A, Katila T, et al : Cerebral magnetic fields associated with voluntary limb movements in man. *Nuovo Cimento* 2 : 484-494, 1983.
- 19) Hari R, Joutsiniemi SL, Sarvas J : Spatial resolution of neuromagnetic records : theoretical calculations in spherical model. *Electroenceph clin Neurophysiol* 71 : 64-72, 1988.
- 20) Hari R : On brain's magnetic responses to sensory stimuli. *J Clin Neurophysiol* 8 : 158-169, 1991.
- 21) Hashimoto I, Mashiko T, Odaka K, et al : *Bilateral activation of the human motor cortex preceding unilateral voluntary finger extension as evidenced by magnetic measurements*. In : Baumgartner C, Deecke L, Stroink G, Williamson SJ, editors. *Biomagnetism : Fundamental research and clinical applications*. Amsterdam, Elsevier, pp 131-135, 1995.
- 22) Hatanaka K, Nakasato N, Seki K, et al : Striate cortical generators of the N75, P100 and N145 components localized by pattern reversal visual evoked magnetic fields. *Tohoku J Exp Med* 182 : 9-14, 1997.
- 23) Hatanaka K, Nakasato N, Nagamatsu K, et al : *Modification of the pattern-evoked magnetic fields associated with the location of the lesion along the visual pathways*. In : Nenonen J, Ilmoniemi RJ, Katila T, editors. *Proceedings of the 12th International Conference on Biomagnetism*. pp 145-149, 2001.
- 24) Hirata M, Kato A, Ninomiya H, et al : *Spatiotemporal distributions of brain oscillation during silent reading*. In : Hirata K, Koga Y, Nagata K, Yamazaki K, editors. *Recent Advances in Human Brain Mapping. Excerpta Medica ICS 1232*. Amsterdam, Elsevier, pp 35-39, 2002.
- 25) Hoshiyama M, Kakigi R, Berg P, et al : Identification of motor and sensory brain activities during unilateral finger movement : Spatio-temporal source analysis of movement associated magnetic fields. *Exp Brain Res* 115 : 6-14, 1997.
- 26) Humphrey DR : Re-analysis of the antidromic cortical response. II. On the contribution of cell discharge and PSPs to the evoked potentials. *Electroenceph clin Neurophysiol* 25 : 421-442, 1968.
- 27) Ilmoniemi RJ, Hämäläinen MS, Knuutila J : *The forward and inverse problems in the spherical model*. In : Weinberg H, Stroink G, Katila T, editors. *Biomagnetism : Applications & theory*. New York, Pergamon, pp 278-282, 1985.
- 28) Inoue T, Fujimura M, Kumabe T, et al : Combined three-dimensional anisotropy contrast imaging and magnetoencephalography guidance to preserve visual function in a patient with an occipital lobe tumor. *Minim Invasive Neurosurg* 47 : 249-252, 2004.
- 29) Inoue Y, Fukao K, Araki T, et al : Photosensitive and nonphotosensitive electronic screen game-induced seizures. *Epilepsia* 40(Suppl) 4 : 8-16, 1999.
- 30) Ishitobi M, Nakasato N, Yoshimoto T, et al : Abnormal primary somatosensory function in unilateral polymicrogyria : an MEG study. *Brain Dev* 27 : 22-29, 2005.
- 31) Iwasaki M, Nakasato N, Kanno A, et al : Somatosensory evoked fields in patients with comatose survivors after severe head injury. *Clin Neurophysiol* 112 : 204-210, 2001.
- 32) Iwasaki M, Nakasato N, Shamoto H, et al : Focal magnetoencephalographic spikes in the superior temporal plane undetected by scalp EEG. *J Clin Neurosci* 10 : 236-238, 2003.
- 33) Kakigi R : Somatosensory evoked magnetic fields following median nerve stimulation. *Neurosci Res* 20 : 165-174, 1994.
- 34) Kamada K, Oshiro O, Takeuchi F, et al : Identification of central sulcus by using somatosensory evoked magnetic fields and brain surface MR images : three dimensional projection analysis. *J Neurol Sci* 116 : 29-33, 1993.
- 35) Kamada K, Sager M, Moller M, et al : Functional and metabolic analysis of cerebral ischemia using magnetoencephalography and proton magnetic resonance spectroscopy. *Ann Neurol* 42 : 554-563, 1997.

- 36) Kandori A, Oe H, Miyashita K, et al : Abnormal auditory neural networks in patients with right hemispheric infarction, chronic dizziness, and moyamoya disease : a magnetoencephalogram study. *Neurosci Res* 44 : 273-283, 2002.
- 37) Kanno A, Nakasato N, Fujita S, et al : Right hemispheric dominance in the auditory evoked magnetic fields for pure-tone stimuli. *Electroenceph clin Neurophysiol (Suppl)* 47 : 129-132, 1996.
- 38) Kanno A, Nakasato N, Murayama N, et al : Middle and long latency peak sources in auditory magnetic fields for tone burst in humans. *Neurosci Lett* 293 : 187-190, 2000.
- 39) Kawaguchi S, Shinosaki K, Ukai S, et al : Interictal spikes in the fusiform and inferior temporal gyri of an epileptic patient with colored elementary visual auras : a 5-year longitudinal MEG ECD study. *Neuroreport* 14 : 637-640, 2003.
- 40) Kawamura T, Nakasato N, Seki K, et al : Neuro-magnetic evidence of pre- and post-central cortical sources of somatosensory evoked responses. *Electroenceph clin Neurophysiol* 100 : 44-50, 1996.
- 41) Kober H, Moller M, Nimsky C, et al : New approach to localize speech relevant brain areas and hemispheric dominance using spatially filtered magnetoencephalography. *Hum Brain Mapp* 14 : 236-250, 2001.
- 42) Lin YY, Shih YH, Hsieh JC, et al : Magnetoencephalographic yield of interictal spikes in temporal lobe epilepsy. Comparison with scalp EEG recordings. *Neuroimage* 19 : 1115-1126, 2003.
- 43) Lin YY, Chang KP, Hsieh JC, et al : Magnetoencephalographic analysis of bilaterally synchronous discharges in benign rolandic epilepsy of childhood. *Seizure* 12 : 448-455, 2003.
- 44) Mäkelä JP, Hari R, Valanne L, et al : Auditory evoked magnetic fields after ischemic brain lesions. *Ann Neurol* 30 : 76-82, 1991.
- 45) Mikuni N, Nagamine T, Ikeda A, et al : Simultaneous recording of epileptiform discharges by MEG and subdural electrodes in temporal lobe epilepsy. *Neuroimage* 5 : 298-306, 1997.
- 46) Modica PA, Tempelhoff R, White P : Pro- and anticonvulsant effects of anesthetics (part 1). *Anesth Analg* 70 : 303-315, 1990.
- 47) Muhlneckel W, Elbert T, Taub E, et al : Reorganization of auditory cortex in tinnitus. *Proc Natl Acad Sci USA* 95 : 10340-10343, 1998.
- 48) Näätänen R, Lehtokoski A, Lennes M, et al : Language-specific phoneme representations revealed by electric and magnetic brain responses. *Nature* 385 : 432-434, 1997.
- 49) Nagamatsu K, Nakasato N, Hatanaka K, et al : Neuro-magnetic detection and localization of N15, the initial response to trigeminal stimulus. *Neuroreport* 12 : 1-5, 2001.
- 50) Nagamine T, Toro C, Balish M, et al : Cortical magnetic and electric fields associated with voluntary finger movements. *Brain Topogr* 6 : 175-183, 1994.
- 51) Nakamura A, Yamada T, Goto A, et al : Somatosensory homunculus as drawn by MEG. *Neuroimage* 7 : 377-386, 1998.
- 52) Nakasato N, Levesque MF, Barth DS, et al : Comparisons of MEG, EEG, and ECoG source localization in neocortical partial epilepsy in humans. *Electroenceph clin Neurophysiol* 91 : 171-178, 1994.
- 53) Nakasato N, Fujita S, Seki K, et al : Functional localization of bilateral auditory cortices using an MRI-linked whole head magnetoencephalography (MEG) system. *Electroenceph clin Neurophysiol* 94 : 183-190, 1995.
- 54) Nakasato N, Seki K, Fujita S, et al : Clinical application of visual evoked fields using an MRI-linked whole head MEG system. *Front Med Biol Eng* 7 : 275-283, 1996.
- 55) Nakasato N, Seki K, Kawamura T, et al : Cortical mapping using an MRI-linked whole head MEG system and presurgical decision making. *Electroenceph clin Neurophysiol (Suppl)* 47 : 333-341, 1996.
- 56) Nakasato N, Kumabe T, Kanno A, et al : Neuro-magnetic evaluation of cortical auditory function in patients with temporal lobe tumors. *J Neurosurg* 86 : 610-618, 1997.
- 57) Nakasato N, Yoshimoto T : Somatosensory, auditory, and visual evoked magnetic fields in patients with brain diseases. *J Clin Neurophysiol* 17 : 201-211, 2000.
- 58) Nakasato N, Itoh H, Hatanaka K, et al : Movement-related magnetic fields to tongue protrusion. *Neuroimage* 14 : 924-935, 2001.
- 59) Ohtomo S, Nakasato N, Kanno A, et al : Hemispheric asymmetry of the auditory evoked N100m response in relation to the crossing point between the central sulcus and sylvian fissure. *Electroenceph clin Neurophysiol* 108 : 219-225, 1998.
- 60) Oishi M, Otsubo H, Kameyama S, et al : Epileptic spikes : magnetoencephalography versus simultaneous electrocorticography. *Epilepsia* 43 : 1390-1395, 2002.
- 61) Oishi M, Kameyama S, Morota N, et al : Fusiform gyrus epilepsy : the use of ictal magnetoencephalography. Case report. *J Neurosurg* 97 : 200-204, 2002.
- 62) Oishi M, Otsubo H, Kameyama S, et al : Ictal magnetoencephalographic discharges from elementary visual hallucinations of status epilepticus. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 74 : 525-527, 2003.
- 63) Ossadtchi A, Baillet S, Mosher JC, et al : Automated interictal spike detection and source localization in magnetoencephalography using independent components analysis and spatio-temporal clustering. *Clin*

- Neurophysiol* 115 : 508-522, 2004.
- 64) Paetau R, Saraneva J, Salonen O, et al : Electromagnetic function of polymicrogyric cortex in congenital bilateral perisylvian syndrome. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 75 : 717-722, 2004.
 - 65) Papanicolaou AC, Simos PG, Breier JI, et al : Magnetoencephalographic mapping of the language-specific cortex. *J Neurosurg* 90 : 85-93, 1999.
 - 66) Papanicolaou AC, Castillo E, Breier JI, et al : Differential brain activation patterns during perception of voice and tone onset time series : a MEG study. *Neuroimage* 18 : 448-459, 2003.
 - 67) Patarraia E, Simos PG, Castillo EM, et al : Does magnetoencephalography add to scalp video-EEG as a diagnostic tool in epilepsy surgery? *Neurology* 62 : 943-948, 2004.
 - 68) Po-Hung Li L, Shiao AS, Lin YY, et al : Healthy-side dominance of cortical neuromagnetic responses in sudden hearing loss. *Ann Neurol* 53 : 810-815, 2003.
 - 69) Reite M, Teale P, Rojas DC : Magnetoencephalography : applications in psychiatry. *Biol Psychiatry* 45 : 1553-1563, 1999.
 - 70) Romani GL, Williamson SJ, Kaufman L : Biomagnetic instrumentation. *Rev Sci Instrum* 53 : 1815-1845, 1982.
 - 71) Ropohl A, Sperling W, Elstner S, et al : Cortical activity associated with auditory hallucinations. *Neuroreport* 15 : 523-526, 2004.
 - 72) Salmelin R, Hari R, Lounasmaa OV, et al : Dynamics of brain activation during picture naming. *Nature* 368 : 463-465, 1994.
 - 73) Sarvas J : Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem. *Phys Med Biol* 32 : 11-22, 1987.
 - 74) Scherg M, Hari R, Hämäläinen M : *Frequency-specific sources of auditory N19-P30-P50 response detected by multiple source analysis of evoked magnetic fields and potentials*. In : Williamson SJ, Hoke M, Stroink G, Kotani M, editors. *Advances in biomagnetism*. New York, Plenum, pp 97-100, 1989.
 - 75) Seki K, Nakasato N, Fujita S, et al : Neuromagnetic evidence that the P100 component of pattern reversal visual evoked response originates in the bottom of calcarine fissure. *Electroenceph clin Neurophysiol* 100 : 436-442, 1996.
 - 76) Shigeto H, Tobimatsu S, Yamamoto T, et al : Visual evoked cortical magnetic responses to checkerboard pattern reversal stimulation : a study on the neural generators of N75, P100 and N145. *J Neurol Sci* 156 : 186-194, 1998.
 - 77) Shiraishi H, Watanabe Y, Watanabe M, et al : Interictal and ictal magnetoencephalographic study in patients with medial frontal lobe epilepsy. *Epilepsia* 42 : 875-882, 2001.
 - 78) Simos PG, Diehl RL, Breier JI, et al : MEG correlates of categorical perception of a voice onset time continuum in humans. *Brain Res Cogn Brain Res* 7 : 215-219, 1998.
 - 79) Simos PG, Papanicolaou AC, Breier JI, et al : Localization of language-specific cortex by using magnetic source imaging and electrical stimulation mapping. *J Neurosurg* 91 : 787-796, 1999.
 - 80) Smith JR, King DW, Park YD, et al : A 10-year experience with magnetic source imaging in the guidance of epilepsy surgery. *Stereotact Funct Neurosurg* 80 : 14-17, 2003.
 - 81) Suzuki K, Okuda J, Nakasato N, et al : Auditory evoked magnetic fields in patients with right hemisphere language dominance. *Neuroreport* 8 : 3363-3366, 1997.
 - 82) Suzuki K, Okuda J, Nakasato N, et al : *Spatio-temporal pattern of visual evoked magnetic fields in patients with cerebral infarction in the left medial occipital lobe*. In : Yoshimoto T, Kotani M, Kuriki S, Karibe H, Nakasato N, editors. *Recent advances in biomagnetism*. Sendai : Tohoku University Press, pp 708-711, 1999.
 - 83) Szmuk P, Kee S, Pivalizza EG, et al : Anaesthesia for magnetoencephalography in children with intractable seizures. *Paediatr Anaesth* 13 : 811-817, 2003.
 - 84) Szymanski MD, Perry DW, Gage NM, et al : Magnetic source imaging of late evoked field responses to vowels : toward an assessment of hemispheric dominance for language. *J Neurosurg* 94 : 445-453, 2001.
 - 85) Taniguchi M, Yoshimine T, Cheyne D, et al : Neuromagnetic fields preceding unilateral movements in dextrals and sinistrals. *Neuroreport* 9 : 1497-1502, 1998.
 - 86) Teale P, Carlson J, Rojas D, et al : Reduced laterality of the source locations for generators of the auditory steady-state field in schizophrenia. *Biol Psychiatry* 54 : 1149-1153, 2003.
 - 87) Tiihonen J, Hari R, Hämäläinen M : Early deflections of cerebral magnetic responses to median nerve stimulation. *Electroenceph clin Neurophysiol* 74 : 290-296, 1989.
 - 88) Ugawa Y, Uesaka Y, Terao Y, et al : Pathophysiology of sensorimotor cortex in cortical myoclonus. *Clin Neurosci* 3 : 198-202, 1995-1996.
 - 89) Uutela K, Hämäläinen M, Somersalo E : Visualization of magnetoencephalographic data using minimum current estimates. *Neuroimage* 10 : 173-180, 1999.
 - 90) 渡辺裕貴, Sato Susumu, 中村文裕, ら : 脳磁図双極子と脳波から見た epilepsy partialis continua. *脳と神経* 47 : 357-362, 1995.
 - 91) 渡辺裕貴 : てんかん患者の脳磁図所見と dipole 推定. *脳波と筋電図* 24(5) : 275-283, 1996.
 - 92) 渡辺裕貴, 白石秀明, 山田康一郎, ら : てんかん棘波の電流モーメント, 棘波幅, 焦点内分布の数値. *臨床脳波* 42(10) : 643-648, 1999.

- 93) Wienbruch C, Moratti S, Elbert T, et al : Source distribution of neuromagnetic slow wave activity in schizophrenic and depressive patients. *Clin Neurophysiol* 114 : 2052-2060, 2003.
- 94) Williamson SJ, Kaufman L : Biomagnetism. *J Magnetism and Magnetic Mater* 22 : 129-201, 1981.
- 95) Yamamoto T, Williamson SJ, Kaufman L, et al : Magnetic localization of neuronal activity in the human brain. *Proc Natl Acad Sci USA* 85 : 8732-8736, 1988.
- 96) Yoshimine T, Kato A, Taniguchi M, et al : Translucence stereoscopy of interictal magnetoencephalographic epileptiform discharge. *Neurol Res* 20 : 572-576, 1998.
- 97) Yu HY, Nakasato N, Iwasaki M, et al : Neuromagnetic separation of secondarily bilateral synchronized spike foci : report of three cases. *J Clin Neurosci* 11 : 644-648, 2004.
- 98) Zijlmans M, Huiskamp GM, Leijten FS, et al : Modality-specific spike identification in simultaneous magnetoencephalography/electroencephalography : a methodological approach. *J Clin Neurophysiol* 19 : 183-191, 2002.