

H-15 放射光マイクロイメージングによるラット微小血管の観察 Synchrotron Radiation Microimaging for Observation of Small Blood Vessels in Rat

梅谷 啓二十 福島 和人† 鶴崎 正勝‡
Keiji Umetani Kazuhito Fukushima
Kazuki Terashima

魚谷 健祐‡ 寺嶋 千貴‡ 杉村 和朗‡
Masakatsu Tsurusaki Kensuke Uotani
Kazuro Sugimura

1. まえがき

大型放射光施設 SPring-8 では、平行性が高い高強度の単色 X 線が利用でき、高解像度画像検出器を用いれば空間解像度がマイクロメートルオーダーの X 線動態画像撮影が可能である。この特長を生かし、正常ラットや病態モデルラットの心臓・肝臓・腎臓などの摘出灌流器官を使った微小血管観察が本研究の目的である。このために、空間解像度が最高で $8 \mu\text{m}$ の動態画像撮影装置を開発した。さらに、心拍数が毎分 $300 \sim 400$ であるラット摘出灌流心実験に対応するため、X 線露光時間を $3 \sim 5 \text{ms}$ とする X 線シャッターも開発した。

また、肝臓や腎臓の灌流実験では、それぞれ門脈や腎動脈からの造影剤注入による造影で、最終的に造影剤が静脈系にまで達した後に流れ切るまでの、分オーダーの時間での撮影が必要である。これに対応するため、画像撮影装置には大容量のデジタル画像が記録可能なメモリ機能を搭載した。この結果、一台の撮影装置で、高速 X 線ストロボ撮影から低速長時間撮影までが可能となり、多様なラット摘出灌流器官実験に対応できるようになった。そして、この装置を使って、冠血管反応性の評価、微小門脈構築観察、糸球体構造の血行動態観察などの実験により装置性能を評価した。

2. 撮影装置

SPring-8 では 8GeV のエネルギーの電子ビームが、偏向電磁石で軌道を制御されながら、周長 1436m の蓄積リング内を周回する。ここで、図 1 に示すように偏向電磁石で電子ビームの軌道が曲げられるとき、電子が加速度を受け、軌道の接線方向に高輝度白色光である放射光が出射される。放射光は、分光器で単色化され、スリットでビーム形状を成形される。被写体の着目部位に単色 X 線を照射し、透過像を高解像度画像検出器で撮影する [1]。なお、ラット摘出灌流心実験では X 線シャッターがスリットと被写体の間に置かれる。

動態画像撮影装置は、直接変換型撮像管 X 線サチコンを撮像デバイスとして用いている。X 線サチコンは 1 インチ撮像管であり面板にはガラスの代わりに金属ベリリウムの薄板を使い、面板での X 線吸収を小さくしてある。面板を透過した X 線は、面板内側に形成されたアモルファス・セレンを主成分とする厚さ $25 \mu\text{m}$ の光電変換膜で吸収され直接に電荷信号に変換される。信号電荷は、光電変換膜表面での電荷分布像となり、電子ビームにより二次元的に走査し画像信号として読み出す。ビデオ信号はカメラ内で 10 ビットのデジタル信号に変換され、

専用の画像メモリに記録される。 1024×1024 画素画像の場合は、 30 frames/s の速度で撮影可能である。X 線サチコンカメラの撮影視野は、撮像管光電変換膜上の電子ビーム走査範囲と同じ 9.5mm 角であり、デジタル画像上での一画素の大きさは $9.5 \mu\text{m}$ である。さらに、ズーム機能で電子ビーム走査範囲を狭くし解像度を上げることも可能である。ズームによって撮影視野を 7.0mm 角とした場合は、一画素の大きさが $7.0 \mu\text{m}$ であり、この場合に解像度評価用チャートを使った撮影で、限界空間解像度は約 $8 \mu\text{m}$ であった。

撮影実験では、麻酔下のラットから個別に心臓、肝臓、腎臓を摘出し、それぞれ大動脈起始部、門脈、腎動脈にカニューレを挿入して灌流液を流した状態で、各臓器を図 1 の被写体位置に配置した。そして、カニューレから造影剤をインジェクターで注入しながら目的血管の造影を行った。

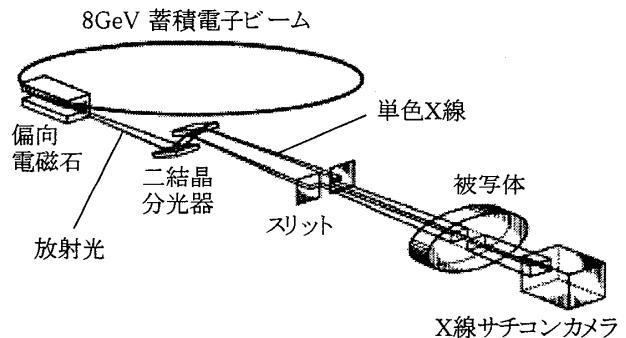


図1 放射光撮影装置の構成

3. 撮影結果

正常ラット摘出灌流心臓、肝臓、腎臓について、造影剤を注入し(1)左冠状動脈、(2)門脈、(3)腎動脈を造影した結果を、それぞれ図2(1)~(3)に示す。図2の写真で実際の画像サイズは横 7mm × 縦 5mm で、一画素の大きさが $7.0 \mu\text{m}$ である。(1)左冠状動脈は、X 線シャッター時間 4ms で 30 frames/s の速度で撮影し、図2の写真はこの中の一画像である。(2)門脈と(3)腎動脈については心臓と異なり動きがないため、X 線シャッターを使わず連続露光の状態に撮影した画像をもとに、64 画像を加算してシグナル・ノイズ比を向上させた画像を図2に示した。このため図2で、(1)左冠状動脈像のような X 線量子ノイズによる粒状性ノイズは、(2)門脈像と(3)腎動脈像にはなく、これらは高画質な画像となっている。

左冠状動脈像では X 線シャッターにより、心拍による解像度の低下が少なくなり、細い分岐枝まで画像化できている。内径 $50 \mu\text{m}$ 程度の血管まで観察できた。しかし、

† (財)高輝度光科学研究センター

‡ 神戸大学医学部放射線医学講座

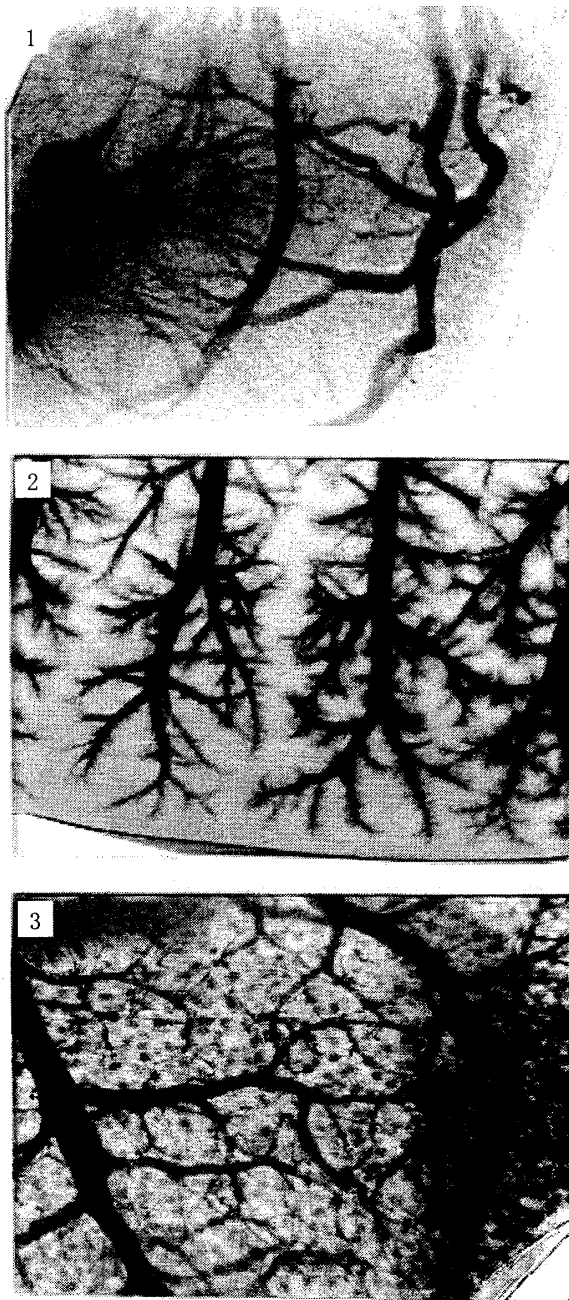


図2 ラットの(1)冠状動脈・(2)門脈・(3)腎動脈の造影像

門脈像と腎動脈像については、本質的に動きによる解像度の低下がなく、また、加算画像であるためシグナル・ノイズ比が高く高画質であり、さらに細い血管まで画像化されている。特に、腎動脈像では内径 $20\mu\text{m}$ 程度の血管まで画像化できた。なお、腎動脈像で画像全体に広がる丸い粒子が糸球体であるが、この画像は糸球体が十分に造影されていなく、腎動脈のコントラストが高いタイミングである。

放射光微小血管造影で限界空間解像度約 $8\mu\text{m}$ でのラット摘出灌流器官の微小血管の画像化が可能となった。今

後は、さらに高画質化および高解像度化を進めると共に、正常ラットと病態モデルラットでの、血管作用薬に対する反応性を比較評価するなどの基礎医学的な研究に進む予定である。

参考文献

- [1] K. Umetani, K. Fukushima, M. Tsurusaki, K. Uotani, K. Yamasaki and K. Sugimura: Synchrotron radiation coronary microangiography in isolated perfused rat heart for evaluation of coronary vascular response, Proceedings of 2002 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano, pp. 561-564 (2002).