

放射線被ばくの現状と課題

および循環器領域における新技術

杏林大学医学部放射線医学教室

似鳥俊明

2016年7月21日

外科的医療の進歩

- 1846年。ウィリアム・モートン、エーテル麻酔の公開実験
(華岡青洲。1842年。)
- 1895年。ヴィルヘルム・レントゲン、X線発見。
- 1928年。フレミング、ペニシリン発見。第二次大戦において広く用いられ、終戦後は民間にも開放。

ヴィルヘルム レントゲン
1895年X線発見



マリー キュリー
1914年、X線撮影装置搭載車を作り第一次世界大戦
前線に。”プチ キュリー”



放射線を用いた医療

- 放射線検査

胸部X線単純撮影、消化管X線検査、CT、核医学検査など

- Interventional Radiology IR

(インターベンショナル ラジオロジー IVR)

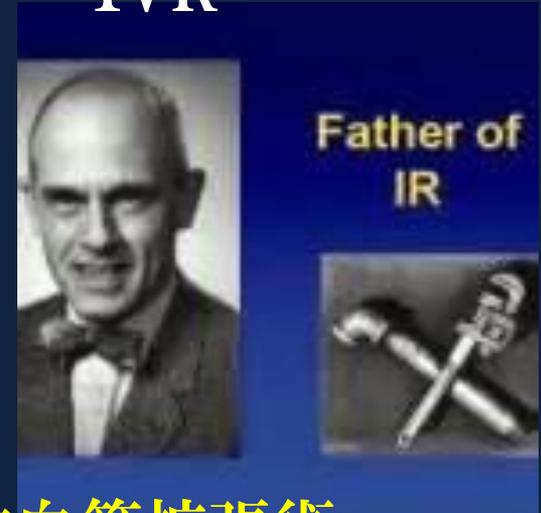
- 放射線治療

腫瘍制御に必要な線量はその感受性により異なるが、
一般的な固形がんへの線量は50Gy前後。

Interventional Radiology IR

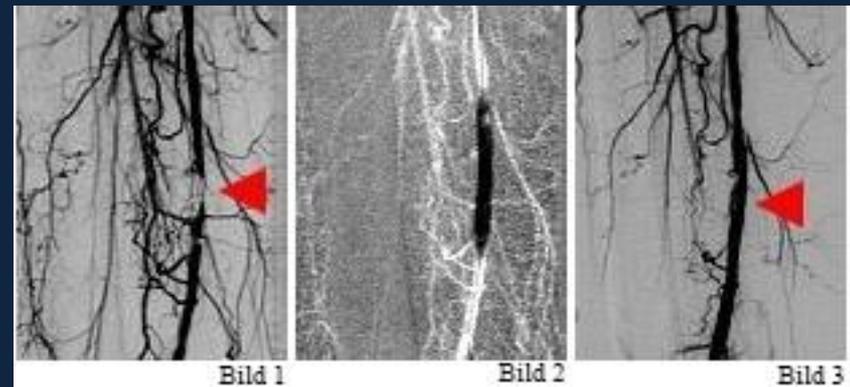
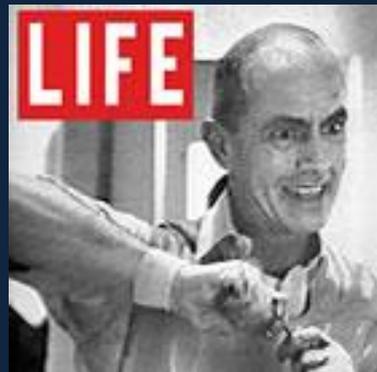
インターベンショナル ラジオロジー IVR

画像下治療



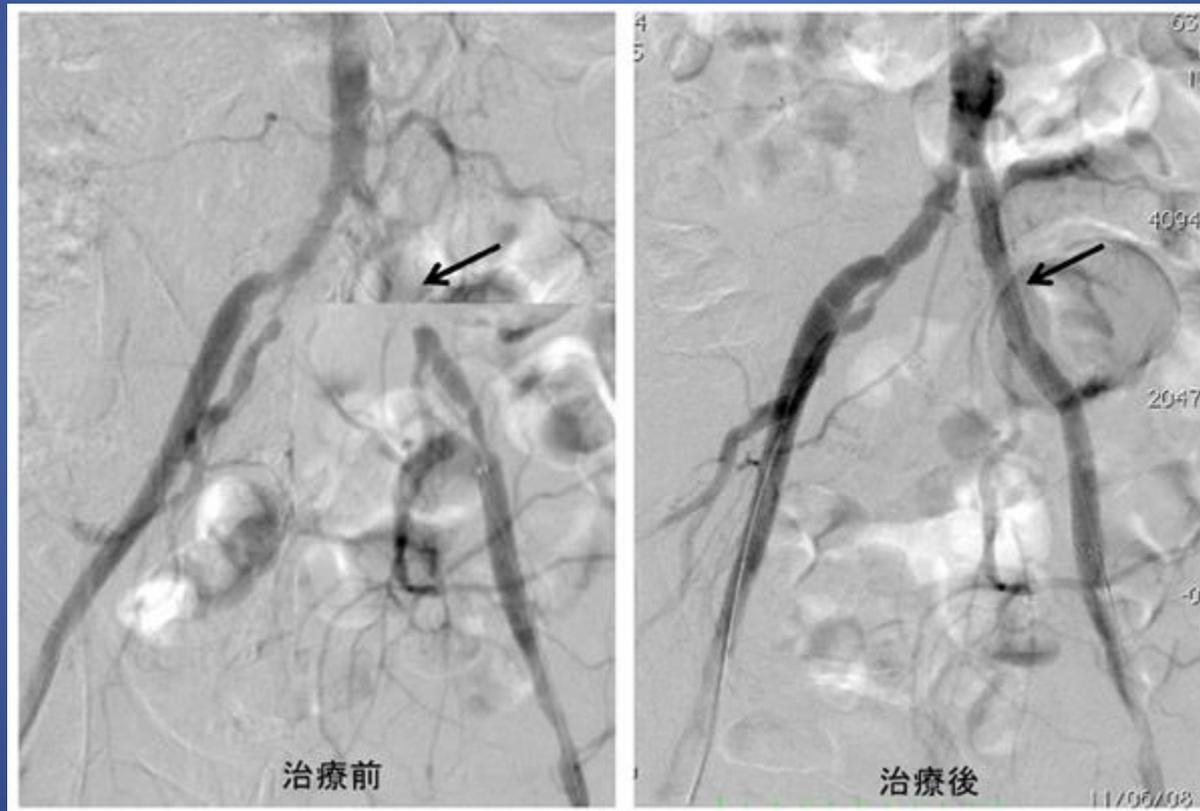
1964 Dotter 下肢動脈閉塞症に対する径皮的血管拡張術

1967 Margulis 命名 cf. Interpretational Radiology

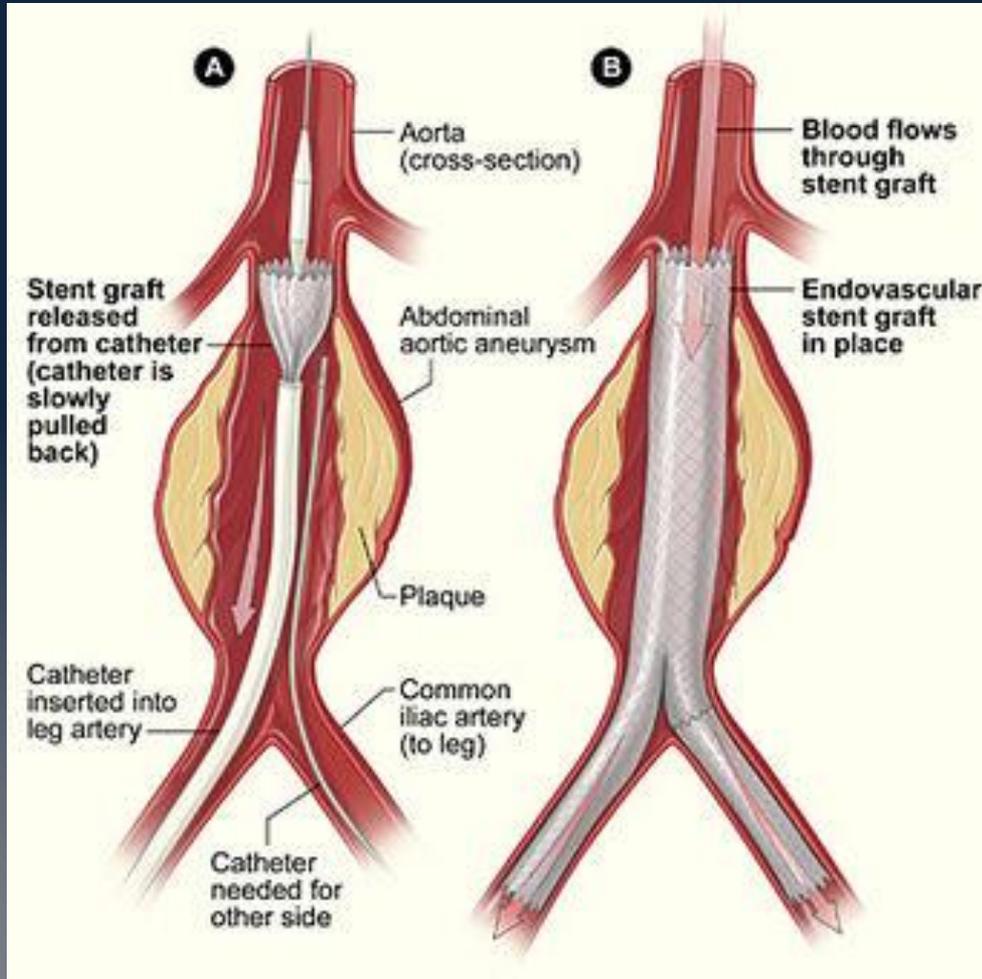


PTA 経皮経管動脈形成術

percutaneous transluminal angioplasty

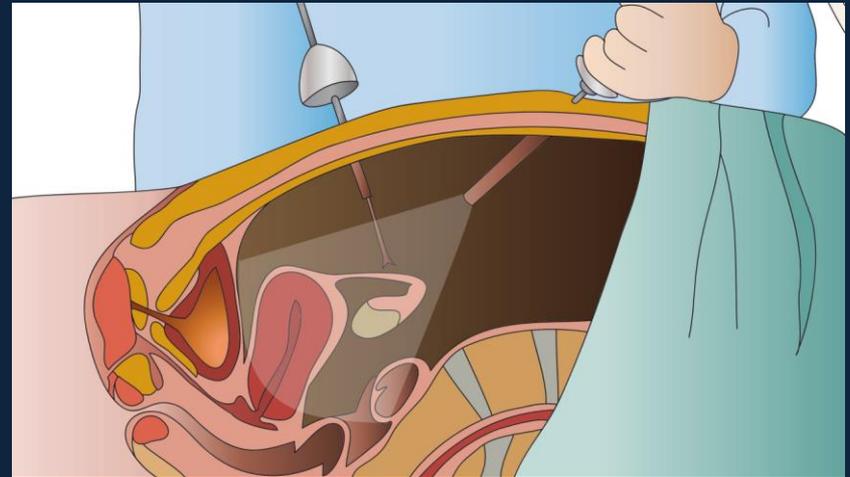
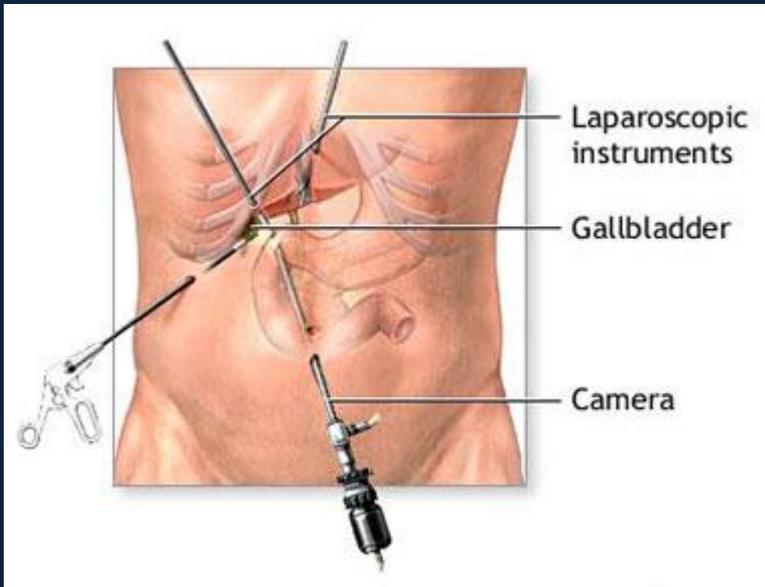


Minimally-invasive procedures



Minimally-invasive procedures

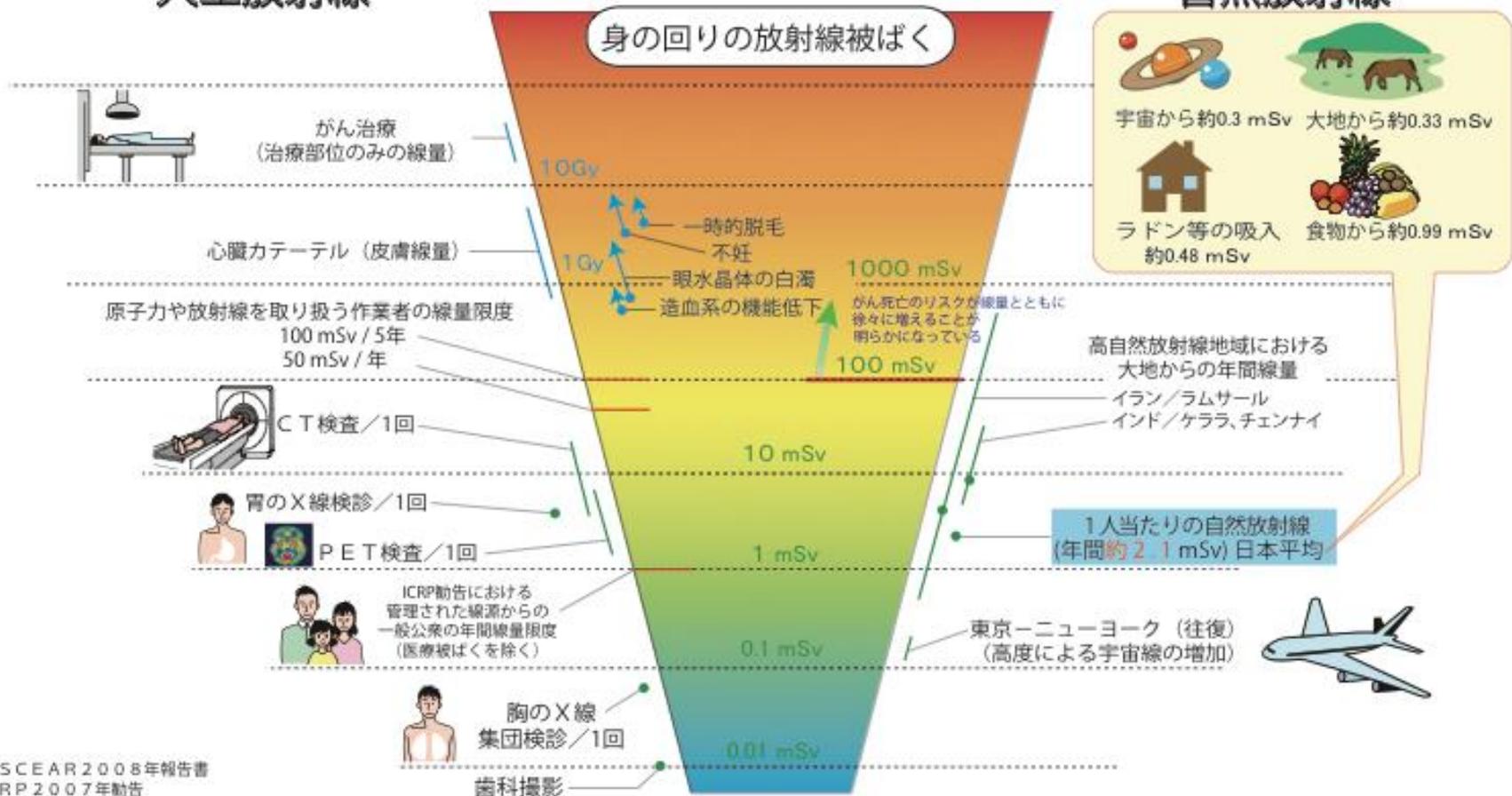
From Wikipedia, the free encyclopedia



放射線被ばくの早見図

人工放射線

自然放射線



・ UNSCEAR 2008年報告書
 ・ ICRP 2007年勧告
 ・ 日本放射線技術協会医療被ばくガイドライン
 ・ 新版 生活環境放射線 (国民線量の算定)
 などにより、放医研が作成(2013年5月)

【ご注意】

- 1) 数値は有効数字などを考慮した概数です。
- 2) 目盛 (点線) は対数表示になっています。目盛がひとつ上がる度に10倍となります。
- 3) この図は、引用している情報が更新された場合変更される場合があります。

【線量の単位】

各臓器・組織における吸収線量: Gy (グレイ)
 放射線から臓器・組織の各部位において単位重量あたりにどれくらいのエネルギーを受けたのかを表す物理的な量。

実効線量: mSv (ミリシーベルト)

臓器・組織の各部位で受けた線量を、がんや遺伝性影響の感受性について重み付けをして全身で足し合わせた量で、放射線防護に用いる線量。
 各部位に均等に、ガンマ線 1 Gy の吸収線量を全身に受けた場合、実効線量で1000 mSv に相当する。

NIRS

独立行政法人
放射線医学総合研究所

<http://www.nirs.go.jp>

Ver.130502

医療被ばく

医療で使われる放射線による被ばくを、医療被ばくと言います。放射線による健康影響は否定できないものの、**医療被ばくには、線量限度**（個人が受ける被ばく線量をできるだけ抑えるために設定された値）は**適用されません**。患者にとって、被ばくによる健康影響の懸念をはるかに上回る大きな健康上のメリットがあるからです。

遠藤 啓吾 元(社)日本医学放射線学会理事長

IVR に伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン2001

13学会参加による医療放射線防護連絡協議会

表-1 皮膚被ばく線量と患者対応基準

レベル 0	1Gy 未満	特別な対応は不要
レベル 1	1Gy 以上 3Gy 未満	被ばく線量と部位を診療録などに記載する
レベル 2	3Gy 以上 5Gy 未満	一過性の脱毛、発赤の可能性を説明する
レベル 3	5Gy 以上	脱毛、発赤、びらんなどの可能性を説明する (18~20Gy で皮膚壊死、潰瘍形成の可能性)

医療被ばく研究情報ネットワーク J-RIMEによる 診断参考レベル

Diagnostic Reference Level: DRL2015

DRL2015

報告書より抜粋

- **IVR**

放射線皮膚障害の防止に対する意識の高まりを受け、2000年頃より様々なガイドラインが発行された。2001年に13学会により構成される医療放射線防護連絡協議会より「IVR等に伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン」が発行され、2006年には10学会が参加して、「循環器診療における放射線被ばくに関するガイドライン」が発行されている。本ガイドラインは、2011年に改訂され、これらのガイドラインでは**2Gy**という値が**手技の続行、中止を決定する閾値**として示されており、日本でも一般的な管理目標値として周知されている。

職業被ばく

電離放射線障害防止規則

実効線量限度 実効線量限度 (全身の被ばく線量)

- 50mSv/年 かつ 100mSv/5年
- 女子は5mSv/3ヶ月
(妊娠確認～出産まで内部被曝1mSv)

職業被ばく

等価線量限度 等価線量限度（部分的な被ばく）

*眼の水晶体150mSv/年

*皮膚500mSv/年

*妊娠中の女子の腹部表面2mSv

個人被ばく線量測定

*蛍光ガラス線量計

*測定部位は胸部

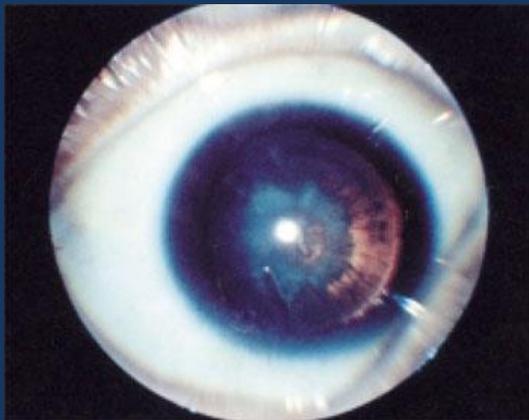
*妊娠可能な女子は腹部



水晶体混濁

- 医療従事者における、放射線被曝による水晶体混濁は、Control 9%の有病率に対して、Interventional cardiologistの有病率は52%。
同領域での看護師の有病率は45%。

相対リスクはそれぞれ5.7倍、5.0倍。



Catheterization and Cardiovasc Interv 2010; 76:826–834.

杏林大学循環器内科提供

悪性腫瘍のリスク

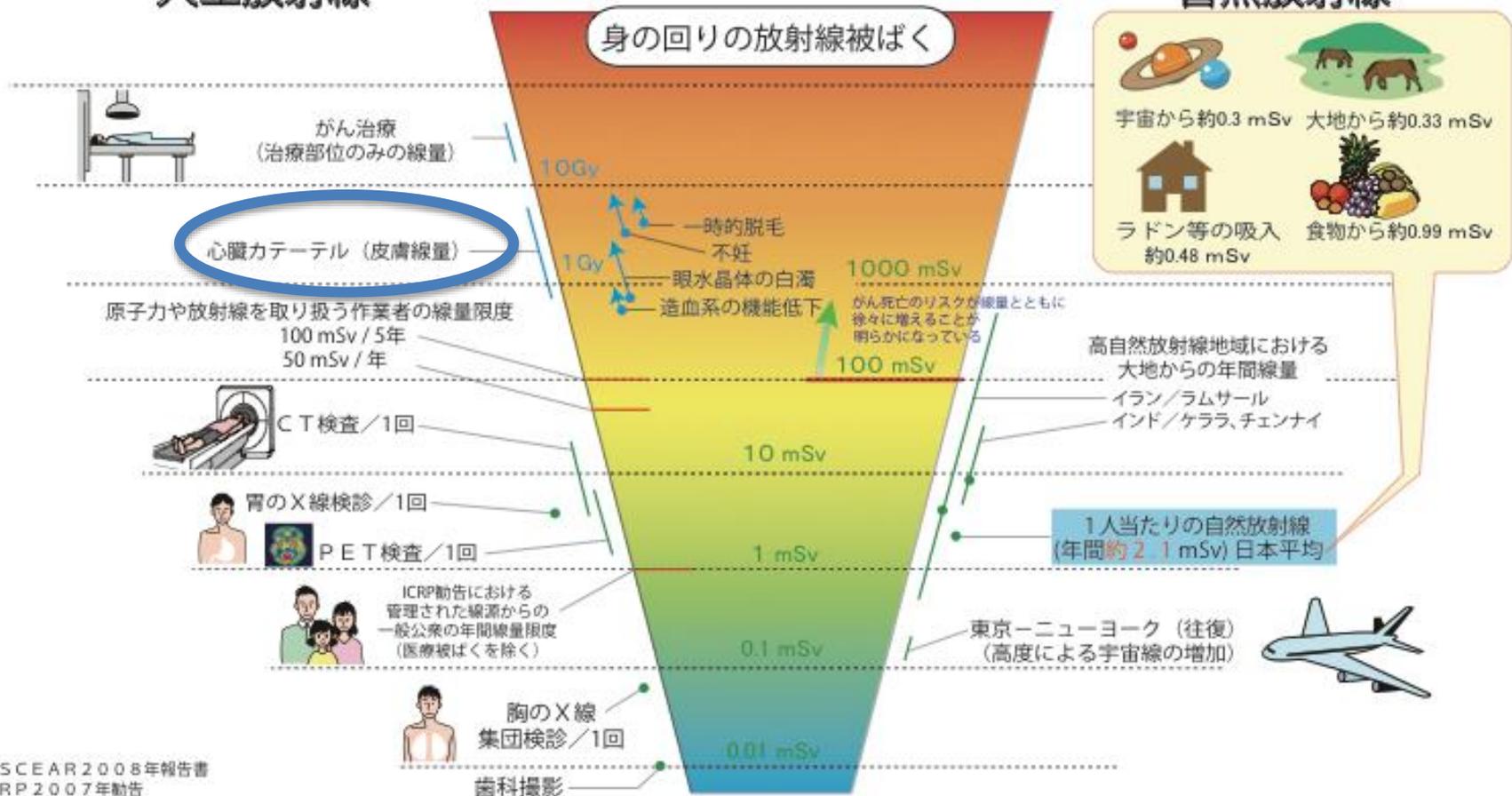
- 小児において（平均12歳）14分程度の比較的短い被爆時間の透視で、0.02%の悪性腫瘍発症リスク上昇があると報告。
- 比較的長く、複雑な処置においては、1時間の被爆時間につき、女性で0.07%、男性で0.1%のリスク上昇と報告。
- X線被爆が原因と考えられる心臓内科医師の脳腫瘍および頭頸部腫瘍31人のレビューでは、26/31が片側性脳腫瘍で、22/26（85%）が左側に好発していた。

Am J Cardiol 2013;111:1368e–1372e.

放射線被ばくの早見図

人工放射線

自然放射線



・ UNSCEAR 2008年報告書
・ ICRP 2007年勧告
・ 日本放射線技術協会医療被ばくガイドライン
・ 新版 生活環境放射線 (国民線量の算定)
などにより、放医研が作成(2013年5月)

【ご注意】

- 1) 数値は有効数字などを考慮した概数です。
- 2) 目盛 (点線) は対数表示になっています。
目盛がひとつ上がる度に10倍となります。
- 3) この図は、引用している情報が更新された場合
変更される場合があります。

【線量の単位】

各臓器・組織における吸収線量: Gy (グレイ)
放射線から臓器・組織の各部位において単位重量あたりに
どれくらいのエネルギーを受けたのかを表す物理的な量。

実効線量: mSv (ミリシーベルト)

臓器・組織の各部位で受けた線量を、がんや遺伝性影響の感受性について
重み付けをして全身で足し合わせた量で、放射線防護に用いる線量。
各部位に均等に、ガンマ線 1 Gy の吸収線量を全身に受けた場合、
実効線量で1000 mSv に相当する。

独立行政法人 **NIRS**
放射線医学総合研究所
<http://www.nirs.go.jp>

Ver.130502

不整脈治療における放射線被曝

Pacing Clin Electrophysiol 1997;20:1834–1839.

Circulation. 1998;98:1534–1540.

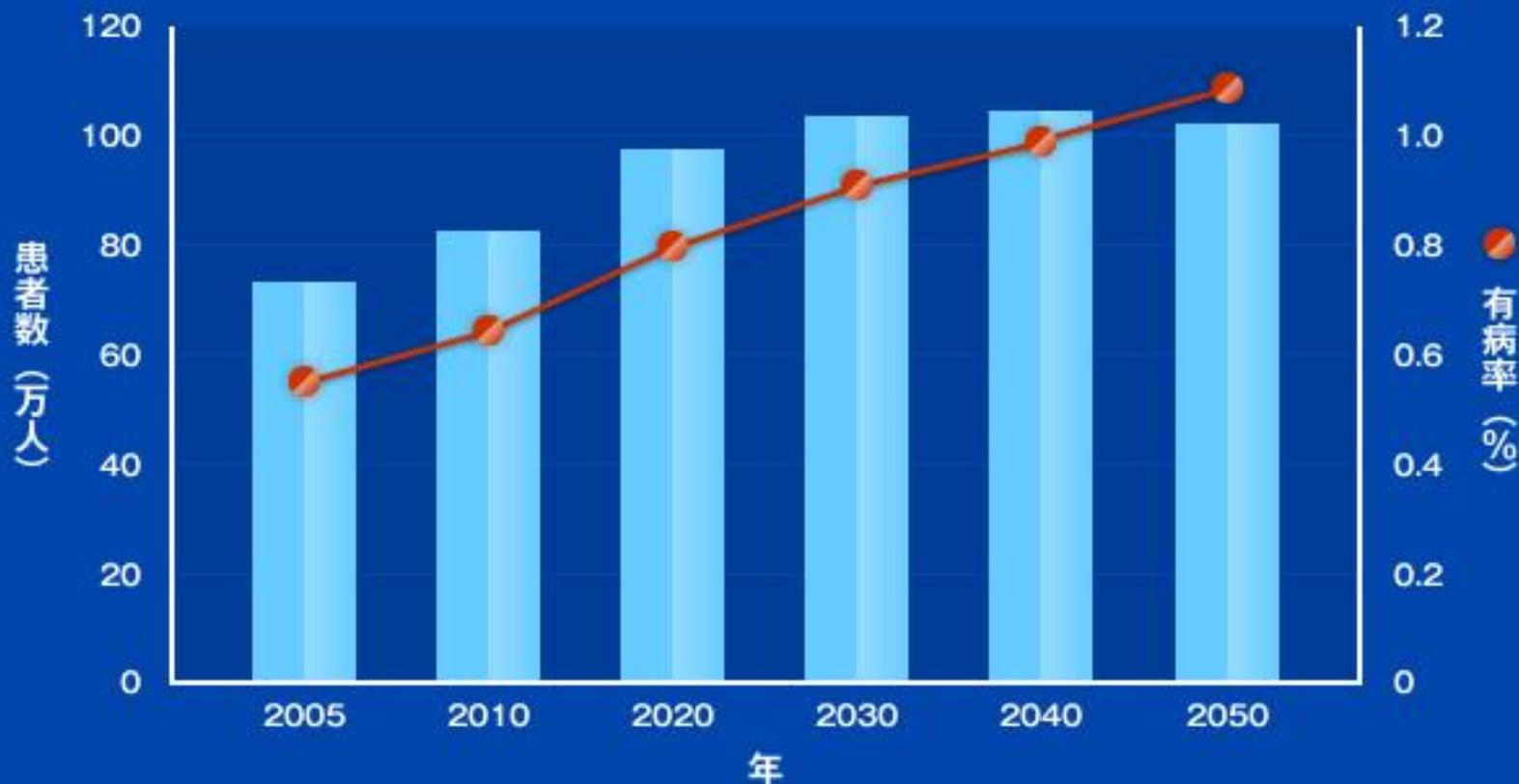
Circulation. 2001;104:58–62.

.....

- カテーテル・アブレーションにおける放射線被曝は線量、時間依存性で、蓄積性である
- 患者ばかりでなく、術者やその他のコメディカルスタッフに対するリスクである
- 急性期・亜急性期合併症は皮膚障害、筋骨格障害、水晶体混濁、悪性腫瘍、遺伝子異常などの障害のリスクがあると報告されている
- これらのリスクは特に心房細動のように、長時間手技や複数回手技などの要因があり、特に小児・妊娠中・肥満患者において注意を要する

杏林大学循環器内科提供

図1 心房細動患者数と有病率の将来予測



日本循環器学会による疫学調査

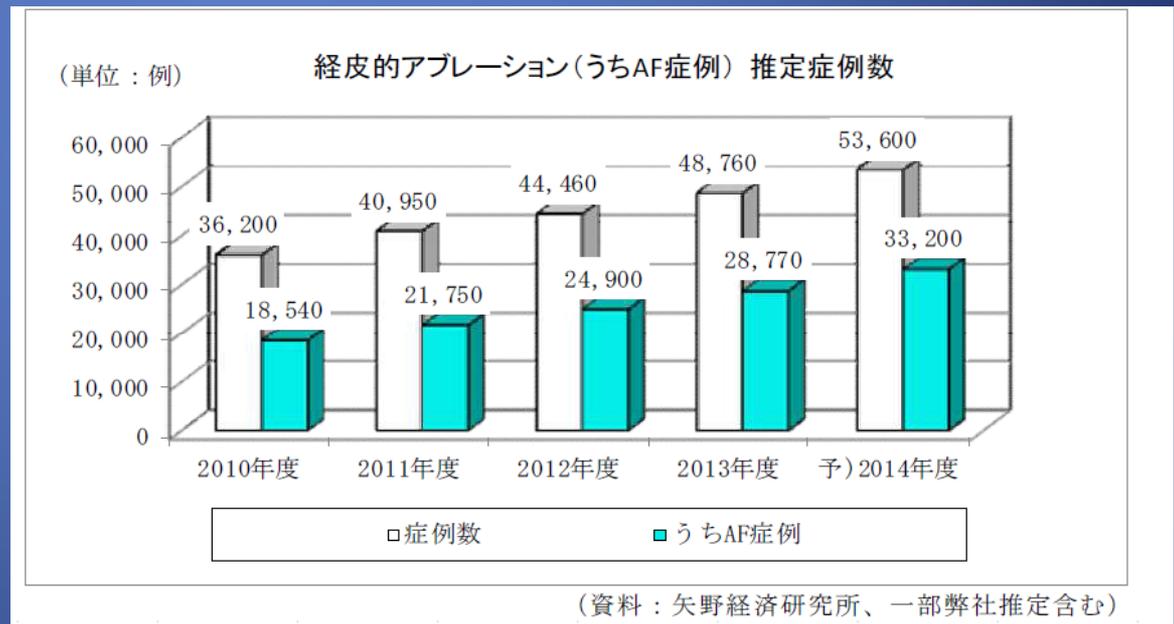
対象：2003年に定期健康診断を受けた40歳以上の日本人630,138人

方法：心房細動の有病率を10歳ごとの年齢群で算出し、これに基づき2050年までの心房細動患者数および有病率を推定

(文献1より作図)

不整脈の疾患治療の現状

- 2014年度年間症例数・トレンド等
 - 経皮的アブレーション：約53,600例／年
 - CRT-D：3,356症例／年



出所

1. 矢野経済研究所(2014)
2. 日本不整脈デバイス研究会 <http://www.jadia.or.jp/pdf/2014.crt.pdf>

(経皮的)カテーテルアブレーション

- 経静脈的ないし経動脈的に電極カテーテルを心臓血管内に挿入し、カテーテルを通じて体外から焼灼エネルギーを不整脈発生源である心筋組織に加え、これを焼灼・破壊する治療法。
- 臨床応用開始は1982年のScheinman, Gallagherによる。

ロボットナビゲーション法は電極カテーテルを人の手で直接触れることなく操作をする方法。術者被曝の軽減や遠隔地の治療が可能になる。強い磁場を使用してカテーテルを操作する磁気ナビゲーション法 (magnetic navigation) が主。



The Stereotaxis Niobe®
magnetic navigation system

3次元マッピングとロボット ナビゲーション

- 3次元マッピング法とは心臓の立体画像をCTやMRIでコンピュータ画面に作成し、その画像上に電気的情報を統合することで、アブレーション治療に必要な心臓形態と不整脈の地図を同時に得ること。
- 心腔内に挿入された電極カテーテルの位置は、リアルタイムでその心臓立体画像中のアイコンで表示されるので、最小限の透視でアブレーション標的に誘導することができる(カテーテルナビゲーション)。
- 現在最も普及している方法は
磁気を利用したCARTOシステムと
微少な電流を使用したENSITE VELOCITYシステム。

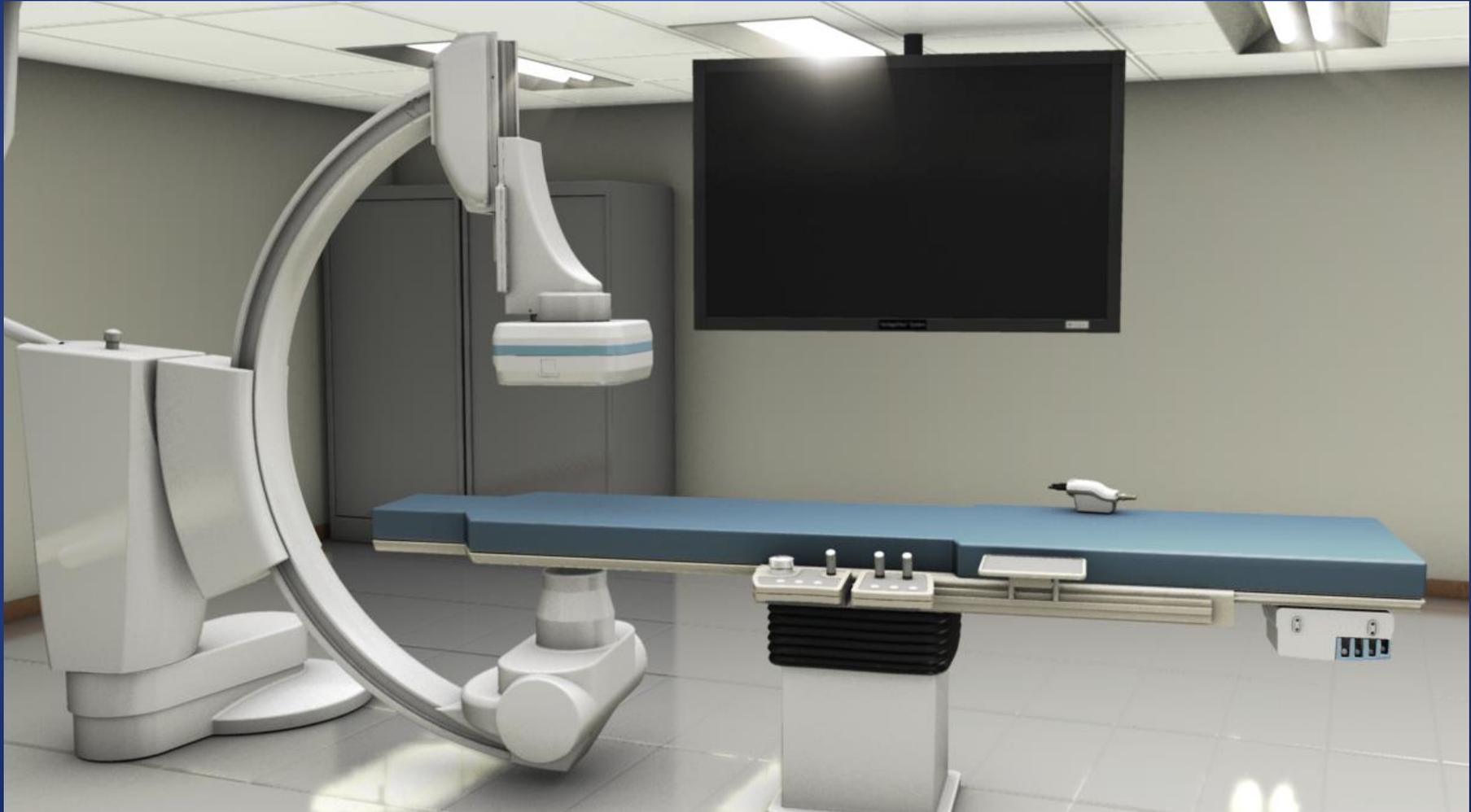
3D-EAM electro anatomical mappingを用いた カテーテル・アブレーション



MediGuide™テクノロジー

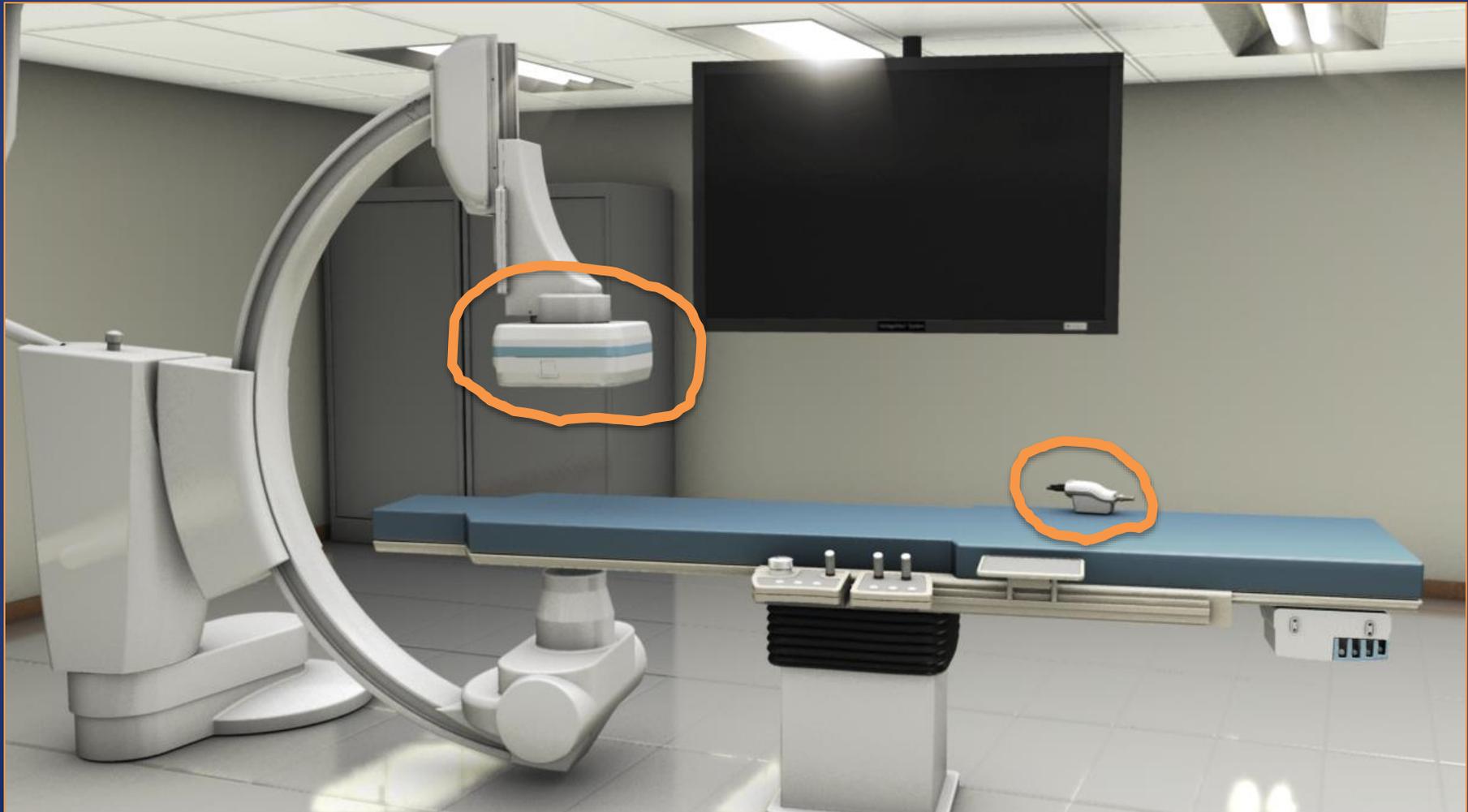
- 微弱な電磁場を利用し、専用デバイス（カテーテル、ガイドワイヤ）に埋め込まれた超小型センサにより、3次元空間におけるカテーテル先端の位置と方向を表示
- 専用デバイスの位置と方向を予め録画したX線透視画像に重ねて表示
 - ✓ 心拍数,呼吸、患者の動きに応じた録画画像の自動補正。
 - ✓ シングルプレーンでバイプレーンを模した透視画像が得られる
 - ✓ カテーテルの位置と向きを表示。

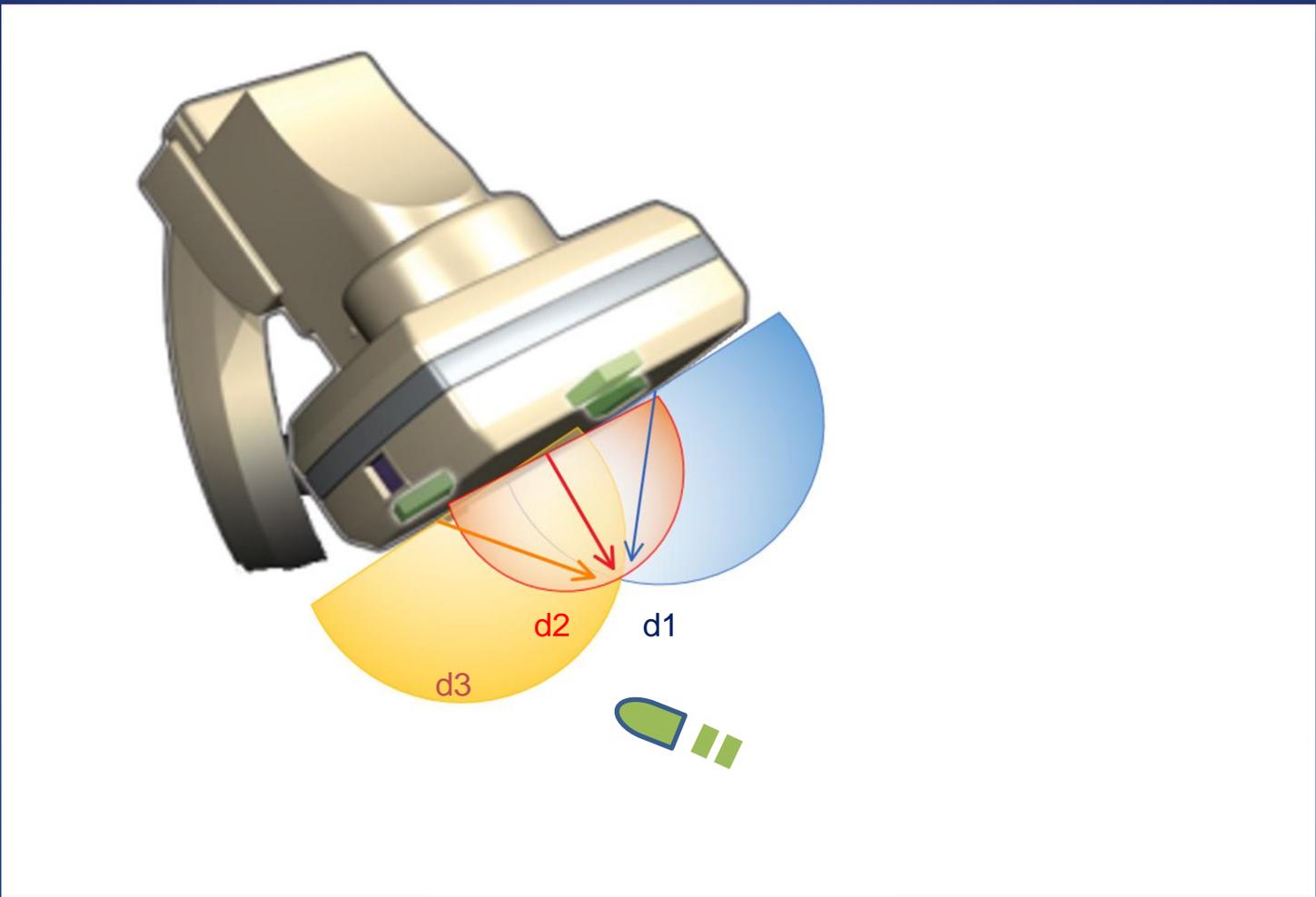
血管攝影裝置



血管摄影装置 + MediGuide

St Jude Medical

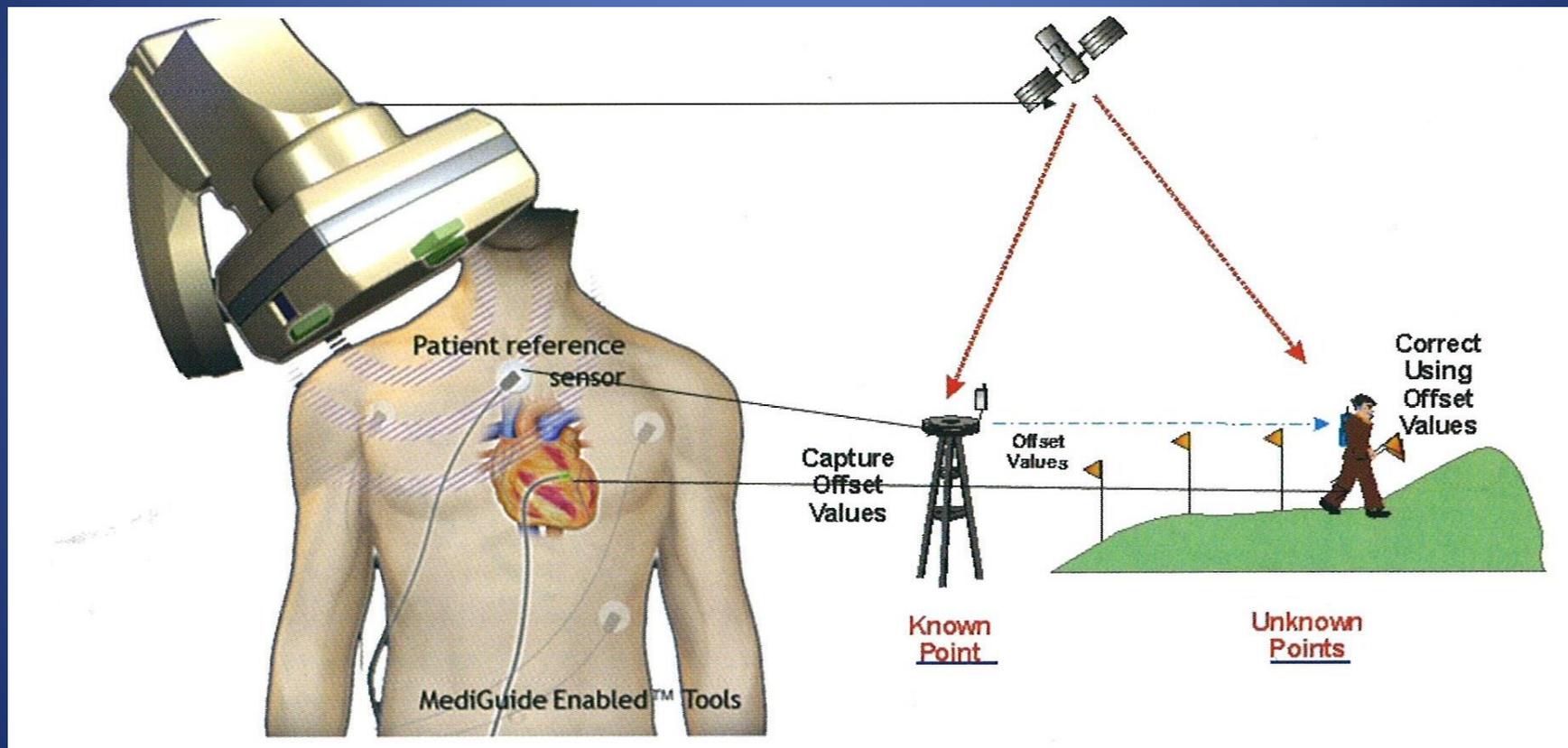




MediGuideの原理.

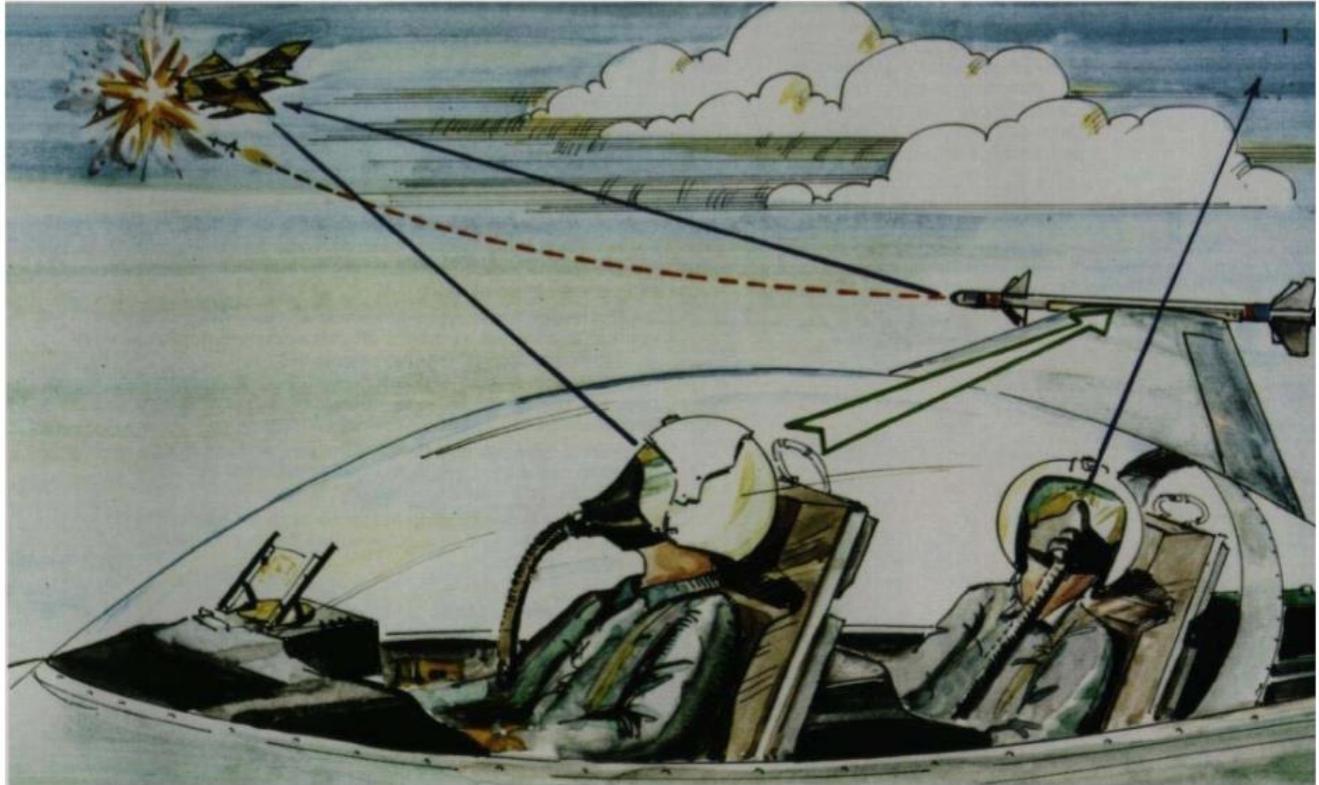
フラットパネル内3箇所配置されたコイルからそれぞれ周波数の異なる弱い磁場を出し、カテーテル先端のセンサーまでの距離を感知する。3点からの距離をもとに3次元的なカテーテル先端位置を把握。

MediGuide™はGPS装置と同様透視を行わずに3次元的にセンサ内臓カテーテルの追跡が可能



Vallakati et. al. JAFIB Vol. 5, No. 7, May 2013

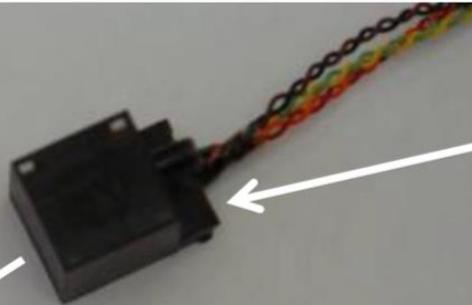
Background of the gMPS™ Technology



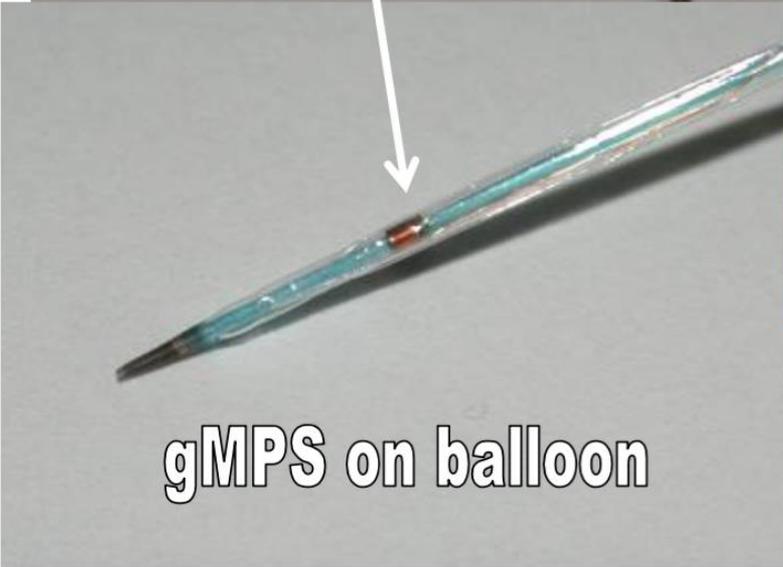
Elbit Systems Helmet Mounted Display (HMD)



gMPS™ Sensor



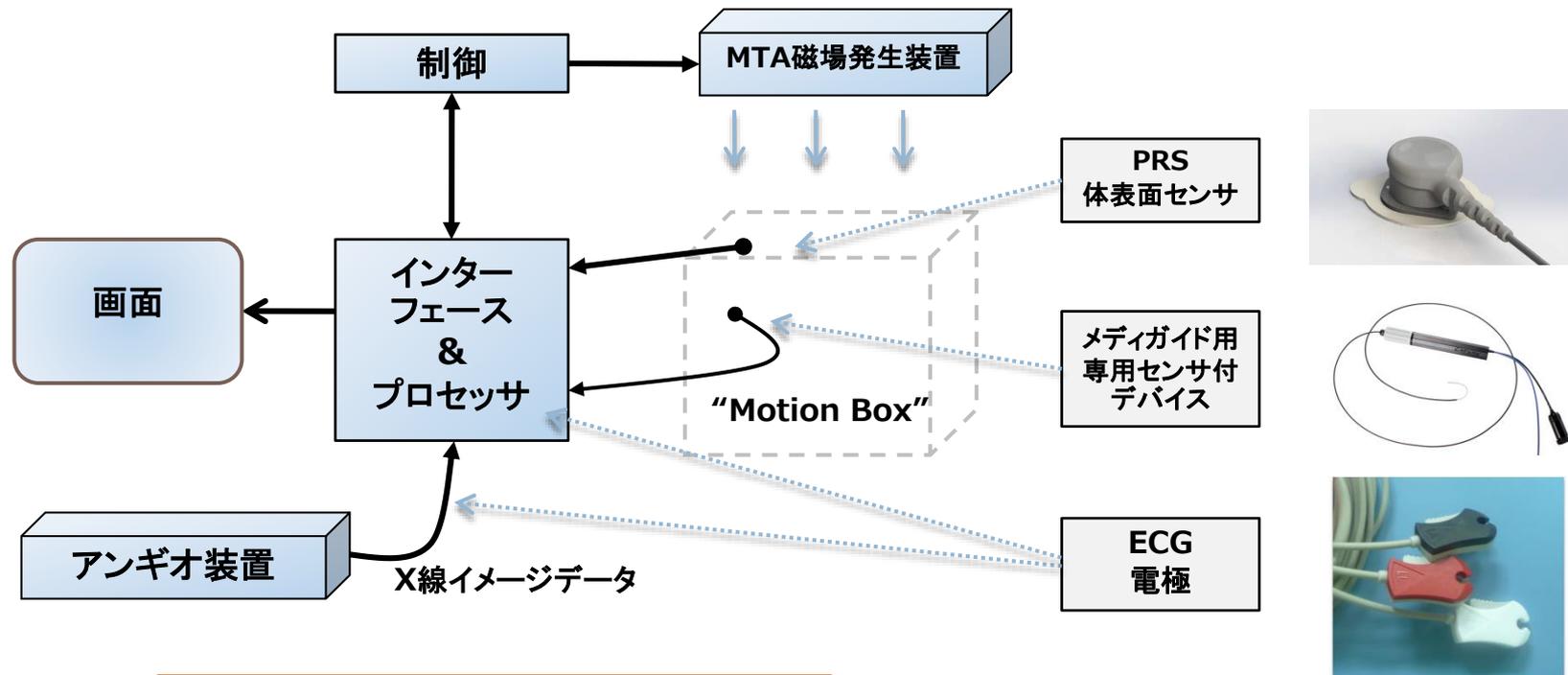
Helmet Sensor



gMPS on balloon

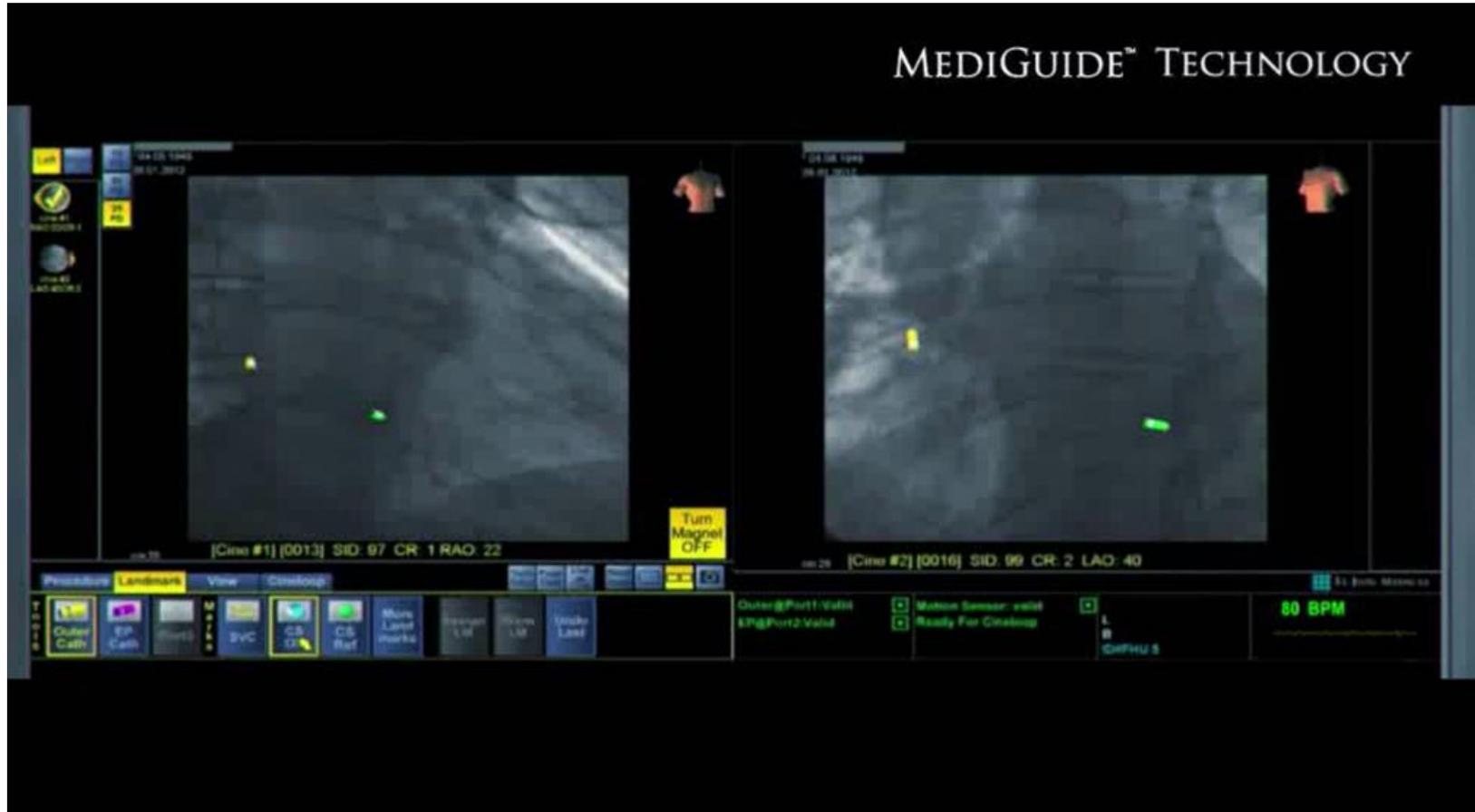
MediGuide™ System アルゴリズム

- 体動センサ（MediGuide™ PRSセンサ）により、プロセッサに患者体動データを流し、患者の体動による3次元の座標MediGuide™センサを補正させる。
- プロセッサは、シネ画像データを受信し、モニタ上の3次元の座標にMediGuide™センサを重ねる。



本品の磁場強度：2～200 μ T，周波数：9～15Hz

MediGuide™ による体動・心拍補正技術



- PRS患者基準センサは、患者の動きを補正する
- ECGはモニタされ、予め録画されたシネ画像は心拍数に同期される



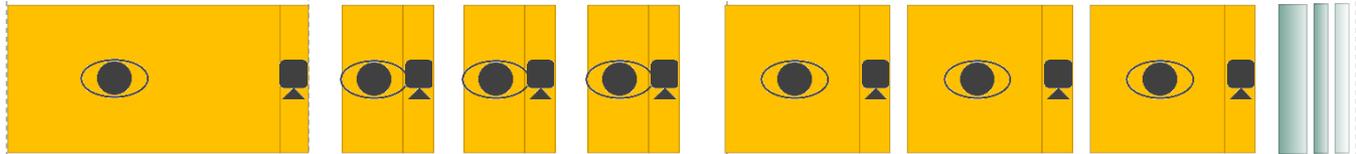
2015年3月 German Heart Center を視察した際のモニター画面。

シングルプレーン装置だが左画面でLAO42°，右画面ではAP方向のシネループを同時に再生しており，透視を出さなくても各動画上にアブレーションカテーテルの先端位置(赤)がリアルタイムに表示される。呼吸や心拍動によるずれはほとんどない。4本の肺静脈はそれぞれ色付きの円でマーキングされており，左下肺静脈 (LIPV) 起始部付近をアブレーションしている。

MediGuideによる被曝低減のイメージ



従来法



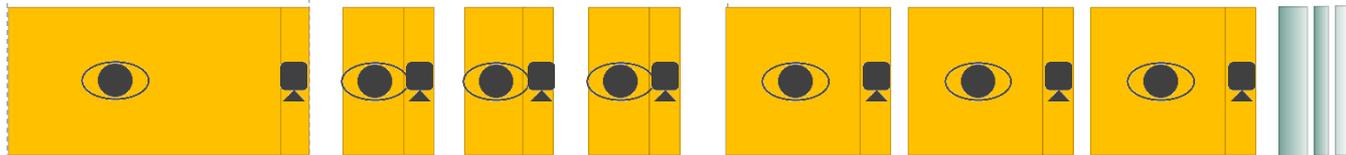
MediGuide

手技開始前に記録した画像を心拍に同期してループ再生する

必要があれば任意でX線透視像により確認可能

ナビゲーションの基本画像になるX線透視像を手技開始前に記録する

従来法



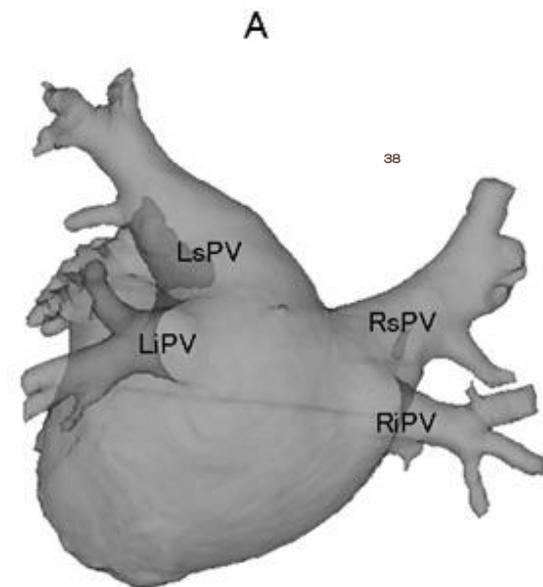
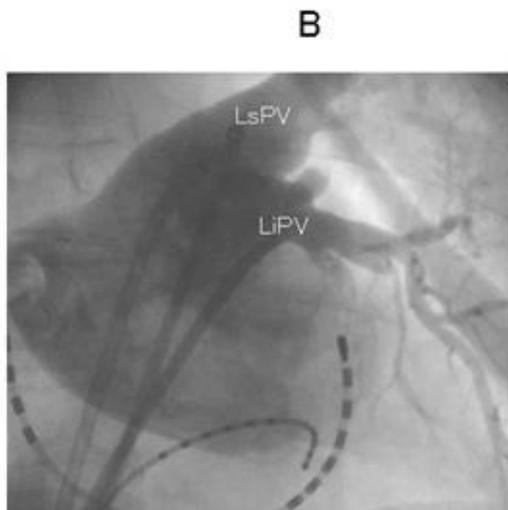
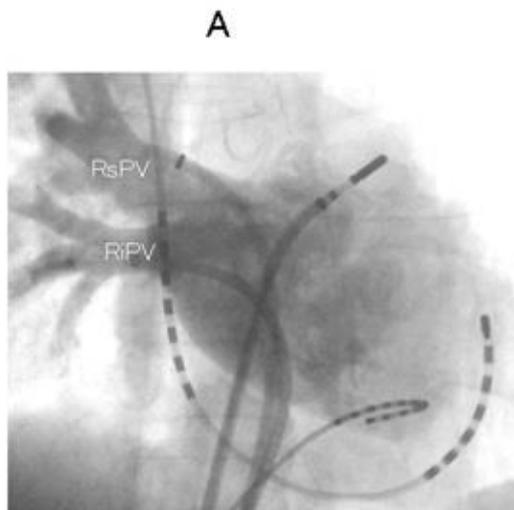
MediGuide



手技開始前に記録した画像を心拍に同期してループ再生する

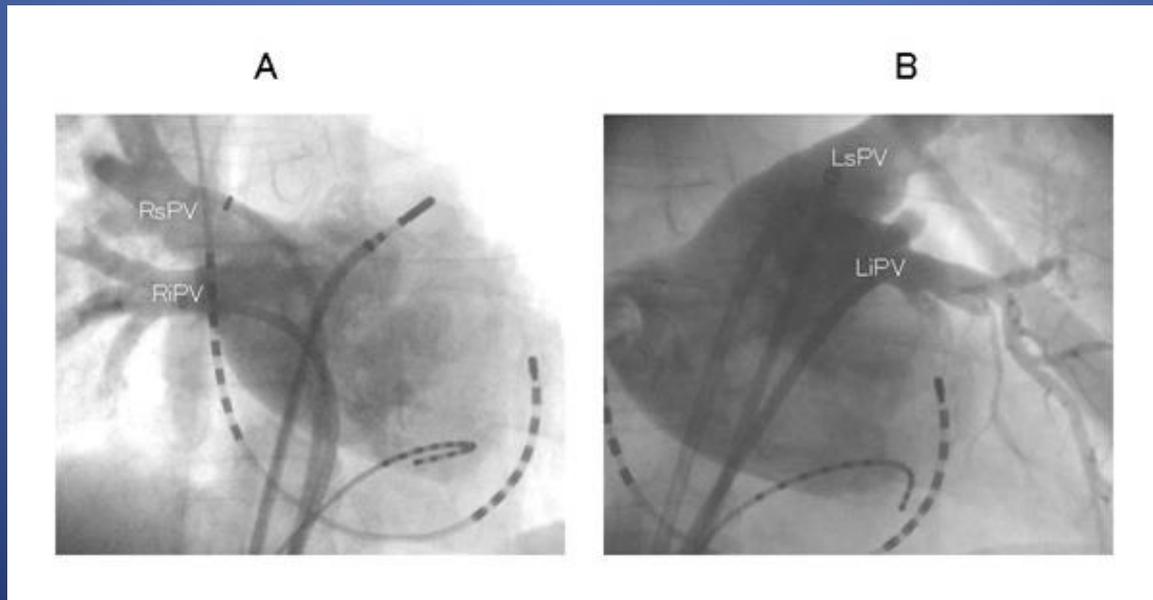
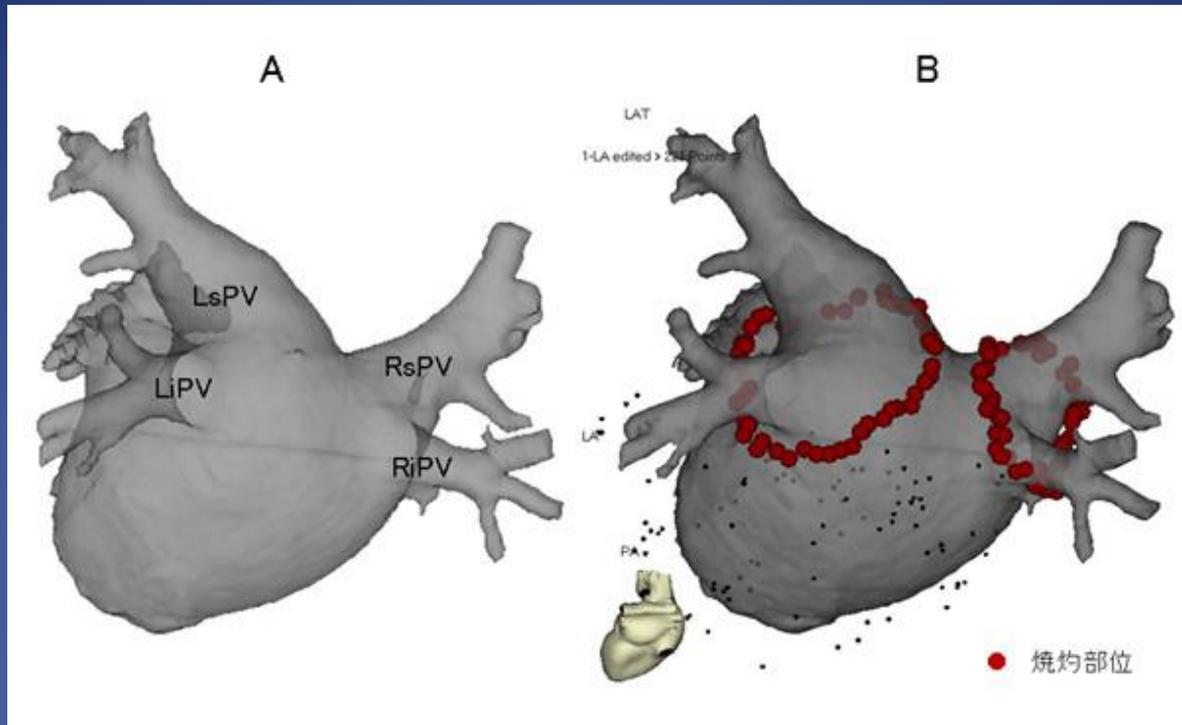
必要があれば任意でX線透視像により確認可能

ナビゲーションの基本画像になるX線透視像を手技開始前に記録する



MediGuide : アブレーション部位





Atrial flutter Ablation一例当たりの透視時間

	MediGuide (min)	Control (min)
Vallakaiti et al	8.25 ± 4.9 685 ± 751 (mGy)	21.18 ± 14.8 1782 ± 5153 (mGy)
Sommer et al	0.5 ± 1.4	10.2 ± 9.6
Rolf et al	16 ± 13	31 ± 18
使用1月での 杏林大学での検討	13.38 ± 5.34 42.26 ± 33.67 (mGy)	25.48 ± 4.35 233.53 ± 109.45 (mGy)

J Interv Card Electrophysiol 2013; 38:95-100.
 Circ Arrhythm Electrophysiol 2012; 5; 684-690.

Non-fluoroscopic Catheter Tracking for Fluoroscopy Reduction in Interventional Electrophysiology

Philipp Sommer¹, Simon Kircher¹, Sascha Rolf¹, Sergio Richter¹, Micha Doering¹, Arash Arya¹, Andreas Bollmann¹, Gerhard Hindricks¹

¹Department of Electrophysiology, Heart Center, University of Leipzig

Correspondence to: Philipp Sommer at philipp.sommer@herzzentrum-leipzig.de

URL: <http://www.jove.com/video/52606>

DOI: [doi:10.3791/52606](https://doi.org/10.3791/52606)

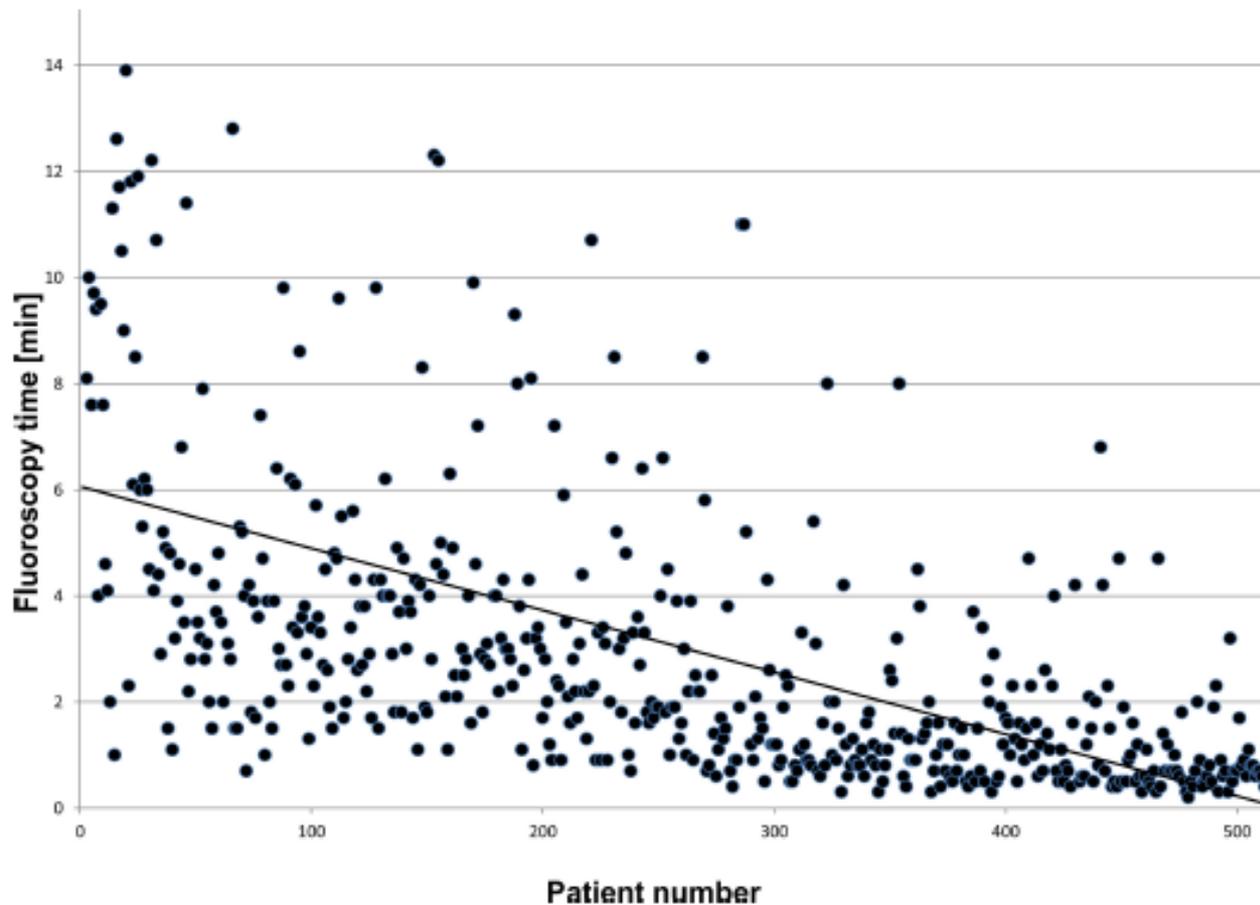


Figure 4: [Please click here to view a larger version of this figure.](#)

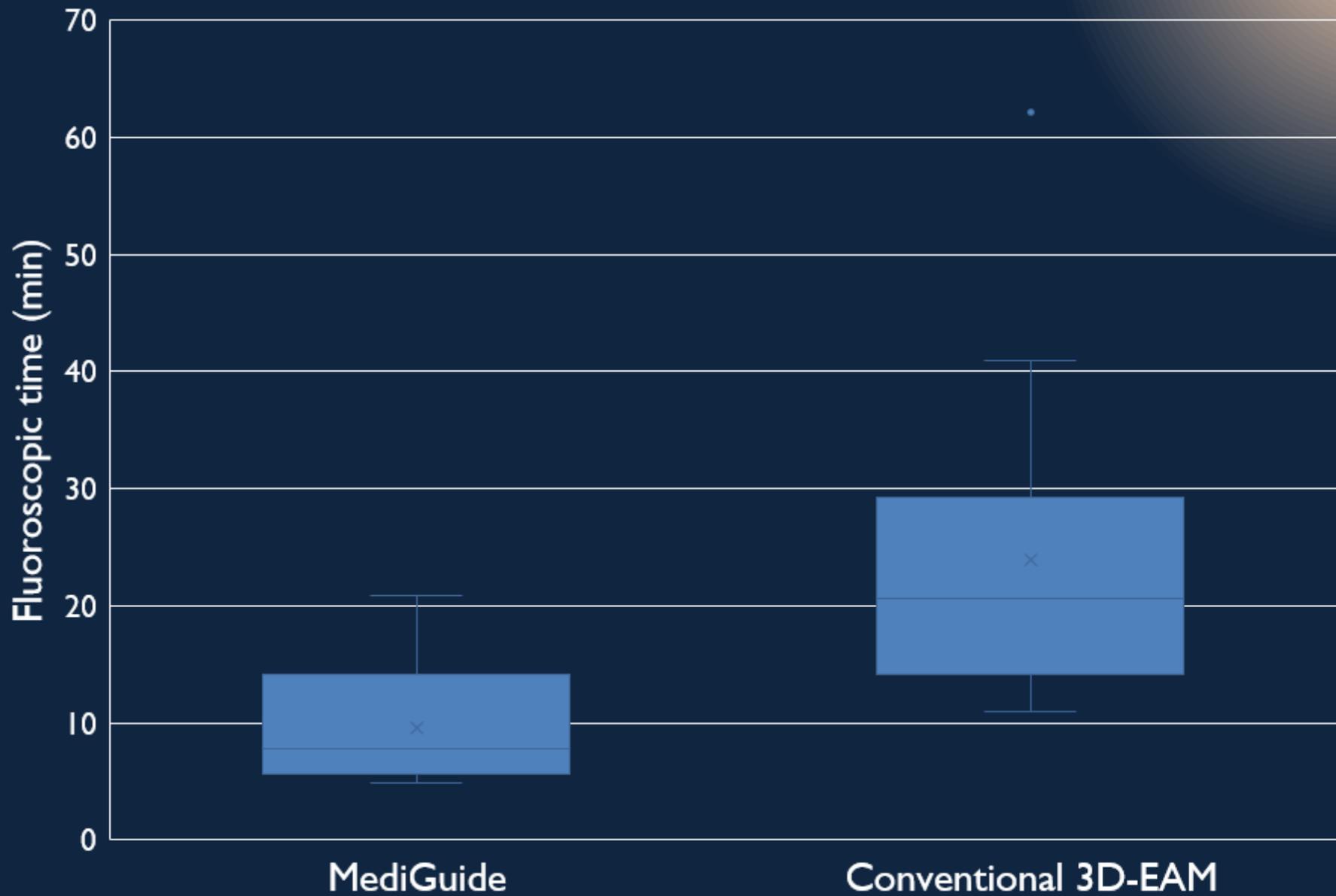


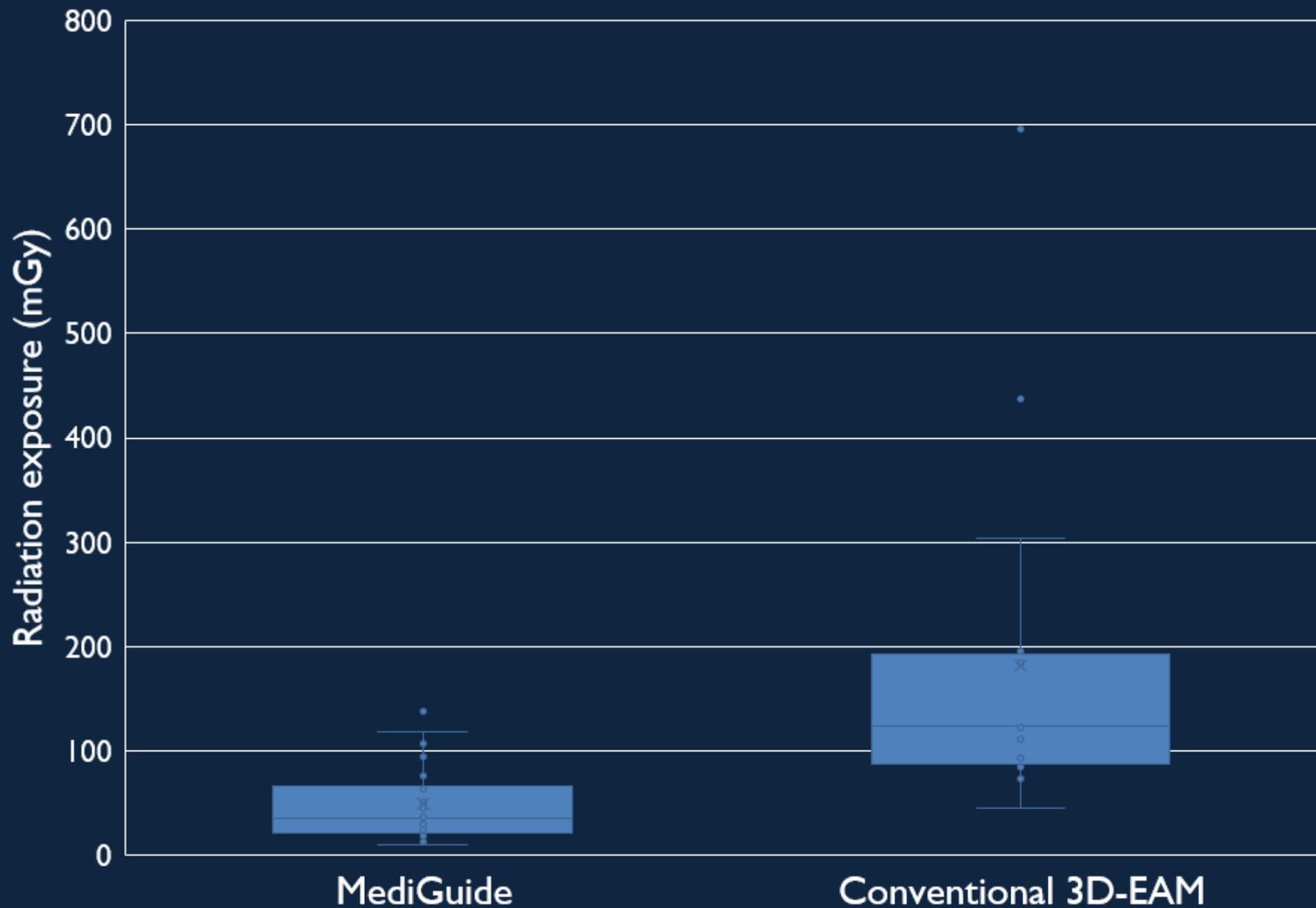
2015年3月German Heart Center を視察した際の心カテ室。
コメディカルはプロテクター着用せず！

杏林大学での最新データ

	Group MG (n=26)	Control (n=16)	P
Procedure time (min)	209 ± 37	204 ± 47	ns
Radiation exposure dose (mGy)	48.6 ± 36.0	181.4 ± 163.6	0.0010
Fluoroscopic time (min)	9.5 ± 4.6	24.0 ± 12.9	0.0005

Yosuke Miwa : 63rd Japanese Heart Rhythm Society
July 15, 2016 Sapporo





我々の課題；不整脈治療以外の 多様なIVRへの応用。

- 経皮的冠動脈形成術
- 経皮的肺動脈形成術
- 経皮的腎動脈形成術
- 経皮的下肢動脈形成術
- 経皮的脳血管形成術
- 経皮的脳動脈瘤塞栓術
- 経皮的肝動脈塞栓術
- 経皮的骨盤動脈塞栓術
- 経皮的内シヤント形成術
-
-
-

A 3D electromagnetic vascular navigation system for angiography of the trunk of the body : A Phantom Model Study

Toshiya Kariyasu¹, Kazunori Kuroki², Yutaka Masuda¹, Shichiro Katase¹, Kyoko Soejima³,
Hidekatsu Tateishi¹, Yusuke Kinoshita¹, Toshiaki Nitatori¹,

¹Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kyorin University, Tokyo, Japan

²Department of Medical Radiological Technology, Kyorin University, Tokyo, Japan

³Department of Cardiology, Faculty of Medicine, Kyorin University, Tokyo, Japan

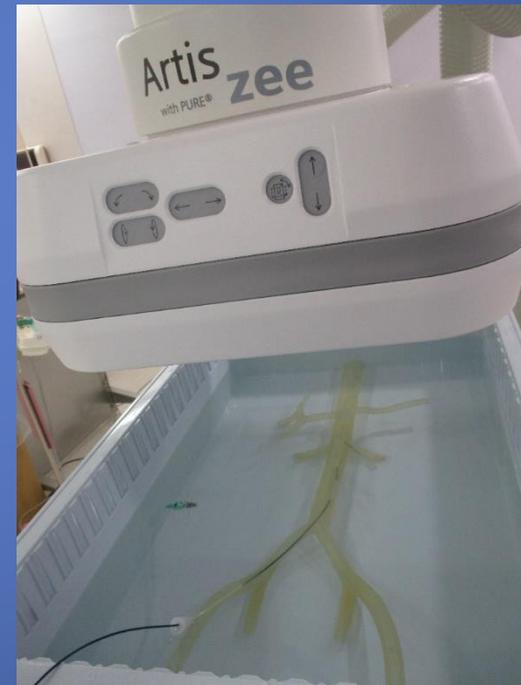
ECR2016 (Mar 01 2016 Vienna)



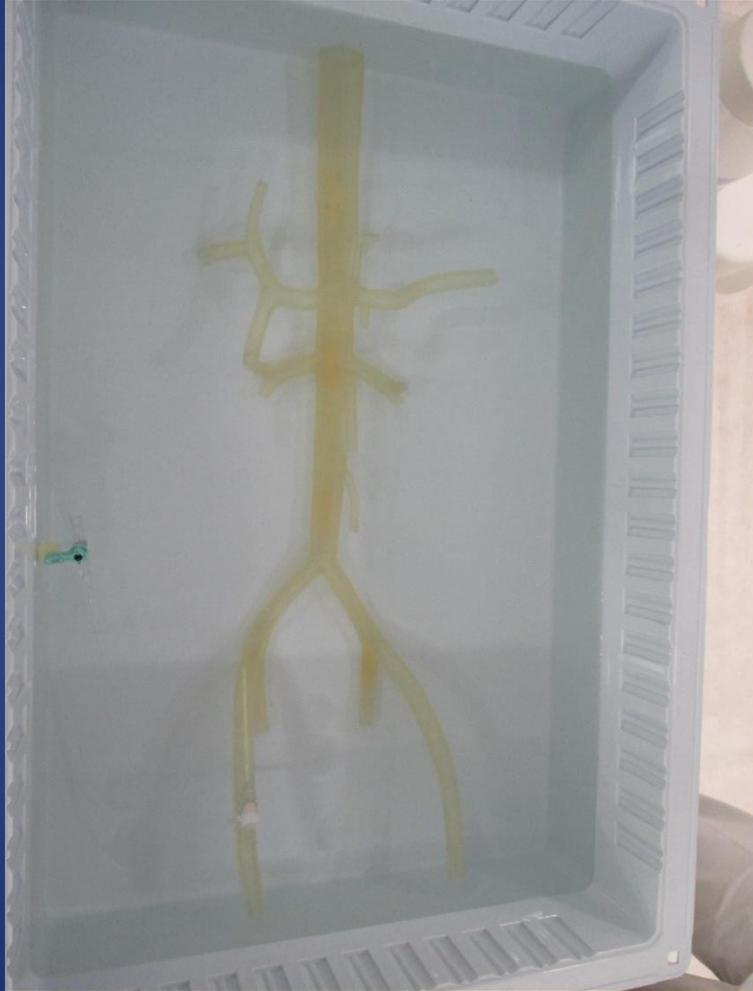
Methods and materials

➤ Phantom Model

- The experiments were carried out in the clinical EP catheterization laboratory.
- A phantom model was positioned on the patient table of the angiography system.
- MediGuide™ was activated, the phantom was placed within the valid electromagnetic field zone and the x-ray-detector was positioned in an AP-view.



Methods and materials



以上です。ご清聴ありがとうございます。