携帯電話の会話途切れに伴う 脳神経反応の計測と脳内信号源の推定

東　義隆*　　川野常夫**

Measuring Neuromagnetic Brain Responses and Estimating MEG Dipole Sources Due to Interrupted Hearing of Mobile Phone

Yoshitaka AZUMA*　　Tsuneo KAWANO**

ABSTRACT

This paper describes brain responses to silent interruptions of speech sound through mobile phone. Degraded voices including the interruptions through the phone are measured and they are found to often occur particularly if the phone for receiving is in the running car. The brain responses to the interruptions are measured with magnetoencephalography (MEG) and tried to estimate dipole sources in the brain. The results revealed that the neural response in the left and right temporal cortices to the offset of the speech sound was larger than that to the onset, while both responses were almost same to the interruptions of tone bursts and pure tones. In the dipole analyses, one dipole was found to exist in the parietal cortex when the speech sound was interrupted. These results suggest that listening to voice with a mobile phone would reduce resources for auditory perception and attention.

Keywords: mobile phone, speech interruption, brain response, dipole source, MEG

1. はじめに

携帯電話はコミュニケーションをはかるツールとして広く普及している．これに伴い，特に自動車運転中の携帯電話使用に関する安全性の問題が取り上げられてきた．運転と電話による会話の同時作業が運転パフォーマンスに及ぼす影響を初めて実験的に検討したのは Brown らである [1]．彼らは被験者に自動車で 2 つの障害物の隙間を通り抜けるハンドル操作を行わせたが，運転中の電話行為によって判断が鈍り，知覚機能が低下することや会話の応答性が悪くなることを結論として述べている．

また，運転者の精神的作業負担は携帯電話のタスクに比例して大きくなること，さらに，携帯電話による会話によって引き起こされる注意散漫は，知覚や判断操作，事象およびイベントの検出機能，状況の認知などの機能を低下させることがあり，自動車運転時の事故の危険性が高くなることなどが報告されている [2) 3)]．

一方，携帯電話を用いた会話には時々ノイズなどが含まれるが [4]，これらは会話音質を低下させるものである．自動車の中では電波受信の状態が悪いため，音質がさらに悪くなる [5]．このように，会話音声にノイズが含まれる場合には，相手の会話を理解することが困難となることが予想される．従って，運転中の携帯電話使用時において，ノイズを含む会話音声を電話で聞く場合には，運転者の負担を大きくする可能性もあり，このため自動車事故の増加につながることが懸念される．ゆえに，無線通信におけるノイズの低減は人間工学的な課題であるとされている [6]．しかし，携帯電話による会話に含まれるノイズの実状についてはまだ明らかにされていない．また，会話中のノイズに伴う認知負荷についてもまだ不明な点が多い．

本研究では，第 1 に携帯電話を走行中の自動車内で用いた場合の音質低下およびノイズの発生について検討することを目的とする．第 2 に，音質の低下した会話音声を携帯電話で聴く際の聴覚認知負荷についても検討する．

2. 音質低下の測定

2.1 実験方法

携帯電話を走行中の自動車内で用いた場合に，会話の音質低下を測定する実験を行った．

800MHzと1.5GHzのそれぞれの周波数帯域においてTDMA（Time Division Multiple Access : 時分割多元接続）サービスを提供する携帯電話事業者2社の2つの携帯電話を用いて，会話音質の低下を測定した．会話は建物6Fの実験室に設けた1.5GHzの発信側の携帯電話から，約5km離れた自動車内の800MHzの受信側の携帯電話に対して行った．2つの携帯電話は異なる基地局のもとで使用し，それぞれの基地局からの伝達パワーは約30W（公称値）であった．測定は自動車の走行中および停車中の2条件について行い，走行中の車の速度は40km/h前後とした．

男性実験者（45 歳）によって発音された短母音[u]と長母音[u:]を聴覚への入力信号とした．それらはマイクで録音するとともに，発信側の携帯電話から受信側

* 機械工学科　助教
** 摂南大学

の携帯電話へ伝達された．また，発信側の電話への入力信号および，受信側の電話からの出力信号をそれぞれ PC で録音した．母音からなる一回の会話時間は約 20 秒とした．会話は自動車の停車中および走行中の場合に対して，午後 2 時前後にそれぞれ 10 回繰り返し行った．測定時の電波の受信状況は比較的良好であった．

2.2 実験結果

図 1 は 1 つ目の音質低下タイプ，すなわち，携帯電話経由による音声伝達のスペクトルの乱れを示している．図 1（a）および図 1（b）はそれぞれ，発信側の携帯電話に入力された音声信号（長母音[u:]）のソナグラム，およびこの信号が受信側の携帯電話から出力された場合のソナグラムを示している．

図 1（a）は長母音[u:]の入力信号における典型的なソナグラムを示している．これに対して図 1（b）の出力信号では，▼で示す付近から突然スペクトルが乱れている様子がわかる．すなわち，スペクトルが乱れた後半の信号は[u:]として認知することが出来ないことを示唆する．スペクトルの乱れが生じる区間は停車中の場合には全測定時間の 2.3%であり，走行中の場合には 5.5%であった．

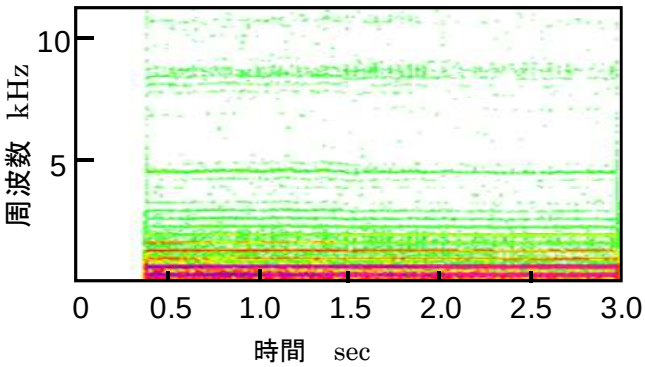
図 2 は 2 つ目の音質低下タイプ，すなわち携帯電話経由による音声の伝達遅れを示している．図中の上側の波形は発信側の携帯電話に入力された音声信号（短母音 [u]）を示しており，下側の波形は受信側の携帯電話からの出力信号を示している．この場合，受信側の携帯電話は自動車内に設けず，発信側の携帯電話と同じ建物の中に設け，入力信号および出力信号は 1 つの PC に同時に入力して解析を行った．音声伝達における遅れは図に示すように約 370ms であった．このような伝達遅れは携帯電話会話中に常に生じており，30 回の測定で遅れの平均時間は 317±34ms であった．

図 3 は 3 つ目の音質低下タイプ，すなわち，携帯電話経由による会話音声の途切れを示している．上側の波形は発信側の携帯電話に入力された音声信号（短母音[u]）を示しており，下側の波形は受信側の携帯電話から出力された信号を示している．出力信号における途切れは図に示すように明らかである．すなわち，信号が突然カットされていることがわかる．この場合，途切れの持続時間は約 300ms であった．

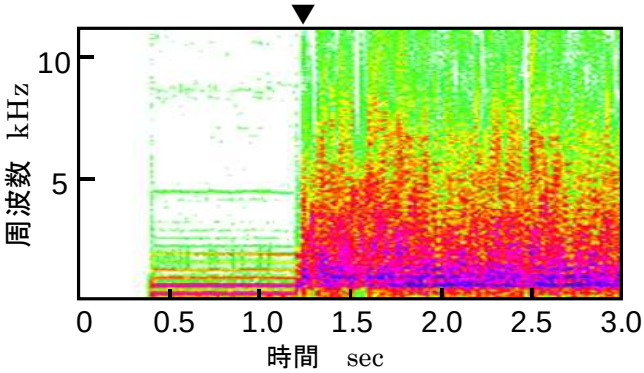
図 4 に途切れ時間と頻度の関係をヒストグラムで示す．図からわかるように，停車中よりも走行中の方が，会話はより長い時間途切れ，途切れの頻度がより高くなっている．走行中には 1 分あたり平均 7.6 回の頻度で途切れ，測定された途切れの平均時間は 424.4±336.6 msec であった．また,停車中には 1 分あたり平均 4.3 回の頻度で途切れ，平均時間は 232.1±114.2msec であった．

2.3 考察

携帯電話による会話音声は 3 つの音質低下タイプ，すなわち，スペクトルの乱れ，伝達遅れ，途切れによって影響を受けることが明らかとなった．これら 3 つ



（a）携帯電話に入力された音声信号のソナグラム



（b）携帯電話から出力された音声信号のソナグラム

図 1　音声伝達のスペクトルの乱れ

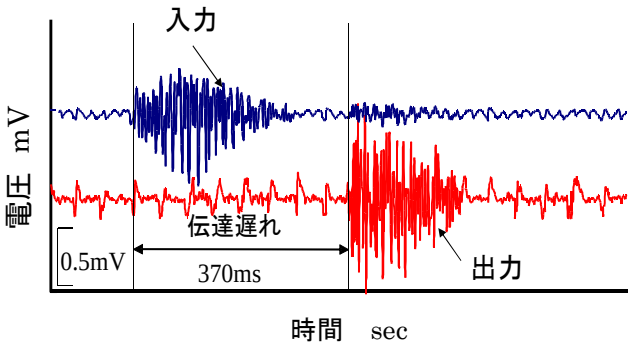


図 2　音声の伝達遅れ

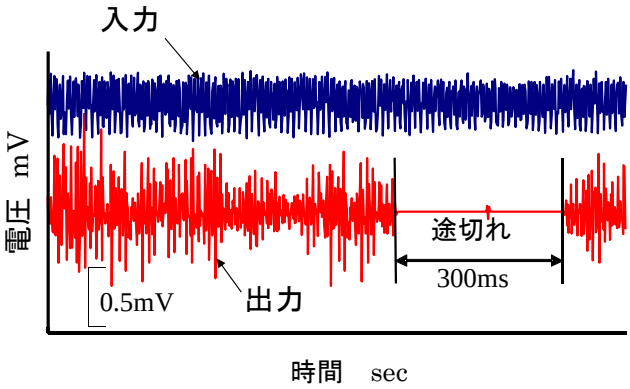


図 3　音声の途切れ

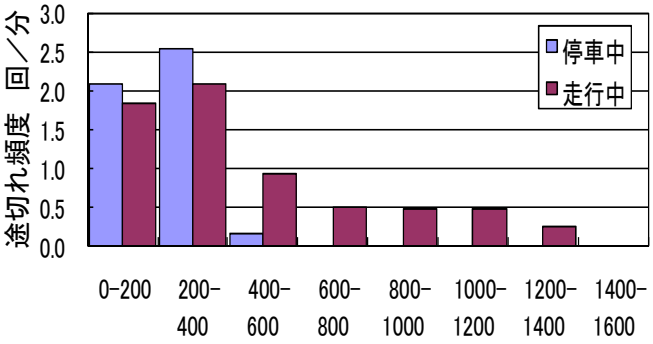


図 4　途切れ時間と頻度

の音質低下タイプのすべてが会話の解釈を妨害するという点で共通の特性をもっている．つまり，音質低下によるスペクトルの乱れの区間は，相手の話す内容が理解できないという点で途切れによる場合と共通し，音声伝達における時間遅れは，その遅れの間が無音になるという点で途切れの場合と共通する．従って，次節では会話時に突然生じる途切れに着目し，それに伴う聴覚認知負荷について検討する．

3. 脳神経反応の計測

3.1 MEG 波形から見た脳神経反応

会話音声の途切れに伴う聴覚認知負荷を調べるために，脳神経活動の計測を行う．MEG（magnetoencephalography：脳磁図）[7]を用いて，非侵襲に脳磁場の計測を行い，脳活動を定量的に評価する．

実験で被験者に提示する聴覚刺激として，男性アナウンサーによる NHK ニュースの音声を取り上げる．刺激は 12 種類で，それぞれ 1 分間で異なるニュース内容とした．そのうち 6 種類は，1 分間あたりランダムに 10 箇所の途切れを含むが，途切れが音声の無音区間に重なることはない．

途切れ音声の作成には，音声編集ソフト（GoldWave ver. 4.26）を用いた．

途切れの長さは前節で述べた音質低下の測定に基づいて，1000ms，500ms または 200ms の 3 通り設定するが，1 分あたりの 10 箇所の途切れ長さは統一した．

残りの 6 種類の音声は途切れることはなく，途切れ音声に対するコントロール刺激として用いる．

実験中は，途切れのある音声 6 種類と，途切れのないコントロール音声 6 種類の計 12 種類が片耳からランダムな順序で聞こえてくる．従って，1 回の実験時間は 12 分とした．なお，被験者 1 人あたり，左耳および右耳についてそれぞれ実験を行った．

実験の被験者は 11 名の男性とした．彼らはすべて右利きで，神経病歴の無い 22 歳～50 歳である．MEG による脳磁場の計測に際して，事前に同意を得た．

計測に先立ち，頭の座標系を MEG 装置に対応させるため，図 5 に示すように左右の耳梁前点および鼻根点に相当する被験者頭皮の所定の位置に，それぞれ HPI（Head Position Indicator：頭部位置計測）コイルを取り付けた．座標軸として，右耳梁前点（1）と左耳梁前点（2）を結ぶ x 軸，x 軸に垂直で鼻根点（3）前方を向く y 軸，および xy 平面に垂直な z 軸があり，コイルの座標を 3 次元座標計測装置（Polhems inc.,USA）によって計測した．この計測によって，被験者の頭の球モデルを定義する．

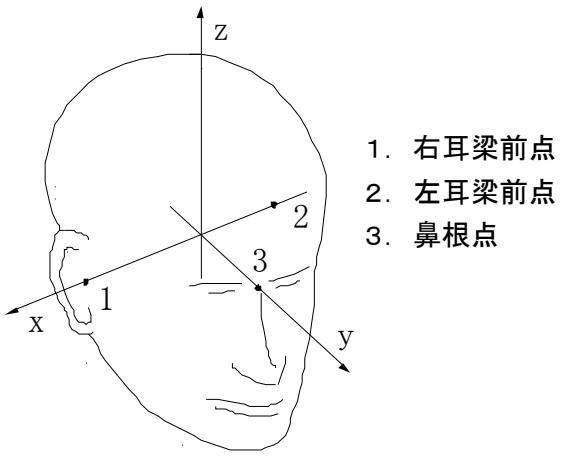


図 5　頭部座標系

実験で使用した全頭型脳磁計は 122 チャンネルの SQUID（Superconducting Quantum Interference Device：超伝導量子干渉素子）を有する超高感度なヘルメット型磁気計測装置（Neuromag-122）[8]で，この装置を用いた MEG 計測によって非侵襲に人間の脳神経活動を計測する．

SQUID による MEG 計測システムとしては，刺激音声およびトリガ信号を出力する PC がある．また，磁気シールドルーム内には検出コイルや SQUID があり，シールドルーム外のデータ収録装置（Neuromag）により MEG 信号の簡単な処理と記録を行う．また，MR 画像への転写などを行うワークステーションも設置されている．

被験者は図 6 に示すように磁気シールドルーム内に設けられた MEG 装置のヘルメットを装着し，シートに楽な状態で着席した．ヘルメットの底にはグラジオメータ（1 次微分型センサコイル）とそれぞれに対応した SQUID が配置されている．MEG 計測開始時には磁気シールドルームのドアを閉じて，中に被験者のみを残したが，実験者はテレビ画面とインターフォンを通じてシールドルーム内の被験者と適宜連絡を取った．また，磁気雑音を避けるため，あらかじめ被験者から磁気雑音の原因となりうる金属などをすべて除去するようにした．さらに，前に述べたように，コイルに電流を流して SQUID のセンサ（装置座標系）と被験者頭部（頭部座標系）の相対位置関係を確認した．音声はスピーカー（®Eartone）から出力され，長さ 1m のプラスチックチューブを通して被験者の左あるいは右耳に呈示した．ここで，背景脳活動を抑えるため，被験者には目前に表示される小さな視覚ターゲットを固視するよう指示し，その間，音声（約 65dB:SPL）を注意して聞くように教示した．

MEG データの解析は大きく分けて波形の処理と信号源の解析である [9]. ここでは, 波形の処理を行った.

刺激に対して MEG で計測した原波形には，刺激による誘発反応以外にも，背景脳活動や外界ノイズなどによる磁場が含まれている．誘発反応の信号強度はそれらのノイズに対して 1/10～100 でしかないため，直接には観察できない．そのため，誘発反応を原波形から抽出する必要がある．

このことから，MEG 信号を 0.01～100Hz のバンドパスフィルタにかけ，498Hz でサンプリングした．その後，途切れる音声と途切れない音声の各刺激に対する反応をそれ以外のノイズを含んだ信号から取り出すために，波形の加算平均を行った．同じ刺激に対する誘発反応を 50 回以上記録し, 各反応を刺激の開始時点で揃えて平均を取った．背景脳活動などは刺激時点に対しランダムに発生する信号と考えられ，多数加算した場合の期待値はゼロになる．一方，誘発反応は刺激に対しほぼ一定の時間間隔（潜時）で発生すると考えられるため，加算により増強される．この作業で，刺激に対し時間的に同期して発生している磁場成分を抽出した．なお，強さが過度に大きいノイズ等は，加算平均後の波形にも影響する．そのため，ある程度（3pT）以上大きな信号を含む試行は例外データとして，加算平均から除外した．

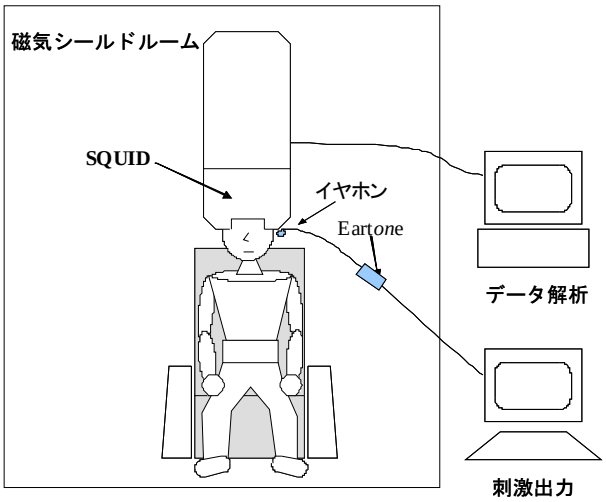


図 6　全頭型脳磁計（MEG）による脳神経反応計測

これらの平均値をさらに 1～50Hz のバンドパスフィルタにかけ，磁場の強さのピークを求めるために，各潜時における磁束密度（磁場の強さ）の Root Mean Square（RMS）[10]を式（1）により計算した．

図 7（A）に脳神経反応の結果を示す．会話音声の途切れ時間が 1000ms の場合で，左耳刺激による結果である. 聴覚反応領域の右側頭葉で 17 個のセンサを選択し, 同様に左側頭葉で 18 個のセンサを選択して磁束密度の計算を行った．RMS の平均は全被験者に対して，同実験条件のもとで計算するが，*offset* 後の潜時 90～150ms および *onset* 後の潜時 90～150ms において，途切れのある場合と途切れのない場合に対する磁場のピークを，それぞれ比較した．

$$\text{磁束密度（磁場の強さ）（単位：テスラ T）} = \sqrt{\frac{\sum_i x_i^2(t)}{n}} \quad \cdots\cdots \quad (1)$$

$x_i(t)$：センサ i の時刻 t における磁束密度

n：センサの数

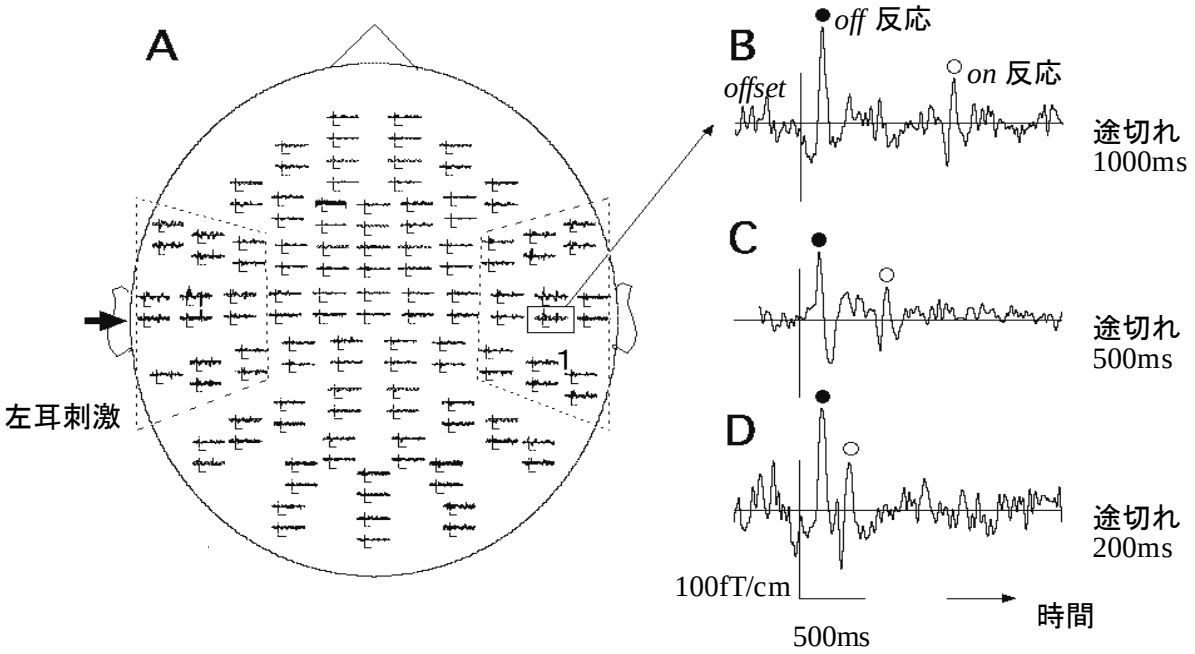


図 7　会話音声(ニュース音声)の途切れに伴う脳神経反応の平均例

ここで，時間信号である MEG 波形をセンサ位置に対応させてレイアウトしている．頭部の鳥瞰図に対応しており，上方が前部である．使用した MEG 装置は 61 点の計測点をもち，各々の計測点では垂直方向の磁場を直交する経線と緯線方向に微分するグラジオメータ（コイル）がある．このため，2 個のグラジオメータの信号が対になっている．各センサにおいて，縦軸は磁束密度（磁場の強さ）を表し，横軸は時間を表す．また，垂直棒は *offset* を表し，棒の長さは 100fT/cm に対応する．また，水平棒の長さは 500ms に対応している．音声の途切れ時をトリガとし，トリガの前 300ms の平均をベースライン [11]として後の反応を計測した．左側頭葉および右側頭葉のいくつかのセンサにおける信号で，突出したピークがみられた．点線で囲った部分はそれぞれ，磁場発生源評価のためのセンサの集合である．右側頭葉の選択したセンサの拡大図を図 7（B）に示す．図において，（●）と（○）でマークされた 2 つのピークは約 1000ms の間隔で分かれている．

図 7（C）および図 7（D）は同センサにおける同被験者の結果を示しているが，途切れ時間をそれぞれ 500ms および 200ms と設定した場合である．図 7（C）では約 500ms の間隔で分かれる 2 つのピークが見られ，図 7（D）においては約 200ms の間隔で分かれる 2 つのピークが見られた．これらの結果は音声が途切れた時点，すなわち *offset* に関して 50 回以上の加算平均を行っているが，前のピーク（●）と後のピーク（○）はそれぞれ，*off* 反応，*on* 反応と呼ばれる．図 7（B）～図 7（D）のそれぞれにおいて，*off* 反応のピークは *on* 反応のピークよりも大きくなっていることがわかる．これらの平均結果をさらに 0.5～30Hz のバンドパスフィルタにかけ，*off* 反応および *on* 反応のピークの大きさを RMS の計算によって定量化した．

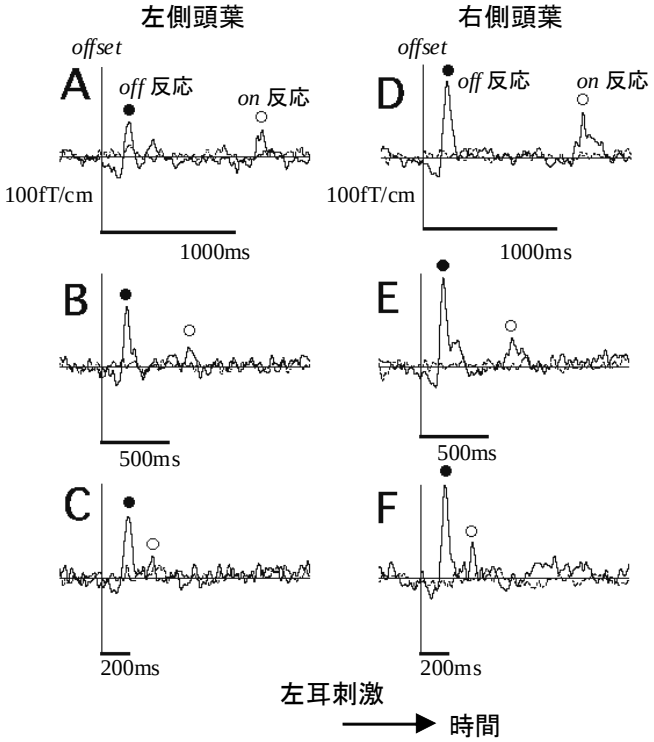


図 8　磁場の強さの平均例

図 8 は途切れ時間 1000ms（(A)，(D)），500ms（(B)，(E)）および 200ms（(C)，(F)）の途切れに対する左側頭葉（(A)，(B)，(C)）および右側頭葉（(D)，(E)，(F)）の RMS を 1 被験者について平均した結果を示している．これらの図における点線は，実際には途切れのないトリガの平均，すなわち，被験者が途切れない音声を聴いている間の神経活動の平均を表しており，連続した線は途切れた会話音声を聞いている場合を表す．RMS が 0 以下になっている部分が存在するが，連続した線のベースラインと点線の波形のベースライン（トリガの前 300ms の平均）を 0 に揃えたためである．各図において 2 つの線の比較から，途切れのない連続した音声を聴くよりも，途切れた音声を聴く方が，*offset* と *onset* の両方で，脳がより活動している．右側頭葉（(D)，(E)，(F)）の結果すべてにおいて，*off* 反応のピークは *on* 反応のピークより大きくなり，t 検定による有意差がみられた（$p < 0.01$:1000, 500, 200 msec）．

一方，左側頭葉（(A)，(B)，(C)）においても *off* 反応の平均値は *on* 反応の平均値よりも大きくなるが，右側頭葉における場合と比較すると，*off* 反応と *on* 反応の差は，より小さくなった．（$p>0.1$:1000ms, $p<0.03$: 500ms, $p>0.1$:200ms ）．また，左側頭葉における反応は被験者によってばらつきがあった．すなわち，被験者によっては *off* 反応が *on* 反応より小さくなる例があり，*off* 反応と *on* 反応の両方がほとんど小さくなる例もみられた．

以上をまとめると，左耳が刺激された場合，右側頭葉では *off* 反応が *on* 反応より大きくなるが，左側頭葉では *off* 反応と *on* 反応の有意差がみられなかった．

3.2 脳内信号源からみた脳神経反応

本節では，MEG データの解析において，会話音声の *offset* に対する脳神経反応の信号源を，電流双極子による複数双極子モデルによって評価した．

誘発反応を MEG 原波形から抽出するため，会話音声に対する実験中の MEG 信号を 1～20Hz のバンドパスフィルタにかけ，その後トリガ信号のタイミングで加算平均を行った．各実験における加算平均の回数は 50 回以上とした．なお，大きな電気的アーチファクト（3pT 以上）を含む箇所については自動的に平均から除外した．

off 反応は 3 つの電流双極子，すなわち，左脳における 1 つの電流双極子と右脳における 2 つの電流双極子を用いて等磁場線図によってモデル化した．ここで，潜時 116ms における左脳の等磁場線図は，図 9（A）に示すように，左側頭葉において右下向きの矢印で示す電流双極子によって説明出来る．図において，実線は磁場の湧き出しを表し，点線は磁場の吸い込みを表す．なお，磁場の等高線間隔は 20fT である．また，矢印の方向は電流双極子の向きを表し，矢印が大きいほど電流が大きいことを意味する．同様に，右脳の等磁

場線図は図 9（B）に示すように，右側頭葉において左下向きの電流双極子によって説明出来る．脳後部のより高いところ，すなわち，右頭頂葉に位置するもう 1 つの電流双極子は，図 9（C）に示している

推定された電流双極子位置の解剖学的部位の特定を行うため，電流双極子を MR 画像に転写した結果を図 10 に示す．図 10（A）～図 10（C）はそれぞれ MR 画像の断層像であるが，それぞれ前額断（A），水平断（B），矢状断（C）と呼ばれる．また，図中の白い丸印は電流双極子の位置を表し，丸印から伸びる線は電流の向きを示している．図からわかるように，1 つの電流双極子は右頭頂葉（下頭頂小葉）に位置している．ここで，図 10（C）において，右側頭葉（上側頭回）における電流双極子も同時に観測できた．上側頭回は聴覚連合野に位置し，言語機能と関連があることが知られている [12]．

図において，2 つの双極子が見られるのは，右側頭葉における電流双極子と右頭頂葉における電流双極子の x 座標値が互いに近くなっているためである．

被験者 8 人のうち 7 人について，会話音声（ニュース音声）に対する *off* 反応は 3 つの電流双極子によって同様に説明出来る．すなわち，途切れの長さや刺激を呈示する耳に関わらず，電流双極子の潜時と位置は被験者間で類似していた．残りの 1 人については左側頭葉（上側頭回）の電流双極子および右側頭葉（上側頭回）の電流双極子の 2 つが推定されたが，右頭頂葉（下頭頂小葉）における電流双極子は推定されなかった．

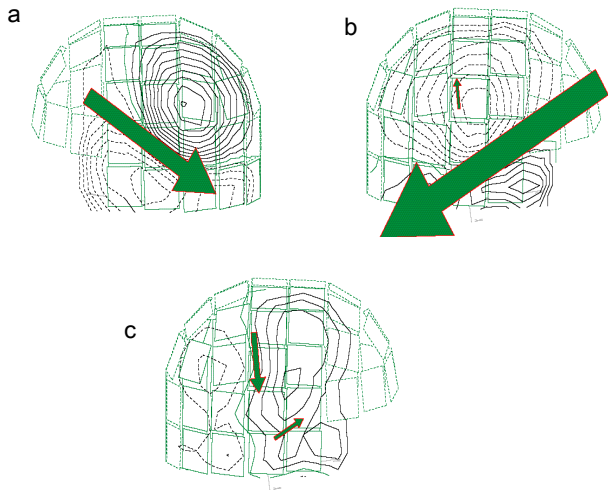


図 9　複数双極子モデルによって評価した等磁場線図および等価電流双極子

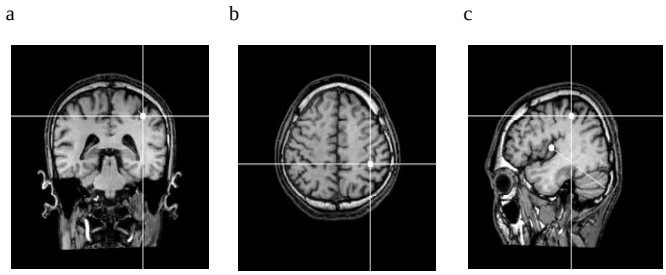


図 10　MR 画像に転写した電流双極子の位置

4.　まとめ

本研究では，はじめに 2 つの携帯電話間の会話における会話音質の低下を測定した．次に，音質低下の中で途切れに着目し，被験者の左あるいは右耳に呈示した会話音声が突然途切れる際の脳神経活動を MEG で計測した．

結果をまとめると，携帯電話を経由した会話音声は頻繁に途切れる．また，右側頭葉において，会話音声の途切れは *onset* よりも *offset* 時に，より脳を活動させることがわかった．このことは，途切れが聴覚神経システムに負担を与えることを示唆する．ゆえに，他のイベントを検出するための知覚資源の割り当てが少なくなると考えられる．従って，自動車運転中に途切れを含む会話音声を携帯電話で聞く場合には，自動車事故を誘発する危険性があることを示唆する．

参考文献

（1）Brown, I.D., Tickner, A.H. : Interference between concurrent tasks of driving and telephoning, Journal of Applied Psychology, 53, pp.419-424.,1969

（2）Alm, H. and Nilsson, L. : The effect of a mobile telephone task on driver behavior in a car following situation, Accident Analysis and Prevention, 27, pp.707-715. ,1995

（3）Enderes, T., Khoo, S.C., Samaras, K. : Impact of statistical multiplexing on voice quality in cellular networks, ACM, 8, pp.28-35. ,2000

（4）Dahl, M., , : Acoustic echo and noise canceling using microphone arrays, Proceedings of the 1996 4th International Symposium on Signal Processing and its Applications, Part 1, pp.379-382. ,1996

（5）R. J. Zatorre, M. Bouffard, P. Ahad, P. Belin: Where is 'where' in the human auditory cortex. Nature Neurosci., 5(9), pp.905-909. ,2002

（6）Pantev,C., Eulitz,C., Hampson,S., Ross,B., : The auditory evoked “off” response: source and comparison with the “on” and the “sustained” responses, Ear Hear, 17(3), pp.255-265.,1996

（7）Hämäläinen,M., : Magnetoencephalography-theory, instrumentation, and pplications tononinvasive studies of the working human brain, Reviews of Modern Physics, 65-2, pp.413-497.,1993

（8）外池光雄，磁計測技術と医療福祉応用，産業技術総合研究所, AIST TODAY, pp.24-29.,2001

（9）R. Hari: Neuromagnetic responses of the human auditory cortex to on- and offsets of noise bursts. Audiology, 26(1), pp.31-43. ,1987

（10）金桶吉起，柿木隆介, MEG と fMRI を併用する脳機能計測－その有用性と危険性，計測と制御，第 42 巻，第 5 号, pp.374-378., 2003

（11）栗城眞也，竹内文也, MEG による高次脳機能解析,計測と制御，第 42 巻，第 5 号, pp.385-390., 2003

（12）Zatorre,R., Belin,P., and Penhune,V.B. , Structure and function of auditory cortex: music and speech, Trends in Cognitive Sciences, 6-1, pp.37-46., 2002