

IA-DSA を用いた脳循環時間測定による閉塞性 脳血管障害の循環動態に関する臨床的研究 第一編：測定理論と正常例における検討

島 山 尚 志

中国労災病院脳神経外科

受付 平成 12 年 10 月 6 日

受理 平成 13 年 1 月 16 日

経動脈注入法による digital subtraction angiography (IA-DSA) を用いて脳循環時間 (cerebral circulation time: CCT) を測定した。脳循環動態把握における CCT の臨床的有用性を検討する目的で、その基本となる正常例の検討を行った。正常例57例 (男性31例, 女性26例, 平均年齢51.2歳) における CCT の平均値は3.87秒であった。左右差はなく, 再現性も良好で, 年齢的にも20~70歳の間では0.4秒以内の差であり, 極めて安定した脳循環の生理学的指標であることが判明した。ただし女性 3.59 ± 0.45 秒に対して, 男性 4.15 ± 0.54 秒と, 女性において有意に CCT が短いという性差が認められた ($p < 0.001$: unpaired t-test)。

Key words : Cerebral circulation time, Intra-arterial digital subtraction angiography, Time density curve

近年の脳神経画像診断法においては, X-ray computed tomography (X線 CT) や magnetic resonance imaging (MRI) および digital subtraction angiography (DSA) などが広く普及し, その撮像技術や機器も飛躍的に進歩してきた。これに伴って, 脳循環動態の有力な評価方法として, single photon emission CT (SPECT) や positron emission tomography (PET) だけでなく dynamic CT や intra-venous DSA (IV-DSA) を用いた脳循環時間 (cerebral circulation time: CCT) の測定がなされるようになってきた^{7,11,15,18,20}。

なかでも intra-arterial DSA (IA-DSA) は, 従来の脳血管撮影に比して画像が鮮明で, 脳血管障害のスクリーニング検査法として広く応用され始めたが, 現在までのところ IA-DSA を用いた CCT 測定に関するまとまった報告は少ない^{9,21}。

IA-DSA は, 脳血管床の造影剤の濃度情報を容易に得ることができ, 脳循環動態と形態学的情報とを同時に得ることが出来る方法として優れている。本研究は, この特徴を活かし, 閉塞性脳血管障害例での脳循環動態評価における CCT 測定の有用性を検討する目的で行われた。第一編では, その基礎として CCT の測定理論と正常例における CCT 値について検討したので

報告する。

対象と方法

対象

1995年1月から1997年12月まで中国労災病院脳神経外科で IA-DSA を行い, CCT を測定しえた500例のうち, 未破裂脳動脈瘤や癲癇, および下垂体腺腫などの頭蓋内環境に影響を及ぼさない小さな脳腫瘍症例で, かつ脳血管障害の既往や, 閉塞性脳血管障害の所見を認めなかった57例を対象とした。内訳は, 男性31例, 女性26例で, 平均年齢は 51.2 ± 16.3 歳 (6-81歳) であった (数値は平均±標準偏差 (範囲) を示し, 以下同様とする)。

方法

IA-DSA は Seldinger 法によって総頸動脈にカニューレーションし, 非イオン性造影剤総量 8 ml を 6 ml/sec の注入速度で総頸動脈内に注入して行った。頸動脈写側面像を撮影し (GE 社製 Advantex AFM system), 付属解析装置 Hilyne DX を用いて, 内頸動脈 C3 portion と Rolandic vein に関心領域 (regions of interest: ROI) を設定し, さらに background ROI を無血管野におきサブトラクションした。この動脈側と静

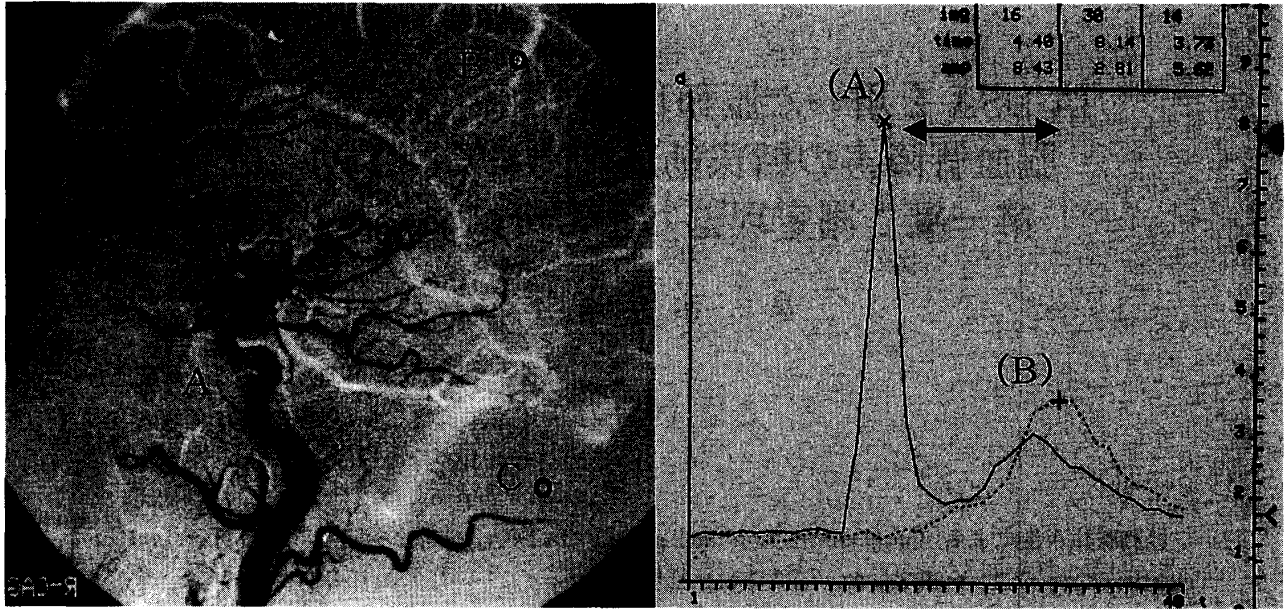


Fig. 1. Cerebral Circulation Time (CCT)

Left: Lateral view of IA-DSA of the normal subject. Region of interest (ROI) was placed on the three territories as shown, A; Fischer's C3 portion, B; ascending vein and C; background subtraction. Right: The time density curve (TDC) is shown. A solid line reveals the change of density at the Fisher's C3 portion, and a broken line reveals the change at the ascending vein. The cerebral circulation time (CCT) is defined as the time interval between the arterial peak (A) and the venous peak (B). The CCT of this normal subject was 3.73 seconds.

脈側の ROI の光学的濃度 (optical density) の経時的変化を時間濃度曲線 (time density curve: TDC) として描出し、両者の TDC において、濃度が最大となる時間 (peak time) を求め、その差を算出して CCT とした。TDC の形がくずれて、peak time の決定が困難な症例では CCT の測定が曖昧となる欠点があるため、今回の検討からは除外した。また重症心房細動症例や、著明な心機能低下を認める症例においても、鮮明な TDC が得られない事が多く、同様の理由から対象外とした。

Fig. 1 はこの方法による正常例の CCT 測定の典型例を示したものである。なお IA-DSA 撮影時には、体血圧を上腕部で非観血的に測定し、同時に末梢動静脈血を採取して PaCO₂、ヘマトクリット (Ht) 値も併せて測定した。

結 果

(1) CCT の平均値

正常57例全体の CCT の平均値は3.87±0.57秒 (2.41-5.34秒) であった。

(2) CCT と年齢

CCT と年齢との関係を検討すると、Fig. 2 に示すように20歳以下の若年者では CCT が多少短く、71歳以

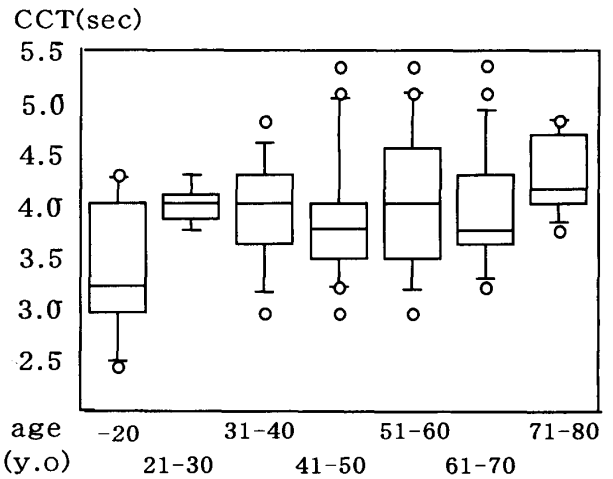


Fig. 2. Comparison of the CCT in age

The CCT of each decade in the normal subjects is shown. The CCT of the younger subjects under the second decade was shortened, and that of the older subjects over sixth decade was elongated. Therefore there was no significant difference in age.

上の高齢者では長い傾向が認められたが、20~70歳代までの CCT の差は0.4秒以内ではほぼ一定であった。

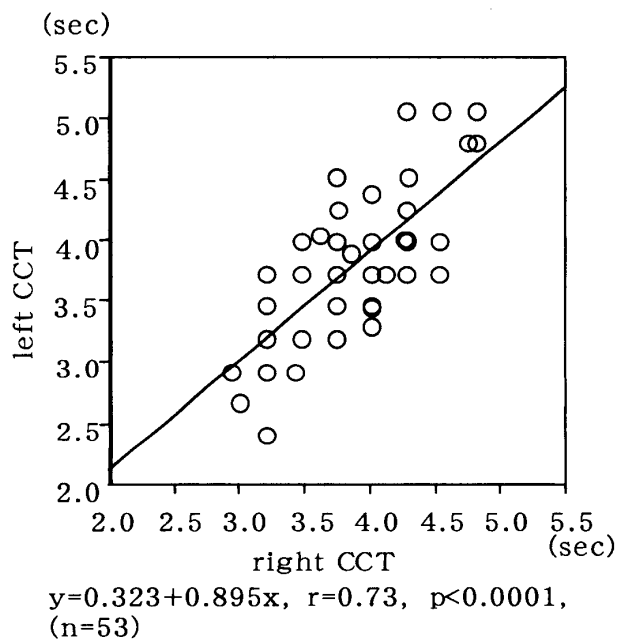


Fig. 3. Regression analysis in the CCT of the right and left side
There was significant relation between the CCT of the right and left side by the regression analysis.

(3) CCT と左右差

左右差については、左右測定が可能であった53例について検討したが、右 CCT の平均値は 3.88 ± 0.48 秒、左は 3.82 ± 0.61 秒で左右差を認めなかった。両者は Fig. 3 に示す如く直線回帰分析において有意な正の強い関連を認めた ($y=0.32+0.90x, r=0.73, p<0.0001$)。

(4) CCT の再現性

また、再現性については、18例において時期を変えて2回の CCT を測定した結果、1回目 3.89 ± 0.40 秒、2回目 3.90 ± 0.42 秒で、その差は平均0.01秒と良好な再現性が示された。両者の間には Fig. 4 に示す如く直線回帰分析において有意の正の強い関連を認めた ($y=0.95+0.76x, r=0.73, p<0.001$)。

(5) CCT と性差

次に性別における CCT を検討したが、Fig. 5 のように女性 3.59 ± 0.45 秒に対して男性 4.15 ± 0.54 秒と、男性に比して女性において有意に CCT が短いという結果であった ($p<0.001$: unpaired t-test)。

(6) CCT に影響を及ぼす生理学的因子

循環時間に大きな影響を及ぼすことが予想される生理学的因子としては、血圧と Ht 値および PaCO₂ があげられるが、57例の平均体血圧は、 94.2 ± 10.6 mmHg で、収縮期血圧は平均 129.1 ± 15.8 mmHg、拡張期血

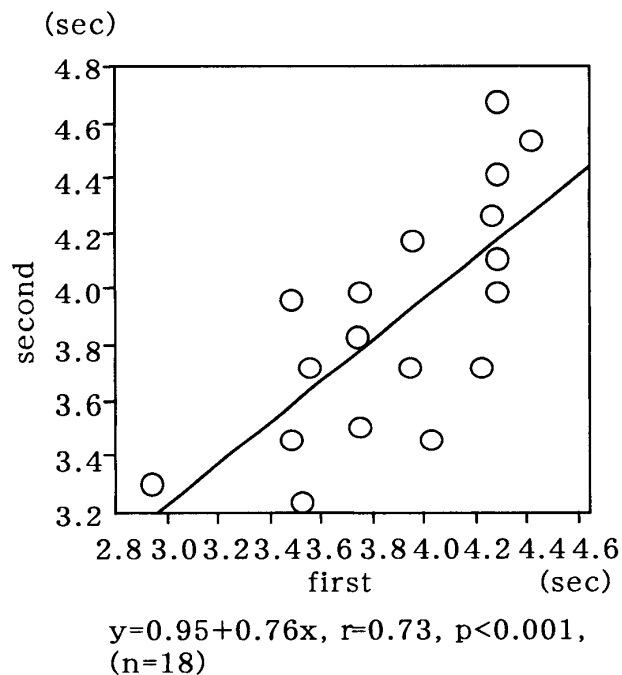


Fig. 4. Regression analysis in the CCT of the first and second measurement
There was significant relation between the CCT of the first and second measurement in the same subject by the regression analysis.

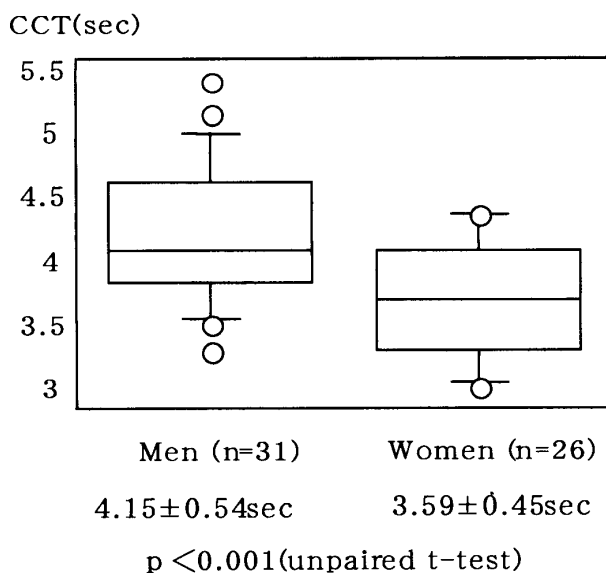


Fig. 5. Comparison of the CCT in sex
The CCT of the women was significantly shorter than that of the men.

圧は平均 76.8 ± 9.7 mmHg であった。また、平均Ht値は $40.3 \pm 4.1\%$ で、平均 PaCO₂ は 38.8 ± 3.5 mmHg であり、全て正常範囲内であった。

考 察

(1) CCT の定義と測定方法

脳循環時間 (CCT) は, 脳血管床の変化に影響される生理的パラメーターであり, 脳循環動態を反映する。従って CCT は脳血流が停滞して血流速度が低下した時に延長するが, 具体的には, (1) 血管床の増大 (主要血管閉塞により側副血行路を血液が迂回する等), (2) 血管抵抗の増大 (くも膜下出血後の angiospasm 等), (3) 血流量の低下 (脳梗塞, 血圧低下, 心機能低下, 血液粘度の上昇等), (4) 脳灌流圧の低下 (脳圧亢進, 脳静脈洞血栓等) の影響をうける。また造影剤は, 非拡散性の指示薬であるので, 厳密には脳血流量ではなく, 脳血管床流量を反映することに留意する必要がある。このため CCT の臨床的な意義付けには難しい面もあり, その評価には慎重を要する¹³⁾。

CCT の測定方法としては, (1) 連続血管撮影により, フィルム上から動脈相と静脈相の最大描出時間を測定し, 動静脈間の循環時間を算出する方法³⁾, (2) radio-isotope indicator を用い, 動静脈での最大出現時間から CCT を算出する方法¹⁾, (3) 連続脳血管撮影を行い, angiodensitometry を行い, クリアランスカーブの半減期を測定する方法⁵⁾, (4) 放射性同位元素 (radioisotope: RI) を用い, RI クリアランスカーブから通過時間を算出する方法¹⁷⁾, (5) PET を行い, 血液量/血流量から平均通過時間を算出する方法^{6,14)}等がある。このうち連続脳血管撮影を用いる方法は, 正

確性に問題があり, 方法論的にもかなりの時間と労力が必要である。また RI を使用する方法は RI の管理が煩雑であり, 心肺機能不良例で曲線が変形する。また検出器の指向領域のとりかたで同一個人でも値が変化し, 誤差が大きい等の問題があり¹⁾, 現在ほとんど行なわれていない。したがって現在では DSA や造影 CT を用い, 造影剤の時間濃度曲線 (TDC) を用いて算出する方法が主流となっている^{7,9,11,15,18)}。著者らの用いた CCT は time of peak to peak (TPP) であるが, TDC 解析においては, TPP 以外に, 平均通過時間 (mean transit time: MTT), mode of transit time (MOTT) など多くのパラメーターが設定可能で (Fig. 6), 過去の報告例においても, 定義や ROI の場所の設定が様々で, 値にもばらつきがある (Table 1)。MTT は Stewart & Hamilton の希釈理論に基づき Zierler が定義したもので, 脳循環血液量 (Cerebral blood volume: CBV) と同量の非拡散性の指示薬が入って出ていくまでの時間, つまり TDC の曲線の立ち上がりから質量中心までの時間に相当するものである^{4,22)}。一方, MOTT は Oldendorf の検討によるもので, radio-isotope 濃度曲線の勾配の最も急峻な時間の差に相当する¹⁷⁾。MTT, MOTT を算出するには, 得られた TDC をパソコンに入力し, λ -fitting 処理を行い, 処理範囲を選択する必要がある。DSA を用いた過去の報告では, 主に IV-DSA が使用されてきたが, 得られる画像が不鮮明で, TDC の誤差が大きいという問題があった。また造影 CT を用いた TDC 解析 (dynamic-CT) は, 定量性が無

Table 1. Summary of reported studies about the CCT

| Author (year) | method | Variety of CCT | site of ROI | time (sec) |
|------------------|--------|----------------|-------------|------------|
| Nylin (1956) | RI | TPP | CC-JV | 6±0.3 |
| | | MTT | CC-JV | 6.7-7.7 |
| Atarashi (1964) | RI | MTT | CC-JV | 6.7±0.5 |
| Greitz (1968) | CA | TPP | C3-PV | 3.5±0.5 |
| Celsis (1985) | RI | TPP | CC-TS | 10.3±2.7 |
| | | MTT | CC-TS | 10.4±2.7 |
| Oldendorf (1962) | RI | MOTT | MCA-area | 6.5-10 |
| Tazawa (1987) | IV-DSA | TPP | C1-TS | 4.76±0.28 |
| | | MTT | MCA-area | 4.66±0.11 |
| Kuroki (1987) | IA-DSA | MTT | CC-PV | 5.4±0.5 |
| Tukamoto (1986) | IA-DSA | MTT | CC-PV | 5.58±1.66 |
| Touho (1988) | IA-DSA | MTT | MCA-area | 4.1±0.78 |
| Okada (1994) | IA-DSA | TPP | C3-PV | 3.5 |
| Fujita (1998) | IA-DSA | MTT | MCA-area | 4.53±0.21 |
| Hatayama (2000) | IA-DSA | TPP | C3-PV | 3.87±0.57 |

CCT: cerebral circulation time, CA: conventional angiography, CC: cervical carotis, C1: Fischer's C1 portion, C3: Fischer's C3 portion, JV: jugular vein, PV: transit time, TPP: time of peak to peak

く、同一症例で左右差の検討しかできない¹³⁾。この点、著者らの IA-DSA を用いた方法では鮮明な TDC が得られ、より簡便に算出できる。

著者の IA-DSA を用いた peak to peak 法の原点となった方法は、Greitz らの提唱した従来の脳血管撮影を用いた内頸動脈サイフォン部の最大描出時から皮質静脈の最大描出時までの時間を CCT とするもので、正常 CCT 値は 3.5 ± 0.5 秒であったと報告している³⁾。Greitz らの報告は、1500例の正常例（頭痛またはてんかん症例で、神経学的異常所見のない者）での検討で、他にこれほどの多数例の報告はなく、CCT の基準とされている。著者らの CCT もほぼ同じ値となった。他の諸家の報告における CCT の正常値は、Nylin らの RI 動注法によるもので正常値 6 ~ 8 秒¹⁶⁾、Oldendorf らの RI 静注法によるもので 6.5 ~ 10 秒¹⁷⁾、DSA を用いた造影剤動注による方法では、黒木らの 5.4 秒、などがある⁹⁾。Table 1 に示す様に、測定方法、定義、ROI の設定部位が一致した時は、ほぼ同じ値となっている。各パラメーターとも、指示薬が脳血管内を通過する際の、時間的要素の代表値であるが、IA-DSA から得られた TDC において CCT, MTT, MOTT などの各パラメーターを比較検討した報告は見あたらず、今後の課題である。

ROI の設定部位は、太い動静脈上に小さく設定して両者の TDC から、peak time や MTT の差をとる方法と、太い動静脈をできるだけ避けて、大きく設定して得られた TDC から peak time や MTT を得る方法がある（著者の方法は前者となる。Fig. 6）。前者は、比較的鮮明な TDC が得られ、定量性も期待できるが、脳循環に最も影響を及ぼす細動脈-毛細血管相の variation を考慮して、値を慎重に評価する必要がある。ま

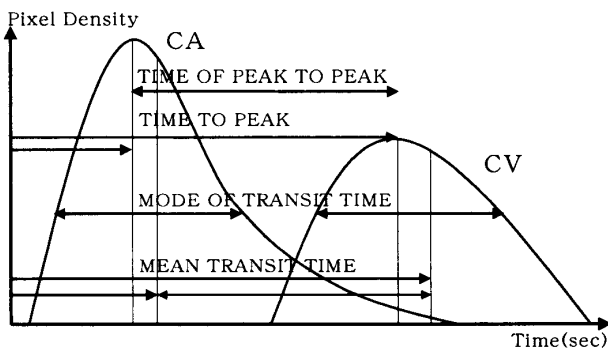


Fig. 6. Time parameters in the analysis of the CCT CA means the curve of the arterial-inflow and CV means that of the venous-outflow. Time parameters are measured from these curves.

た太い動静脈の閉塞（内頸動脈閉塞や静脈洞血栓症）では測定自体が不可能となる。後者は、脳循環に最も影響を及ぼす細動脈-毛細血管相の実態を反映していると考えられ、また太い動静脈の閉塞においても測定可能であるが、background subtraction が困難で、TDC が不鮮明となり誤差が大きくなり、結果として定量性も乏しくなる。また脳循環の、入力系、出力系の情報が、前者とは反対に欠落することになる。このような ROI の設定部位についても、詳細に比較検討した報告は見あたらない。CCT 測定は、簡便な脳循環動態の指標であるが、この点に限界があり、今後さらに検討を要する。

CCT の値に差異が生じる原因として、前述した CCT の測定方法、定義、ROI の設定部位の違いの他、側副血行路からの血流の良否等による、特に静脈側の TDC の多様なパターンがあげられる⁹⁾。こういった variation は、動脈側では無視できるが、静脈側では無視できない差を生じることが多く^{1,4)}、本法でも、CCT が 8 秒以上に延長した症例では、特に静脈側の TDC のピークが延長し、しかもピークの平坦化が著明であった。しかし、こういった場合にもピークの決定そのものには特に問題はなく、以下、CCT は殆どの症例で測定可能であった。本研究の正常例の CCT は 3.87 秒で、20 ~ 70 歳までの間では 0.4 秒以内の差にとどまり、極めて安定した脳循環の生理学的パラメーターであるといえる。

(2) IA-DSA による CCT 測定

IA-DSA による著者らの CCT 測定は、(1) 方法が簡単で、IA-DSA 検査を行いつつ、同時に CCT 値測定が可能である、(2) 動注法のため、心肺機能等の全身因子に影響されにくい、(3) 動注法のため、再循環による干渉を受けにくい、ある程度定量性が期待できる、(4) IV-DSA に比し画像が鮮明で CCT の決定が容易である、などの利点があげられる。一方、欠点または問題点としては、(1) CCT 高度延長例で特に静脈側のピークが不鮮明になる、(2) ascending vein の設定で CCT 値に差が出る³⁾、(3) 内頸動脈閉塞例では、患側の測定が難しく不可能、(4) 動注法のため、多少非生理的になる、(5) あくまで MCA 領域での循環動態であるので、ACA, PCA 系の循環動態は反映しない、(6) 左右同時比較できない、等があげられる。

(3) CCT に影響を及ぼす因子の検討

脳循環障害においては、血液レオロジーや灌流圧は重要な因子である。血流レオロジーのうち、Ht 値は、血液の粘度を決定する主要因子であり、CCT への影響も大きいことが危惧された¹⁹⁾。しかし、本研究では、

Ht 値や体血圧は正常範囲内にあり, その影響は少ないものと考えられた。文献的に CCT とレオロジーの関連を詳細に検討した報告は少ないが, 黒木らは慢性期脳梗塞症例において, Ht 値と CCT が穿通枝領域の脳梗塞例でのみ有意の相関があると報告しており, CCT と Ht 値とは特に細動脈, 静脈系で深い関係があることを明らかにしている¹⁰⁾。

また, 頭蓋内圧 (ICP) との関係については, 著者らも脳内出血症例等において, ICP が上昇している時期には CCT が延長することを経験しているが, 一般に ICP が 35 mmHg まで上昇すると静脈洞が閉塞しやすくなり, 脳循環にも影響が出始め, さらに 60-70 mmHg にまで上昇すると autoregulation は破綻し, それに付随して脳血流も低下すると言われている¹²⁾。この ICP と CCT との関係についての詳細な報告は見当たらないが, 同じ血流速度系のパラメーターとしての TCD による血流速度の検討では, 脳灌流圧が 40 mmHg 以下, または ICP 30 mmHg 以上で血流速度が有意に低下するとの報告があり¹²⁾, ICP の影響に関しては, 速度系のパラメーターの変化が脳血流量の変化に先立って低下することが示唆された。しかし, 今回の研究は全例正常例であり, ICP の影響は無視できるものと考えられた。

一方, 今回の検討では CCT は有意の性差が認められた。調べ得た限りでは, CCT の性差について検討した報告はなく理由は不明である。脳重量の性差, 女性の方が動脈硬化が少ないといった要因が考えられるが, 対象症例の偏りの可能性も否定できない。Karnik らは, ダイアモックス負荷による脳血管反応性 (CVR) の評価を, 男女各 18 例の正常群で行った結果, 平均 CVR は, 男性で 38.9% に対して, 女性では 49.3% と有意に高値であり, 女性ではダイアモックスに対する反応性が高いと報告しているが, その理由は明確にされていない⁹⁾。こういった性差についての検討は今後の課題である。

最後に, 対象群の選択について検討する。著者は対象群として, 脳血管障害の既往がなく, 神経学的所見, CT, DSA で閉塞性脳血管障害の所見を認めなかった例を, 正常対照群として検討した。他の報告でも同様であるが, 脳主幹動脈に閉塞や狭窄がなく, CT と神経学的所見に異常の無い閉塞性脳血管障害を対象とした報告も多い^{9,11)}。頭蓋内疾患を有さない, 厳密な意味での正常例の検討は, RI 静注法では報告されているが^{2,16)}, 侵襲的検査法である IA-DSA を用いた報告では見当たらない。しかしながら, 前述した様に測定方法, 定義, ROI の設定部位が一致した時は, CCT

の値に大きな差はなく, CCT の信頼性は, 充分評価できると考えられた。

結 語

(1) IA-DSA を行い内頸動脈 (C3 portion) と Rolandic vein に ROI を設定し, 時間濃度曲線を記録して CCT を測定した。正常例 57 例における平均値は 3.87 ± 0.57 秒であった。

(2) CCT は男女差は認められたものの, 再現性が高く, 左右差も認めず, 20-70 歳代の成人健常人では誤差 0.4 秒内という安定したパラメーターであった。

謝 辞

本論文を作成するにあたり多大な御尽力を頂き, 御校閲を賜った広島大学医学部脳神経外科学教授, 栗栖薫先生に感謝申し上げます。また終始直接御指導頂きました中国労災病院副院長, 島 健先生並びに, データの収集と解析に御協力頂いた, 中国労災病院脳神経外科, 放射線科, リハビリテーション科の全ての医師及び技師の皆様にご心から感謝申し上げます。

なお本論文の要旨は, 第 45 回日本脳神経外科学会総会 (1996 年, 富山) にて発表した。

参 考 文 献

1. 新城之介, 吉村正治, 原 一男, 赫 彰郎, 宮崎正, 山手昌二, 菊池太郎, 岩崎 一, 山野登史 1964. Radioisotope 体外計測法による脳循環動態の研究—とくに平均脳循環時間を中心として—. *Radioisotopes* 13: 308-317.
2. **Celsis, P., Chan, M., Marc-Vegnes, J. P., Leyded, P., Viallard, G., Charlet, J. P. and Danet, B.** 1985. Measurement of cerebral circulation time in man. *Eur. J. Nucl. Med.* 10: 426-431.
3. **Greitz, T.** 1967. Normal cerebral circulation time as determined angiography with sodium and methylglucamine diatrizoate (urografin). *Acta Radiologica. Diagnosis.* 7: 331-336.
4. **Hamilton, W.** 1947. Comparison of the time concentration curve in arterial blood of diffusible and nondiffusible substances when injected at a constant rate and injected instantaneously. *Am. J. Physiol.* 148: 35-39.
5. **Hilal, S. K.** 1966. Human carotid artery flow determination using a radiographic technique. *Invest. Radiol.* 1: 113-122.
6. 日向野修一, 上村和夫, 宍戸文男, 犬上 篤, 戸村則昭, 藤田英明, 安部等思, 菅野 巖 1987. 内頸動脈系の慢性閉塞性疾患の脳循環代謝—外頸動脈—内頸動脈吻合術の適応についての検討—。核医学

- 24 : 809-815.
7. 今村 徹, 関根禎子, 佐藤 景, 遠藤 実, 圓谷建治, 木暮久也, 星 章彦 1992. 経静脈性 digital subtraction angiography を用いた脳血管床血流評価の試み—time density curve のパラメーターの検討—. 脳神経 44 : 31-35.
 8. **Karnik, R., Valentin, A., Winkler, W-B., Khaffaf, N., Donath, P. and Slany, J.** 1996. Sex-related differences in acetazolamide-Induced cerebral vasomotor reactivity. *Stroke* 27 : 56-58.
 9. 黒木福武, 北浜 正, 宮崎徳蔵, 永積 淳, 赫 彰郎 1987. 動注 DSA による頭蓋平均循環時間とその応用について. 脳卒中 9 : 6-13.
 10. 黒木福武 1989. 慢性期脳梗塞患者の血行動態—頭蓋循環時間と血液ヘマトクリット, 脳血流量との関係—. 脳卒中 11 : 223-229.
 11. **Kwan, E. S. K., Hall, A. and Enzmann, D. R.** 1986. Quantitative analysis of intracranial circulation using rapid-sequence DSA. *AJR.* 146 : 1239-1245.
 12. 森竹浩三, 永井秀政 1996. 脳循環動態及びその特徴, p14-19, 金谷春之, 高倉公明(編), TCD マニュアル—経頭蓋超音波診断—. 中外医学社, 東京.
 13. 永田和哉, 馬杉則彦 1987. 脳血流動態解析におけるダイナミック CT の意義—シミュレーションモデルによる検討—. 脳神経 39 : 367-373.
 14. 西村恒彦(編)1995. 最新 SPECT/PET の臨床. メジカルビュー社, 東京.
 15. 新田 優, 古瀬和寛, 吉田和雄, 水野 求, 久野皓, 井口弘和, 伊藤 渡, 寶珠山稔, 金桶吉起, 茂木 禧昌 1989. Intravenous digital subtraction angiography (IVDSA) の血流動態評価への応用. 画像診断 9 : 692-700.
 16. **Nylin, G., Hedlund, S. and Regnstrom, O.** 1961. Studies of the Cerebral Circulation with Labeled Erythrocytes in Healthy Man. *Circ. Res.* 9 : 664-674.
 17. **Oldendorf, W. H.** 1962. Measurement of the mean transit time of cerebral circulation by external detection of an intravenously injected radioisotope. *J. Nucl. Med.* 3 : 382-398.
 18. **Seeger, J. F., Carmody, R. F., Smith, J. R. L., Ovitt, T. W. and McNeill, K.** 1983. Evaluation of cerebral hemispheric contrast transit with intravenous digital subtraction angiography. *AJNR.* 4 : 333-337.
 19. 田代幹雄 1987. 虚血性脳血管障害における血液レオロジー的因子の検討—(2) 臨床応用—. 脳卒中 9 : 54-61.
 20. 田澤俊明, 唐澤 淳, 東保 肇, 小林敬典, 中川原讓二, 中内幹雄, 栗山良紘 1987. DSA による大脳半球, 後頭蓋窩別脳循環時間の検討. *CT 研究* 9 : 131-136.
 21. 塚本 浩 1986. Intraarterial Digital Subtraction Angiography による脳循環動態の解析—虚血性脳疾患を中心として—. 日本医放会誌 46 : 1404-1414.
 22. **Zierler, K. L.** 1965. Equations for measuring blood flow by external monitoring of radioisotopes. *Circ. Res.* 16 : 309-321.

Clinical Investigations of Hemodynamics of Obstructive Cerebrovascular
Disease by Measurement of Cerebral Circulation Time by Using
Intra-arterial Digital Subtraction Angiography
—Theory of the measurement and normal value—

Takashi HATAYAMA

Department of Neurosurgery, Chugoku Rosai Hospital

The author estimated the cerebral circulation time (CCT) by using intra-arterial digital subtraction angiography (IA-DSA). The CCT was defined as the time interval of the time density curve between the arterial peak and the venous peak.

Normal control values are necessary for routine clinical analysis of the CCT to evaluate cerebral hemodynamics. The author measured the CCT of 57 normal individuals, and the mean CCT of them was 3.87 ± 0.57 seconds.

There was no significant difference between right and left, and the reproducibility was good. The 70 decade of age persons showed later CCT of 0.4 seconds than the 20 decade of age persons, but there was no difference. Therefore, the CCT is considered as the extremely stable physiological parameter to analyze the cerebral circulation. However, the CCT of men was significantly longer (4.15 ± 0.54 seconds) than that of women (3.59 ± 0.45 seconds) ($p < 0.001$: unpaired t-test).