

MWNT 分散 PMMA 薄膜を用いた脳波電極

Brain Wave Electrode using multi-wall carbon nanotube-dispersed Thin film

○ 川本 昂¹, 伏里直樹¹, 湊孝介², 北井隆平²Fukui Nat. Col. Tech.¹, Fukui Univ.², ○A. Kawamoto.¹, K. Fusisato.¹, K. Awara², R. Kitai.²,

E-mail:kawamoto@fukui-nct.ac.jp

1. はじめに

従来、脳外科手術中に脳波電極を付けながら X 線 CT 画像を観ると、電極周辺の画像が放射状に白くなるため、X 線 CT 画像と脳波の同時観測ができなかった。本研究では、多層カーボンナノチューブ (MWNT) を分散したポリメチルメタクリレート (PMMA) 薄膜から作製したシート状の脳波電極が、X 線 CT 画像を乱すことなく、脳波を感度よく検出できることを見出した。

これまで脳波電極と頭皮との接触インピーダンスが 5 ~ 20 [kΩ] の範囲でも、電波の影響を受けないシールド室では、誘発脳波の測定が可能であった。しかし、実際の医療現場では、様々な医療機器が使われており、電磁誘導や静電誘導による交流ノイズが脳波計に混入する恐れがある。そこで、今回は、ノイズ環境下において MWNT 分散膜脳波電極を用いて脳波を計測したのでその結果について報告する。

2. 実験方法

溶剤である MEK に PMMA 粉末を溶かした後、MWNT 粒子をまぜた溶液を作製する。これを 600W のホモジナイザーで 40 分間超音波処理した後、キャスト法でガラス基板に塗布して乾燥させ、薄膜にする。この薄膜を銀皿電極と同じ丸型に成型してリード線を接着し、脳波電極とする。接触インピーダンスの影響を調べるため、PMMA に対する MWNT の分散濃度を 10wt% と 40wt% にした。

測定には、脳波計を使用した。国際 10-20(ten-twenty 法)による電極配置法に基づいて電極を配置した。電極を装着後、脳波電極の接触インピーダンスを測定し、聴覚脳幹誘発電位 (ABR)、視覚誘発電位 (VEP)、体性感覚誘発電位 (SEP) を測定した。計測の場所は、手術室と集中治療室 (ICU) であった。ICU は、多くの医療機器が稼働しており、ノイズの影響を受けやすい場所である。測定は ABR、VEP、SEP、それぞれ 3 回ずつ 5 人の脳波を測定し、ノイズの影響を調べた。

3. 実験結果および考察

分散濃度 10wt% の MWNT 脳波電極を使用したとき、接触インピーダンスは約 19[kΩ] で、ノイズが混入して波形が乱れ、測定できない場合もあった。しかし、分散濃度 40wt% の MWNT 電極の接触インピーダンスは 3 ~ 4[kΩ] で、これらを使用した際には、銀皿電極と同等の大きさの脳波を確実に測定することができた。図 1 に手術室で ABR 測定した際の脳波を示す。左図が銀皿電極、右図が分散濃度 40wt% の MWNT 電極を使用したときの波形である。5 人の ABR はともに個体差

がなく、銀皿電極と同一レベルの大きさの波形が得られた。図 2 に ICU で測定した ABR を示す。ICU でも手術室と同様に 40wt% MWNT 電極は、銀皿電極と同レベルの脳波が観測された。次に、ICU で測定した VEP を図 3 に、SEP を図 4 に示す。VEP、SEP においても 40wt% の MWNT 電極は、銀皿電極と同様に交流ノイズの影響はなく同じレベルの脳波が測定された。

以上、手術室や ICU などのノイズ環境下での 40wt% MWNT 電極の有効性が確かめられた。これは分散濃度 40wt% の MWNT 電極の電極と頭皮の接触インピーダンスが銀電極の接触インピーダンス 3 [kΩ] と同程度の大きさであったことが原因である。

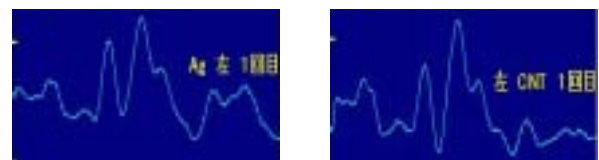


図 1 ABR 測定(手術室)

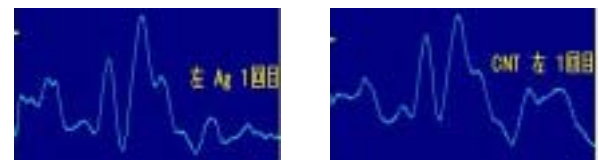


図 2 ABR 測定(ICU)

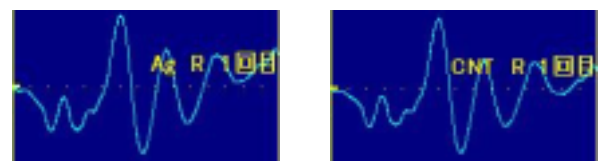


図 3 VEP 測定(ICU)

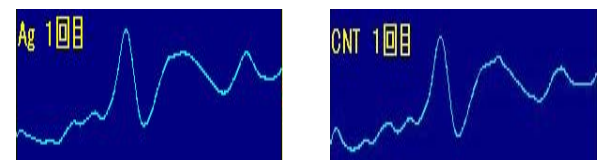


図 4 SEP 測定(ICU)

4. まとめ

電磁誘導や静電誘導によるノイズ環境下でも ABR、VEP、SEP などの誘発脳波が同一の大きさで、繰り返し測定できることが明らかになった。尚、本研究の一部は平成 23-25 年度の文部科学省科学研究費の援助を受けて行われた。