

聴覚誘発磁界のN100m反応時における信号源推定の解析

吉川 智子 (東海学院大学人間関係学部)
岩田 吉生 (愛知教育大学障害児教育講座)

要約 大脳皮質聴覚野活動を検討するために、脳磁図 (magnetoencephalography ; MEG) を用い、聴覚誘発磁界 (AEF) のN100mの反応の波形と、信号源推定の解析を行うことを目的とした。

方法としては、聴力正常者を対象とした。ニューロマグ社製システム (Neuromag Ltd., Vector View™, Helsinki, Finland) のヘルメット型脳磁計を使用して、聴覚誘発磁界 (AEF) のN100mを計測した。刺激音は、持続時間60ms, rise/fall timeは10msの1kHz トーンバーストを使用した。音圧は、基準音圧80dB (SPL) と、左右側耳の閾値を上昇および下降にてランダムに一側耳から呈示した。50回の加算平均を各2回行い、対側耳から40dB (SPL) のホワイトノイズでマスキングをした。測定中の覚醒状態を確認するために、脳波 (EEG) の計測も同時に行った。また、磁場発生源の解剖学的な位置を明らかにするために、MRI画像上に脳磁場データを重ね合わせて、解析を行った磁場発生源の解剖学的位置を明確にさせた。

結果として、基準音圧80dB (SPL) 呈示時では、一側耳の刺激においても、両半球に反応が認められた。さらに、刺激耳に対する対側反応は、同側反応に比べて潜時が短く、振幅が大きい交叉優位性が示唆された。電流双極子モデルで推定した結果、信号源は側頭葉上面に推測された。

脳磁図は、大脳皮質レベルにおける聴覚機能の評価や、信号源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ことが考察された。また、加算平均波形において限界のある解析などに対しては、コヒーレンス解析を適用させるなどして、適宜、解析法を検討する必要性が推察できた。また、脳磁図は非侵襲性に、大脳半球別に聴覚野の活動を評価できるため、聴覚管理や聴覚補償の左右耳の決定などに幅広く応用が可能であると考えられた。

キーワード : 脳磁図 (magnetoencephalography), 超伝導量子干渉計 (SQUIDs), 聴覚誘発磁界 (AEF), N100m

1. はじめに

脳波 (EEG) は、大脳皮質錐体細胞の樹状突起で生じたシナプス後電位の加重を記録しているが、一方、脳磁図 (magnetoencephalography; MEG) は、神経細胞の細胞内電流に起因する微弱な磁界を超伝導量子干渉素子 (superconducting quantum interference device ; SQUID) を用いて計測する。皮質下からの入力によって、樹状突起に生じたシナプス後電位は、皮質表層に対して垂直方向の電流双極子を形成する。そのため、脳磁図で捉えることができる磁場は、大脳皮質領域の中でも、脳溝内の皮質で生じた電位に対応した磁場をよく反映していると考えられている。また、空間解像度、時間解像度に優れており、しかも、頭蓋骨や髄液などによる頭部導電率不均一性によって信号が歪められず、脳波に比べて高い信号源推定精度を有する。

脳磁図に臨床応用がされている検査項目の1つに、聴覚誘発磁界 (AEF) がある。これは、聴覚誘発電位とは異なり、左右の聴覚野の反応を明瞭に分離して評価することが可能であるため、大脳皮質聴覚野の一側性の異常や、軽微な左右差の存在も鋭敏に検出することができる¹⁻⁴⁾。また、脳の器質的、機能的疾患、聴覚野の同定、および大脳皮質レベルにおける機能異常の評価の際に有効であることが報告されている⁵⁾⁻¹⁰⁾。さ

らに、音刺激で誘発される磁場のうち、潜時30-150ms前後の中・長潜時反応は、同じ潜時の聴覚誘発電位に比較して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特徴がある。その上脳磁図は、脳の活動に伴って生じる微小な磁界を頭外のセンサーで計測するため、f-MRI (f-MRI: functional-Magnetic Resonance Imaging: 機能的磁気共鳴画像診断装置) が行うように高磁界を生体に加える必要がなく、PET (Positron Emission Tomography: 陽電子放射断層装置) が行うように、放射性同位元素を体内に入れる必要もない点において、非侵襲性の計測装置である。

そこで本研究では、脳磁図における聴覚誘発磁界 (AEF) を使用してN100m反応を測定し、聴覚正常者の大脳皮質における神経活動の信号源推定を行ったので報告する。

2. 方法

2.1. 被験者

被験者は、右利きで、かつ中枢障害がない正常聴力者の31歳の女性1名。純音聴力検査により、4分法で右側10dB (HL), 左側14dB (HL) の聴力正常であった。MRI (Magnetic Resonance Imaging: 磁気共鳴画像診断装置) により中枢が正常であることが確認された。Edinburgh Handedness Inventoryの利き手検査によ

り右利きが判定された。

2.2. MEG計測

磁気シールドルーム内に設置された、ニューロマグ社製システム (Neuromag Ltd., Vector View™, Helsinki, Finland) のヘルメット型脳磁計を用いて、安静臥位により覚醒状態にて測定が行われた。このシステムは、液体ヘリウムが充填されたヘルメット型容器の内側面に、脳磁センサーが均一間隔に配置されている。センサーは、一次微分型平面型グラディオメーターを使用した。これは2つの磁気検出コイルが同一平面上に17mmの間隔をもって配置され、両コイル間の磁場の空間差分を検出する。頭蓋の経線方向と緯線方向に感度を持った2つのグラディオメーターを一組とした、102組204チャンネルのグラディオメーターを使用した。

2.3. 聴覚誘発磁界 (AEF) の測定

聴覚機能評価として、聴覚誘発磁界 (AEF) を測定した。一般に、聴覚誘発磁界 (AEF) では、音刺激の開始から約30msの潜時で出現する陽性波P30mから記録されている¹¹⁾⁻¹³⁾。しかしながら、比較的安定的に記録できるのは、潜時50ms前後に出現する陽性波P50m、潜時100ms前後に出現する陰性波N100mである。特にN100mは最も安定的に記録が可能であるため、本研究では、刺激後約100msの周辺に出現するN100mの反応を測定し、信号源を推定した。

2.3.1. 刺激音

補聴器特性装置 (リオン株式会社) を用いて、2ccカプラにて刺激音圧を測定して調整した。刺激音は、持続時間60ms¹⁴⁾⁻¹⁸⁾ のrise/fall timeは10ms^{15)-16), 18)-20)} の1kHz²¹⁾⁻²⁵⁾ トーンバーストを使用した。呈示音圧は、基準音圧の80dB(SPL) と、閾値として右側耳は5dB(SPL)、左側耳は10dB(SPL) をランダムに一侧耳から呈示した。50回の加算平均にて各2回行い、対側耳から40dB(SPL) のホワイトノイズでマスキングをした。閾値の設定は、Bio-logの閾値テストから呈示した。平均刺激間隔¹⁸⁾ は毎秒0.3回で30%のランダムとして、信号はDC-100Hzフィルターにて処理後、サンプリング周波数1250Hzにて、刺激前0.1秒から刺激後0.4秒まで記録した。

2.4. 脳波 (EEG) の確認

一般に、N100m反応を含め、大脳皮質由来の反応は、脳幹由来の聴性脳幹反応由来 (auditory brainstem response: ABR) とは異なり、意識レベルの影響を大きく受ける特徴があり、睡眠により反応が著しく低下する。そのため、N100mの反応の測定時には、常に覚醒状態を保つ必要がある。本研究では、聴覚誘発磁界 (AEF) 測定と同時に、脳波 (EEG) の計測も行い、睡眠ステージの確認を行った。脳波は、ニューロマグ社製システム (Neuromag Ltd., Vector View™, Helsinki, Finland) を使用した。測定は、被験者の頭部をヘルメット型脳磁計に挿入した状態で覚醒下に行われた。電極をC³-A¹,

O¹-A¹, C⁴-A², およびO²-A²に設定した4チャンネルでモニタージュして行った。Windowsの長さは8.0sが使用された。

2.5. 磁場発生源の位置表示

磁場発生源の解剖学的な位置を明らかにするために、MRI画像上に脳磁場データを重ね合わせて、解析を行った磁場発生源の解剖学的位置を明確にさせた。MRI画像に脳磁場データを重ね合わせて描画するため、MRI画像の基準となる座標系と、脳磁場データの基準となる座標系の位置合わせをして数値化した。

2.5.1. 位置合わせシステム

測定の前に、Signa Horizon 1.5T (GE Medical Systems) を用い、連続スライス厚1.5mmのT1強調画像によるMRI立体画像を撮った。撮影時に直径7mmの肝油球を鼻根部と左右外耳孔前方に装着し、肝油球中心を通る直交3軸座標を定義した。MEGの計測直前に、肝油球をコイルと置換し、コイルに流した信号を磁界として超伝導量子干渉素子 (SQUID) にて計測することにより、頭部座標系における脳磁座標系における脳磁センサーの位置を決定した。さらに、画像処理ワークステーションとして、Iris Indigo (Silicon Graphics) を用い、被験者のMRI画像をもとに、被験者の頭部形状に対する近似球を計算した。得られた聴覚誘発磁界 (AEF) の反応の最大振幅チャンネルにおける頂点潜時での信号源位置を、電流双極子モデルを用いて推定した。その際、被験者個人のMRI画像に基づいた近似球を使用した。

2.6. 信号源解析方法

測定した磁場情報から、発生源を推定する方法として、測定された磁場の分布から、電流源を逆算して推定する逆問題 (inverse problem) を用いた。これは、頭皮に対して湧き出し方向の (センサーに向かってくる方向の磁束が作る) 磁場と、吸い込み方向の (センサーから離れていく方向の磁束が作る) 磁場の分布から右ねじの法則を用いて、ダイポールの向き・大きさ・位置を逆算して求めるものである。このような逆問題を解く必要があるということは、推定誤差が生じる可能性を考慮する必要があるため、適合度検定 (goodness of fit) を行った。

聴覚誘発磁界 (AEF) は、刺激後100msの潜時のピークに電流双極子を用いて解析した。解析箇所は、1) 各波形の振幅 (ダイポールの強さfT)、2) 各波形の潜時 (ms)、3) 信号源の位置 (mm) とした。解析時間は、聴覚誘発磁界で-500msから500msとした。

3. 結果

3.1. 聴覚誘発磁場

各音圧呈示時における聴覚誘発磁場の図を示した。全204チャンネルの刺激前500msから刺激後500msの波形を表している。1 kHz トーンバースト（持続時間：60ms, rise/fall times:10ms）の刺激に対してのN100mの反応を表した図である。図1と2は基準音圧80dB(SPL) 呈示時における頭部から見た聴覚誘発磁界であり、右側に右耳、左側に左耳、上側に鼻が位

置している。図からもわかるように、一側耳での刺激では、右側耳からの刺激でも、左側耳からの刺激においても、両半球に反応が認められた。また、大脳半球較差があり、刺激耳に対する対側反応は同側反応に比べて潜時が短く、振幅が大きい聴覚神経系の交叉優位性が示唆された。また、図3と4は左右耳の閾値呈示時における、脳磁図の全センサーから記録された波形を示した。閾値の呈示では、両半球において反応はほとんど認められなかった。

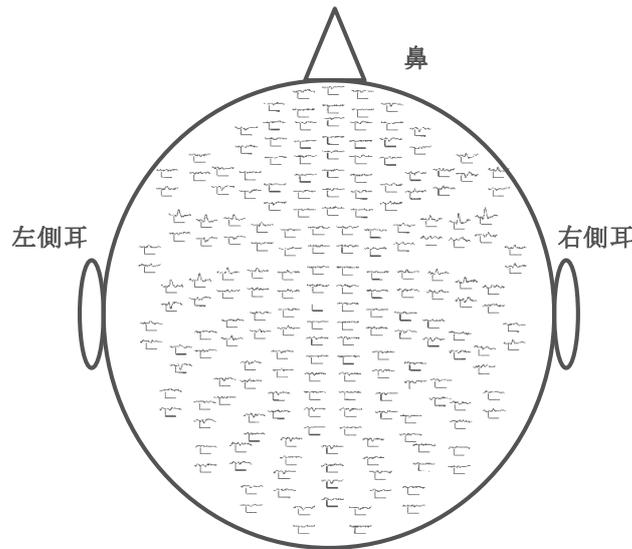


図1. 右側耳から基準音圧80dB(SPL) を呈示

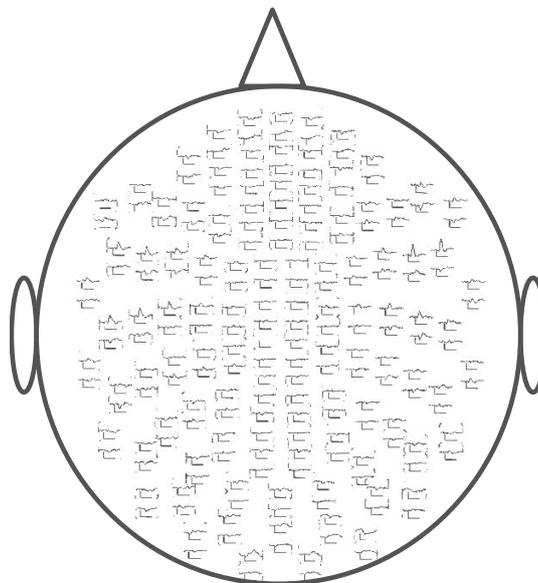


図2. 左側耳から基準音圧80dB(SPL) を呈示

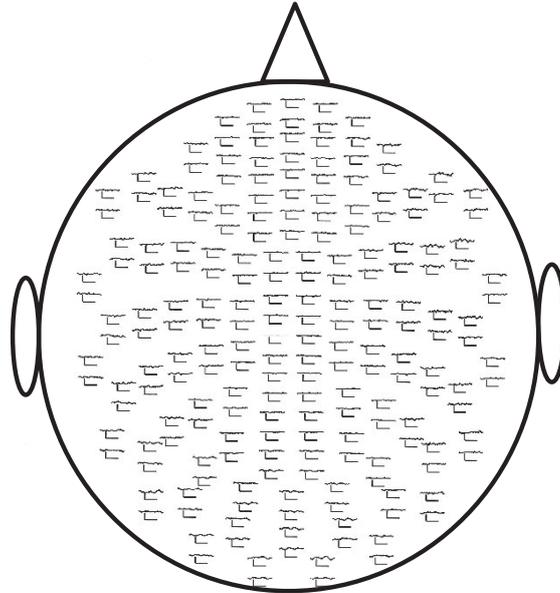


図 3. 右側耳から閾値 5 dB (SPL) を呈示

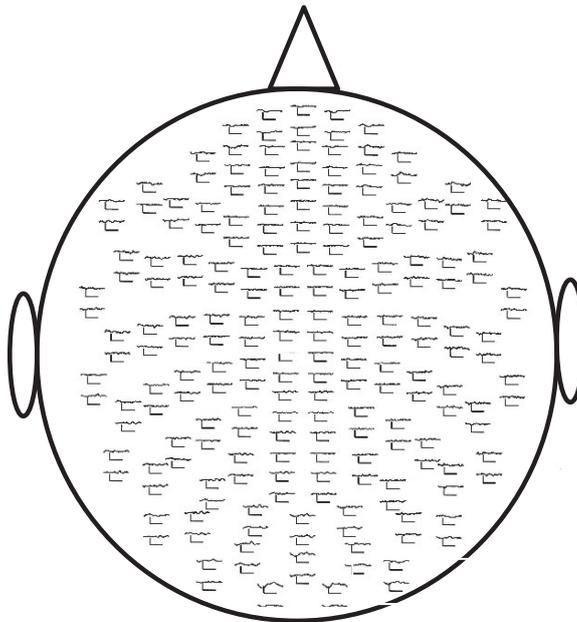


図 4. 左側耳から閾値10dB (SPL) を呈示

3.2. 反応波形, 等磁場線図, および電流双極子による信号源解析の推定

図5・6は80dB(SPL)の刺激音を右側耳から呈示したときの, N100mの反応波形, 各ピークにおける等磁場線図, および電流双極子による信号源推定の図である(Coronal View, Sagittal View, Axial View)。N100mの最大振幅時点における等磁場線図では, 側頭部に磁界の吹き出しと吸い込みが認められた。この2点の中間深部に磁界発生源である電流双極子があることが推定された。100m信号源電流が作り出す磁場分布が矢印で示され, 両側の聴覚野に下向きの電流が発生

する神経活動が引き起こされたことがわかった。80dB(SPL)呈示時では, 右側耳の刺激においても, 両半球に反応が認められた。さらに, 刺激耳に対する対側反応は, 同側反応に比べて潜時が短く, 振幅が大きい交差優位性が示唆された。N100mの信号源を電流双極子モデルで推定した結果, 信号源は, シルビウス裂下面, 両側側頭葉上面の後部に推定された。図7・8は80dB(SPL)の刺激音を左側耳から呈示したときの, N100mの反応波形, 各ピークにおける等磁場線図, および電流双極子による信号源推定を示した(Coronal View, Sagittal View, Axial View)。右側耳刺激と同

様に、N100mの最大振幅時点における等磁場線図では、側頭部に磁界の吹き出しと吸い込みが認められた。この2点の中間深部に磁界発生源である電流双極子があると推定された。N100m信号源電流が作り出す磁場分布が矢印で示されており、下向きの電流が発生する神経活動が認められた。80dB(SPL)呈示時では、左側耳の刺激においても、両半球に反応が認められた。さらに、刺激耳に対する対側反応は、同側反応に比べて潜時が短く、振幅が大きい交差優位性が示唆された。N100mの信号源を電流双極子モデルで推定した結果、信号源は、シルビウス裂下面、両側側頭葉上面の後部に推定された。

4. 考察

現在臨床応用されている脳磁図の計測には、大別して自発脳磁場と誘発脳磁場に区分できる。前者は自発的に出現する脳磁場を計測することにより、疾患の病態を把握するものであり、てんかんなどの機能的疾患や、脳虚血、および、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ている。一方、誘発脳磁場には、体性感覚誘発脳磁界(SEF)、聴覚誘発磁界(AEF)、視覚誘発磁界(VEF)、および言語関連磁場などがあるが、本研究では、大脳皮質聴覚野活動を検討するために、誘

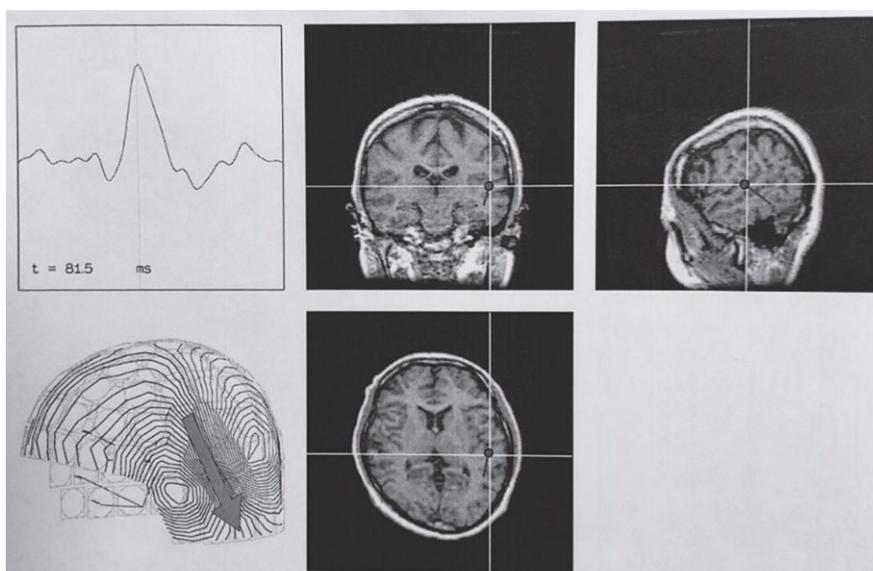


図5. 80dB(SPL)の刺激音を右側耳から呈示したときのN100mの反応波形、各ピークにおける等磁場線図、および電流双極子モデルによる信号源推定位置

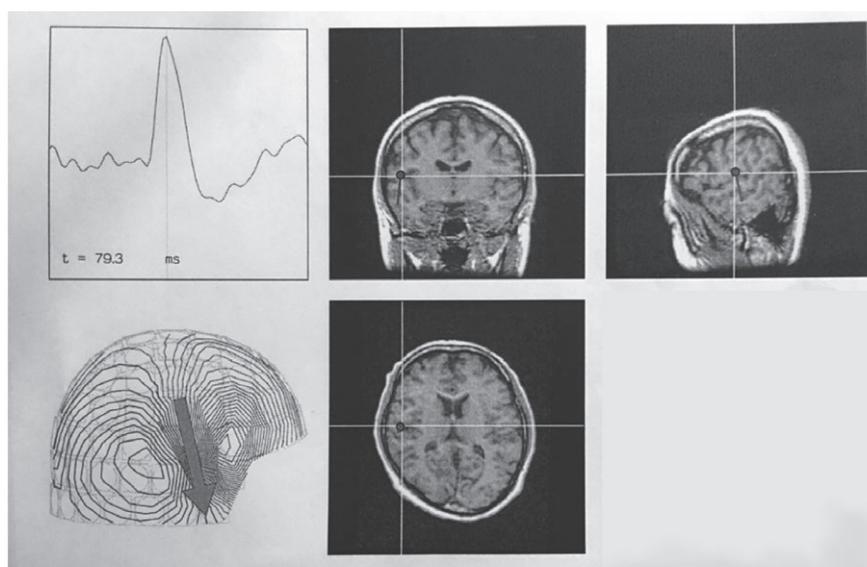


図6. 80dB(SPL)の刺激音を右側耳から呈示したときのN100mの反応波形、各ピークにおける等磁場線、電流双極子モデルによる信号源推定位置

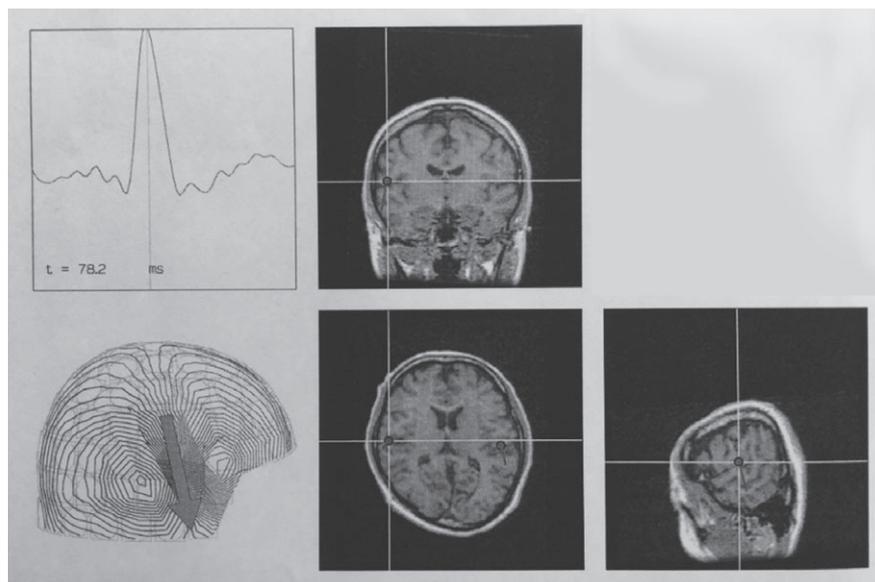


図7. 80dB (SPL) の刺激音を左側耳から呈示したときのN100mの反応波形, 各ピークにおける等磁場線図, 電流双極子モデルによる信号源推定位置

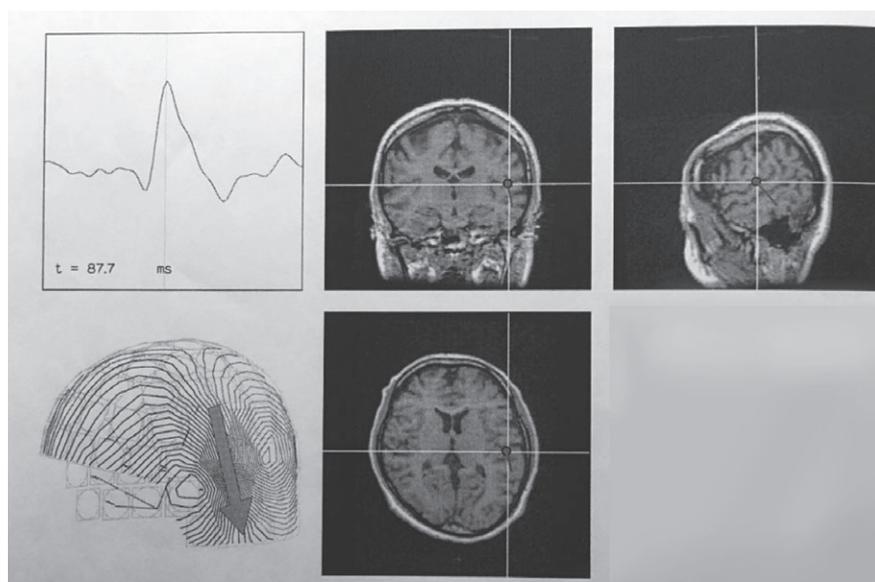


図8. 80dB (SPL) の刺激音を左側耳から呈示したときのN100mの反応波形, 各ピークにおける等磁場線図, 電流双極子モデルによる信号源推定位置

発脳磁界の聴覚誘発磁界 (AEF) の計測を行った。

ところで、聴覚誘発脳磁界 (AEF) で計測される波形と、脳波による聴性誘発反応 (auditory Evoked potential :AEP) との関係を見ると、それぞれ聴性中間反応 (MLR) における Pa, 緩反応 (SVR) における P1, N1, P2 等に相当^{26), 27)} し、いずれも中潜時から長潜時波形である。一方、短潜時応答である聴性脳幹反応 (auditory brainstem response: ABR) は磁界が非常に小さく、かつ発生源が脳幹深部にあるため、脳磁図による計測には適さないとの報告がある²⁸⁾。そこで本研究では、加算平均法により得られ、最も安定的に記録できる N100m の反応を計測して行った。

N100m の聴覚誘発磁場における結果では、閾値の呈示では両半球において反応が認められなかったが、80dB (SPL) 呈示時においては、一側刺激の右刺激においても、左刺激においても、両側性に反応が認められた。これは、聴覚伝導路における情報の伝達を反映した結果によるものと考えられた。つまり、蝸牛の内毛細胞と外毛細胞に分布する神経細胞は、蝸牛軸にあるらせん神経節に細胞体を持っており、その神経突起は蝸牛神経となり、延髄の蝸牛神経核ニューロンにシナプスされている。蝸牛神経核からの線維は、一部は刺激耳と同側を上行するが、多くは橋を通る中で反対側へ交叉し、上オリーブ核で終わる。そして両側

の上オリーブ核からは、外側毛帯、下丘、内側膝状体を経て、側頭葉の一次聴覚野に達し、下丘からの情報も両側の内側膝状体に伝えられ、同側の聴皮質に伝達される経過をたどる為²⁹⁾、聴覚誘発磁場において両半球に反応が出現をしたのも、この伝導路を反映したものと考察できた。

このように、外耳から入力された情報は、蝸牛の有毛細胞で神経信号に変換され、一次聴神経から聴覚伝導路を上行し両側の聴覚野に伝達されるが、多くは反対側へ交叉する交叉性の上行路が優位である。本研究における聴覚誘発脳磁界 (AEF) においても、対側性の優位を示す見解が示唆され、刺激耳に対する対側反応が同側反応に比較して潜時が短く、振幅が大きい結果となった。これは、従来の脳磁図における研究報告と一致した結果となった^{30) - 33)}。しかしながら、本研究では対象者数が少なく、かつ利き手が右利きの対象者に限定されていたため、右利きと左利き両者の被験者の対象者数を増やした上で、更に検討する必要性が考えられた。また、左右半球により、一次聴覚野の面積が異なり、大脳半球の解剖学的なニューロン数や側頭葉の形態の左右差があることについても、考察する上では考慮すべきではないかと考えられた。

ところで、脳磁図の主要な発生源は、大脳皮質錐体細胞尖樹状突起に発生した興奮性シナプス後電位 (EPSP) であり、この EPSP が発生することにより、細胞内電流が生じ、これらの電流は脳内の限局した部位に発生し、方向性を有し、電流双極子と呼ばれる。N100m の信号源を電流双極子モデルで推定した結果、信号源は、シルビウス裂下面、両側側頭葉上面の後部に推定された。また、両側の聴覚野に下向きの電流が発生する神経活動が引き起こされたことがわかった。従来の発生源を推定した報告では、使用する刺激音、脳磁図のチャンネル数や検出コイルの相違などにより、多少の相違はあるが、従来の報告においても、本研究の結果と一致して、シルビウス裂内の Heschl 横回、つまり一次聴覚野に推定された^{34), 37)} ことが明らかにされている。

いずれにしても、音刺激で誘発される磁場のうち、潜時30-150ms前後の中・長潜時反応は、同じ潜時の聴覚誘発電位に比較してS/N比が高く、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特徴があり、この特徴をいかして、大脳皮質レベルにおける聴覚機能の評価や、信号源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ことが考察された。

最後に、加算平均法についてであるが、外部刺激により惹起された反応が完全に同期している場合は、加算平均法により得られた振幅には変化はないが、神経活動の同期に揺らぎがある場合、互いが打ち消し合うために振幅が小さくなる欠点がある。特に周期の短い脳神経活動の場合、短時間の揺らぎであっても、振幅

は顕著に小さくなる。このように加算平均波形を用いた検討では限界があり、例えば音声処理過程などの解析については、最近はコヒーレンス解析が使用され始めており、安静時の脳の機能的結合の研究が多く報告されている。したがって、計測の対象によっては、適宜適切な解析法を使用して検討することがのぞましいと考えられた。

5. 結論

大脳皮質の聴覚野活動を検討するために、聴覚正常者を対象として、脳磁図の聴覚誘発脳磁界 (AEF) のN100m反応を計測し、反応の波形と、信号源推定の解析を行った。非侵襲性に、大脳半球別に聴覚野の活動を評価することが可能であるので、臨床に幅広く応用することができるものと考えられた。

著者らは申告すべき利益相反を有しない。

謝辞

稿を終えるにあたり、ご指導を賜りました東京女子医科大学耳鼻咽喉科 須納瀬 弘先生、東北大学大学院医学系研究科 てんかん学分野 中里 信和先生、岡山理科大学理学部 応用物理学科 畑中 啓作先生、東北大学加齢医学研究所 脳機能開発研究分野 菅野 彰剛先生に深謝いたします。

参考文献

- 1) 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
- 2) 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
- 3) 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
- 4) Suzuki K, Okuda J, Nakasato N, et al: Auditory evoked magnetic fields in patients with right hemisphere language dominance. *Neuroreport* 8:3363-3366, 1997
- 5) 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
- 6) Mäkelä JP, Hari R, Valanne L, et al: Auditory evoked magnetic fields after ischemic brain
 - 7) Nakasato N, Kumabe T, Kanno A, et al: Neuromagnetic evaluation of cortical auditory function in patients with temporal lobe tumors. *J Neurosurg* 86:610-618, 1997
 - 8) Nakasato N, Yoshimoto T: Somatosensory, auditory, and visual evoked magnetic fields in patients with brain diseases. *J Clin Neurophysiol* 17:201-211, 2000
 - 9) 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
 - 10) Reite M, Teale P, Rojas DC: Magnetoencephalography: applications in psychiatry. *Biol Psychiatry* 45:1553-1563, 1999
 - 11) Kanno A, Nakasato N, Murayama N, et al: Middle and long latency peak sources in auditory evoked magnetic fields for tone bursts in humans. *Neurosci Lett* 293:187-190, 2000
 - 12) McEvoy L, Mäkelä JP, Hämäläinen M, et al: Effect of interaural time differences on middle-latency and late auditory evoked magnetic fields. *Hear Res* 78:249-257, 1994
 - 13) Pelizzone M, Hari R, Mäkelä JP, et al: Cortical origin of middle-latency auditory evoked responses in man. *Neurosci Lett* 82:303-307, 1987
 - 14) Green DM, Birdsall TG, Tanner WP: Signal lesions. *Ann Neurol* 30:76-82, 1991
 - 15) Onishi S, Davis H: Effects of duration and rise time of tone bursts on evoked potentials. *J Acoust Soc Am* 44(2):582-591, 1968
 - 16) Koderä K, Hink RF, Yamada O, et al: Effect of rise time on simultaneously recorded auditory-evoked potentials from the early, middle and late ranges. *Audiology* 18:395-402, 1979
 - 17) Stephens SDG: Auditory temporal integration as a function of intensity. *J sound Vib* 30:109-126, 1973
 - 18) Martyn H: The N1 Response and its Applications. *Audiol Neurotol* 281-307, 1997
 - 19) Lamb LE, Graham JT.: Influence of signal variables on evoked response to sound. *J Speech and Hearing Res* 10:257-267, 1967
 - 20) Skinner PH, Jones HC: Effects of signal duration and rise time on the auditory evoked potential. *J Speech and Hearing Res* 11:301-306, 1968
 - 21) Antinoro F, Skinner PH: The effect of frequency on the auditory evoked response. *The Journal of Auditory Research* 8:119-123, 1968
 - 22) Evans TR, Deatherage BH: The effect frequency on the auditory evoked response. *Psychon.Sci* 5(2):95-96, 1969
 - 23) H.H. Rothman: Effects of high frequencies and intersubject variability on the auditory-evoked cortical response. *J Acoustical Soc Am* 47:569-573, 1970
 - 24) Pantev CH, Hoke M, Lütkenhöner, et al: Causes of differences in the input-output characteristics of simultaneously recorded auditory evoked magnetic fields and potentials. *Audiology* 25:263-276, 1986
 - 25) Vasama JP, Mäkelä JP, Satu O, et al: Effects of intensity variation on human auditory evoked magnetic fields. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 115:616-621, 1995
 - 26) Jacobson GP: Magnetoencephalographic studies of auditory system function. *J Clin Neurophysiol* 11:343-364, 1994
 - 27) Reite M, Teale P, Zimmerman J, et al: Source location of 50 msec latency auditory evoked field component. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 70:490-498, 1988
 - 28) Erne SN, Scheer HJ, Hoke M, et al: Brainstem auditory evoked magnetic fields in response to stimulation with brief tone pulses. *Intern J Neurosci* 37:115-125, 1987
 - 29) 石津 希代子: 聴覚野の生理的左右差. *日本大学大学院総合社会情報研究科紀要* 9: 403-411, 2008
 - 30) Kannno A, Nakasato N, Fujita S et al: Right hemispheric dominance in the auditory evoked magnetic fields for pure-tone stimuli. *Electroencephalogr.Clin.Neurophysiol* 47:129-132, 1996
 - 31) Pantev C, Lutkenhoner B, Hoke M, et al: Comparison between simultaneously recorded auditory-evoked magnetic fields and potentials elicited by ipsilateral, contralateral and binaural tone burst stimulation. *Audiology* 25:54-61, 1985
 - 32) Mäkelä JP, Ahonen A, Hämäläinen M, et al: Functional differences between auditory cortices of two hemispheres revealed by whole-head neuromagnetic recordings. *Human Brain Mapping* 1:48-56, 1993
 - 33) Ozaki I, Suzuki Y, Jin CY, et al: Dynamic

- movement of N100m dipoles in evoked magnetic fields reflects sequential activation of isofrequency bands in human auditory cortex. *Clinical Neurophysiology* 114:1681-1688, 2003
- 34) Elberling C, Bak C, Kofoer B, et al: Magnetic auditory responses from the human brain. *Scand Audiol* 9:185-190, 1980
- 35) Hari R, Aittoniemi K, Järvinen ML, et al: Auditory evoked transient and sustained magnetic fields of the human brain. *Exp Brain Res* 40:237-240, 1980
- 36) Reite M, Adams M, Simon J, et al: Auditory M100 component 1; relationship to Heschl's gyri. *Cogn Brain Res* 2:13-20, 1994
- 37) McEvoy L, Mäkelä JP, Hämäläinen M, et al: Effect of interaural time differences on middle-latency and late auditory evoked magnetic fields. *Hear Res* 78:249-257, 1994