

高強度の頭低位負荷による脳循環の経時変化

加藤智一¹⁾, 小西 透¹⁾, 田子智晴¹⁾, 小川洋二郎¹⁾,
北島 治²⁾, 高木俊一²⁾, 鈴木孝浩²⁾, 岩崎賢一¹⁾

Time course of changes in cerebral circulation during 30-degree head-down tilt

Tomokazu KATO¹⁾, Toru KONISHI¹⁾, Chiharu TAKKO¹⁾, Yojiro OGAWA¹⁾,
Osamu KITAJIMA²⁾, Shunichi TAKAGI²⁾, Takahiro SUZUKI²⁾, Ken-ichi IWASAKI¹⁾

要旨

手術支援ロボットを使用した腹腔鏡下手術で用いられる傾斜角度30°以上の高強度頭低位は、脳循環に悪影響を及ぼす可能性があり、周術期管理の観点から、脳循環に関する基礎生理学的知見がもとめられている。現状、高強度頭低位の開始直後からの脳循環の経時変化に焦点を当てた報告は非常に少ない。本研究では、「10分間の高強度頭低位(-30°)において、負荷開始直後は、急速な脳灌流圧の増加に対して脳血管収縮能の反応が間に合わず、脳血流が一過性に増加し、その後、脳血流が負荷前の水準に回復するか」を検証した。結果、負荷開始直後から脳灌流圧は増加するが、予想に反して、負荷開始直後から脳血管収縮能が十分に作用し、脳血流は一定に維持されることが示唆された。

1. はじめに

近年、泌尿器科領域では手術支援ロボット「ダヴィンチ (da Vinci)」を用いた腹腔鏡下手術が普及してきた。この手術方法は、傾斜角度30°以上の高強度頭低位で実施されるため、脳循環への悪影響が懸念されている。一方、宇宙医学領域では無重力環境による頭部方向への体液シフトを地上で模擬するために、傾斜角度が6～10°の緩やかな頭低位負荷が研究に用いられてきた¹⁾。しかし、傾斜角度の大きい高強度頭低位において、特に負荷開始直後からの脳循環の経時変化に焦点を当てた報告は非常に少ない。過去の類似した研究結果から推測すると、高強度頭低位によって脳灌流圧が増加するため、負荷開始直後に脳血流が増加し、その後、脳血管収縮能によって負荷前の水準に回復すると考えられる²⁾。高強度頭低位によって過度に脳血流が増加すると、脳血管に負荷をかけるだけでなく、頭蓋内圧亢進や

眼圧亢進など患者に重篤な合併症を招く可能性がある。従って、高強度頭低位の負荷開始直後からの経時変化を明らかにすることは、高強度頭低位を伴う周術期管理においても有益な情報になると思われる。

2. 目的

本研究では、「10分間の高強度頭低位(-30°)において、負荷開始直後は、急速な脳灌流圧の増加に対して脳血管収縮能の反応が間に合わず、脳血流は一過性に増加するが、その後、脳血管収縮能によって脳血流が負荷前(水平位)の水準に回復するか」を検証した。

3. 対象及び方法

3-1 倫理

本研究は、日本大学医学部倫理委員会の承認(承

1) 日本大学医学部社会医学系衛生学分野
2) 日本大学医学部麻酔科学系麻酔科学分野
加藤智一: kato.tomokazu@nihon-u.ac.jp

認番号P20-02-0, 承認日 令和2年5月7日) を受け, 大学病院医療情報ネットワークセンター (UMIN) 臨床試験登録システムに登録した (UMIN000040757)。

3-2 実験手順

実験は, 室温 20-26℃ かつ二酸化炭素濃度 1000ppm 以下に管理された実験室で実施された。健康成人被験者 10 名を対象に, 水平位の電動ティルトベッド上に仰臥位安静にさせ, 心電図計および血中酸素飽和度モニタ, 血圧測定用カフ (Lifescope BSM-3800; Nihon Kohden, Tokyo, Japan), 非観血的連続血圧計 (Lifescope BSM-3800; Nihon Kohden, Tokyo, Japan), 呼気炭酸ガスモニタ (OLG-2800; Nihon Kohden, Tokyo, Japan) を装着した (図)。右中大脳動脈の脳血流速度波形を測定するために, 経頭蓋ドプラ (EZ-Dop; Compumedics Germany GmbH, Sipplingen, Germany) を使用した。負荷中に経頭蓋ドプラのプロープの位置が移動しないように, 歯科用印象材を用いて各被験者の右側頭部と右外耳の形状に合致した固定具を作成した。図に実験風景を示す。



図 実験風景

仰臥位開始から 15 分以上の経過を確認し, 水平位で負荷前データの測定を開始した。続いて, 電動ティルトベッドの傾斜角度を -30° に変更し, 10 分間の頭低位負荷を開始し, 負荷中データを記録した。ティルトベッドの傾斜角度変更は電動制御で, 水平位から頭低位完了までの所要時間は全実験一律 25 秒だった。頭低位データ測定終了後, 電動ティルトベッドを水平位に戻し, バイタルサインに問題ないことを確認して実験終了とした。

3-3 データ解析

負荷開始直前の 1 分間のデータを負荷前データとした。10 分間の頭低位負荷中データは, ティルトベッドの傾斜角度が -30° に達した時点から, 0-1 分間, 1-2 分間, 2-3 分間, 3-4 分間, 4-5 分間, 5-6 分間, 6-7 分間, 7-8 分間, 8-9 分間, 9-10 分間の 10 区間に分けた。負荷前データの 1 区間と負荷中データの 10 区間の計 11 区間で, 各変数を算出した。

多チャンネル生体情報取得システム (Notocord-hem 3.3; Notocord, Paris, France) を用いて, 心電図波形および動脈血圧波形, 脳血流速度波形, 呼気

二酸化炭素波形を 1kHz で記録し, 記録された動脈血圧波形と脳血流速度波形から, 一心拍ごとの心臓レベルの平均動脈血圧と平均脳血流速度を検出し, 各区間での区間平均値を算出した。同様に, 心電図波形および呼気二酸化炭素波形から, 各区間での心拍数および呼気二酸化炭素濃度の区間平均値を算出した。また, 呼気二酸化炭素濃度波形から各区間の呼吸数をカウントした。

腋窩中線と胸骨剣状突起の交点 (心臓レベル) と耳珠 (中大脳動脈レベル) の高さの差を測定し, 以下の式から, 中大脳動脈レベル-心臓レベル間の血液に換算した静水圧を算出した。

$$\begin{aligned} & \text{静水圧 (mmHg)} \\ & = \text{高さの差 (cm)} \times 1.06/13.6 \times 10 \end{aligned}$$

続いて, 以下の式から, 中大脳動脈レベルの平均動脈血圧の区間平均値を算出した。

$$\begin{aligned} & \text{中大脳動脈レベルの平均動脈血圧 (mmHg)} \\ & = \text{心臓レベルの平均動脈血圧 (mmHg)} \\ & \quad + \text{静水圧 (mmHg)} \end{aligned}$$

動脈血圧波形と脳血流速度波形を区間ごとに分離

し、数理モデル解析 (ICM+ version 8.1, Cambridge 192 Enterprise: <http://www.neurosurg.cam.ac.uk/icmplus/>, Cambridge, United Kingdom) を用いて、頭蓋内圧推定値を算出³⁾、さらに、以下の式から、脳灌流圧推定値を算出し、脳灌流圧として評価した。

$$\begin{aligned} & \text{脳灌流圧推定値 (mmHg)} \\ & = \text{中大脳動脈レベルの平均動脈血圧 (mmHg)} \\ & \quad - \text{頭蓋内圧推定値 (mmHg)} \end{aligned}$$

脳血管抵抗指数を以下の式から算出し、その変化より脳血管収縮能を評価した。

$$\begin{aligned} & \text{脳血管抵抗指数 (mmHg}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}) \\ & = \text{脳灌流圧推定値 (mmHg)} \\ & \quad / \text{平均脳血流速度 (cm/s)} \end{aligned}$$

3-4 統計解析

正規性及び等分散性が確認できた変数については、データ区間 (全11区間) を因子とした一元配置反復測定分散分析を行った後、事後検定として、Student-Newman-Keuls法で多重比較検定を行った。また、正規性及び等分散性が確認できなかった変数については、データ区間を因子としたFriedman検定を行った後、Student-Newman-Keuls法で多重比較検定を行った。*P*値が0.05未満を統計学的に差が認められると判断した。統計解析には、SigmaPlot version 14.5ソフトウェア (Systat Software Inc, San Jose, CA, USA) を用いた。

4. 結果

心臓レベルの平均動脈血圧は全区間において有意な変化は認めなかった。中大脳動脈レベルの平均動脈血圧は負荷前に比較して、負荷0-1分区間以降で有意に増加した。同様に、脳灌流圧推定値は負荷前に比較して、負荷0-1分区間以降で有意に増加した。平均脳血流速度は全区間において有意な変化は認めなかった。脳血管抵抗指数は負荷前に比較して、負荷0-1分区間以降で有意に増加した。心拍数および呼吸数、呼気二酸化炭素濃度は全区間において有意な変化は認めなかった。

5. 考察

本研究は、「10分間の高強度頭低位 (-30°) において、負荷開始直後では脳灌流圧の増加に対して、脳血管収縮能による調節が間に合わず、脳血流が一過性に増加し、その後、負荷前の水準に回復する経時変化を示すか」検証した。結果、脳灌流圧推定値は高強度頭低位の負荷開始直後から増加したが、全区間において中大脳動脈の平均脳血流速度は変化しなかった。また、脳血管抵抗指数は負荷開始直後から増加した。本研究から、高強度頭低位の負荷開始直後から脳灌流圧は増加するが、予想に反して、負荷開始直後から脳血管収縮能によって脳血流は一定に保たれることが示唆された。

6. 結語

10分間の高強度頭低位 (-30°) において、負荷開始直後から脳灌流圧は増加し持続するものの、負荷開始1分以内で脳血管収縮能が十分に働いて脳血流を一定に保つことができることが示唆された。

謝辞

本研究は、令和2年度創立50周年記念研究助成金 (共同研究) の助成によりなされたものであり、ここに深甚なる謝意を表します。

参考文献

- 1) Kermorgant M, Nasr N, Czosnyka M, et al. Impacts of Microgravity Analogs to Spaceflight on Cerebral Autoregulation. *Front Physiol.* 2020; 11:778.
- 2) Bosone D, Ozturk V, Roatta S, Cavallini A, Tosi P, Micieli G. Cerebral haemodynamic response to acute intracranial hypertension induced by head-down tilt. *Funct Neurol.* 2004; 19(1):31-35.
- 3) Schmidt B, Klingelhöfer J, Schwarze JJ, Sander D, Wittich I. Noninvasive prediction of intracranial pressure curves using transcranial Doppler ultrasonography and blood pressure curves. *Stroke.* 1997; 28(12):2465-2472.