

## 鍼刺激による脳直流電位のpositive shiftの解析

浦田 繁

明治鍼灸大学大学院 鍼灸基礎医学（機能系）

**要旨** ヒト頭皮上より安定した脳直流電位を記録し、得られた睡眠時における脳直流電位の変動と睡眠stageとの対応を睡眠第一周期について検討した。さらに鍼刺激時、鍼通電刺激時およびその他の体性感覚刺激時に脳直流電位と脳波を同時計測し、鍼刺激の大脳皮質興奮性に対する影響を検討した。脳直流電位は入眠期にnegative shiftを、徐波睡眠期にpositive shiftを示した。鍼刺激時における脳直流電位は、合谷穴ではpositive shiftが最も多く観察され、一方、その他の体性感覚刺激時にはpositive shiftの誘発される例数が減少した。合谷穴鍼通電刺激時に脳直流電位は、高頻度刺激でnegative shift、低頻度刺激でpositive shiftを示した。脳波の $\delta$ 波帯域信号強度の増加は、合谷穴鍼刺激時および低頻度鍼通電刺激時に見られた。以上の事実より、睡眠実験では入眠期に大脳皮質興奮性は増加し、睡眠第一周期の徐波睡眠期に低下することが示唆された。鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験では、鍼刺激によるpositive shiftには刺激の種類特異性と頻度依存性が見られ、鍼刺激による大脳皮質興奮性の低下が示唆された。

### I はじめに

脳内および頭皮上より記録される脳の電気現象には、脳波、誘発電位および脳直流電位がある。末梢神経を刺激することにより記録される体性感覚誘発電位成分の中でおおよそ20ミリ秒の潜時で記録される陰性電位N20は早期皮質成分と呼ばれ、末梢神経を伝導する神経インパルスの一次体性感覚野への到達を反映している<sup>1)</sup>。このN20の振幅を指標に鍼刺激の効果を検討した浦田ら<sup>2)</sup>は、鍼刺激時にその振幅が減少しN20に先行する成分の振幅に変化の見られないことを報告した。また廖<sup>3)</sup>は、鍼刺激によるひびき感覚発現時における体性感覚誘発電位を記録し、潜時14ミリ秒から30ミリ秒までの各成分の振幅の減少を報告しており、これらの報告の著者らは、大脳皮質電気現象に対する鍼刺激の抑制性の効果が示唆されると述べている。しかし、これら誘発電位や通常記録される脳波は、時定数の短い電位変動のみを観察している。

脳直流電位は、直流増幅器を介して初めて記録される脳の電気現象であり、その測定により電位

水準を含めた時定数の長い脳の緩徐な電位変動を観察することができる。中脳網様体、視床正中中心核（以下CM核）、視床後外側腹側核（以下VPL核）に対して高頻度（30Hz-200Hz）通電刺激を行うと、脳波には覚醒反応である速波化が見られるが、直流増幅器により記録すると速波化しながら基線の陰性方向への振れ、つまりnegative shiftが観察される<sup>4-7)</sup>。このように時定数の短い記録のみではその特性上、基線上での波形のみを記録することになり、緩徐な電位変動を含めた脳の電位変動の観察には適さない。また、この覚醒反応時における大脳皮質ニューロンの電気活動を微小電極法で観察した報告<sup>8,9)</sup>によると、大脳皮質ニューロンは全体として発射頻度が増加したり、新たな発射を始めるものが観察されている。さらにCasperら<sup>10)</sup>はネコにペンテレンテトラゾールを頻回投与し、誘発された12回の連続発作波の波形加算から大脳皮質ニューロンの平均脱分極数と脳直流電位のnegative shiftの経時的変化が一致したと報告している。これらの所見は、脳直流電位が大脳皮質神経細胞の持続的脱分極の総和、つ

平成10年12月1日受付、平成10年12月22日受理

**Key Words**：鍼刺激 acupuncture stimulation, 直流電位 direct current potential, 脳波 EEG, 睡眠 sleep, 周波数解析 frequency spectrum analysis

連絡先 〒629-0392 京都府船井郡日吉町 明治鍼灸大学基礎医学（機能系）



まりその興奮性を反映したものと考えられている<sup>11)</sup>。この緩徐な電気活動の反映である脳直流電位を指標にして鍼刺激の影響を検討した報告は、Medlineで検索した範囲(1970~1998)では見られない。

本研究では頭皮上から記録される脳直流電位の安定した測定と脳直流電位に対する睡眠の寄与を調べるため、睡眠時における脳直流電位の変動と睡眠ポリグラフィにより得られる睡眠stageとの対応を睡眠第一周期について検討した。そしてこれら実験により可能となった安定した脳直流電位測定法を用いて、脳直流電位および脳波を指標に鍼刺激の大脳皮質興奮性に対する影響を検討した。さらに触圧刺激、ピンチ刺激、切皮刺激および鍼通電刺激(5 Hzおよび50 Hz)時の脳直流電位を計測し、鍼刺激の刺激の種類特異性と頻度依存性を検討した。

## II 方法

### 1) 対象

睡眠実験には10名の健康成人(男性9名, 女性1名, 25.2±3.1歳, 平均値±標準偏差)を対象とした。鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験には16名の健康成人(男性10名, 女性6名, 23.8±3.0歳, 平均値±標準偏差)を対象とした。各被験者に対しては実験内容を説明し, 了承を得た後, 実験を行った。

### 2) 脳直流電位計測の記録条件

実験は, うす暗く静かなシールドルーム内にて行い, 室温は睡眠実験では18.4±0.3°C(平均値±標準偏差), 鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験では24.5±0.3°Cで行った。脳直流電位記録には, 0.8cmφ銀-塩化銀皿電極(LEP-60, ユニークメディカル)を用い, 実験前日より生理的食塩水内にて導出電極を一括短絡し, 12時間熟成を行った<sup>12)</sup>。その後, 電極間電位差を測定し, 100μV以内の電極ペアを使用可能な電極として分別した。実験開始4時間前に電極ペースト(Elefix, 日本光電)を電極表面に気泡ができないように塗布し, 直流増幅器(DPA-4008, ダイアメディカルシステム)に接続し, さらに1時間で電極間電位差のドリフトが30μV以下を示した電極の組み合わせのみを実験に採用した

<sup>13), 14)</sup>。直流増幅器は, 実験開始4時間前に電源を入れ, 増幅器によるドリフトが2μV/時以下であることを繰り返し確認した<sup>15)</sup>。脳直流電位は国際10-20法による頭頂部Czより記録し, 基準電極は左または右乳様突起上に配置し, 単極誘導にて行った(図1)。接地電極は, 前額部に配置した。電極装着に際しては, 皮膚電位の混入を避けるため, 不活性化処理を行った<sup>16)</sup>。まず, 電極配置部位をアルコール綿花で清浄し, 研磨剤(Nuprep, D. O. Weaver & Co., USA)を用いて表皮角質層を擦剥した後, 電極ペーストの満たされた電極を頭皮上に装着した。電極への通電を避けるため, 電極抵抗の計測は実験終了時に行い, 2kΩ以下であるように不活性化処理を工夫した。記録条件は, 周波数帯域DC-30Hzとした。

### 3) 脳直流電位shiftの判定

鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験において脳直流電位波形のshiftをより正確に把握するために, サンプルングされたデータに対して単純指数平滑化を行った<sup>17)</sup>。単純指数平滑化は, 次式

$$St = \alpha Xt + (1 - \alpha) St_{-1}$$

(St:変換後の系列時点tでの値, Xt:変換前の系列時点tでの値, α:定数)にしたがい行った。定数αは, 計算値と観測値から求められる残差の平方和が最小となる値を採用した。脳直流電位shiftの判定は, 刺激時の1分間を30秒毎の刺激前半と刺激後半の2区間に分け, 脳直流電位の測定開始時点から2分間の振幅平均値と刺激前半の振幅平均値または刺激後半の振幅平均値の比較, 測定開始時点から2分間の振幅最大値と刺激前半振幅最大値または刺激後半振幅最大値の比較, 測定開始時点から2分間の振幅最小値と刺激前半振幅最小値または刺激後半振幅最小値の比較を行い, 刺激前半または刺激後半のいずれかの区間で振幅平均値, 振幅最大値, 振幅最小値ともに刺激前に比べ増加していればpositive shift, いずれも減少していればnegative shiftと判定した。これらの技術計算には, Excel97(Microsoft, USA)およびStatistica ver. 5.1(StatSoft, USA)を用いた。

### 4) 脳波, 眼電図, 筋電図の記録条件

0.8cmφの銀-塩化銀皿電極(NE-155A, 日本光電)を使用し, 電極ペーストを用いて各部位



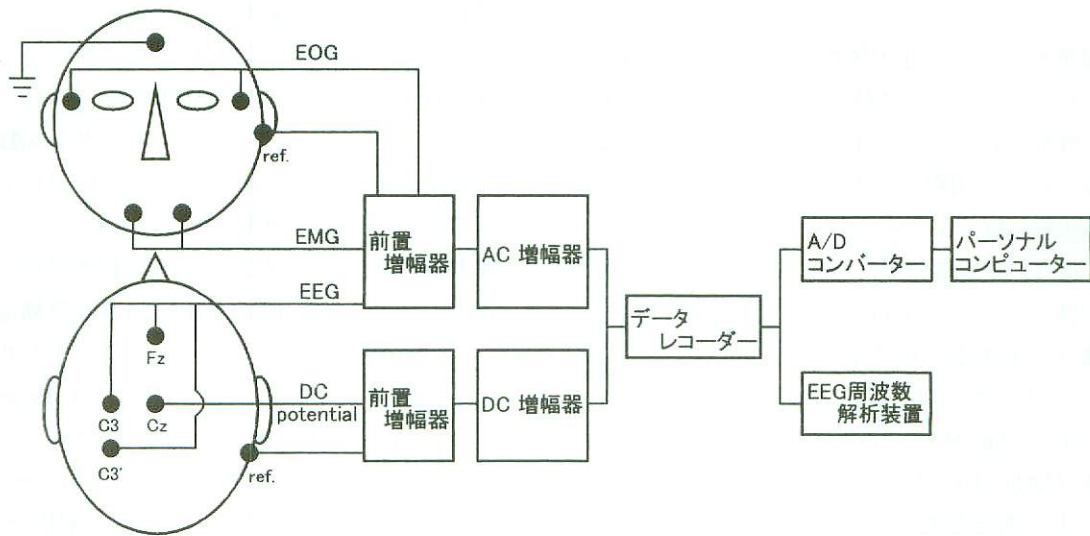


図1 測定の様式図

DC potential：直流電位， EEG：脳波， EOG：眼電図， EMG：筋電図， ref.：基準電極。基準電極は，脳直流電位測定では右または左乳様突起上，脳波と眼電図測定では両耳朶連結とした。

に装着した。電極配置は，図1に示すように脳波は睡眠実験では国際10-20法によるC3，鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験ではC3の後方2cm (C3'，感覚野に相当する部位)とFzであり，基準電極は両耳朶を連結した単極誘導とした。電極抵抗は，終了時計測で2kΩ以下であった。眼電図は，電極を両外眼角に装着し左右の水平眼電図を両耳朶連結を基準とする単極誘導で記録した。筋電図は，電極をオトガイ部に装着し双極誘導にて行った。上記の脳波，眼電図および筋電図計測での接地電極は前額部に配置した。測定には生体信号増幅器 (Biotop 6R12, 日本電気三栄) を用い，測定周波数帯域は，脳波0.5~60Hz，眼電

図0.05~30Hz，筋電図5~500Hzとし，それらの信号を増幅した後データレコーダー (XR-9000, TEAC) に記録した。

5) 実験手順

睡眠実験では，図2 (A) に示すように実験日の時刻21:00に被験者は実験室に入室し，21:45までに電極装着を完了した。続いて22:15までの30分間に脳直流電位の安定を確認し，被験者には簡単な計算を行わせ，全ての被験者の状態が同じようになるようにした。22:15から22:30の間に入眠するよう指示を行い，消灯，測定を開始した。本実験では睡眠第一周期のデータを分析の対象と

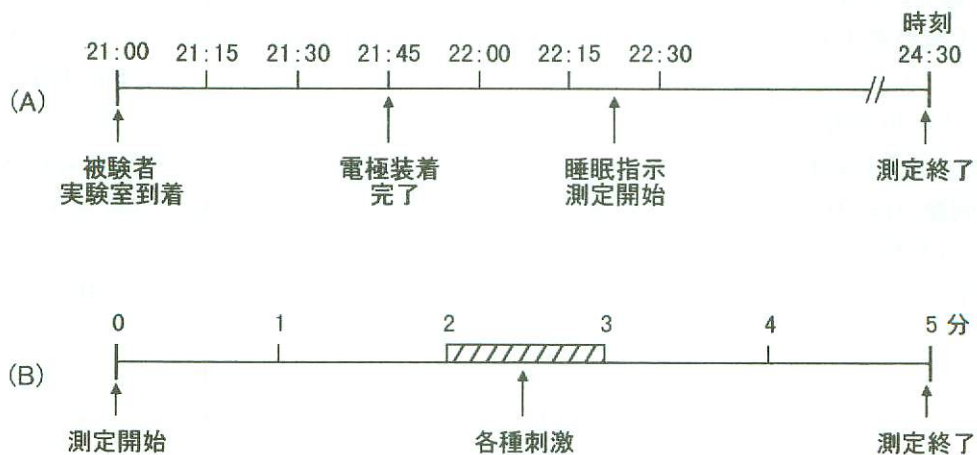


図2 実験手順

(A)睡眠実験，(B)鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験。斜線部分は各種刺激を行った1分間を示す。

した。

鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験では、図2 (B) に示すように任意の時刻で実験を開始した。被験者には、ベット上に安静仰臥位にし、肩の力を抜き、閉眼し、かつ口を軽く開き、意識を覚醒状態に保つよう指示した。測定は図2 (B) に示すように5分間行い、各刺激を1分間行った。

鍼刺激には、0.2mmφ、長さ40mmのステンレス鍼（ディスポーザブルセイリン鍼、セイリン化成）を用いた。刺激部位は右合谷穴（n=16）、右手三里穴（n=9）、右足三里穴（n=8）、および非経穴部位（n=9、右合谷穴の第一中手骨より）の4ヶ所とした。右合谷穴は $1.7 \pm 0.2$ cm（平均値±標準偏差）、右手三里穴は $2.0 \pm 0.2$ cm、右足三里穴は $2.3 \pm 0.2$ cmおよび非経穴部位は $1.5 \pm 0.2$ cmの深さで各々1分間の捻鍼刺激を行った。捻鍼は、全被験者に対し約2Hzで、同一術者により施された。

鍼通電刺激は、上記ステンレス鍼を用い、刺激部位は陰極を右合谷穴、陽極を右合谷穴より1cm末梢側とした。電気刺激装置（3F46、日本電気三栄）を使用し、電気刺激はアイソレーター（Isolator5360、日本電気三栄）を介して持続時間0.2ミリ秒の矩形波とし、刺激強度は感覚閾値の2倍とした。刺激頻度は低頻度刺激として5Hz（n=11）、高頻度刺激として50Hz（n=10）の2種類とした。

本実験では、鍼刺激の対照刺激としてピンチ刺激、触圧刺激、および刺入鍼を切皮状態に留める切皮刺激の3種類の体性感覚刺激を行った。刺激部位は、右手背の第1・第2中手骨間の皮膚上（右合谷穴上）とした。ピンチ刺激（n=8）は、皮内針用ピンセットを用いて痛みの誘発される強度で皮膚をつまみ5秒刺激と5秒無刺激を繰り返した。触圧刺激（n=10）は、小児針を刺激部位に軽く当て、中枢側から末梢側へと1秒間に約1回の割合で往復させた。切皮刺激（n=8）は、上記ステンレス鍼を右合谷穴に深さ $0.2 \pm 0.1$ cm（平均値±標準偏差）で刺入し、約2Hzで捻鍼刺激を行った。計測中は、被験者に施術者が直接触れないように注意した。脳直流電位の測定は波形の安定を確認の後に行い、明らかなドリフトの見られるデータは解析から除外した。

## 6) データ処理と解析

データレコーダーに記録したデータを以下に示す手順でオフラインにて処理した（図1）。データレコーダーからのアナログデータをA/D変換器（MacLab, ADInstruments, USA）を介して、脳直流電位については睡眠実験では30秒サンプリング、鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験では0.5秒サンプリング、脳波、眼電図および筋電図については、10ミリ秒サンプリングでデジタルデータとしてパーソナルコンピュータ（Macintosh LC630, Apple Computer Inc., USA）に取り込み、波形解析ソフト（MacLab Chart ver. 3.5, AD Instruments, USA）上で表示と解析を行った。得られた脳波、眼電図および筋電図より、睡眠実験ではRechtschaffenとKalesの方法<sup>18)</sup>に準じて30秒毎の睡眠stageの視察判定を行った。本実験では、覚醒から睡眠に至る過程で最初に出現した睡眠stage 1と2の段階を入眠期とした。鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験では、同様の操作を20秒毎に行い、睡眠stage 1に至ったデータは、解析の対象から除外した。

## 7) 脳波の周波数解析

脳波の周波数解析には、解析装置（SignalProcessor 7 T18A, 日本電気三栄）を用い解析ソフト（PowerArray ver. 2.0, 日本電気三栄）上で、睡眠実験では脳波データを5秒毎に512ポイントでサンプリングし、ハニングウィンドウで処理した後、高速フーリエ変換法によりパワースペクトルを得た。これを6区間単純加算平均して、30秒毎の分割平均したパワースペクトルを求めた。鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験では、同じ操作を4秒毎に行い、15区間60秒毎の分割平均したパワースペクトルを求めた。得られたスペクトルデータから、0.5~30Hzの帯域を $\delta$  (0.5~4 Hz)、 $\theta$  (4~8 Hz)、 $\alpha 1$  (8~10Hz)、 $\alpha 2$  (10~13Hz)、 $\beta 1$  (13~20Hz)、 $\beta 2$  (20~30Hz)の6つに分け、各々の帯域面積の二乗値を求め、各帯域におけるパワースペクトルの信号強度を睡眠実験では30秒毎、鍼刺激および鍼通電刺激実験では刺激前・中・後各1分間のデータとして解析した。

## 8) クロススペクトル分析

鍼刺激および鍼通電刺激実験での脳波は、C3'



とFzの2部位から記録した。これら2つの波形間の同期性を分析するためにクロススペクトル分析によるコヒーレンス二乗値を求めた<sup>19, 20)</sup>。

クロススペクトル分析は、C3'とFzから10ミリ秒サンプリングで得られた脳波を4秒毎に分割し、ハニングウィンドウ処理を施した後にいった。コヒーレンス二乗値は前述の処理により得られた相互スペクトル密度、自己スペクトル密度を15区間単純加算平均し、1分毎の2つの波形間の相互パワースペクトル密度 ( $S_{yx}^2(f)$ ) と各波形の自己パワースペクトル密度 ( $S_x(f)$ ,  $S_y(f)$ ) を求め、次式

$$\gamma_{yx}^2(f) = |S_{yx}(f)|^2 / S_x(f) S_y(f)$$

より1分毎のコヒーレンス二乗値 ( $0 \leq \gamma_{yx}^2(f) \leq 1$ ) を求めた。本研究では、刺激前・中・後の各1分間の値の比較に際し、刺激前・中・後のそれぞれの値より測定開始時点から1分間の値を引き、コヒーレンス二乗値の差として検討した。これらの技術計算には、Excel97 (Microsoft, USA), Statistica Ver. 5.1 (StatSoft, USA) を用いた。

### 9) 統計処理

鍼刺激、鍼通電刺激および無刺激群 (n=16) における脳波の周波数解析より得られた刺激前・中・後の各帯域信号強度に対して2元配置分散分析 (Greenhouse-Geisser調整) を行った。無刺激群と各刺激群との間の経時的変動パターンに交互作用の認められたものに対しては、ダンカンの多重範囲検定を行い、各部位と各帯域毎に刺激前・中・後における無刺激群と各刺激群との間の比較を行った。コヒーレンス二乗値の差では、各帯域毎の刺激前・中・後の値の比較に際しダンカンの多重範囲検定を行った。これらの統計処理には、Statistica ver. 5.1 (StatSoft, USA) を用いた。

## III 結果

### 1) 睡眠時における脳直流電位と脳波の帯域信号強度の変動

#### (a) 脳直流電位の変動

入眠期における脳直流電位と睡眠stageの経時の変化を図3 (A) に示した。入眠前に基線の安定した脳直流電位は、入眠とともにnegative shiftを示し、睡眠stage 2 に至り安定した。このようなnegative shiftが全例に観察された。入眠期のn

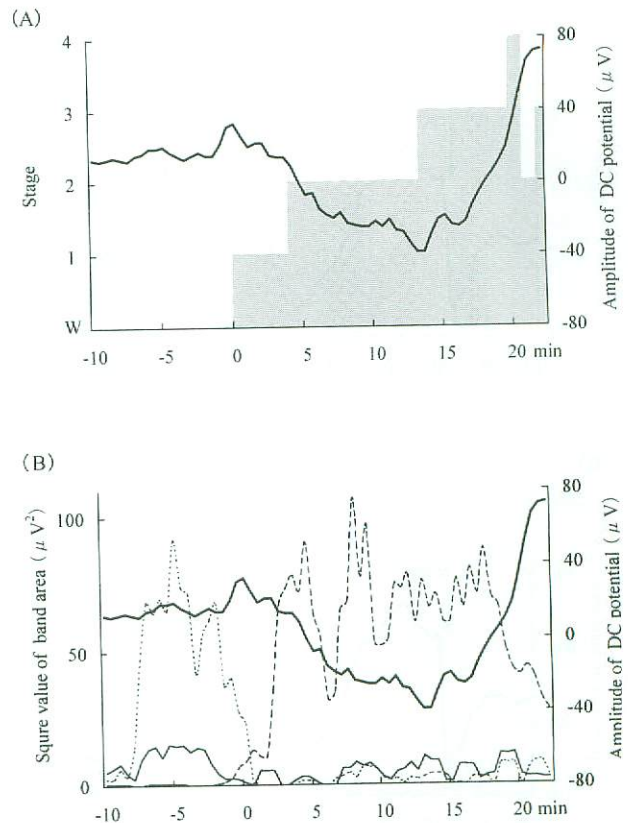


図3 入眠期における脳直流電位と(A)睡眠stage, (B)θ波、α1波およびα2波帯域信号強度の経時的变化  
 — : 脳直流電位, — : α1波帯域信号強度, ..... : α2波帯域信号強度, ---- : θ波帯域信号強度, 灰色部分は睡眠stageを, Wはstage W (覚醒状態) を, 横軸0分は視察判定による睡眠開始時点を示す。

egative shiftの程度は、振幅が $144 \pm 117 \mu V$ 、持続時間 $6.3 \pm 3.9$ 分、勾配 $28 \pm 19 \mu V / 分$  (平均値 ± 標準偏差) であった。

図4 (A) に示すように中途覚醒し、再入眠した例があったが、覚醒と同時に脳直流電位は刺激前のレベルに向かってpositive shiftを示し、再度の入眠により再びnegative shiftを示した。negative shiftの観察された脳直流電位は、睡眠stage3に至った後にpositive shiftを示すものが10例中8例と最も多く見られ (図4 (A), 図5), その他の2例では睡眠stage 2 でpositive shiftが観察された。positive shiftの持続は図5に示すようにREM睡眠まで持続するものが6例、徐波睡眠中にnegative shiftに転じるものが2例、徐波睡眠終了時にnegative shiftを示すものが2例 (図4 (A)) であった。これら入眠期にnegative shiftを示した脳直流電位はその開始時点は異なるが、必ずpositive shiftに転じるという結果が得られた。posit



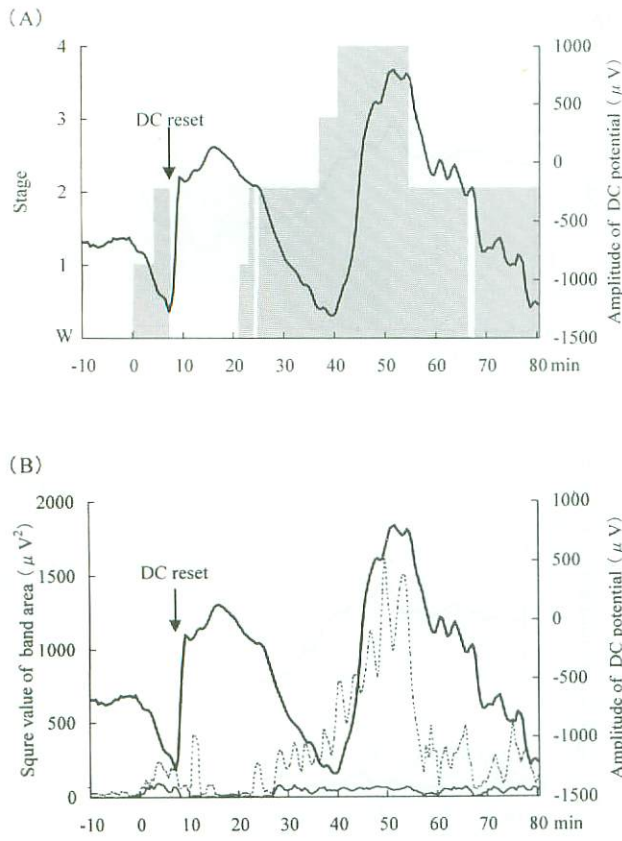


図4 睡眠時における脳直流電位と(A)睡眠stage, (B)δ波とθ波帯域信号強度の経時変化  
 —: 脳直流電位, —: θ波帯域信号強度, - - -: δ波帯域信号強度, 灰色部分は睡眠stageを, WはstageW(覚醒状態)を, 横軸0分は視察判定による睡眠開始時点を示す。

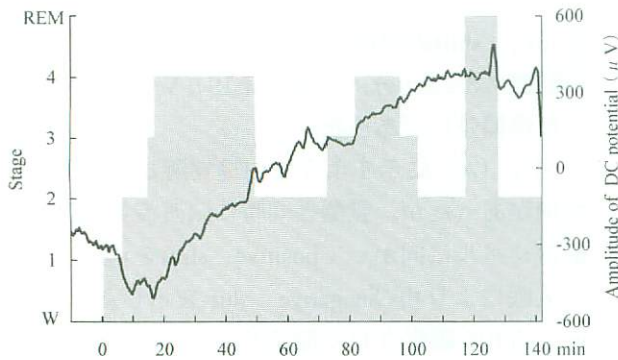


図5 睡眠時における脳直流電位と睡眠stageの経時変化  
 —: 脳直流電位, 灰色部分は睡眠stageを, WはstageW(覚醒状態)を, REMはstageREM(REM睡眠)を, 横軸0分は視察判定による睡眠開始時点を示す。

ive shiftの程度は、振幅が $489 \pm 392 \mu V$ 、持続時間が $24.8 \pm 12.8$ 分、勾配が $25 \pm 23 \mu V / 分$ (平均値±標準偏差)であった。

(b) 脳波の帯域信号強度の変動

図3(B)に入眠期における脳直流電位と脳波

の帯域信号強度の経時変化を示した。覚醒時優勢であったα1波およびα2波帯域の信号強度は、入眠とともに減少し、代わってθ波帯域の信号強度が増加した。またこの図は、θ波帯域の信号強度と脳直流電位の経時変化がミラーイメージをなす例であった。

脳直流電位とδ波およびθ波の帯域信号強度の経時変化を図4(B)に示した。δ波の信号強度が減少してもなお脳直流電位のpositive shiftが持続するものが6例、逆にnegative shiftに転じた後にδ波の信号強度が減少するものが1例、図4(B)のようにδ波の信号強度と脳直流電位の経時変化が類似したものが3例に見られた。従って脳直流電位のpositive shiftはδ波の帯域信号強度に完全に依存しているわけではないが、δ波の信号強度が増加する時には必ず脳直流電位がpositive shiftする結果が得られた。

2) 鍼刺激およびその他の体性感覚刺激の脳直流電位と脳波への影響

安静時における脳直流電位変動の典型的な波形を図6に示した。細線は原波形、太線は単純指数平滑化処理した波形であり、高速フーリエ変換法による周波数解析では10~60秒と2~10秒の2つの周期が得られ、通常の脳波では記録し得ない緩徐な変動が観察された。

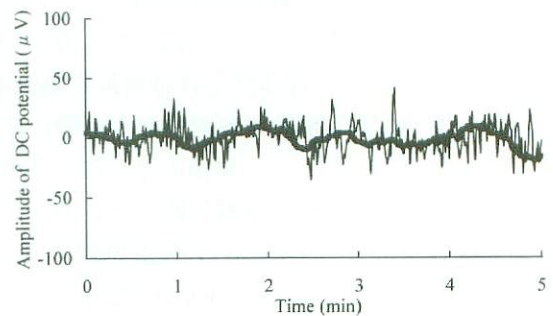


図6 安静時における脳直流電位の経時変化  
 細線は脳直流電位の原波形を、太線は単純指数平滑化処理した波形の経時変化を示す。

(a) 鍼刺激時の脳直流電位変動

鍼刺激による脳直流電位shiftの検討では、合谷穴刺激時に16例中11例(図7(A)と(B))、手三里穴では9例中3例(図8(A))、足三里穴では8例中3例(図8(B))にpositive shiftが観察され、合谷穴鍼刺激時に最も多く見られた(表

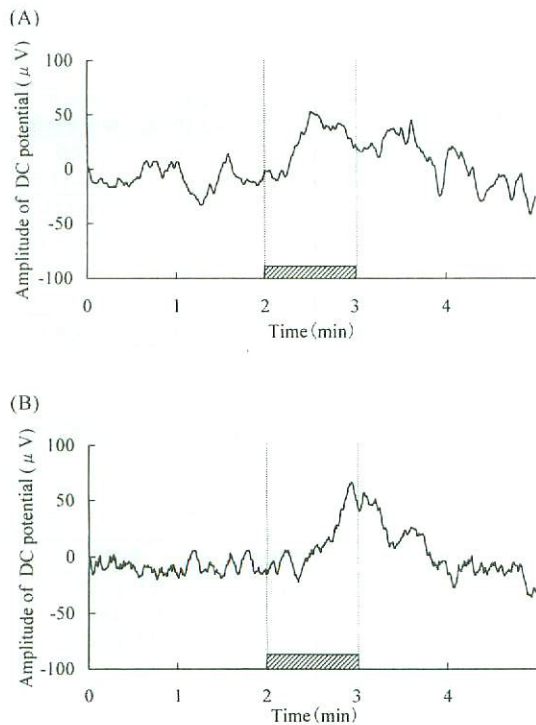


図7 合谷穴鍼刺激時における脳直流電位の経時的変化  
 鍼刺激時の脳直流電位のpositive shiftには、(A) 刺激中に終了するもの、(B) 刺激終了とともに終了するもの、刺激終了後もpositive shiftの持続する3つのパターンが観察された。斜線部分は鍼刺激を行った一分間を示す。

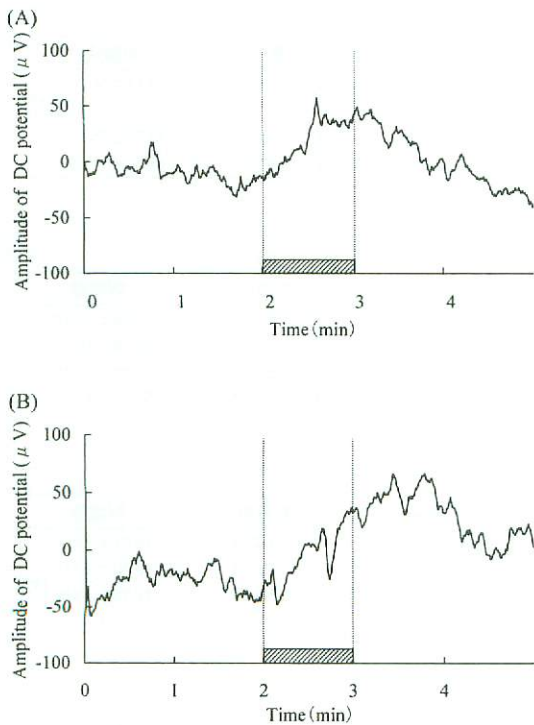


図8 (A)手三里穴、(B)足三里穴鍼刺激時における  
 脳直流電位の経時的変化  
 斜線部分は鍼刺激を行った一分間を示す。

1). その変動パターンには、緩徐な変動の振幅が増加するタイプ (図7 (A)) と基線ごとその振幅が増加する (図7 (B)) 2つのタイプが見られた。一方、足三里穴鍼刺激では、1例にのみnegative shiftが観察された。positive shiftの持続性は、刺激中に終了するものが合谷穴7例、手三里穴2例、足三里穴2例、刺激終了とともにpositive shiftが終了するものが合谷穴3例、手三里穴1例、刺激終了後もしばらくpositive shiftが持続するものが合谷1例、足三里1例であった。表1はpositive shiftの振幅を表しており、合谷穴 $74 \pm 44 \mu V$  (平均値 $\pm$ 標準偏差)、手三里穴 $66 \pm 24 \mu V$ 、足三里穴 $71 \pm 18 \mu V$ であった。非経穴部位への鍼刺激により、positive shiftが9例中3例に観察され、その振幅は $82 \pm 20 \mu V$ であった。

(b) 鍼通電刺激時の脳直流電位変動

脳直流電位のpositive shiftは合谷穴鍼刺激時に最も多く観察され、これらが刺激頻度に依存するかどうかを検討するため、合谷穴に2種類の刺激頻度で通電を行い、各々同じ計測を行った。

高頻度 (50Hz) 鍼通電刺激では、negative shiftが10例中4例 (図9 (A))、刺激終了後にnegat

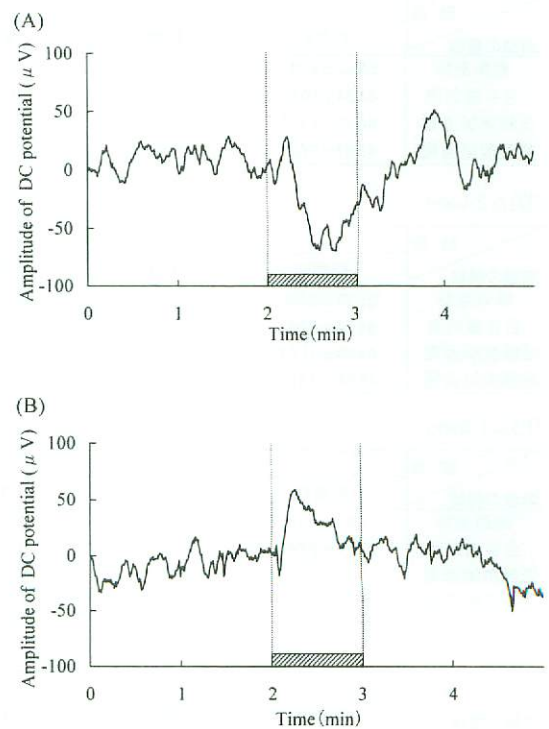


図9 (A)高頻度、(B)低頻度鍼通電刺激時における  
 脳直流電位の経時的変化  
 斜線部分は鍼通電刺激を行った一分間を示す。



表1 各刺激種における脳直流電位shiftの例数とその振幅(μV)  
 振幅はmean±S. D., nは例数を示す。shiftが1例の場合、その振幅のみを示す。

部位 shift	鍼刺激				ピンチ刺激	触圧刺激	切皮刺激	高頻度 鍼通電刺激	低頻度 鍼通電刺激
	合谷 (n=16)	手三里 (n=9)	足三里 (n=8)	非経穴 (n=9)	合谷上 (n=8)	合谷上 (n=10)	合谷 (n=8)	合谷 (n=10)	合谷 (n=11)
positive	74±44 (n=11)	66±24 (n=3)	71±18 (n=3)	82±20 (n=3)	37 (n=1)	45 (n=1)	57 (n=1)	—	66±14 (n=3)
negative	—	—	73 (n=1)	—	56±10 (n=2)	46 (n=1)	146 (n=1)	64±41 (n=4)	—
none	(n=5)	(n=6)	(n=4)	(n=6)	(n=5)	(n=8)	(n=6)	(n=6)	(n=8)

表2 合谷穴鍼刺激、低頻度・高頻度鍼通電刺激および無刺激群の刺激前・中・後における各帯域信号強度(μV<sup>2</sup>)の比較  
 mean±S. E., \* : p<0.05, \*\* : p<0.01, \*\*\* : p<0.001

(A) δ band

部位 刺激の種類	C3'			Fz		
	刺激前	刺激中	刺激後	刺激前	刺激中	刺激後
無刺激群	63.43±6.29	63.58±7.93	66.98±6.81	98.32±10.96	101.07±11.17	104.48±12.29
合谷鍼刺激	74.80±8.13	92.75±8.78	79.39±6.20	90.82±7.82	126.41±14.92	97.98±8.82
低頻度鍼通電	70.24±9.79	68.69±8.24	71.00±7.14	102.09±13.76	90.92±10.41	107.87±14.18
高頻度鍼通電	73.29±11.55	67.72±5.61	73.79±9.95	95.66±14.88	91.53±10.23	98.86±14.81

(B) θ band

部位 刺激の種類	C3'			Fz		
	刺激前	刺激中	刺激後	刺激前	刺激中	刺激後
無刺激群	37.70±3.41	34.48±3.88	37.53±4.57	47.65±5.31	43.48±3.78	48.14±4.37
合谷鍼刺激	39.25±3.75	34.70±3.18	33.60±3.79	50.46±5.17	41.08±3.28	39.22±3.16
低頻度鍼通電	44.42±5.40	39.10±5.20	45.38±6.29	68.44±10.40	60.37±9.37	67.33±8.09
高頻度鍼通電	42.68±5.28	40.62±8.33	56.18±8.40	54.45±6.69	51.72±8.54	73.95±11.65

(C) α1 band

部位 刺激の種類	C3'			Fz		
	刺激前	刺激中	刺激後	刺激前	刺激中	刺激後
無刺激群	58.02±8.34	56.19±10.59	56.78±10.99	66.38±10.93	62.27±14.25	68.43±16.24
合谷鍼刺激	53.54±10.81	53.08±7.46	33.55±5.04	61.98±12.76	60.86±11.20	46.82±9.10
低頻度鍼通電	64.35±13.52	53.73±10.17	60.78±13.88	76.04±19.56	68.93±18.91	75.06±25.11
高頻度鍼通電	45.67±9.02	46.71±9.11	45.19±10.12	60.24±10.53	58.78±9.54	61.10±11.59

(D) α2 band

部位 刺激の種類	C3'			Fz		
	刺激前	刺激中	刺激後	刺激前	刺激中	刺激後
無刺激群	55.79±8.33	55.21±9.67	49.75±8.33	64.57±13.69	66.41±15.02	61.74±13.10
合谷鍼刺激	64.74±8.66	74.67±10.67	73.62±11.88	73.61±14.38	76.79±11.12	69.86±10.23
低頻度鍼通電	60.90±11.97	73.03±12.40	59.31±13.26	69.63±17.67	74.71±17.82	75.66±23.95
高頻度鍼通電	48.94±7.35	51.78±6.80	48.91±8.35	50.50±9.65	53.90±10.37	56.31±11.67

(E) β1 band

部位 刺激の種類	C3'			Fz		
	刺激前	刺激中	刺激後	刺激前	刺激中	刺激後
無刺激群	16.97±2.29	15.51±2.09	16.34±2.33	20.18±2.36	17.90±2.16	18.61±2.20
合谷鍼刺激	17.27±2.05	13.70±1.99	15.17±2.14	21.91±2.56	18.25±2.46	19.30±2.21
低頻度鍼通電	19.48±2.63	16.43±2.57	16.73±2.08	23.33±3.53	22.38±3.87	19.25±2.48
高頻度鍼通電	15.15±2.62	14.72±2.50	20.55±3.31	19.51±3.66	21.75±4.47	24.31±4.17

(F) β2 band

部位 刺激の種類	C3'			Fz		
	刺激前	刺激中	刺激後	刺激前	刺激中	刺激後
無刺激群	6.57±0.85	6.46±0.77	6.71±0.96	8.10±0.90	8.24±1.11	8.25±1.23
合谷鍼刺激	7.21±0.86	4.80±0.61	6.21±0.72	8.98±1.22	6.43±0.92	7.18±0.86
低頻度鍼通電	5.61±1.17	6.74±1.34	7.00±1.49	8.02±1.39	9.92±1.52	8.18±1.66
高頻度鍼通電	6.24±1.01	8.19±1.10	6.47±0.87	7.87±1.65	9.76±1.72	8.05±1.59



ive shiftを示すものが4例であった。一方、低頻度 (5 Hz) 鍼通電刺激では、11例中3例にpositive shiftが観察された (図9 (B))。そのshiftの大きさは低頻度鍼通電刺激時のpositive shiftでは $66 \pm 14 \mu V$ 、高頻度鍼通電刺激時のnegative shiftでは $64 \pm 41 \mu V$ であり、shiftの方向は異なるが、その振幅平均値は同程度であった (表1)。

(c) その他の体性感覚刺激時の脳直流電位変動

鍼刺激 (皮膚・筋) の対照として触圧刺激 (表在性の機械的的刺激)、ピンチ刺激 (表在性の侵害刺激)、切皮刺激 (皮膚の鍼刺激) を行い、鍼刺激と同じ計測を行った。観察されたshiftは鍼刺激時に比べ減少し、positive shiftは各刺激で1例ずつ、negative shiftは触圧刺激、切皮刺激で1例ずつ、ピンチ刺激で2例であった (表1)。これら刺激によるshiftの振幅を表1に示した。

(d) 脳波の周波数解析による帯域信号強度の変化

脳直流電位のpositive shiftは、合谷穴鍼刺激時に顕著に見られ、合谷穴への低頻度鍼通電刺激時においても観察された。一方、高頻度鍼通電刺激時では、同じ刺激部位で異なるshiftが見られた。この反応の相違を検討するため、同時に計測した脳波データを周波数解析し、各帯域毎の信号強度を求め、脳直流電位shiftとの相関を検討した。

表2 (A) ~ (F) は合谷穴鍼刺激、低頻度および高頻度鍼通電刺激によるC3'とFzにおける帯域

信号強度を帯域毎に表したものである。δ波の帯域信号強度の増加が合谷穴鍼刺激時のみ見られ、C3'とFzのいずれにおいても有意差が認められた (C3' :  $p < 0.001$ , Fz :  $p < 0.05$ )。また、C3'では刺激終了後においてもδ波の帯域信号強度の増加が見られた ( $p < 0.05$ )。θ波帯域では、刺激終了後高頻度鍼通電刺激により両部位で信号強度の有意な増加 (ともに $p < 0.001$ ) が見られ、一方合谷穴鍼刺激後に、Fzにおいて有意な減少 ( $p < 0.05$ ) が見られた。Fzでの低頻度鍼通電刺激時の帯域信号強度は無刺激群に対しては増加がみられるが、交互作用は認められなかった。α1波帯域の信号強度は、C3'とFzにおいて合谷穴鍼刺激後のみ有意な減少 (ともに $p < 0.01$ ) が見られ、刺激中はいずれの刺激種においても変化は認められなかった。α2波帯域では、C3'にのみ変化がみられ、合谷穴鍼刺激時 ( $p < 0.05$ ) と低頻度鍼通電刺激時 ( $p < 0.01$ ) のいずれにおいても有意な増加を示し、合谷穴鍼刺激では、刺激終了後にも増加が持続していた ( $p < 0.01$ )。β1波帯域では高頻度鍼通電刺激のみに変化が見られ、刺激後においてC3' ( $p < 0.01$ ) と、Fz ( $p < 0.001$ ) の双方で有意な増加が示された。Fzにおけるβ1帯域の信号強度において無刺激群と低頻度鍼通電刺激の間には交互作用が認められず、刺激前から刺激時にかけて無刺激群とともに減少傾向にあり、一見増加に見える変化は、初期値の差に起因するものと思われる。β2波帯域ではC3'において合谷穴鍼刺激時に減少 ( $p < 0.05$ )、高頻度鍼通電刺激時に増加

表3 クロススペクトル分析による各帯域毎の刺激前・中・後におけるコヒーレンス二乗値の差の比較  
mean ± S. E., \* :  $p < 0.05$ , \*\* :  $p < 0.01$

(A)合谷穴鍼刺激

	δ band	θ band	α 1 band	α 2 band	β 1 band	β 2 band
刺激前	0.000±0.011	-0.003±0.010	0.006±0.014	0.003±0.024	0.008±0.014	0.010±0.018
刺激中	0.009±0.013	-0.013±0.017	0.049±0.016	0.055±0.022	0.003±0.016	-0.001±0.017
刺激後	-0.010±0.011	-0.003±0.017	0.018±0.014	0.005±0.024	-0.002±0.016	0.000±0.026

(B)低頻度鍼通電刺激

	δ band	θ band	α 1 band	α 2 band	β 1 band	β 2 band
刺激前	-0.008±0.013	-0.002±0.016	-0.006±0.023	0.006±0.019	0.003±0.015	-0.004±0.015
刺激中	-0.005±0.019	0.019±0.019	0.026±0.025	0.073±0.021	0.011±0.017	-0.006±0.023
刺激後	0.004±0.018	0.014±0.012	-0.002±0.029	0.042±0.024	-0.002±0.018	0.003±0.019

(C)高頻度鍼通電刺激

	δ band	θ band	α 1 band	α 2 band	β 1 band	β 2 band
刺激前	0.007±0.025	0.011±0.011	0.002±0.022	-0.006±0.019	0.002±0.014	0.004±0.017
刺激中	0.016±0.023	-0.002±0.016	0.026±0.018	0.028±0.028	0.011±0.016	0.016±0.026
刺激後	0.015±0.023	0.023±0.023	-0.015±0.021	-0.024±0.029	0.009±0.020	-0.013±0.015



( $p < 0.01$ )が見られ、ともに有意差が認められ、Fzにおいては有意差は認められないものの双方の刺激種において同様な傾向が見られた。

#### (e) クロススペクトル分析によるコヒーレンス二乗値の差の変化

本実験では、脳波の周波数解析による各帯域の信号強度の評価に加え、それらの同期性を検討するためにクロススペクトル分析によるコヒーレンス二乗値の差を求めた(表3)。

$\alpha$  1波帯域のコヒーレンス二乗値の差は、合谷穴鍼刺激時、低頻度および高頻度鍼通電刺激時に増加を示し、合谷穴鍼刺激時のみで有意差を認めた( $p < 0.05$ )。  $\alpha$  2波帯域では合谷穴鍼刺激時( $p < 0.05$ )と、低頻度鍼通電刺激時( $p < 0.01$ )とで有意な増加、高頻度鍼通電刺激時には増加傾向が見られた。

## IV 考察

### 1) 脳直流電位の測定における

#### ドリフトと皮膚電気活動

脳直流電位波形の解釈においては2つの考慮すべき点がある。1つは、直流増幅器および電極に起因する脳直流電位のドリフトである。測定された増幅器ドリフトは $2 \mu\text{V}/\text{時}$ であった。また電極間電位差のドリフトは $30 \mu\text{V}/\text{時}$ 以下を示した電極の組み合わせを実験に採用しており、睡眠時の結果でその勾配はnegative shiftで $28 \pm 19 \mu\text{V}/\text{分}$ (平均値 $\pm$ 標準偏差)、positive shiftで $25 \pm 23 \mu\text{V}/\text{分}$ であることから、それらの脳直流電位変動への寄与は無視し得るものと考えた。

もう1つは皮膚電気活動の脳直流電位への混入である。本研究では頭皮の皮膚擦過を行い、角質層を擦剥することで皮膚インピーダンスを減少させ、その寄与を減少させた<sup>16)</sup>。さらに本研究では脳直流電位に対する皮膚電位の影響を検討するため、鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験と同じプロトコルで皮膚インピーダンス計測を行った。計測にはインピーダンス測定器(Impedance Analyzer 4192A, Hewlett Packard, USA)を用い、頭頂部Czと右または左乳様突起間の皮膚インピーダンスを周波数10Hzおよび500Hzの2種類で電極間通電は1Vとして5名の健康成人を対象に測定した。刺激は右合谷穴に前記ステンレス鍼

を刺入して行い、刺激前2分間、刺激中1分間、および刺激後2分間の計5分間において1分毎に測定した。皮膚インピーダンスは10Hz計測で $1.62 \pm 0.29 \text{ k}\Omega$ (平均値 $\pm$ 標準偏差)、500Hzで $1.138 \pm 0.246 \text{ k}\Omega$ であった。またその変動幅は5分間で最大 $0.03 \text{ k}\Omega$ (10Hz)、 $0.011 \text{ k}\Omega$ (500Hz)、鍼刺激前後で $0.01 \text{ k}\Omega$ (10Hz)、 $0.003 \text{ k}\Omega$ (500Hz)であった。これらの変動に起因する電位変化は、直流増幅器の $10^7 \Omega$ の入力抵抗を介した時ほとんど無視し得るものと考えられた。またPictonとHillyard<sup>16)</sup>は $1 \text{ k}\Omega$ 以上の電極インピーダンスの減少は電極配置から15分以内に起こり、その後は安定すると述べている。本実験における計測は電極配置より60分から90分経過後に測定を開始している。また、頭皮と同じ有毛部である手背より皮膚電位水準を鍼刺激時において脳直流電位と同時に計測し、皮膚電位水準の変動にshiftは観察されなかった(図10)。

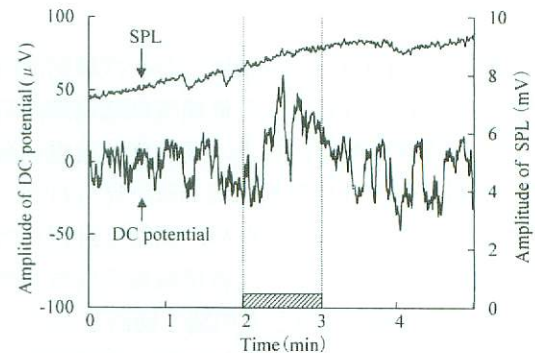


図10 合谷穴鍼刺激時における脳直流電位と手背皮膚電位水準の経時的変化  
SPL (Skin Potential Level)は皮膚電位水準を表す。斜線部分は鍼刺激を行った一分間を示す。

### 2) 入眠期における脳直流電位のnegative shift

本実験では、健康成人を対象に睡眠時における脳直流電位変動を記録し、同時測定した睡眠ポリグラフィにより得られる睡眠stageおよび脳波の周波数解析による帯域信号強度の経時的変化との対応を検討した。

入眠期において脳直流電位はnegative shiftを示し、その振幅は $147 \pm 117 \mu\text{V}$ (平均値 $\pm$ 標準偏差)、持続時間は $6.3 \pm 3.9$ 分、勾配は $28 \pm 19 \mu\text{V}/\text{分}$ であった。Marshallら<sup>15)</sup>とHoffmannら<sup>20)</sup>はヒトにおいて頭皮上より脳直流電位を計測し、われわれの結果と同様な入眠期のnegative shiftを



観察している。しかし、彼らの報告ではそのshiftの振幅がMarshallらで $540 \pm 145 \mu V$  (平均値±標準誤差)、Hoffmannらが入眠から30分の間で約3 mVとわれわれの結果に比べ、より大きな値を示した。これは直流増幅器の入力抵抗の相違、つまり記録感度の差と皮膚への不活性化処理の違いによるものと思われる。negative shiftはヒトにおいて過換気により誘発され、低換気時には明らかなshiftが見られないとTomitaら<sup>22)</sup>は報告しており、終末呼気炭酸ガス分圧と脳直流電位のshiftの間には正の相関があることを示している。またCasperら<sup>11)</sup>は大脳皮質における炭酸ガス分圧の減少に平行して大脳皮質表面に配置した電極よりnegative shiftを観察した。さらにnegative shiftの観察された睡眠stage1と2においてPET計測により脳内代謝<sup>23)</sup>および酸素消費率<sup>24)</sup>は減少し、酸素抽出分画<sup>24)</sup>に変化の見られないとする報告があり、入眠期において脳内炭酸ガス分圧は減少していることが考えられる。したがって本実験で見られたnegative shiftには脳内炭酸ガス分圧の低下が関わる可能性が示唆された。

周波数解析による帯域信号強度は入眠期に $\alpha$ 波帯域の信号強度が減少し、代わって $\theta$ 波帯域の信号強度に増加が見られた。睡眠stageの視察判定では、睡眠stage1の判定基準として20秒または30秒間における $\alpha$ 波の出現の50%以下への減少および2~7 Hzの波形の増加があり<sup>18)</sup>、本実験の結果は定性的な判定基準による各帯域波形の増減を定量的に評価するものとなった。

### 3) 徐波睡眠期における

#### 脳直流電位のpositive shift

入眠期にnegative shiftを示した脳直流電位は、その後徐波睡眠への移行に伴いpositive shiftへの極性の変化が観察された。徐波睡眠は $75 \mu V$ 以上の振幅を有する0.5~2 Hzの波形に代表される徐波によって特徴づけられる。そしてその割合によって睡眠stage3と4が決定される<sup>18)</sup>。positive shiftはREM睡眠まで持続するものが6例、徐波睡眠中にnegative shiftに転じたものが2例、徐波睡眠終了時にnegative shiftを示したものが2例と睡眠stageとの対応は明確ではなかった。また、徐波睡眠中の主成分をなす $\delta$ 波の帯域信号強度は、脳直流電位の変動に完全に依存しているわけでは

ないが、 $\delta$ 波の帯域信号強度の増加する時にはpositive shiftが観察された。睡眠時における脳直流電位のpositive shiftはウサギ<sup>25)</sup>、ネコ<sup>26, 27)</sup>、犬<sup>27)</sup>で観察されており、また入眠期におけるnegative shiftの結果が一致していたMarshallら<sup>15)</sup>の報告でもその図中の3例において徐波睡眠への移行に伴いpositive shiftが観察されており、本実験ではこれらと符号する結果となった。徐波睡眠期には、大脳皮質炭酸ガス分圧は上昇し、それに伴い頭蓋内で記録された脳直流電位のpositive shiftが示されており<sup>27)</sup>、また大脳皮質炭酸ガス分圧上昇時には、膜電位は過分極し興奮性シナプス後電位の抑制、自発放電の減少が起こり、持続的脱分極の総和である脳直流電位はpositive shiftを示す<sup>11)</sup>。したがって本実験で観察された脳直流電位の徐波睡眠期におけるpositive shiftには、脳内炭酸ガス分圧の上昇が関与している可能性が示唆された。

### 4) 鍼刺激によるpositive shiftの

#### 刺激の種類特異性

睡眠実験により安定した脳直流電位の測定が可能になり、それと同様の方法で鍼刺激時の脳直流電位計測を行った。

脳直流電位の合谷穴鍼刺激時計測では、16例中11例(69%)にpositive shiftが観察された。合谷穴の対照経穴として上肢の手三里穴と、下肢の足三里穴、および経穴の反応特異性を検討するための合谷穴近傍の非経穴部位で観察されたpositive shiftは、手三里穴で9例中3例(33%)、足三里穴で8例中3例(38%)、非経穴部位で9例中3例(33%)であり、合谷穴に比しその発生率は約1/2に減少した。合谷穴鍼刺激による脳直流電位のpositive shiftにおける刺激の種類特異性を検討するため、本実験では対照刺激として触圧刺激、ピンチ刺激、切皮刺激を合谷穴上に行ったが、観察されたshiftの例数は減少した。以上の事実より今回得られた鍼刺激時のpositive shiftは、刺激の種類特異性の存在を示唆した。

### 5) 鍼刺激によるpositive shiftの

#### 頻度依存性と脳波の帯域信号強度の変化

本研究では鍼刺激より引き起こされるpositive shiftの頻度依存性を検討するため、高頻度(50



Hz) または低頻度 (5 Hz) で合谷穴に鍼通電刺激を行った。高頻度鍼通電刺激時、脳直流電位はnegative shiftが4例に認められ、positive shiftは観察されなかった。また、合谷穴鍼刺激時に見られた $\delta$ 波帯域の信号強度の増加は、高頻度鍼通電刺激時には見られず、 $\beta$ 2波帯域ではC3'において合谷穴鍼刺激に減少、高頻度鍼通電刺激時に増加が示された。中脳網様体、CM核、VPL核に対する高頻度 (30~200Hz) 通電刺激により、非限局性の脳波の速波化と脳直流電位のnegative shiftが報告されている<sup>4-7)</sup>。高頻度鍼通電刺激では、電気刺激による求心性線維の神経放電の増加が予想され、negative shiftと $\beta$ 2波帯域の信号強度の増加が観察された可能性がある。

これに対して合谷穴の低頻度鍼通電刺激時には、合谷穴鍼刺激よりも誘発される例数は少ないがpositive shiftが観察された。そして共にC3'の $\alpha$ 2波帯域の信号強度に増加が見られ、コヒーレンス二乗値の差も有意に増加しその同期性が高まっていた。鍼刺激による $\alpha$ 波の増加は廖<sup>3)</sup>、矢野ら<sup>28)</sup>によっても報告されている。 $\beta$ 2波帯域ではC3'において合谷穴鍼刺激時に有意な減少が見られたが、低頻度鍼通電刺激時には有意差は認められず、殊にpositive shiftを示した低頻度鍼通電刺激の3例では対称的に増加が見られた。実験に際し低頻度鍼通電刺激時には合谷穴鍼刺激時には見られない母指の受動的屈曲が観察されており、示指屈曲時における脳波を観察したLeocaniら<sup>29)</sup>は、刺激対側の頭頂部において速波成分の信号強度が増加することを報告している。低頻度鍼通電刺激時のpositive shiftの観察された3例における $\beta$ 2波帯域の信号強度の増加は、母指の受動的屈曲により生ずる刺激が引き起こしたものと思われる。そして $\delta$ 波帯域の信号強度において合谷穴鍼刺激時には有意な増加が見られ、低頻度鍼通電刺激時には有意な増加は認められないが、positive shiftの観察された3例において、C3'での記録は刺激前に対して刺激時 $110.82 \mu V^2$ が $129.09 \mu V^2$ 、 $51.00 \mu V^2$ が $66.39 \mu V^2$ 、 $39.12 \mu V^2$ が $45.69 \mu V^2$ とそれぞれ増加していた。また合谷穴鍼刺激時には $\delta$ 波帯域の信号強度の増加がFzとC3'の双方において観察され、 $\delta$ 波帯域のコヒーレンス二乗値の差に減少の見られないことから、著明な脱同期は生じておらず、非限局性の反応であることが示唆

される。大脳皮質における単一細胞の活動と $\delta$ 波の関係を調べたCreutzfeldら<sup>30)</sup>とCreutzfeldとMeisch<sup>31)</sup>は、低酸素または低血糖負荷により出現した $\delta$ 波が単一細胞活動の変化と相関していることを報告している。また、Buchanら<sup>32)</sup>はPET計測による酸素消費率と脳波との関係を調べ、徐波成分の増加に伴い酸素消費率は減少し、両者に負の相関があると述べている。したがって徐波帯域の増加は大脳皮質に対する抑制性の反応と捉えることができ、合谷穴鍼刺激時と低頻度鍼通電刺激時の $\delta$ 波の増加は大脳皮質に対する抑制を示唆しており、持続的脱分極の総和である脳直流電位におけるpositive shiftは大脳皮質興奮性の低下を反映している可能性が考えられる。

## V まとめ

ヒト頭皮上より安定した脳直流電位の記録法を工夫し、得られた睡眠時における脳直流電位の変動と睡眠ポリグラフィーによる睡眠stageとの対応から脳直流電位に対する睡眠の寄与を睡眠第一周期について検討した。さらに鍼刺激時、鍼通電刺激時およびその他の体性感覚刺激時の脳直流電位と脳波の同時計測を行い、これら刺激の大脳皮質興奮性に対する影響と鍼刺激の頻度依存性および刺激の種類特異性を検討し、次の結果を得た。

(1) 入眠期において脳直流電位はnegative shiftを示した。また覚醒時に優勢であった $\alpha$ 1波と $\alpha$ 2波帯域の信号強度は入眠とともに減少し、代わって $\theta$ 波帯域の信号強度が増加した。

(2) 徐波睡眠期には脳直流電位のpositive shiftが観察された。また $\delta$ 波の帯域信号強度の増加する時には、脳直流電位はpositive shiftを示した。

(3) 合谷穴鍼刺激により脳直流電位のpositive shiftが最も多く観察され、一方、その他の体性感覚刺激時にはpositive shiftの誘発される例数が減少した。

(4) 鍼通電刺激時の脳直流電位は、高頻度刺激でnegative shift、低頻度刺激でpositive shiftを示した。

(5)  $\delta$ 波帯域の信号強度の増加は、合谷穴鍼刺激時およびpositive shiftの観察された低頻度鍼通電刺激時に見られた。

以上の事実より、睡眠実験では入眠期において大脳皮質興奮性が増加し、睡眠第一周期の徐波睡



眠期には低下することが示唆された。鍼刺激およびその他の体性感覚刺激実験では、鍼刺激による脳直流電位のpositive shiftに刺激の種類特異性と頻度依存性が見られ、鍼刺激による大脳皮質興奮性の低下が示唆された。

### 謝 辞

本稿を終えるにあたって、終始御指導、御校閲頂いた明治鍼灸大学生理学教室西川弘恭教授、廖登稔助教授に深謝致します。また、貴重な御意見を承った明治鍼灸大学臨床鍼灸医学教室矢野忠教授、そして科学技術計算について御指導頂いた京都府立医科大学第一生理学教室八重樫和宏助手に深く感謝致します。さらに、本研究に御協力頂いた鍼灸学修士武田充史氏および明治鍼灸大学学生加藤洋子氏に心より感謝致します。

### 参考文献

- 1) 柳澤信夫, 柴崎 浩: 体性感覚誘発電位; 神経生理を学ぶ人のために. 医学書院, 東京, pp196-199, 1990.
- 2) 浦田 繁, 廖 登稔, 高梨芳彰ら: 持続的鍼刺激時の短潜時体性感覚誘発電位 (SSEP) の解析. 明治鍼灸医学, 18: 23-31, 1996.
- 3) 廖 登稔: ハリ刺激にともなう“ひびき”感覚の定量化. 応用情報学研究年報, 17: 31-48, 1992.
- 4) Caspers H, Schultze H: Die Verandung der corticalen Gleichspannung wahrend der natuerlichen Schlaf-Wachs-Perioden beim freibeweglichen Tier. Pflugers Arch gen Physiol, 270: 103-120, 1959.
- 5) Motokizawa F, Fujimori B: Fast activities and DC potential changes of the cerebral cortex during EEG arousal response. Electroenceph clin Neurophysiol, 17: 630-637, 1964.
- 6) 小沢達吉: ネコにおける脳波の緩電位変動と速波成分について. 臨床神経学, 8: 209-217, 1968.
- 7) Velasco M, Velasco F, Velasco A-L, et al: Electro cortical and behavioral responses produced by acute electrical stimulation of the human centromedian thalamic nucleus. Electroenceph clin Neurophysiol. 102: 461-471, 1996.
- 8) Saito Y, Maekawa K, Takenaka S, et al: V I th Annual meeting of Jap EEG society, 95-98, 1957.
- 9) Jung R: Structure and function of the cerebral cortex, Elsevier, Amsterdam, pp204-33, 1960.
- 10) Caspers H, Speckmann E - J, Lehmenkuhler A: Electro genesis of slow potentials of the brain. In Elbert T, Rockstroh B, Lutzenberger W, et al (eds): Self - regulation of the brain and behavior,

Springer, Berlin, pp27-41, 1984.

- 11) Caspers H, Speckmann E - J, Lehmenkuhler A: DC potentials of the cerebral cortex. Rev Physiol Biochem Pharmacol, 106: 127-178, 1987.
- 12) 新美良純, 鈴木二郎: 電極の熟成と検定: 皮膚電気活動. 星和書店, 東京, pp24, 1986.
- 13) Girton D G, Kamiya J: A very stable electrode system for recording human scalp potentials with direct-coupled amplifiers. Electroenceph clin Neurophysiol, 37: 85-88, 1974.
- 14) Bauer H, Korunka C, Leodolter M: Technical requirements for high - quality scalp DC recordings. Electroenceph clin Neurophysiol, 72: 545-547, 1989.
- 15) Marshall L, Molle M, Schreiber H, et al: Scalp recorded direct current potential shifts associated with the transition to sleep in man. Electroenceph clin Neurophysiol, 91: 346-352, 1994.
- 16) Picton T W, Hillyard S A: Cephalic skin potentials in electroencephalography. Electroenceph clin Neurophysiol, 33: 419-424, 1972.
- 17) 南 茂夫: 演算処理による雑音除去法: 科学計測のための波形データ処理. CQ出版, 東京, pp84-110, 1986.
- 18) Rechtschaffen A, Kales A: A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects: Public health service, U. S. government printing office, Washington D. C., pp1-55, 1968.
- 19) 清水信行, 千葉利晃: コヒーレンス関数: パソコンによるランダム信号処理. 共立出版, 東京, pp 95-98, 1994.
- 20) 日野幹雄: 相互相関とクロススペクトル: スペクトル解析. 朝倉書店, 東京, pp52-66, 1977.
- 21) Hoffmann R, Moffitt A: Steady state potential changes at scalp electrodes. Sleep Res, 17: 6, 1988.
- 22) Tomita G S, Hayashida Y: Scalp-recorded direct current potential shifts induced by hypocapnia and hypercapnia in humans. Electroenceph clin Neurophysiol, 99: 90-97, 1996.
- 23) 内田 耕: ヒト睡眠時の脳内糖代謝. 脳神経, 39 (12): 1131-1137, 1987.
- 24) 高橋 健: ヒト睡眠時の脳血流量および脳酸素代謝. 脳神経, 41 (9): 919-925, 1989.
- 25) Kawamura H, Sawyer CH: DC potential changes in rabbit brain during slow-wave and paradoxical sleep. Am J Physiol, 207: 1379-1386, 1964.
- 26) Tabushi K, Hishikawa Y, Ueyama M et al: Cortical DC potential changes associated with spontaneous sleep in cat. Arch ital Biol, 104: 152-162, 1966.
- 27) Wurtz R H, O'Flaherty J J: Physiological correlates



- of steady potential shifts during sleep and wakefulness. I. Sensitivity of the steady potential to alterations in carbon dioxide. *Electroenceph clin Neurophysiol*, 22 : 30-42, 1967.
- 28) 矢野 忠, 丸山彰貞, 田中淳子ら : 鍼通電, TENS によるEEGトポグラムの変化. *明治鍼灸医学*, 1 : 55-64, 1985.
- 29) Leocani L, Toro C, Manganotti P et al : Event - related coherence and event-related desynchronization / synchronization in the 10 Hz and 20Hz EEG during self - paced movements. *Electroenceph clin Neurophysiol*, 104 : 199-206, 1997.
- 30) Creutzfeld O, Bark J, Fromm G H : Alterations in activity of cortical neurons during anaesthesia compared with hypoxia. In Gastaut H, Meyer J S (eds) : *Cerebral anoxia and the electroencephalogram*, Thomas, Springfield, pp33-45, 1961.
- 31) Creutzfeld O, Meisch J J : Changes of cortical neuronal activity and EEG during hypoglycemia. In HernandezPeon R (ed) : *The physiological basis of mental activity*. *Electroenceph clin Neurophysiol*, Suppl 24, Elsevier, Amsterdam, pp158-171, 1963.
- 32) Buchan R J, Nagata K, Yokoyama E et al : Regional correlations between the EEG and oxygen metabolism in dementia of Alzheimer's type. *Electroenceph clin Neurophysiol*, 103 : 409-417, 1997.



## Analysis of positive shift of direct current potential of the brain induced by acupuncture stimulation

URATA Shigeru

*Department of Physiology, Basic Medicine of Acupuncture and Moxibustion, Graduate School of Acupuncture and Moxibustion, Meiji University of Oriental Medicine*

**Summary :** We recorded a stable scalp-recorded direct current (DC) potential in humans. Then we investigated the relationship between a change in DC potential during the first sleep period and the time course of sleep stages obtained from polysomnography. We also investigated the effects of manual acupuncture, electroacupuncture (EA) and three kinds of somatosensory stimulations (pressure, pinching, penetrating the epidermis) on scalp-recorded DC potentials that may reflect states of cortical excitability. During sleep experiments, DC potentials showed a negative deflection during the hypnagogic period and a positive deflection during the slow wave sleep period. Increased signal intensities of delta band coincided with positive shifts of DC potentials. In acupuncture experiments, a greater number of positive shifts in DC potentials were induced by manual acupuncture at Hegu (LI4) point than by manual acupuncture at other acupoints (Shousanli : LI10, Zusanli : ST36 and non-acupoint) and by other kinds of somatosensory stimulations. The DC potentials showed a negative deflection by EA at 50Hz at Hegu point and a positive deflection by EA at 5Hz at the same point. Signal intensities of the delta band increased by manual acupuncture at Hegu point and EA at 5Hz at the same point. These findings in the sleep experiments suggest that cortical excitabilities may increase during the hypnagogic period and may decrease during the slow wave cycle of the first sleep period. Furthermore the findings in the acupuncture experiments suggest that the positive shifts in DC potentials may be specifically induced by manual acupuncture at Hegu point and that manual acupuncture may decrease cortical excitability.