

# Modyfikacja i doskonalenie metodyki wyznaczania wektorowego pola prędkości przepływającego płynu w oparciu o metodę anemometrii obrazowej za pomocą ultradźwięków.

mgr inż. Wit STRYCNIEWICZ

Kierownik naukowy

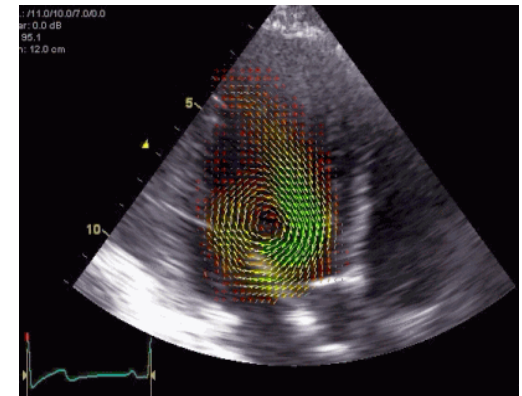
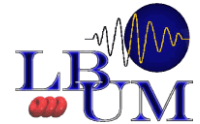
prof. dr hab. inż. Andrzej PANAS

# Plan wystąpienia

- Wprowadzenie - EchoPIV
- Przedstawienia propozycji modyfikacji
- Część doświadczalna
- Podsumowanie

# Geneza i Motywacja

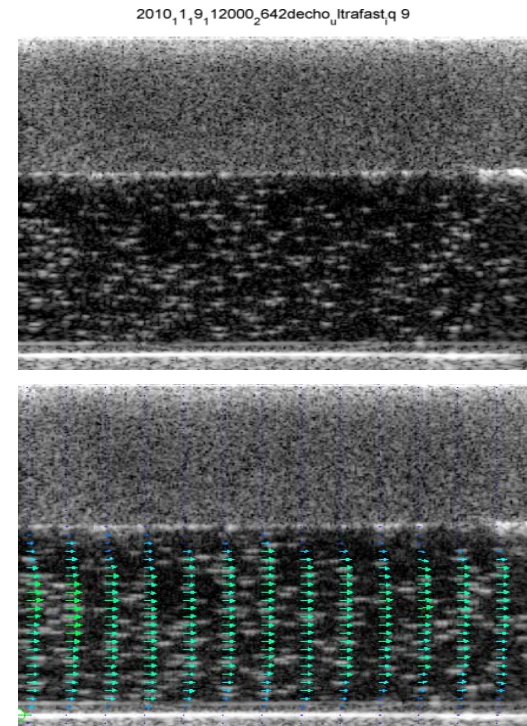
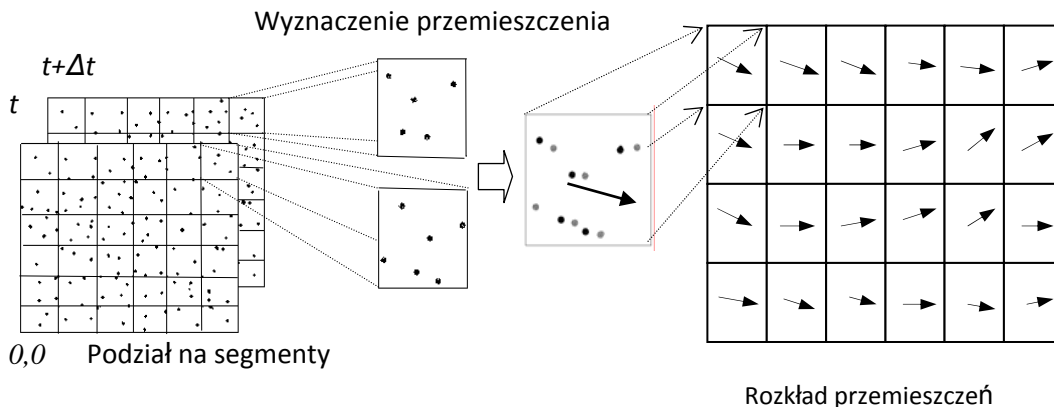
- Staż w Laboratorium Bioreologii i Ultrasonografii Medycznej w Montrealu
- Jednostka Badawcza Biomechaniki oraz Obrazowania w Kardiologii pod kierownictwem prof. nadzw. dr inż. Damien Garcia
- Głównym celem realizowanych projektów jest rozwój nowych nieinwazyjnych metod i wskaźników mogących znaleźć zastosowanie w diagnostyce medycznej przy wykorzystaniu aktualnie użytkowanej aparatury.
- Projekt: Opracowanie nowej metodyki analizy przepływu w naczyniach krwionośnych w oparciu o metodę EchoPIV.



# Metoda

EchoPIV - połączenie obrazowania ultrasonograficznego z metodyką cyfrowej anemometrii obrazowej (DPIV) pozwala na opracowanie metodyki wyznaczania dwuwymiarowego wektorowego pola prędkości dla przepływów nieprzeźroczystych optycznie jak przepływ krwi w naczyniach krwionośnych. [1]

Anemometria obrazowa (ang. Particle Image Velocimetry) jest metodą do wyznaczania przemieszczeń układów poruszających się cząstek. Jest ona używana głównie do wyznaczania prędkości przepływu.



[1] Development and validation of echo PIV. Kim et al. 2004 Exp Fluids 36:455-462

# EchoPIV

	Color Doppler	EchoPIV
Wektorowe pole prędkości	Nie     “-”	Tak     “+”
Środek kontrastujący	Nie     “+”	Tak/[4]     “-”
Zależność od kąta	Tak     “-”	Nie     “+”
Zastosowanie kliniczne	Tak     “+”	Rozwój

## Walidacja metody:

- In vitro: [1] – zastosowanie algorytmów PIV dla obrazów prezentacji B w trybie obrazowania harmonicznego. Przepływ znacznikowany został za pomocą środka kontrastującego. [2] – szeroka kontrola nad parametrami akwizycji za pomocą specjalnie opracowanego układu.
- In vivo: Tętnica szyjna [3], Powierzchniowa żyła człowieka [4], Serce świni [5]

[2] Development of a custom-designed echo particle image velocimetry system for multi-component hemodynamic measurements: system characterization Liu L, Zheng H, Williams L, Zhang F, Wang R, Hertzberg J, Shandas R (2008)

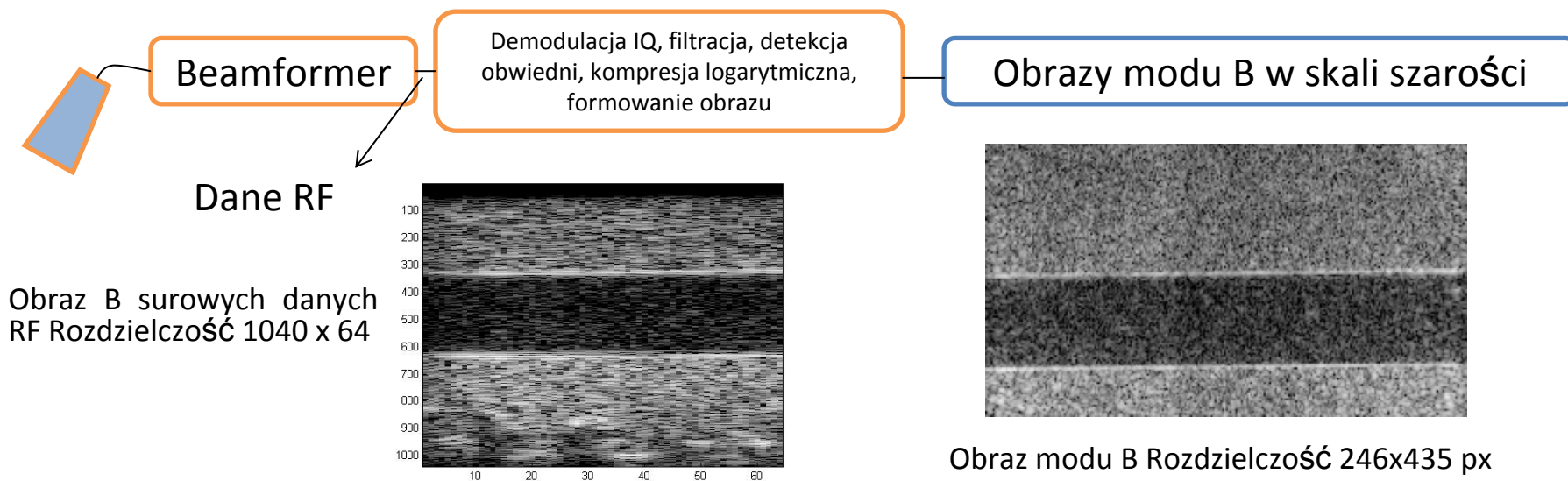
[3] *In Vitro* and preliminary *In Vivo* validation of echo Particle Image Velocimetry in Cartoid vascular imaging, Zhang 2010, Ultrasound in Med. & Biol.

[4] Velocity field measurements of valvular blood flow in a human superficial vein using high-frequency ultrasound speckle image velocimetry, Kweon-Ho Nam 2010, Int J Cardiovasc Imaging

[5] Left Ventricular Isovolumic Flow Sequence During Sinus and Paced Rhythms, Sengupta et al. 2007, Jurnal of the American College of Cardiology

# Modyfikacja i doskonalenie

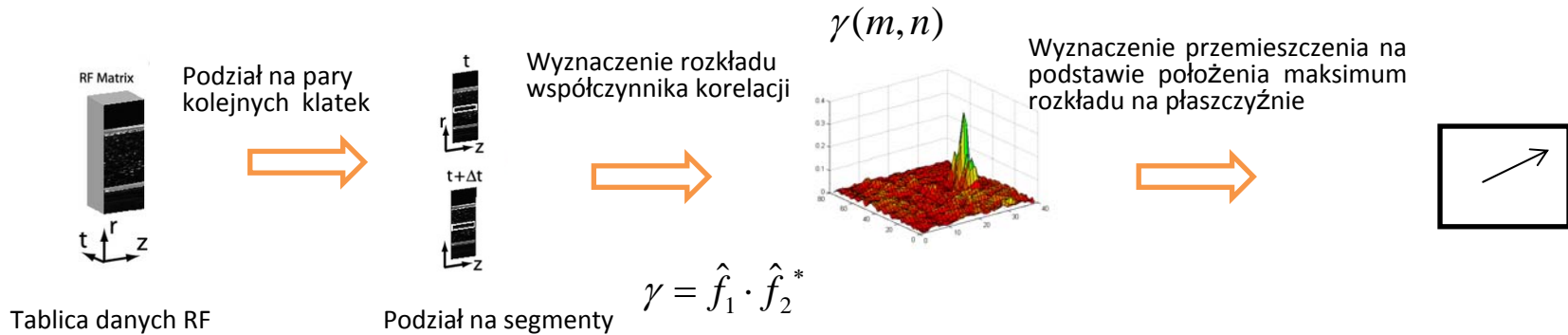
- Propozycja rozwinięcia metody pozwalającej na jednoczesne wyznaczenie rozkładu prędkości przepływającego płynu oraz pozycji ścianek naczynia [6] – możliwość dokładnego wyznaczania charakteru przepływu oraz wydatku
- Praca z surowymi danymi RF – własny proces filtracji oraz detekcja pozycji ścianek i wyznaczenie ich przemieszczenia



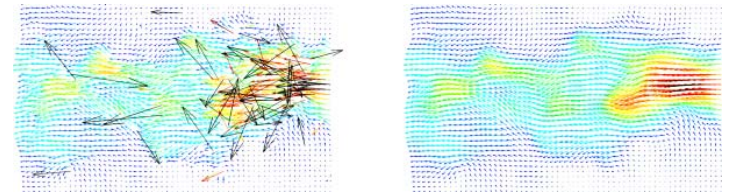
- Własny algorytm PIV dopasowany do charakteru danych wejściowych
- Sprawdzenie różnych schematów formowania wiązek ultradźwiękowych celem uzyskania najlepszej jakości danych przy wysokiej częstotliwości powtarzania obrazów

[6] Perpendicular ultrasound velocity measurement by 2D cross correlation of RF data. Part A, Beulen 2010, Exp Fluids; [7] Part B

# Opracowany algorytm



- Korelacja krzyżowa realizowana za pomocą algorytmu Szybkiej Znormalizowanej Korelacji [7]
- Dokładne wyznaczenie przemieszczenia na poziomie poniżej jednego piksela poprzez aproksymację krzywą Gaussa [6]
- Post-processing za pomocą algorytmu pppiv [8]



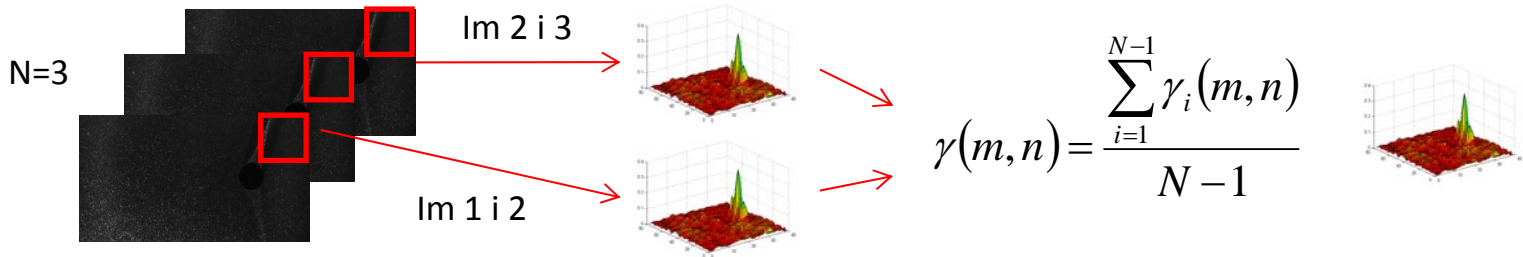
[6] PIV: Direct Cross-Correlation compared with FFT-based Cross-Correlation, Oliver Pust, 10th International Symposium on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics. Lisbon, Portugal, 2000

[7] Fast Normalized Cross-Correlation, J. P. Lewis, Industrial Light & Magic

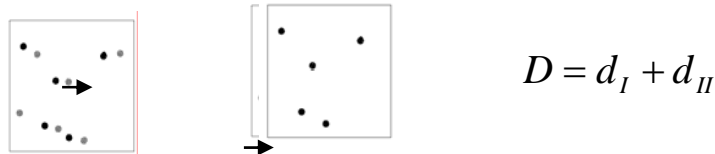
[8] A fast all-in-one method for automated post-processing of PIV data, Damien Garcia, Exp Fluids,

# Metody poprawienia skuteczności algorytmu

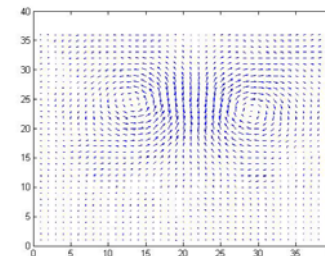
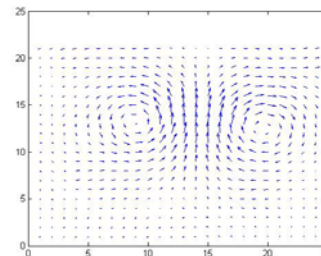
- Określenie przemieszczenia z uśrednionych dwuwymiarowych rozkładów korelacji z  $N > 2$  klatek (ang. Ensemble Correlation Method)



- Dwustopniowy proces wyznaczenia przemieszczenia – wyznaczenie zgrubne i następnie bazujące na jego wynikach wyznaczenie dokładne



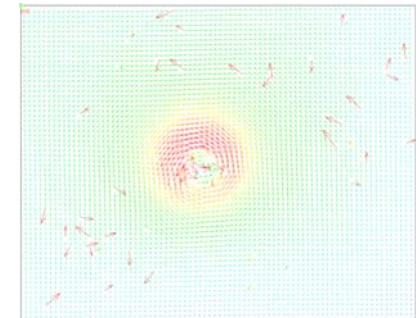
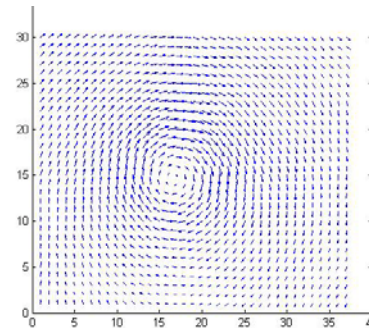
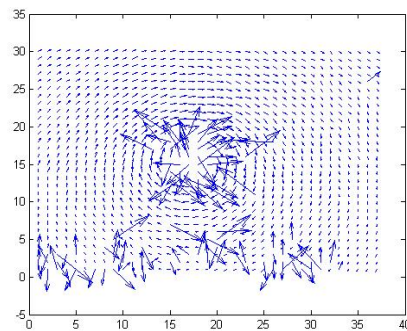
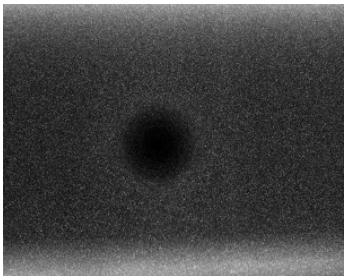
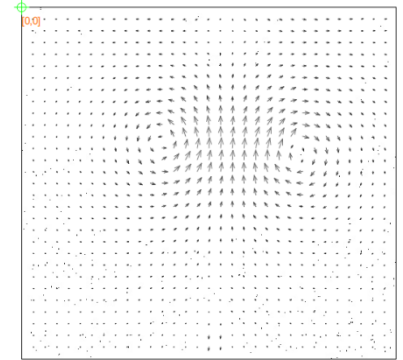
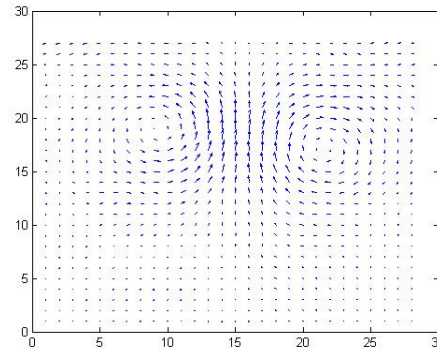
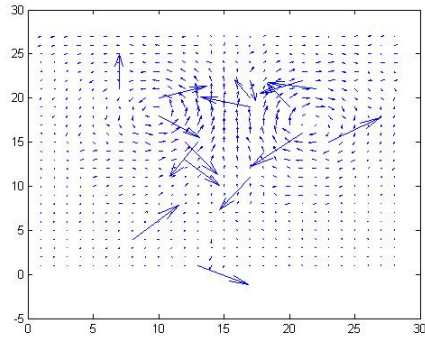
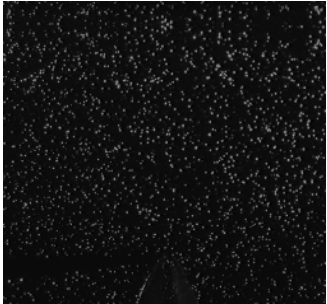
- Nakładanie się pozycji obszarów próbkowania – zwiększenie rozdzielczości wyników



Dwukrotne zwiększenie rozdzielczości – 50% nałożenia się pozycji okien



# Porównanie działania opracowanego algorytmu z oprogramowaniem komercyjnym



Obraz cząsteczek\*

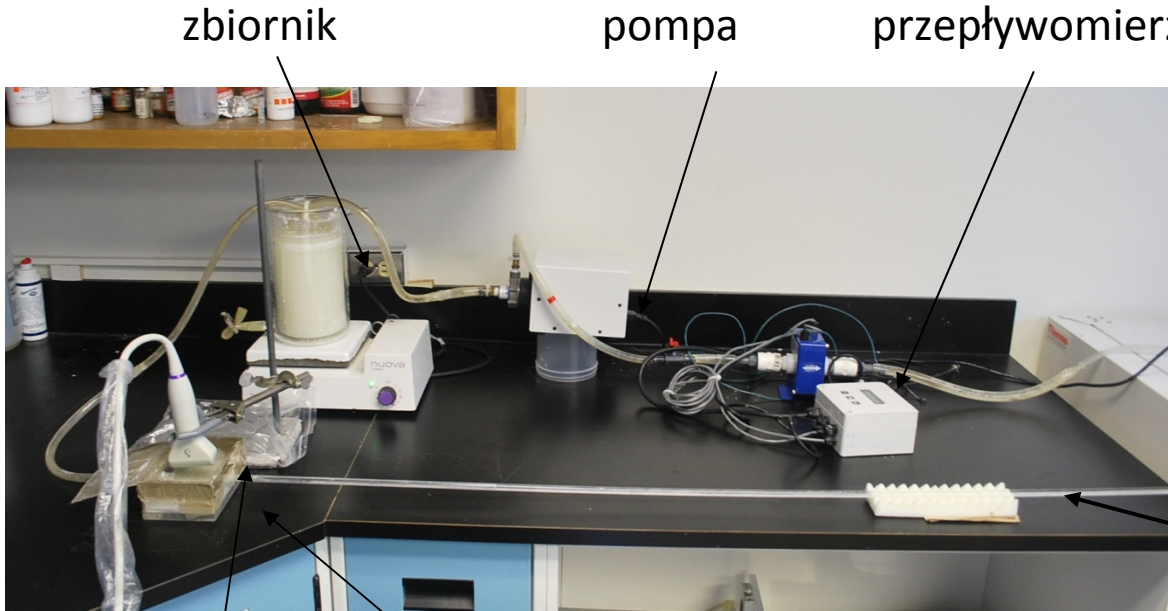
Pole wektorowe uzyskane za pomocą opracowanego algorytmu

Dane opracowane za pomocą pppiv

Pole wektorowe uzyskane za pomocą programu PIVview

\* Obrazy pobrane z <http://www.pivtec.de>

# Część eksperymentalna



Cząsteczki wskaźnikowe:

Sfery ze szkła

Średnica:  $8-12 \mu\text{m}$

Gęstość:  $1050-1150 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$

Koncentracja:

$\approx 54 \text{ g} / 3000 \text{ g} = 1,8\%$

$$Z = \frac{r \cdot \text{Re}}{15}$$

$$\text{Re} = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu}$$

$$650 < \text{Re} < 4500$$

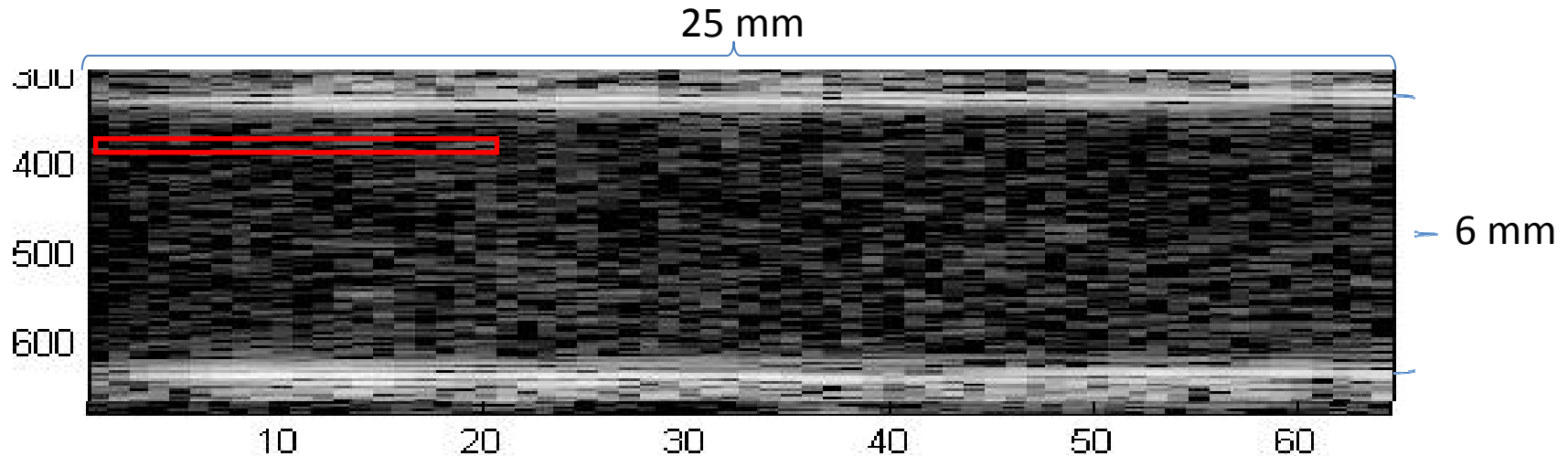
Model wykonany z Żelu Agar  $d = 6 \text{ mm}$

Akwizycja danych za pomocą aparatury USG:

Ultrasonix

Aixplorer

# Analizowane dane



Zbadano przepływ w zakresie prędkości: 0,3 do 1,2 m/s

Parametry akwizycji: częstość powtarzania obrazów  $f=315$  Hz

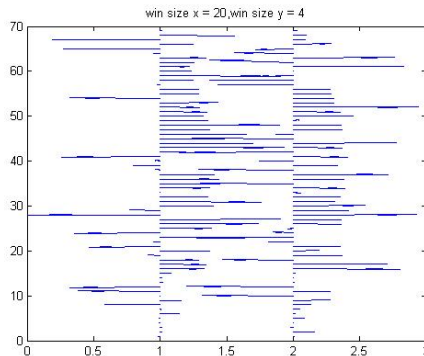
Maksymalna prędkość jaką można wykryć:

Rozmiar okna $W_{FOV}$	$V_{max}$ [m/s]
64	1,7
32	0,89
16	0,44

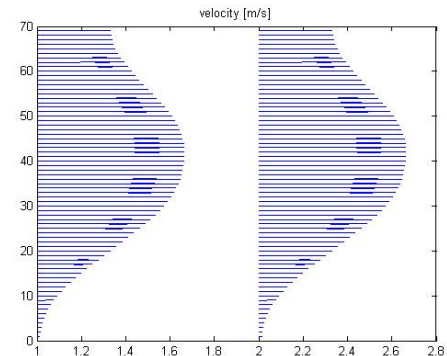
$$V_{max} = \frac{f \cdot W_{FOV}}{4} \quad [7]$$

# Uzyskane wyniki

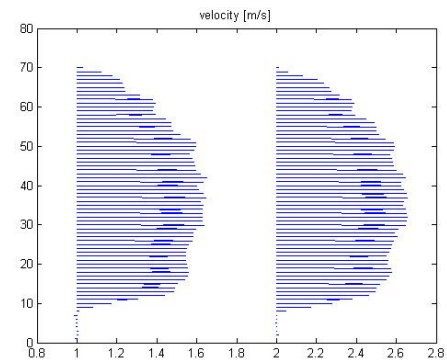
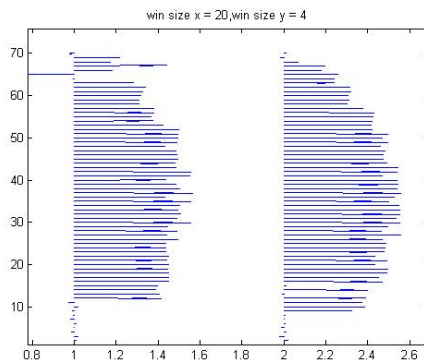
Korelacja pomiędzy 2 klatkami  
Okna nie nakładają się



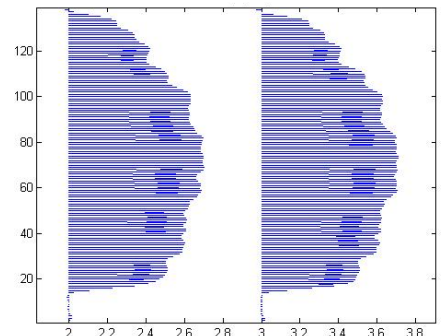
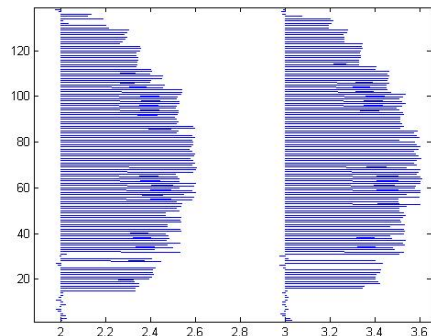
pppiv



Średnia korelacja z N = 30 klatel



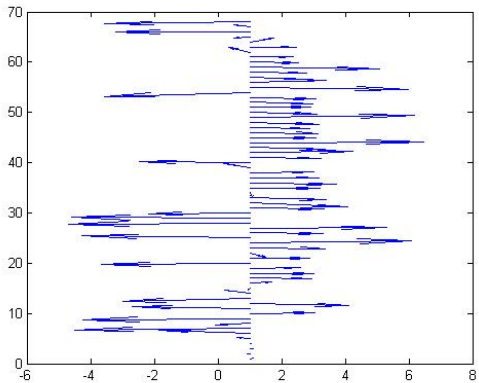
Średnia korelacja N = 30  
Nakładanie się okien = 50%



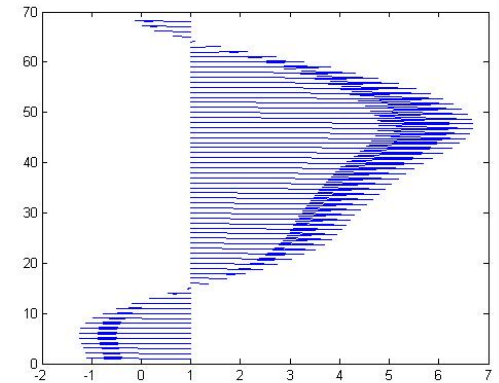
# Uzyskane wyniki

Dwustopniowy algorytm

Liczba klatek,  $N = 2$

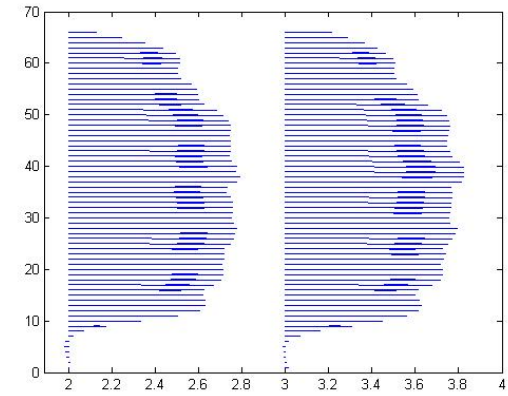
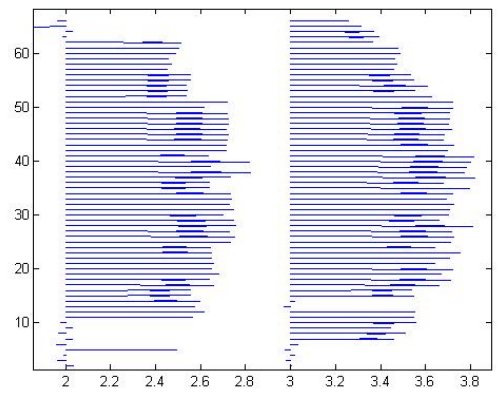


pppiv



Dwustopniowy algorytm

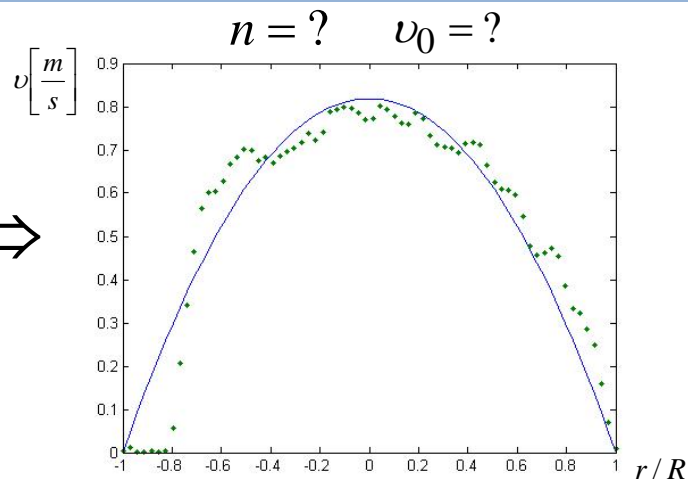
Liczba klatek,  $N=30$



# Ilościowa ocena przepływu

$$v(r) = v_0 \left( 1 - \left( \frac{r}{R} \right)^n \right)$$

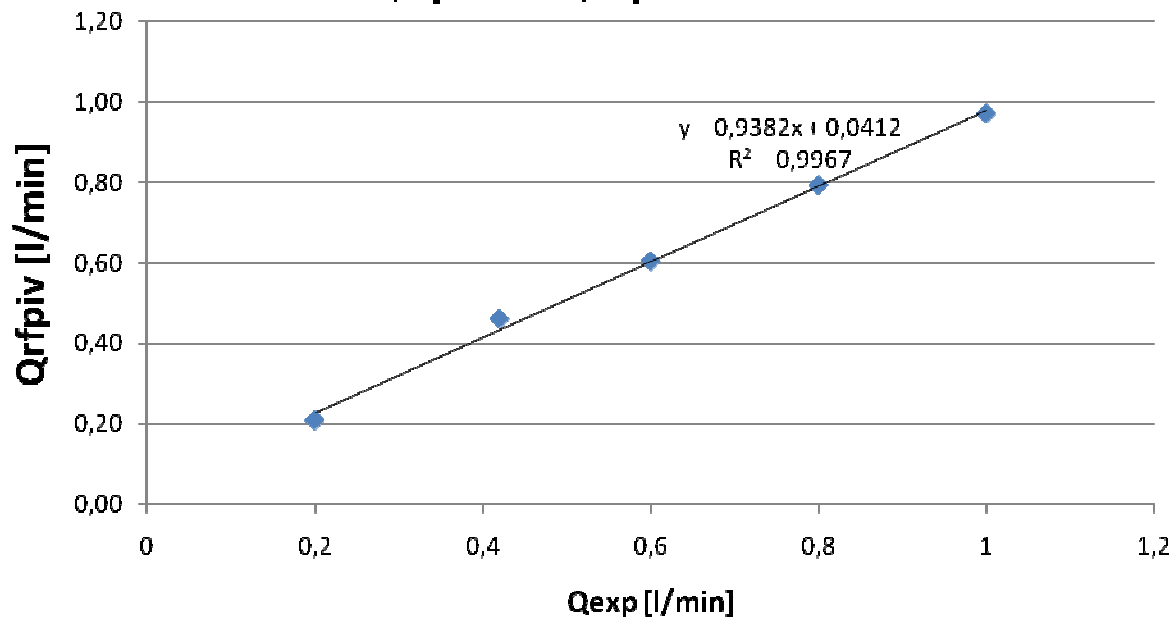
⇒



Wydatek objętościowy:

$$Q = 2\pi \int_0^R r \cdot v(r) dr$$

**Qrfpiv vs Qexp**



# Podsumowanie

- Potwierdzono poprawność działania algorytmu w badaniach ilościowych i jakościowych.
- Spośród sprawdzanych ulepszeń w algorytmie, najlepsze wyniki dla analizowanych danych daje określenie przemieszczenia ze średniej wartości płaszczyzn korelacji z kilku kolejnych klatek (użyteczne tylko dla przepływów ustalonych, konieczne jest zwiększenie jakości danych dla przepływów fizjologicznych)
- Zastosowany Post-processing potwierdził swoją skuteczność

# Cele badawcze

- Opracowanie algorytmu pozwalającego na jednoczesne wyznaczania rozkładu prędkości przepływającego płynu wraz z detekcją położenia i przemieszczenia ścianek kanału
- Zbadanie możliwości wyeliminowania konieczności znacznikowania in vivo dla płytko położonych naczyń poprzez zastosowanie wysokich częstotliwości ultradźwięków

Problemy badawcze istotne dla postępu dalszych prac:

- Sprawdzenie różnych schematów formowania wiązek (STA, PW):
  - polepszenia jakości danych – możliwość eliminacji UCA
  - uzyskania wysokich częstości powtarzania obrazów co pozwoli na zwiększenie rozdzielczości otrzymywanych wyników w kierunku prostopadłym do wiązki.
- Ocena wpływu oddziaływania wiązki fal ultradźwiękowych na środek kontrastujący znajdujący się w przepływającym płynie.



Dziękuję za uwagę