

## 9. Arginine Vasopressin の Radioimmunoassay

沖 隆 大郷 勝三 菊池 範行  
 南野 正隆 倉八 博之 吉見 輝也  
 (浜松医大・二内)

われわれは、特異的、高感度な Arginine Vasopressin (AVP) の Radioimmunoassay (RIA) を確立したので報告する。AVP とウシ血清アルブミン (BSA) をグルタルアルデヒドで結合させたものを抗原とし家兎に免疫して抗 AVP 抗血清を得た。得られた抗 AVP 抗血清は、RIA において最終希釈 40 万倍まで希釈可能な高価値を有するものであった。 $^{125}\text{I}$ -AVP はクロラミン T 法によって作製し Sepadex G-25 のゲル濾過で精製した。本 RIA の量小検出量は Bo の 95% 信頼限界をもつてすると 0.4 pg/tube であった。VP 関連ペプチドとの交差性は LVP と 0.1%, AVT と 30%, DDAVP と 1%, oxytocin と 0% の交差率であった。血漿 AVP の抽出は血漿 1ml を用い、アセトン、石油エーテル法で行った。AVP の回収率は 94~99% で測定内および測定間誤差はそれぞれ 8.7% および 11.3% であった。血漿以外の生体試験については、塩酸で pH 3.0 以下に滴定後 4°C 以下で保存した尿、一旦凍結乾燥した髓液、中枢神経組織塩酸抽出物中の AVP が測定可能でありそれぞれの AVP の回収率は 87%, 93% および 91% であった。本測定系を用い、正常人を対象に水負荷試験、水制限試験、および喫煙試験を行った。その結果、水負荷後いずれの例でも血漿 AVP は 3 pg/ml 以下となり、水制限後血漿 AVP の明らかな上昇が認められた。また、喫煙により血漿および尿中 AVP は著明な上昇が認められた。

## 10. New CEA RIA キット (Dainabot) の基礎的検討

金森 勇雄 松尾 定雄 吉田 宏  
 矢橋 俊丈 川瀬 明子 樋口ちづ子  
 服部由美子 (大垣市民病院・放)  
 中野 哲 細引 元 武田 功  
 小沢 洋 杉山 恵一 粟田 恒充  
 (同・消)  
 佐々木常雄 石口恒男 (名大・放)

CEA RIA キットは数多く市販されているが、操作性や再現性についても今だ未完成な点が残されていると考えられる。

今回われわれは、新しく Dainabot 社にて開発された

New CEA キットについて若干の基礎的検討を行ったので報告した。

結果：

- 標準曲線の変動係数 (C.V.) は各測定濃度にて 4.0 ~12.9% の間にあった。
- 1st. 2nd. incubation 時間はともに 2~3 時間で非常に安定したプラトー状態を示した。
- 同時再現性は 4.4~7.7%，日差再現性は 4.9~7.7%，回収率は 84.6~113.0% の間になり満足すべき値であった。
- 希釈試験はほぼ 200 ng/ml 以下の血中 CEA 濃度にて非常に良好なる直線性を示した。

5) 本法と他の RIA キットとの相関係数は  $r=0.839$ ,  $r=0.934$ ,  $r=0.760$  であった。

6) 正常域 (基礎値) は  $1.54 \pm 1.48 \text{ ng/ml}$  (Mean  $\pm$  S.D.) であった。

以上のごとく、本法の再現性は良好であり、操作性も優れることより他の RIA キットと同様に臨床面に果たす役割は大きいものと考える。

## 11. 臓器イメージングにおける呼吸ペースの最適化

小島 一彦 (金大医療短大・放)  
 山田 正人 (金大・中放)  
 久田 欣一 (同・核)  
 桑原 道義 (京大・工)

臓器イメージの分解能を高めるには、検出器の固有分解能を向上させることと、イメージングの条件をそろえることが重要である。特に、臓器の動きに関連するパラメータ、すなわち、呼吸や心周期はイメージング技術が進歩するにつれ計測精度に大きな影響をおよぼす因子と考えられる。

本報では、臓器イメージングにあたっての計測条件の 1 つとして、呼吸について基礎的検討を行った。一般に、自然呼吸時に安定な呼吸が観測されるが、健常人でも安定な呼吸周期を持続させることがむずかしく、時々不規則な曲線が観測される。しかも、呼吸周期は約 0.5~20 sec と可変範囲も広く、任意に制御できるためイメージングに際し呼吸ペースを指示し、各人にとて最適なペースを選択するペースメーカーを設計した。

このように、最適ペースを選択しても不規則な呼吸曲線が観測されるときは、その時のイメージデータを計測

データから取りのぞくゲート回路を設計した。呼吸と心電図との一致ゲート回路にも呼吸曲線をモニターし、不規則時のデータを除去できる回路にした。このデータの除去は計測効率を少し下げるが計測精度を高め、より有効な情報をえることとなる。

## 12. 非拡散性放射性医薬品による局所脳血流量の測定の試み

月田 邦彦 榊原 弘之 大西 勝治  
河村 信夫(名一日赤・放)  
仙田 宏平(同・放)

非拡散性放射性医薬品を用いて局所脳血流量の算定を試み、その臨床的意義を検討した。検査方法は、データ処理装置を有するシンチカメラと<sup>99m</sup>Tc-DTPA 10 mCi を用い従来の脳 RI アンギオグラフィに準じた。血流量の算定は関心領域の時間一放射能曲線から、Meier and Zierler の理論に基づく Lindner らの式によった。基礎的検討には脳血管ファントムを作製し実測流量を変えた場合の測定流量の精度を調べた。臨床的には諸検査にて確定診断されていた正常者 4 症例と脳血管病変 12 症例の計 16 例を対象とし、測定流量ならびに臨床的意義を検討した。ファントム実験では測定流量は実測流量と相関係数  $r=0.962$  でよく相關した。しかし関心領域の設定部位により 2 割程度まで過少評価される傾向を認めた。分配係数  $\lambda$  と Pulse input 関数の理論事象係数  $C_k$  は臨床的には Lindner らの方法に準じ、それぞれ 0.05 と 3 にて測定した結果、正常者の局所脳血流量は  $54.2 \pm 4.2$  ml/min/100 g と算定された。片側脳血管病変の明らかな 7 例では、患側半球が  $35.6 \pm 3.7$  ml/min/100 g となり、健側での  $44.1 \pm 3.6$  ml/min/100 g と比べ有意 ( $p < 0.01$ ) に減少していた。しかし比較的小な片側病変 3 例では患側に明らかな血流減少を認めなかつた。また両側病変または弁膜性心疾患合併例では両側とも著明に減少した。正常者の血流量は従来報告されている値とほぼ一致していた。疾患例の健側血流量は正常者のそれと比べて有意に少なかつた。その原因として、これら疾患例 4 例は CT 所見上で脳萎縮が強かつたことによるものと考える。

## 13. 精神分裂病における横断断層局所脳血流測定

松田 博史 関 宏恭 隅屋 寿  
久田 欣一(金大・核)  
倉知 正佳 小林 克治 山口 成良  
(同・神経精神)

精神分裂性障害と診断された 11 例(男 6, 女 5, 18 ～ 38 歳、平均 29 歳、右利き、平均罹病期間 11 年)に横断断層局所脳血流測定装置 Headtome により CBF 測定を行い、正常人 5 例(男 5, 25 ～ 29 歳、平均 27 歳、右利き)での測定値と比較検討した。OM + 5 cm のレベルで Kanno-Lassen の計算式に基づき、Sequential Picture 6 分法で脳血流値を求めた。ROI を前頭葉右左、側頭葉右左、後頭葉右左、大脳深部領域前後の 8 か所に設定し、それぞれの部位の全脳平均値に対する百分率 (regional Percent Value: rPV) を求めた。精神分裂病患者において、右側前頭葉領域の rPV は正常値よりも平均 6.7% の有意の減少 ( $p < 0.05$ ) を示した。大脳深部後方領域の rPV は正常値よりも平均 4.8% の有意の増加 ( $p < 0.05$ ) を示した。これらの結果は精神分裂病の陰性症状および陽性症状の発現機序を説明する上で興味深い。

## 14. ECT による肺換気血流比の測定

前田 尚利 石井 靖 小島 輝男  
浜中大三郎 柴田登志也 山下 敬司  
(福井医科大学・放)  
藤堂 義郎 伊藤 春海 鳥塚 菁爾  
(京大・放核)

背臥位における被検者の局所換気量 ( $\dot{V}$ ) と肺血流量 ( $\dot{Q}$ ) の分布を Kr-81 m と Tc-99 m MAA で ECT を用いて測定し、局所肺換気血流比  $\dot{V}/\dot{Q}$  を計算した。透過型 ECT により得られた胸郭像と、 $\dot{V}/\dot{Q}$  の分布像を重ね合わせて表示した。測定は、透過法による胸郭像、Kr-81 m 持続吸入による換気量、Tc-99 m MAA 静注による肺血流量の順序で行った。Kr-81 m は半減期が 13 秒と短いので半減期補正が必要であった。また、局所肺容量は背臥位では全肺野でほぼ一定と仮定し、Kr-81 m の呼吸法による局所肺換気量の肺容量による補正是無視した。再構成計算では吸収補正を施した。再構成終了後  $\dot{V}$ 、 $\dot{Q}$  の各画像について、肺全体でノーマリゼイションを行い、各画素について  $\dot{V}/\dot{Q}$  の肺全体の割合を計算し、その自然対数を画像表示し分布を求めた。正常例では、