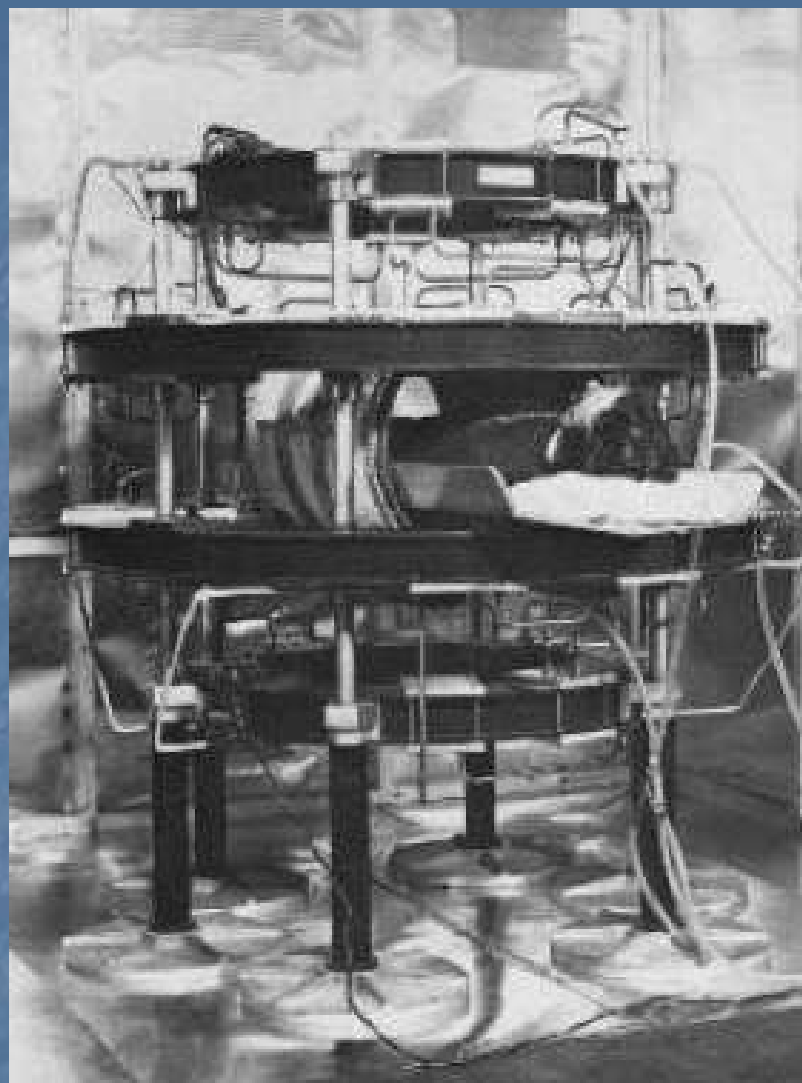




Perspektywy rozwoju obrazowania magnetyczno- rezonansowego

Henryk Figiel

JESIENNA SZKOŁA FIZYKI MEDYCZNEJ IF UŚ
Chorzów 16-18 września 2016



Prototyp systemu obrazowania w
Aberdeen 1979

T. Kahn 2012

System obrazowania magnetyczno-rezonansowego Siemens Magnetom Spectra 3T w Szpitalu Jana Pawła II w Krakowie



Rozwój Obrazowania MR w IFJ w Krakowie

1986

Pierwszy skaner MR 0.6T w Polsce

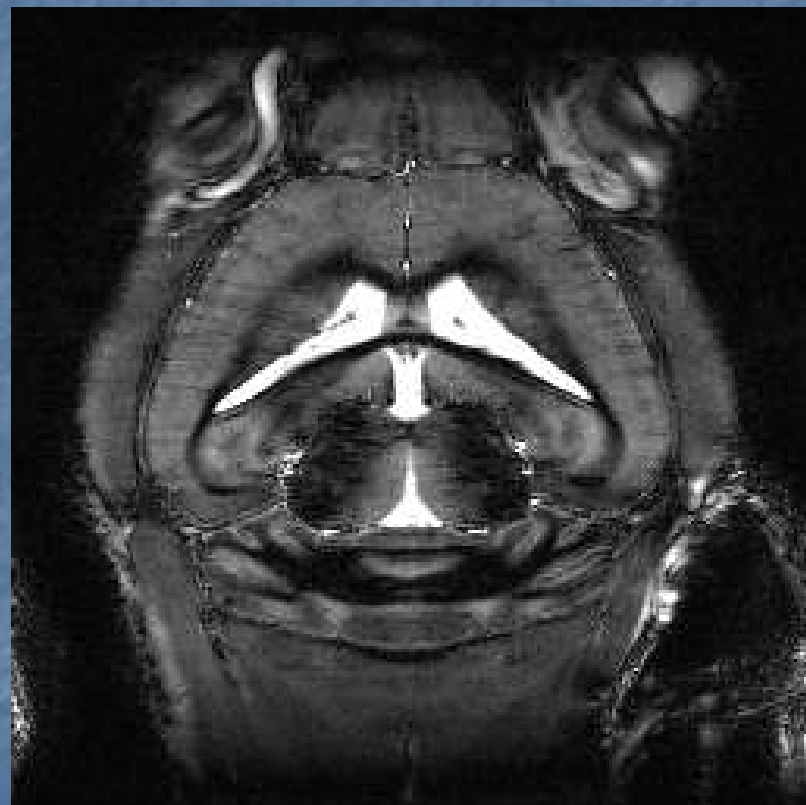


A.Jasiński, P.Kozłowski, Z.Olejniczak, M.Rydz, M.Stachurowa,
Z.Sułek i K.Szybiński

Instytut Fizyki Jądrowej, 31-342 Kraków

2011

Pierwszy skaner MR 9.4T w Polsce



Demielinizacja w mózgu myszy *in vivo*,
MPRAGE, kriocewka, 59x79x300 μm ;
W.P. Węglarz, W. Piędzia, *et. al.*, *unpublished*

Możliwości techniki

- Obrazowanie gęstości protonowej
- Obrazowanie zależne od czasów relaksacji – unikalna cecha techniki OMR
- Wygaszanie sygnałów od wybranych tkanek
- Dynamika przepływów (krew- angiografia)
- Efekt napływu krwi – perfuzja
- Obrazowanie czynności serca
- Obrazowanie funkcjonalne
- Obrazowanie „dyfuzji” wody – obrazowanie zmian na poziomie mikrostruktury tkanek
- Traktografia
- Spektroskopia lokalna
- Obrazowanie dla jąder innych niż protony (badania metabolizmu, aktywności biologicznej tkanek)
- Obrazowanie na hiperspolaryzowanych jądrach
- Obrazowanie z zastosowaniem środków kontrastowych
- Hybrydy i wspomaganie innych technik

Dalszy rozwój aparaturowy

- Doskonalenie źródeł pola magnetycznego
- Doskonalenie cewek nadawczo-odbiorczych
- Rozwój software – zapis i postprocessing

Rozdzielczość obrazów

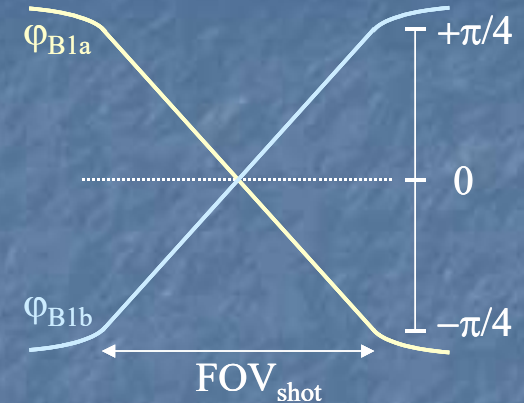
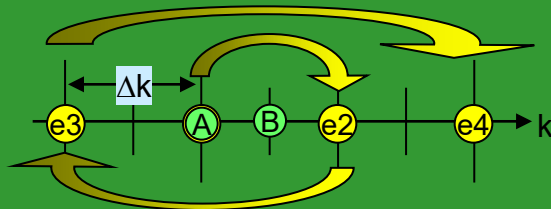
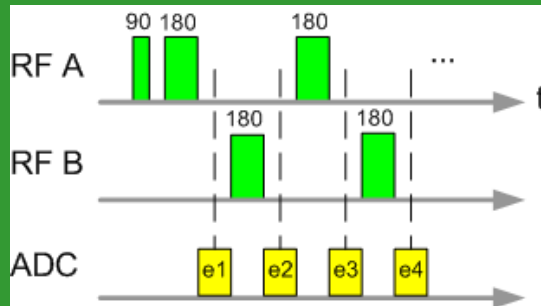
- Obrazowanie ludzi – grubość warstwy 0.5 – 3mm, pixel 0.5x0.5 do 3x3mm w systemach 1.5T i 3T, spektroskopia lokalna 5x5x5mm, gradienty $\sim 20 - 60$ mT/m
- Mikroobrazowanie – zwierzęta w systemach 9.4 T – b. duże gradienty do 1 T/m, grubość warstwy 50 μm , piksel 50x50 μm

Obrazowanie bezgradientowe Transmit Array Spatial Encoding (TRASE)

- Do uzyskania rezonansu potrzebujemy stałego pola B_0 i zmiennego pola $B_1(\omega t)$
- **Obrazowanie „klasyczne”:**
 - rozróżnienie sygnałów z różnych lokalizacji dzięki wprowadzeniu gradientów stałego pola B_0
- **Obrazowanie bezgradientowe:**
 - rozróżnienie sygnałów z różnych lokalizacji dzięki uzyskaniu zależności fazy pola $B_1(\omega t)$ od położenia poprzez odpowiednią konstrukcję cewki

Obrazowanie bezgradientowe Transmit Array Spatial Encoding (TRASE)

1D Encoding



$$M_{x'y'}(\mathbf{r}) \xrightarrow{180_{\phi(\mathbf{r})}} M_{xy}(\mathbf{r}) e^{-i\phi(\mathbf{r})}$$

J.C. Sharp et al., NMR in Biomed.
26(2013) 1602–1607

$$\Delta\phi = 2(G_1^B - G_1^A) \cdot \mathbf{r} = -(\gamma\Delta t)G_0 \cdot \mathbf{r}$$

B_1 phase gradient

B_0 gradient

Parameter	Value
-----------	-------

Phase Gradient	
----------------	--

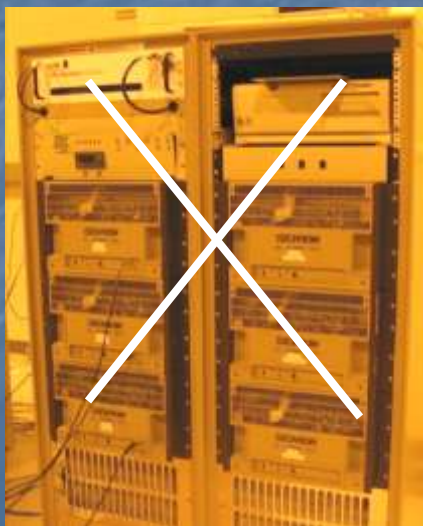
NE	
----	--

Pixel size, Δx	
------------------------	--

	1.7mm
--	-------

Na podstawie materiałów udostępnionych przez Prof. B. Tomanka

Zalety: - więcej miejsca w magnesie
- eliminacja zasilaczy gradientów
- brak hałasu (terkotanie)



Na podstawie materiałów udostępnionych przez prof. B. Tomanka

Pierwsze obrazy uzyskane technika bezgradientową



FIG.3A RF Wrist/Hand: NE=128; echo spacing 1.1ms; TR=500ms; partitions=8, width=7.5mm

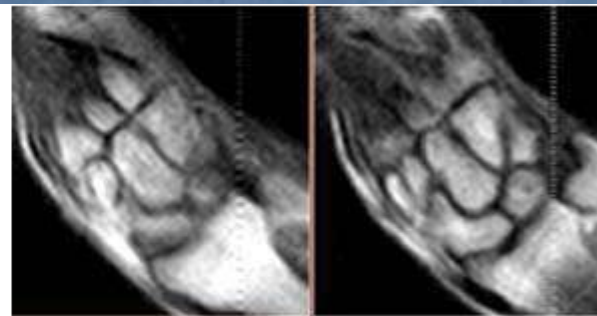


FIG.3B RF Wrist: NE=200; TR=500ms; partitions=8, width=5mm

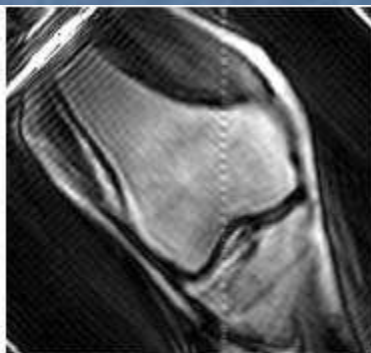


FIG 4. In vivo knee.
NE=128, partitions=16,
width= 6.25mm

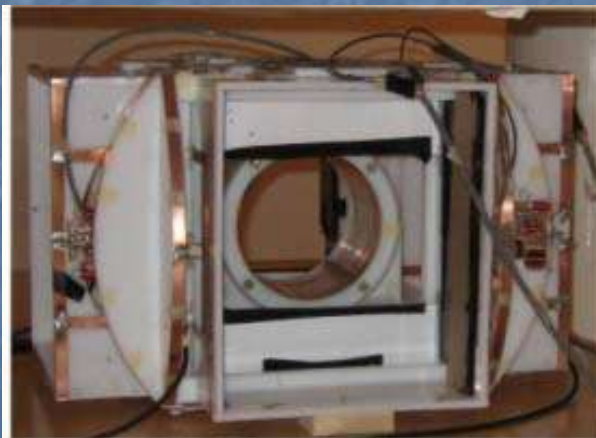


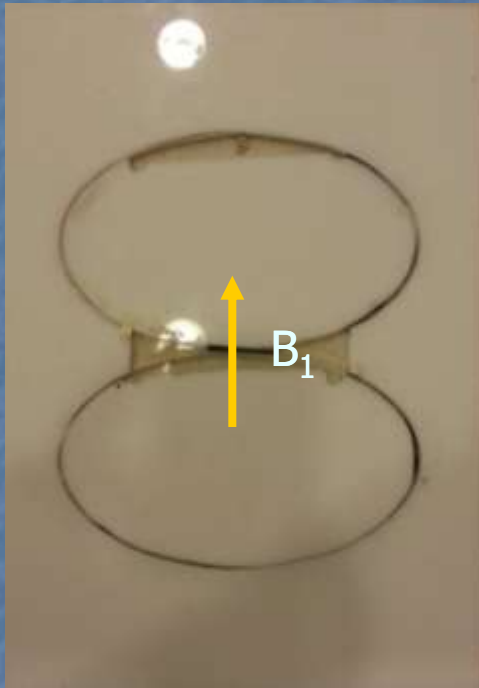
FIG 1. 2-axis RF phase gradient coil array

Małe pola 0.2 -0.6 T

- Źródło pola – magnesy stałe
- Zastosowanie – obrazowanie kończyn,
- Obrazowanie zwierząt (tzw. systemy otwarte)
- Minimalizowanie ciężaru – magnesy typu Halbacha

Cewki z wysoko-temperaturowych nadprzewodników (HTC)

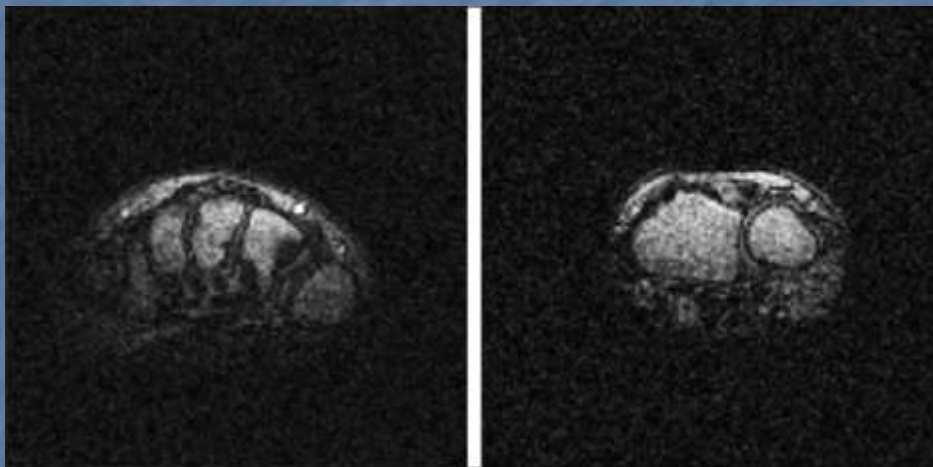
- Poprawa stosunku sygnał/szum istotna dla systemów w niskich polach magnetycznych



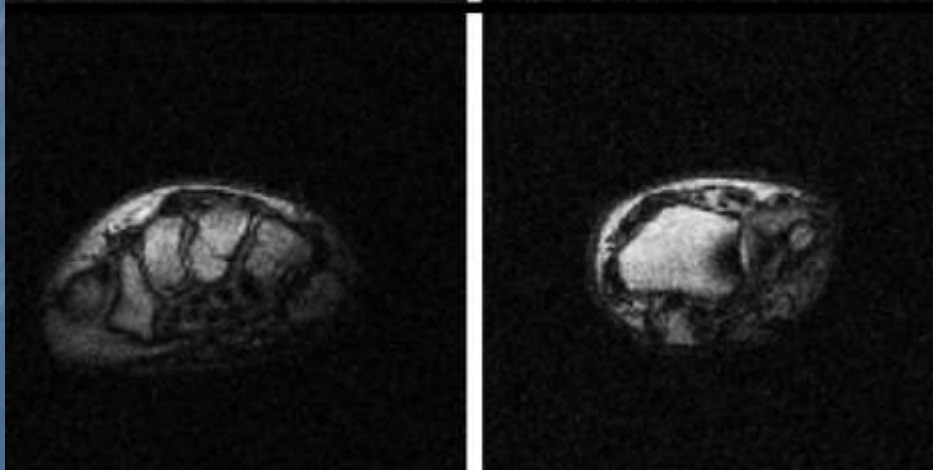
B. Proniewski,
Praca doktorska
AGH 2015

Obrazy nadgarstka z cewki WTN (HTC)

Cewka
klasyczna



Cewka
Z WTN



System Cirrus 0.2 T
poprawa SNR
 $\sim 2,1$

B. Proniewski,
Praca doktorska
AGH 2015

Systemy niskopolowe

Firma ESAOTE oferuje małe systemy O-scan
do obrazowania ortopedycznego

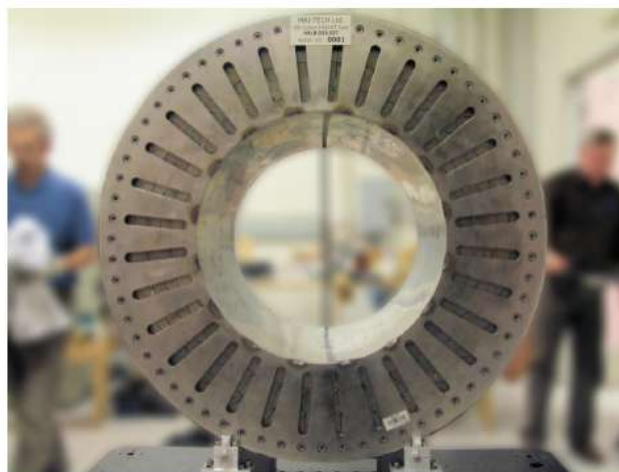
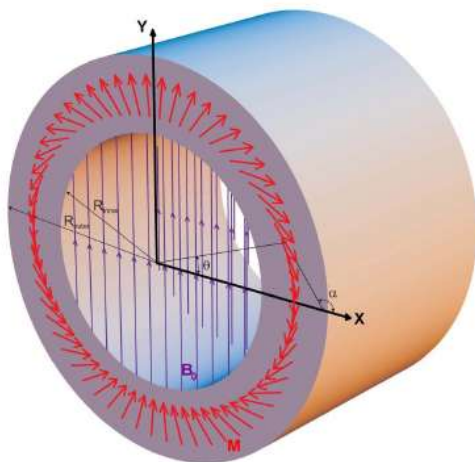


Magnesy Halbacha – małe pola

Firma MRI-TECH z Krakowa zbudowała dużo-gabarytowy
Magnes Halbacha

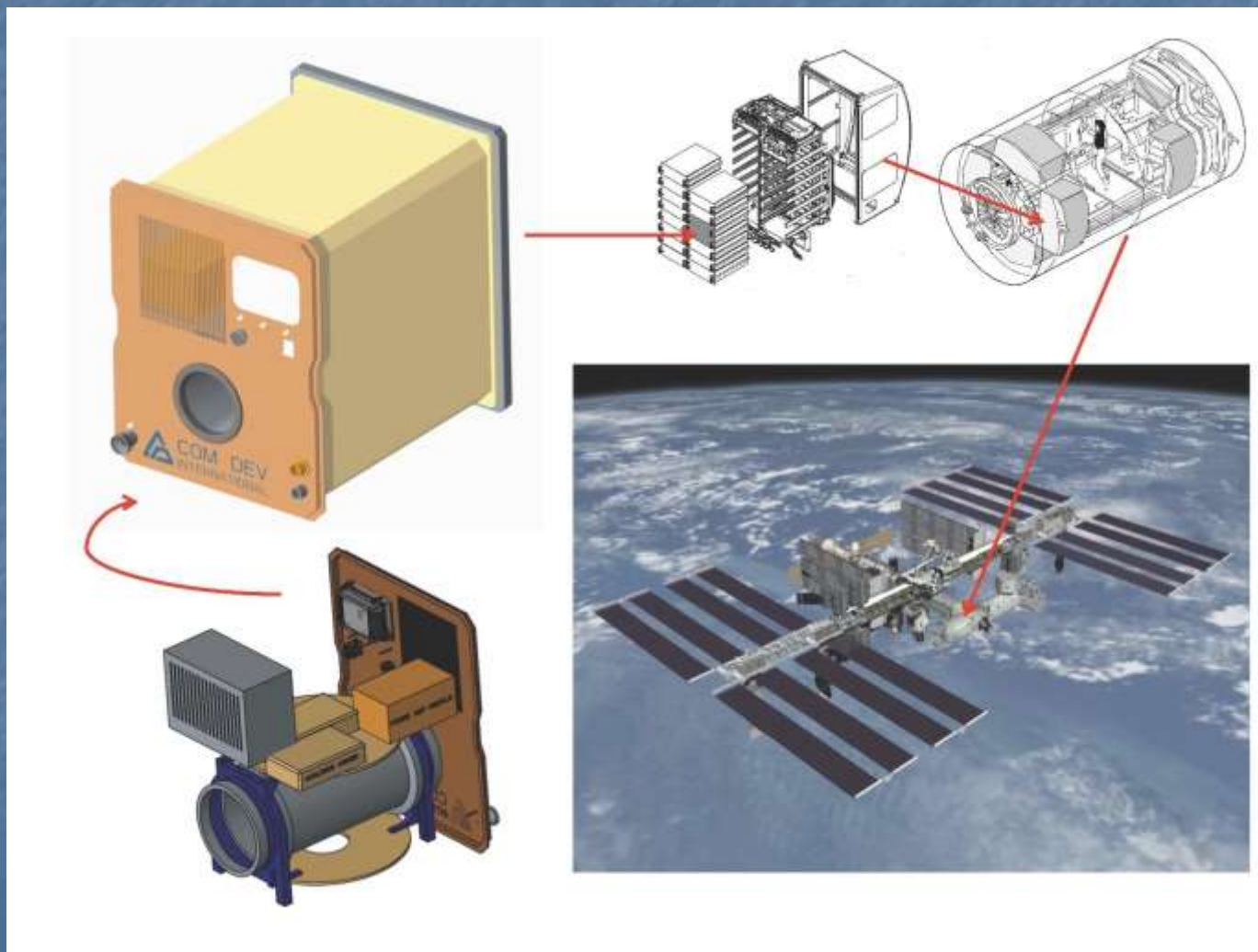


Magnes Halbacha



W nieskończenie długim magnesie
pole jest idealnie jednorodne!

Projekt systemu obrazowania kończyn do stacji orbitalnej firmy MRI-TECH



Na podstawie materiałów udostępnionych przez dr K. Turka

Projekt systemu obrazowania całego ciała do stacji orbitalnej firmy MRI-TECH



Wizja skanera MRI do całego ciała



Silne pola magnetyczne

- Systemy obrazowania z polem 1.5 T obecnie najpopularniejsze w diagnostyce medycznej
- Systemy obrazowania z polem 3 T coraz szerzej stosowane
- Systemy 7 T – do badań naukowych ludzi (Siemens, GE) – zastosowanie i problemy
- 9.4 T – do badań naukowych małych zwierząt (Bruker)

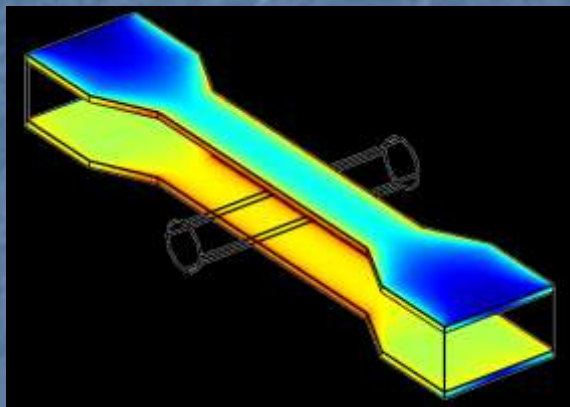
Obrazowanie w silnych polach magnetycznych – możliwości i ograniczenia

- Wzrost czułości $\sim B$
- Wzrost rozdzielczości i/lub skrócenie czasu pomiaru w metodach obrazowych
 - Wzrost rozdzielczości czasowej w obserwacji procesów dynamicznych
 - Wzrost rozdzielczości widm i skrócenie czasu ich akwizycji w spektroskopii zlokalizowanej MR
- Problemy z ...
 - Wzrost kosztów technologii
 - Niejednorodność pola B_0
 - Niejednorodność pola B_1
 - Problemy ze strojeniem cewek
 - Bezpieczeństwo – wpływ silnych pól na człowieka

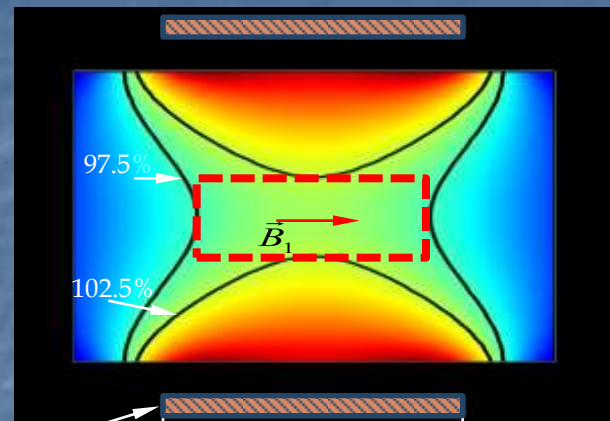


Obrazowanie w skali „mikro”

IFJ PAN w Krakowie

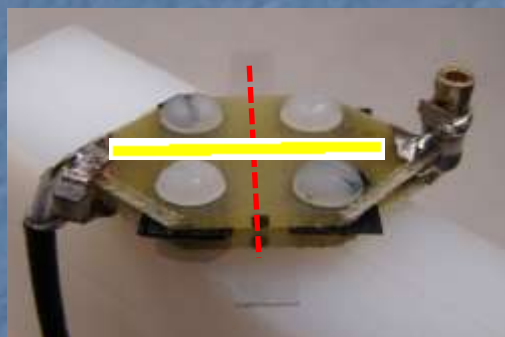


B_{1x} [T]

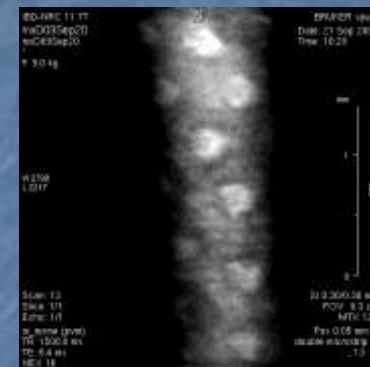
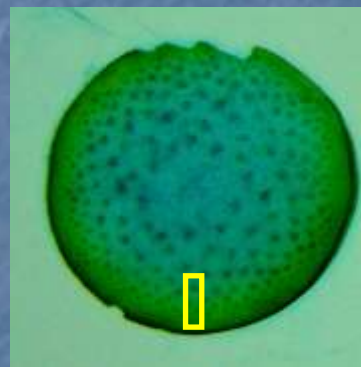


Przekrój
mikropaska

szerokość mikropaska ($W=500\mu\text{m}$)



Mikrocewka paskowa



Obraz szparaga (*Asparagus officinalis*)
SE TE/TR 6.4/1500ms, FOV 3mm, MTX
128x128, rozdzielczość 24x24x300 μm .

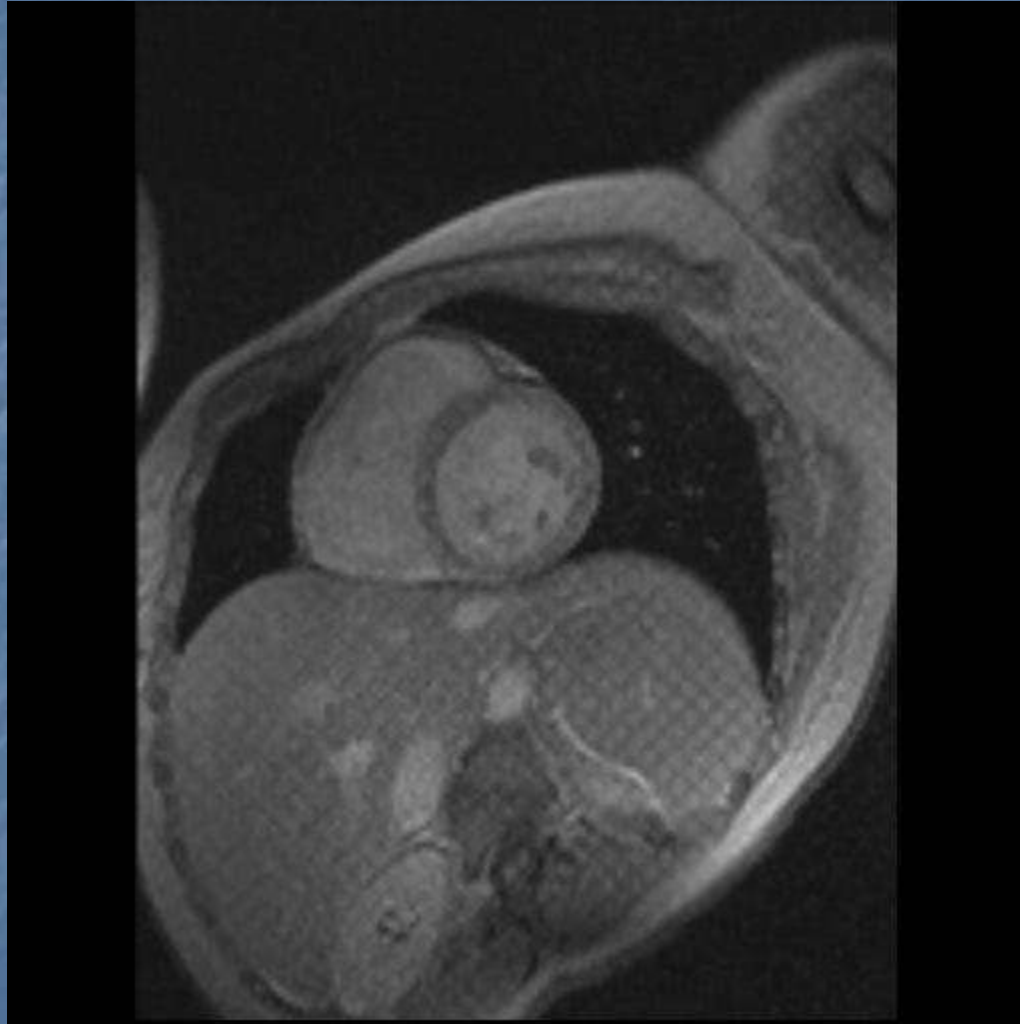
K. Jasinski, A. Młynarczyk, P. Latta, V. Volotovskyy, W. P. Węglarz, B. Tomanek, *Magn. Reson. Imag.*, **30**(1), 2012

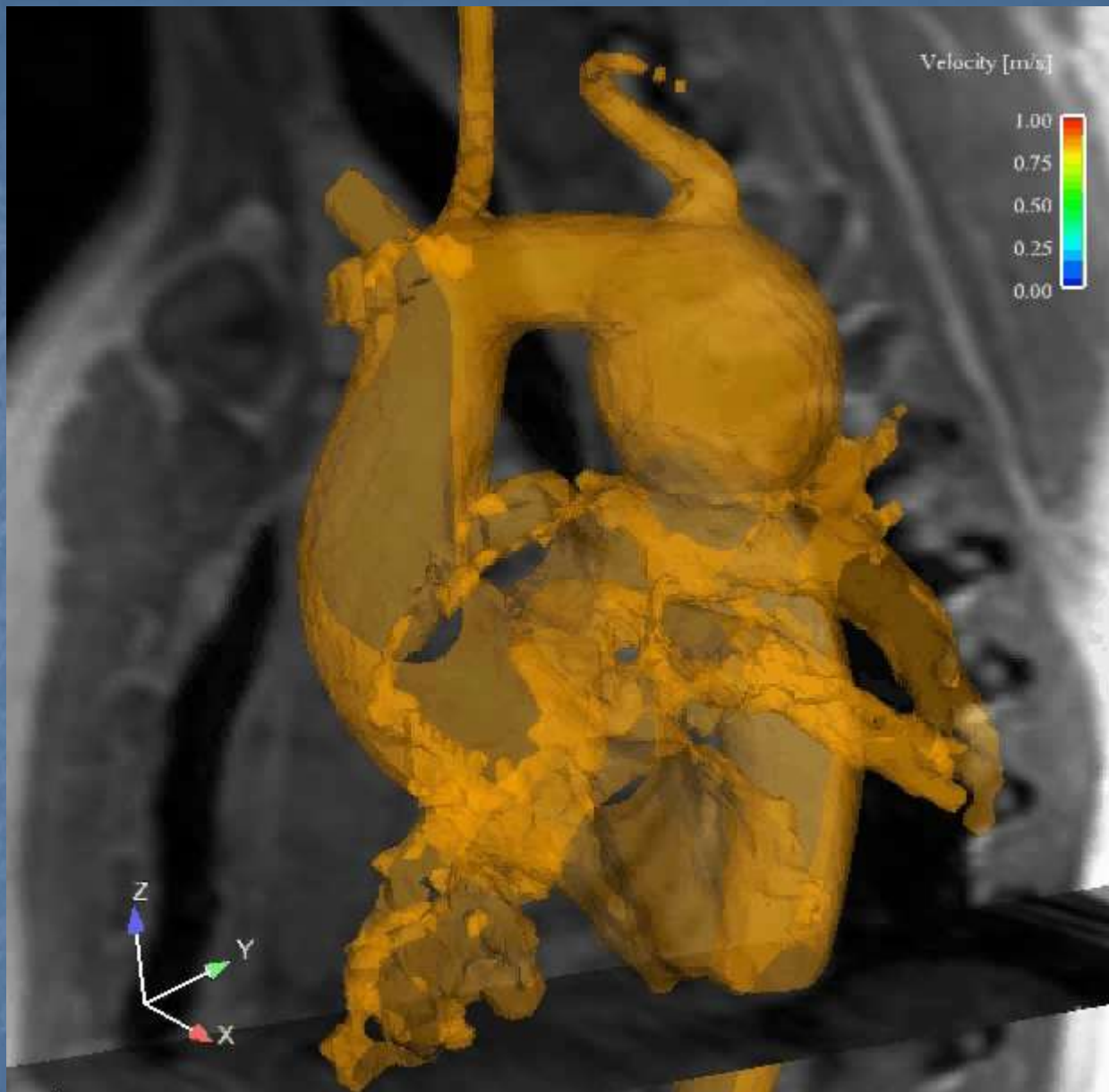
Na podstawie materiałów udostępnionych przez dr hab. W. Węglarza

Obrazowanie Kardiologiczne

- Rozdzielczość czasowa $< 50\text{ms}$
- Konieczna synchronizacja:
 - bramkowanie - wybór dogodnego przedziału czasu na akwizycję
 - trygerowanie – akwizycja sterowana np. przez EKG
 - analiza rejestrowanych plasterków - monitorowanie oddychania i EKG tak aby wybrać tylko te akwizycje, które odpowiadają tej samej pozycji serca.

Badanie czynnościowe serca - tagging





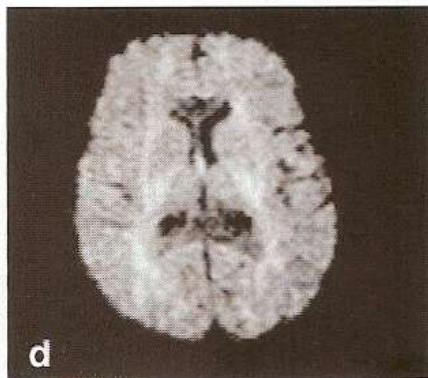
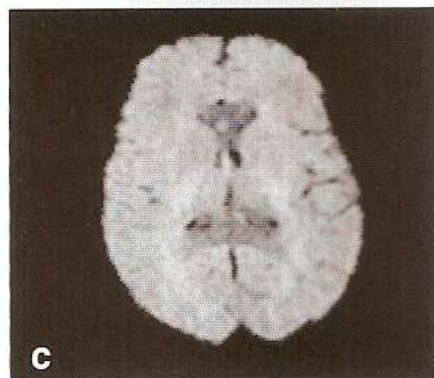
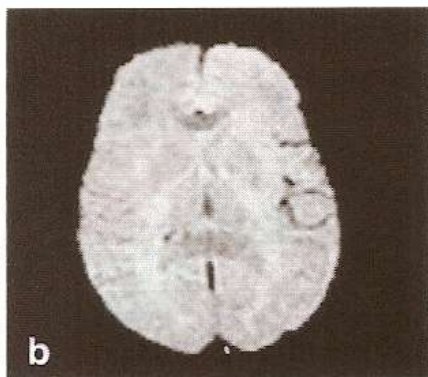
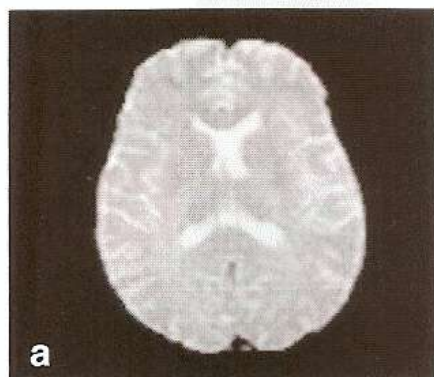
Przepływ Krwi

M. Markl, Departments of Radiology & Biomedical Engineering
Northwestern University, Chicago, IL, USA

Obrazowanie dyfuzyjne

Bez dyfuzji

$b = 600 \text{ s/mm}^2$



$b = 900 \text{ s/mm}^2$

$b = 1200 \text{ s/mm}^2$

Obrazowanie dyfuzyjne wykorzystuje zjawisko dyfuzji molekuł wody w tkance. We włóknach nerwowych dyfuzja wzdłuż jest większa niż w poprzek włókna. Wyróżnia się tutaj następujące techniki:

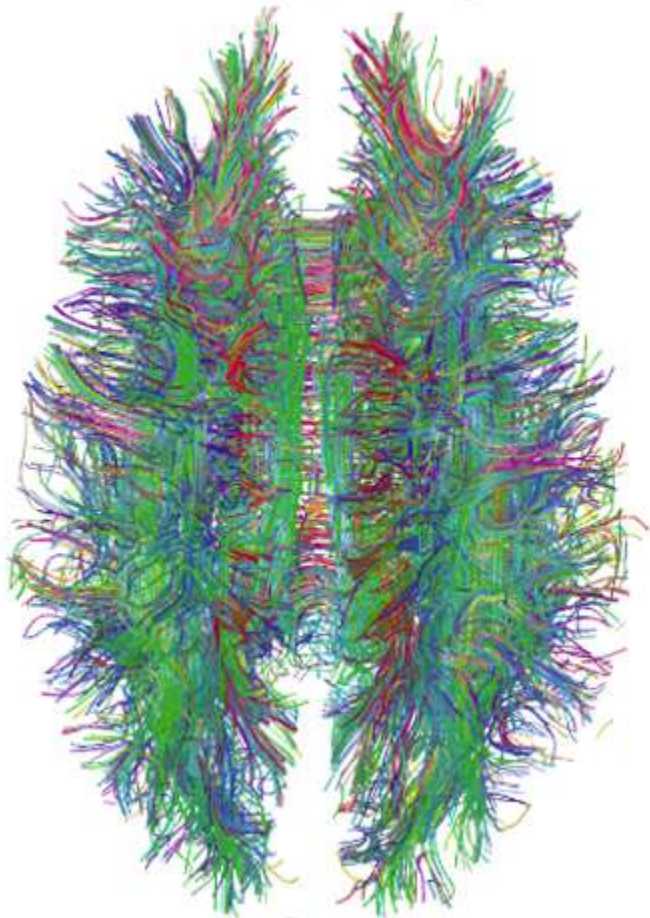
obrazowanie tensora dyfuzji
(*ang. DTI – diffusion tensor imaging*),
które może być zastosowane do obrazowania istoty białej,

obrazowanie zależne od dyfuzji
(*ang. DWI – diffusion-weighted imaging*),
które wykorzystuje się w obrazowaniu np. udarów mózgu.

Możliwość wykorzystania w obrazowaniu Funkcjonalnym.

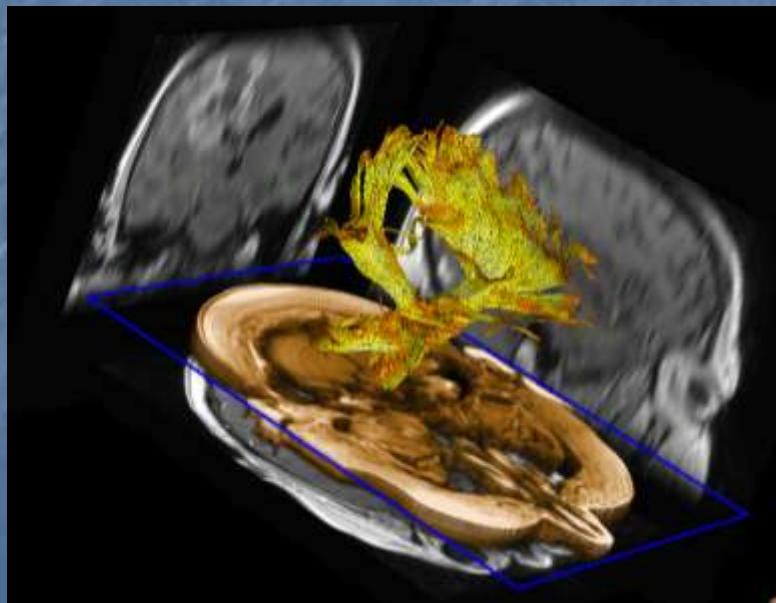
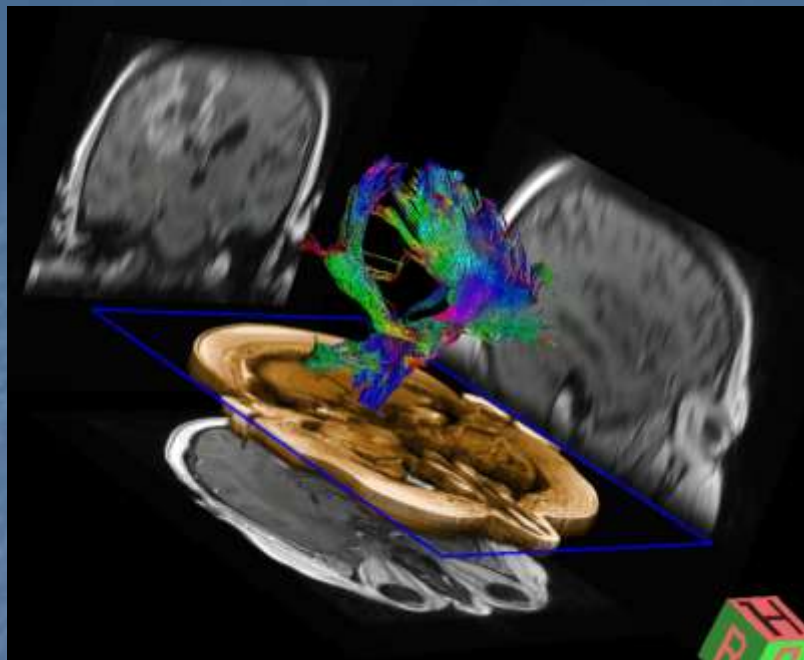
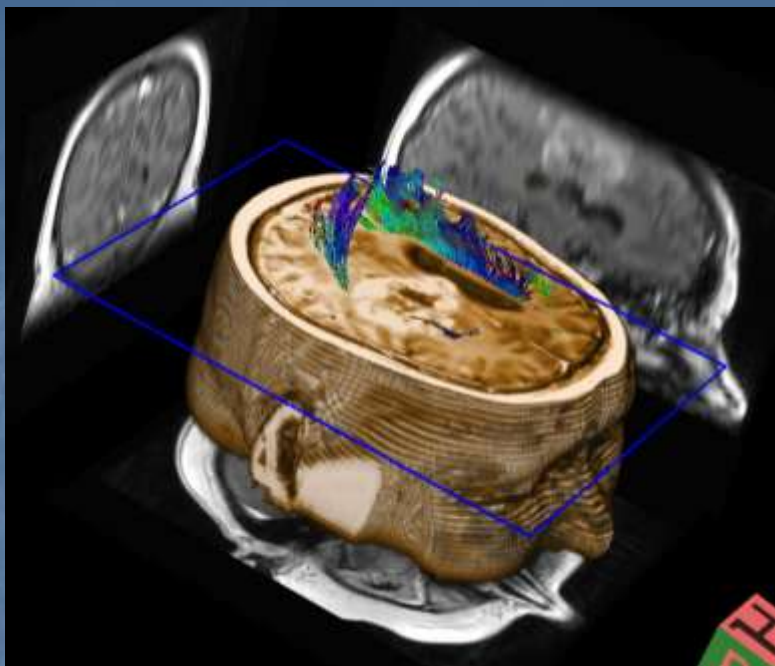
Rozwijane w grupie
Dr A. Krzyżaka AGH

Traktografia



Dane potrzebne do stworzenia obrazu przestrzennego ułożenia włókien nerwowych w układzie nerwowym uzyskuje się przy pomocy techniki obrazowania tensora dyfuzji.

Wykorzystuje się różnice współczynnika dyfuzji wody Wzdłuż i prostopadle do aksonów – włókien nerwowych



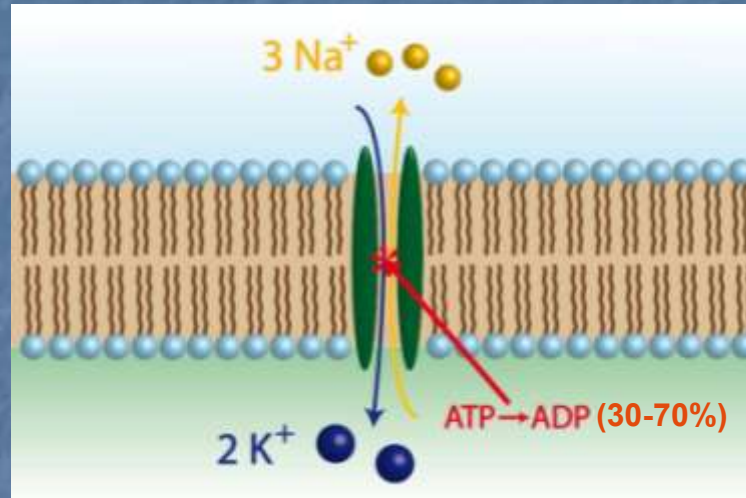
Obrazowanie na ^{23}Na

- Zalety obrazowania na sodzie:
- Procesy patologiczne zmieniają zawartość jonów sodu w komórkach
- koncentracja ^{23}Na koreluje z żywotnością tkanek.

$$I = 3/2, \nu = 11.2618 \text{ MHz/T}$$

- niski sygnał *in vivo*
10 000 – 50 000 razy mniejszy niż sygnał ^1H
- Krótkie czasy relaksacji
mózg: $T_{2f}^* \approx 4 \text{ ms}$,
 $T_{2s}^* \approx 30 \text{ ms}$, $T_1 \approx 30 \text{ ms}$

Na podstawie materiałów
udostępnionych przez
Prof. L. Schad'a



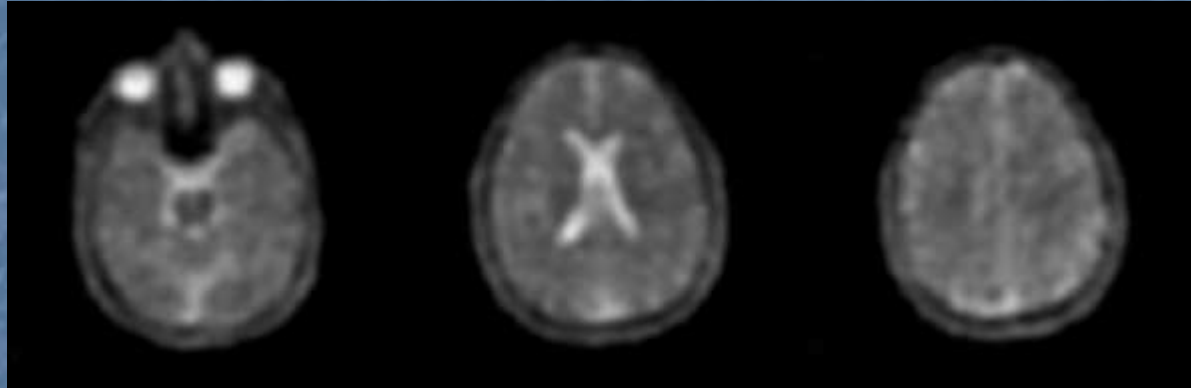
		^1H
relative sensitivity		1
$S \propto c \cdot \gamma^3 \cdot I \cdot (I+1)$		
<i>in-vivo</i> concentration [M]		111
<i>in-vivo</i> sensitivity		1
signal deficit	22 000	0

Chalifa Tower, Duba

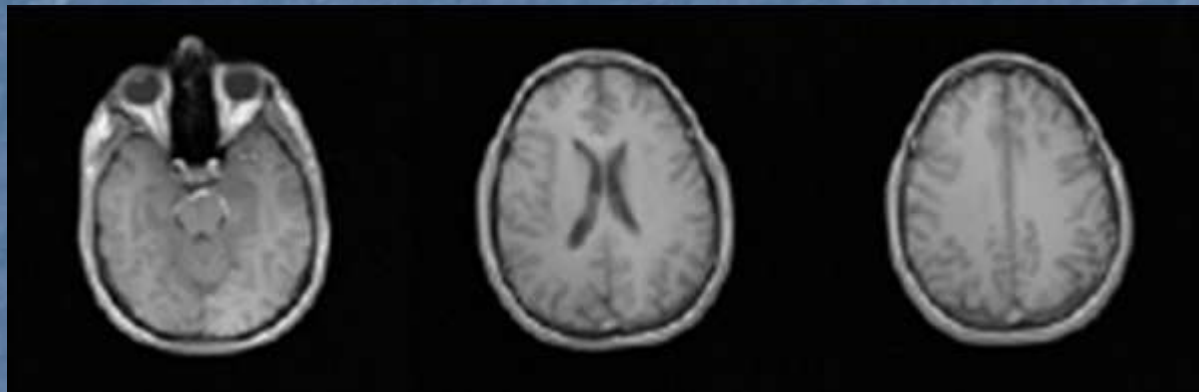


Obrazowanie MR na ^{23}Na

^{23}Na



^1H



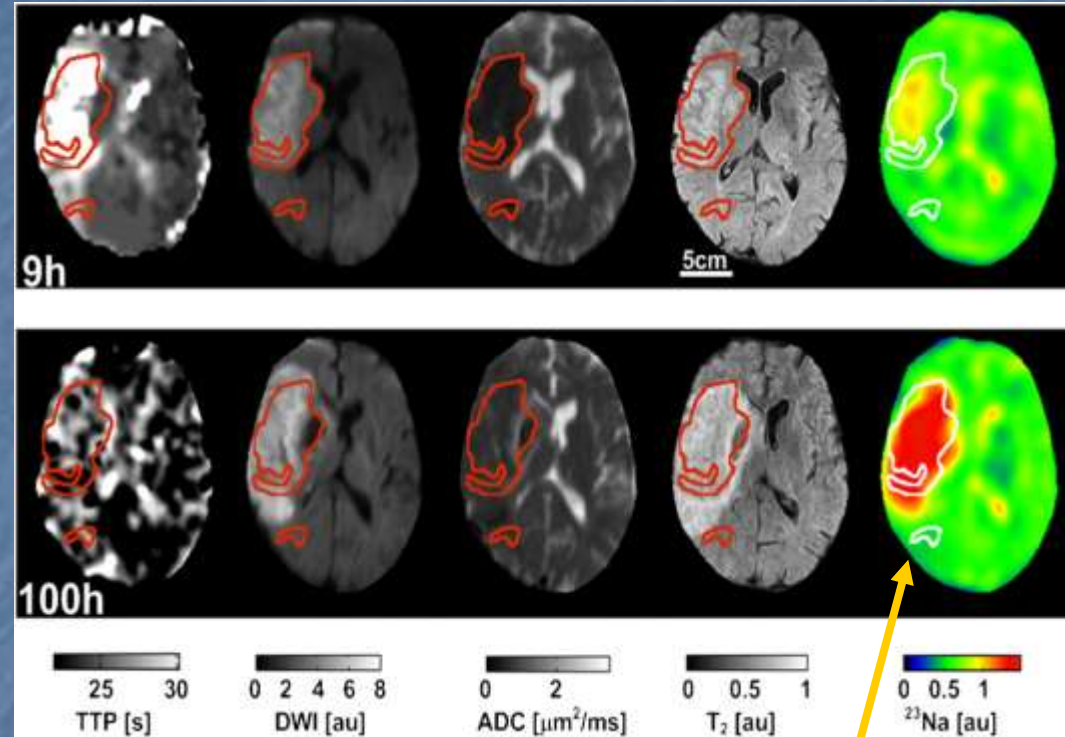
- Obrazy mózgu człowieka wykonane technikami echa gradientowego w polu 3T

Udar mózgu: ^{23}Na 3.0 Tesla

- problem: measuring time ("time is brain")
- solution: double-resonant $^1\text{H}/^{23}\text{Na}$ quadrature head coil and 3D DA-RAD sequence
- ^{23}Na : TE/TR=0.4/100ms, $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$, 10min
- ^1H : diffusion (no parallel imaging possible)
- ^1H : T2-weighted with TIRM (in acute stroke)
- ^1H : 3T images quality comparable with 1.5T
- complete protocol < 25 minutes



$^1\text{H}/^{23}\text{Na}$ head coil for human imaging at 3 Tesla (Rapid, Würzburg).



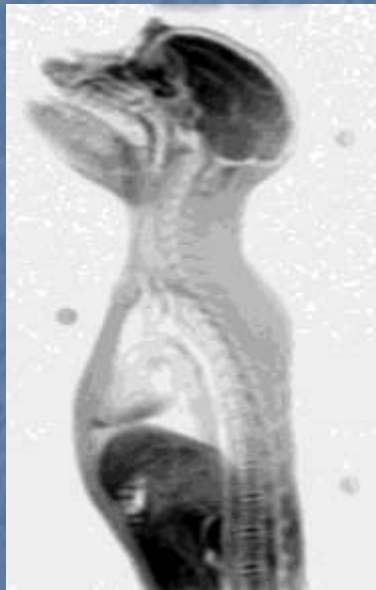
Obrazy dyfuzyjne

Obraz na sodzie

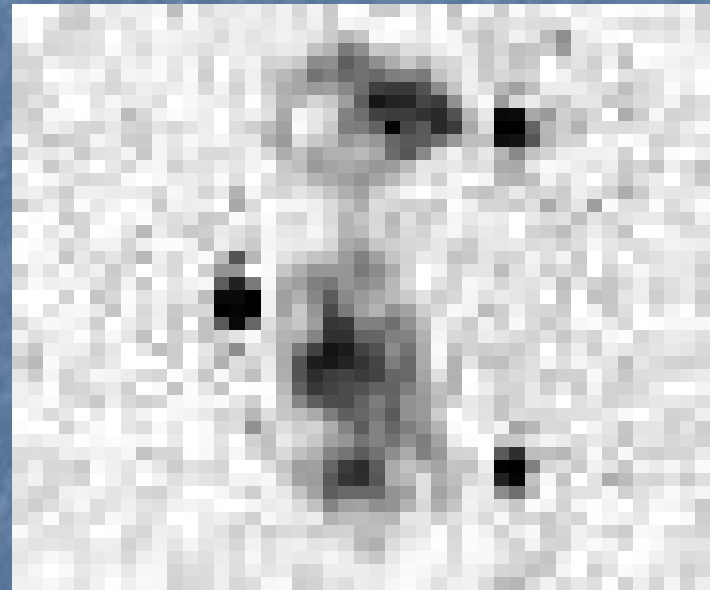
TTP - thrombotic thrombocytopenic purpura
(zakrzepowa plamica małopłytkowa)

Obrazowanie MR na ^{17}O

Abundancja: $3,7 \times 10^{-2}$, $I = 5/2$, $\nu = 5,772 \text{ MHz/T}$

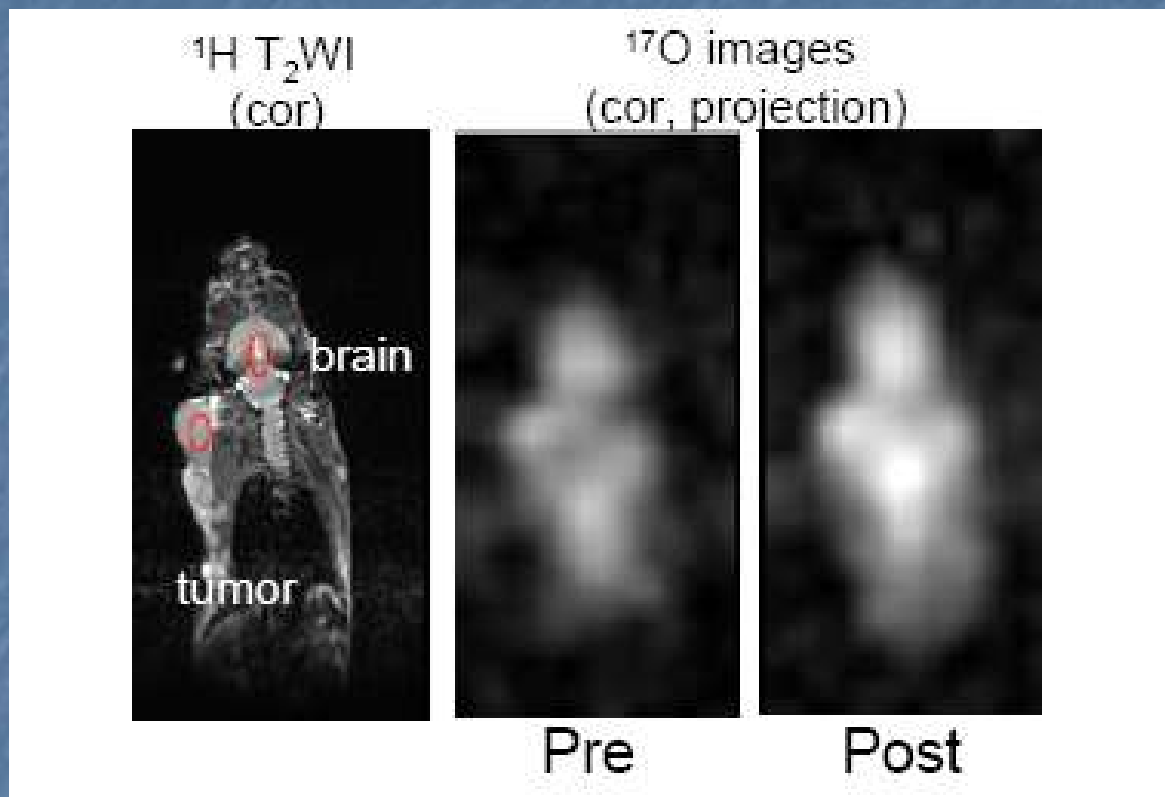


Rhesus Monkey
 ^1H MRI sagittal image



Rhesus Monkey
 ^{17}O MRI natural abundance sagittal image

Obrazowanie MR na ^{17}O



Obrazy ^{17}O myszy z nowotworem
przed i po inhalacji 50% $^{17}\text{O}_2$.
BUKER BioSpec 70/20 USR,
Akwizycja 5 min

The ^{17}O imaging for regional oxygen consumption rate in tumor bearing mice at 7T

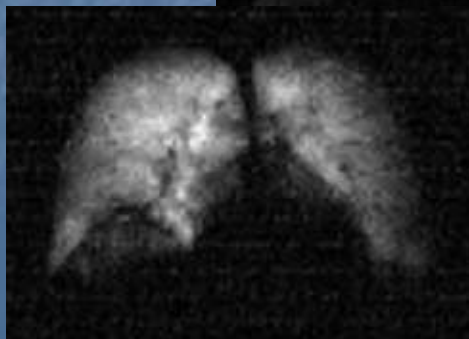
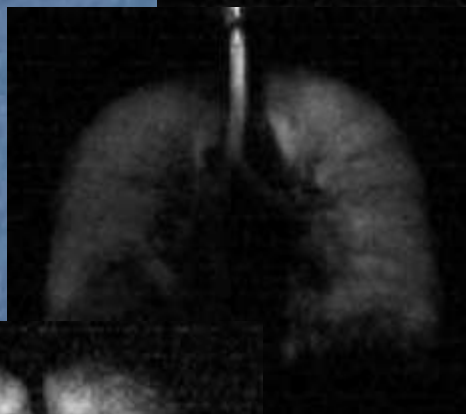
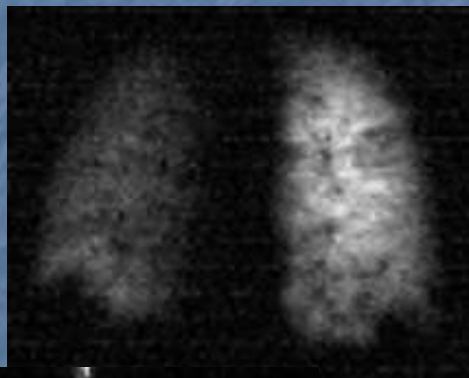
M. Narazaki¹, Y. Kanazawa², H. Ikehira², and T. Matsuda¹

Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 18 (2010)

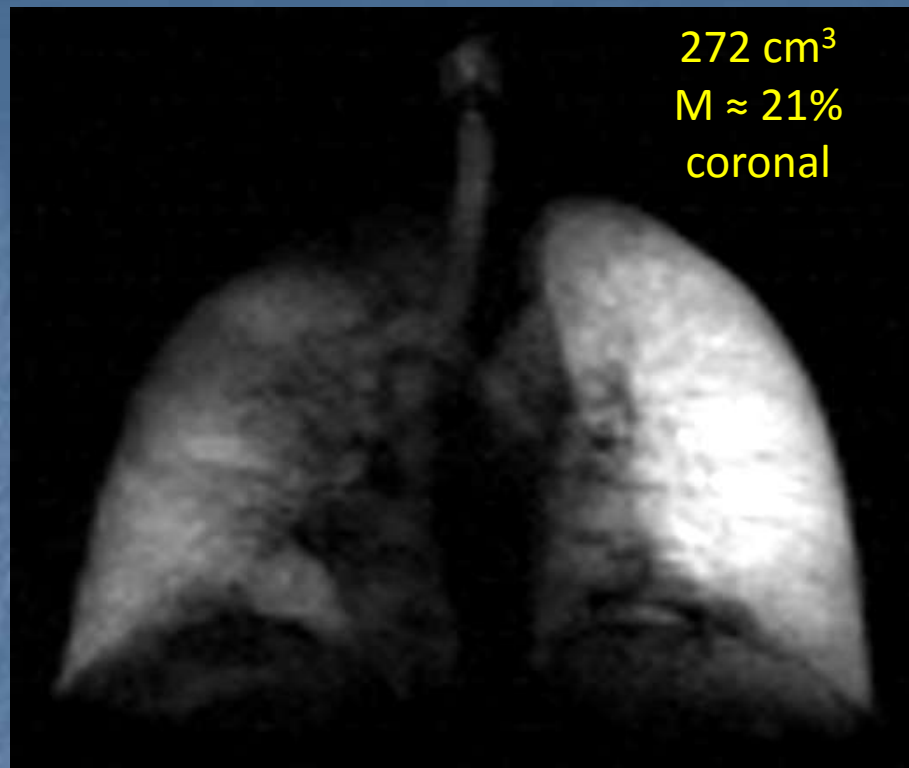
Obrazowanie na superspolaryzowanych gazach

- Dzięki superpolaryzacji uzyskuje się dużo większą intensywność sygnału nawet dla bardzo małych gęstości - gazów
- Do superpolaryzacji nadają się ^3He i ^{129}Xe
- Dotychczas stosowano ^3He (abundancja: $1,34 \times 10^{-4}\%$, $I = 1/2$, $\nu = 32,43 \text{ MHz/T}$)
- Z uwagi na koszt aktualnie rozwijane są badania nad polaryzacją i zastosowaniem ksenonu (abundancja: $26,44\%$ $I = 1/2$, $\nu = 11,766 \text{ MHz/T}$)

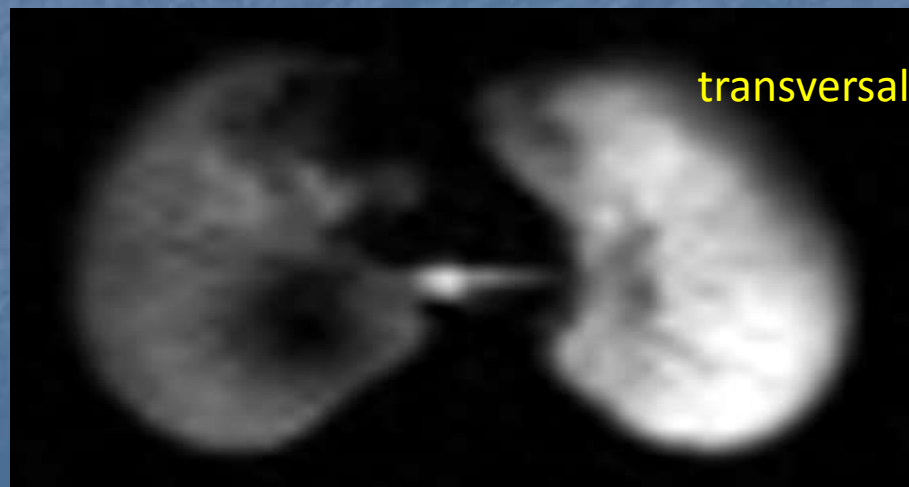
Obrazy uzyskane
przez zespół prof. T. Dohnalika
w szpitalu JP II Kraków
(sekw. FLASH)
dla ^3He wypełniającego płuca



285 cm³
M \approx 32%



272 cm³
M \approx 21%
coronal



transversal

Obrazowanie na ^{129}Xe

Abundancja: 26,44% $I = \frac{1}{2}$, $\nu = 11,766 \text{ MHz/T}$

- anestetyk
- 2,76 krotnie mniejszy SNR niż dla ^3He
- krótki czas relaksacji (do około 4 godzin przy ciśnieniu 1 bar)

Przesunięcie chemiczne we krwi $\sim 200 \text{ ppm}$ umożliwia badanie:

- grubości ścianek pęcherzyków płucnych
- perfuzji
- czasu dyfuzji w naczyniach włoskowatych
- czasu transportu krwi w regionie wymiany gazowej
- relatywnie niska cena
- dostępność
- „łatwa” kriogenika w ciekłym azocie

Projekt rozpoczęty przez grupę prof. T. Dochnalika

System obrazowania śród-operacyjnego



Intraoperative MR System, Klinika Uniwersytecka Calgary, Kanada

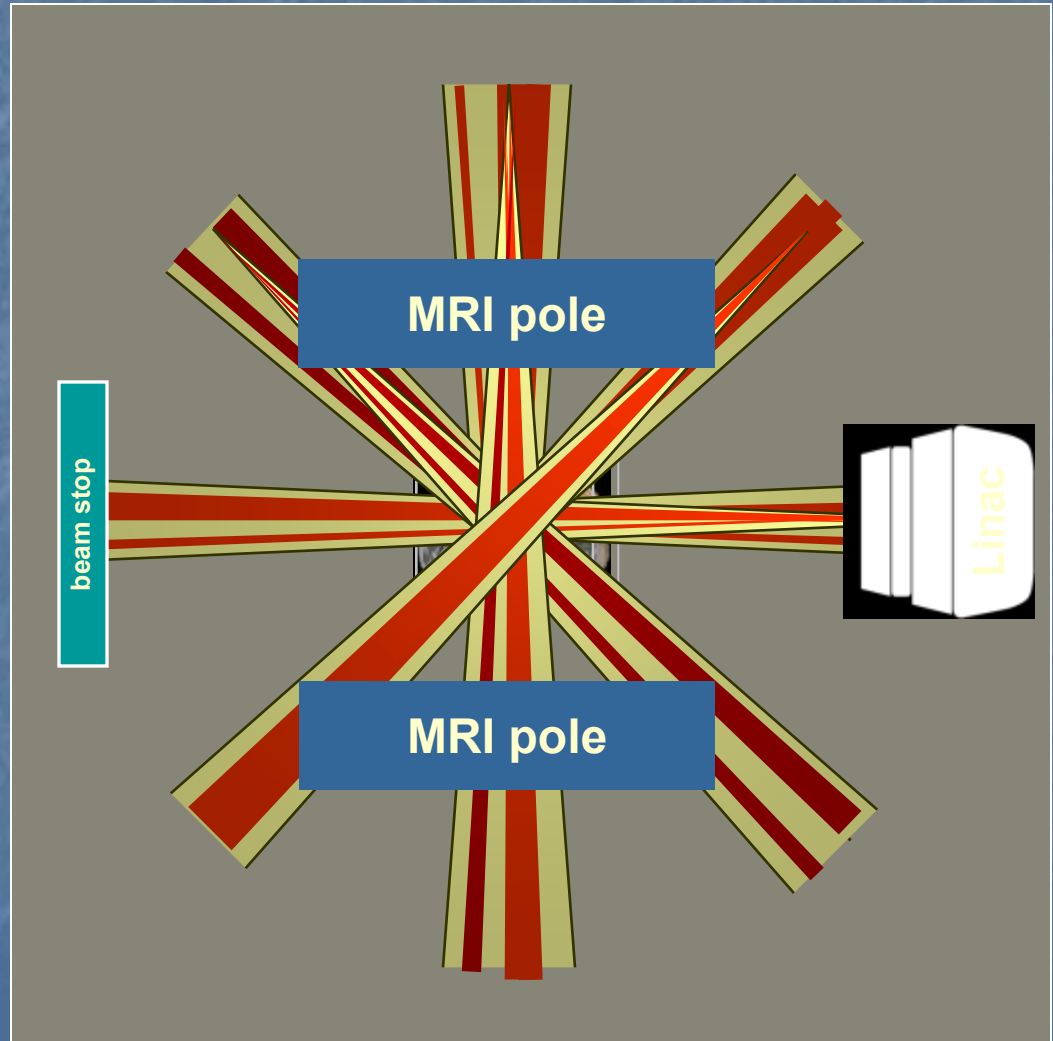
Hybrydy i wspomaganie innych technik

- Hybryda MRI-PET firmy Siemens
- Lokalizator in situ w terapii hadronowej
- Biopsje piersi i prostaty z kontrolą MRI

Biograph mMR system PET/MRI firmy Siemens



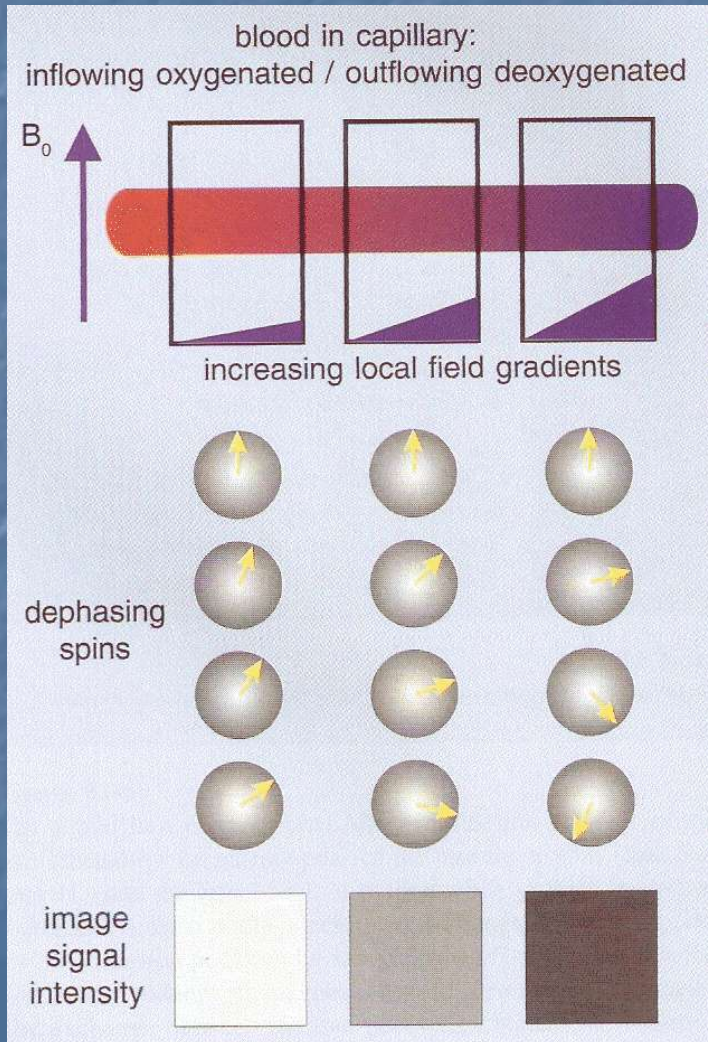
Radioterapia wspomagana przez OMR (Linac+MRI)



A photograph of a man in a white lab coat standing next to a medical device in a clinical setting. The device is a large, white, cylindrical machine with a circular opening, likely a CT scanner. The man is standing to the right of the machine, looking towards the camera. The background shows a clinical room with various medical equipment and a blue wall. The text "Dziękuję za uwagę" is overlaid on the image in a white, cursive font.

Dziękuję za uwagę

Obrazowanie funkcjonalne (fMRI)



Technika kontrastowania **BOLD** jest stosowana do otrzymania jaśniejszego obrazu miejsc w mózgu do których dociera krew zawierająca dużo tlenu.

Są to miejsca zwiększonej aktywności – „pracy mózgu”

Nie mierzy się więc bezpośrednio aktywności mózgu lecz związane z aktywnością zmiany chemodynamiczne.

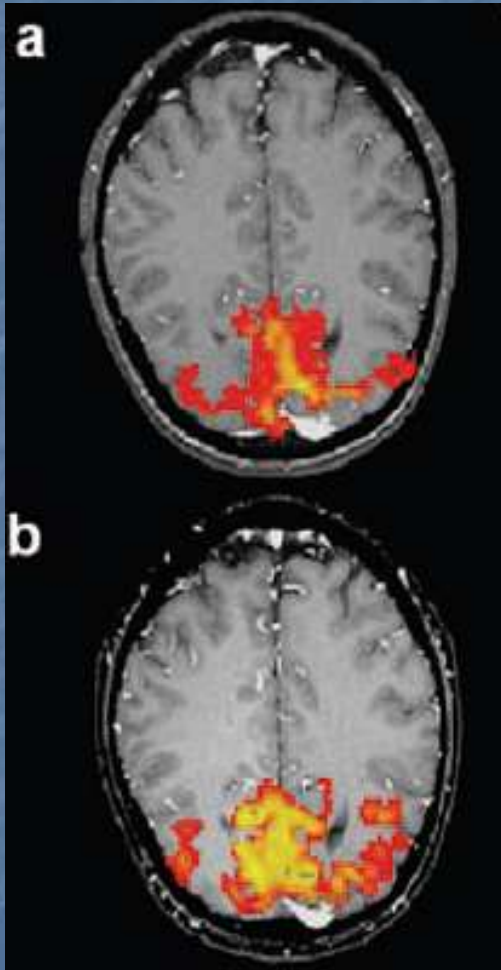
Rozdzielczość przestrzenna $\sim 3\text{-}4\text{mm}$

Rozdzielczość czasowa ograniczona przez odpowiedź chemodynamiczną

– rzędu kilku sekund

Obrazowanie funkcjonalne mózgu

1.5 T



- Wykorzystanie efektu BOLD pozwala obserwować aktywację obszarów mózgu przy różnych stymulacjach.

Stymulacja wzrokowa

Rozwijane w grupie
prof. T. Marka UJ

Obrazowanie funkcjonalne

