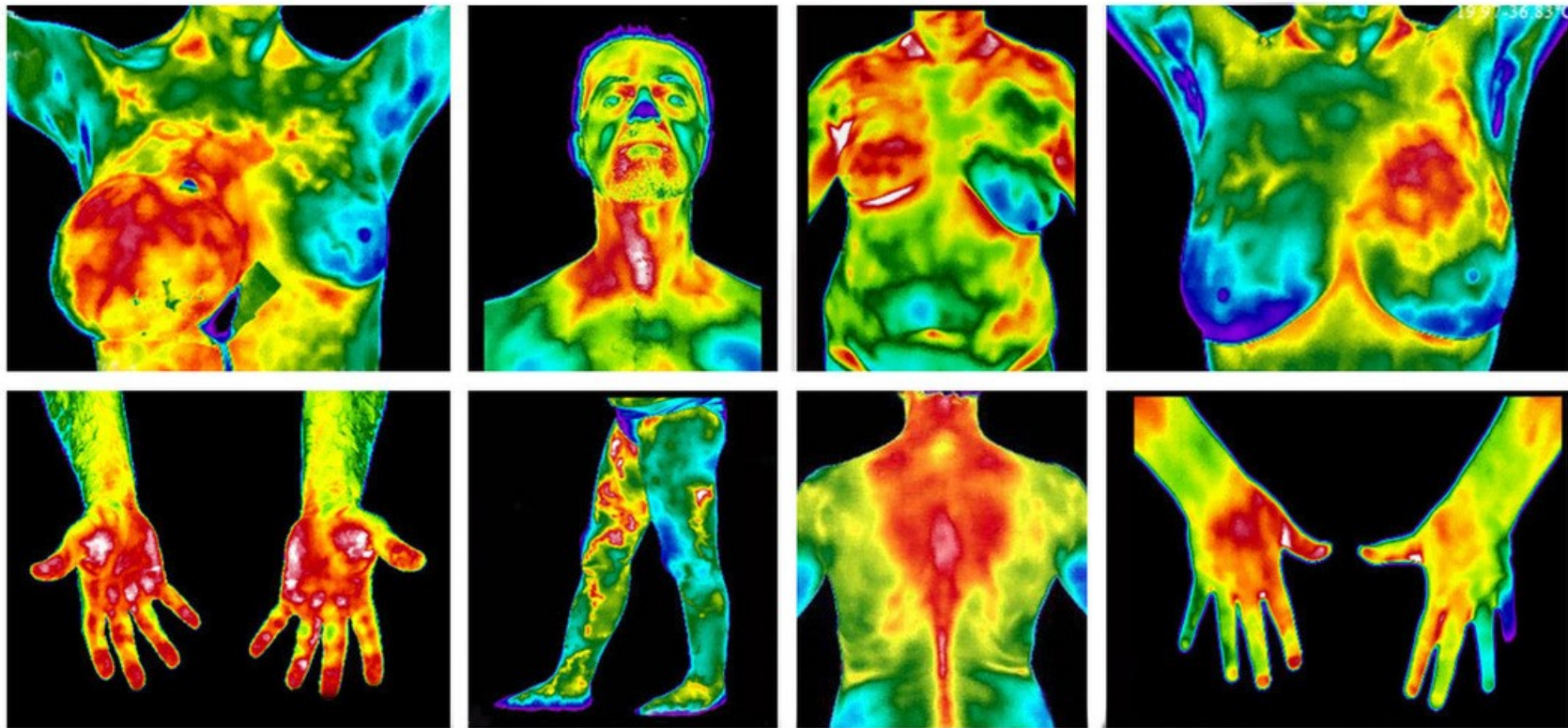


# Termografia w medycynie

## Medical Diagnostic Thermography



© Universal Medical Imaging Group, Inc. © [www.universalmedicalimaging.com](http://www.universalmedicalimaging.com)

# Termografia w NDE

Pasywna

*Zdalna inspekcja elewacji,  
budynków, transformatory,  
układów scalonych, silników,  
transformatorów, ochrona  
granic, budynków, wojsko,  
naprowadzanie rakiet...*

Alternatywny podział metod  
aktywnych ze względu na metodę  
pobudzania: vibrotermografia,  
termografia optyczna, mikrofalowa,  
mechaniczna,  
elektromagnetyczna...

Aktywna:

- Impulsowa
- Impulsowo – fazowa  
(Pulsed Phase Thermography)
- Lock-in
- Skokowe podgrzewanie  
(Step Heating)
- Inne: parametryzacja, TSR

# Podstawowe stałe fizyczne

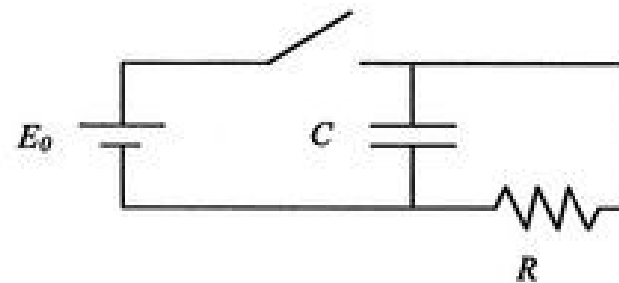
- $k$  – przewodność cieplna [ $\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ]
- $\rho$  - gęstość [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ]
- $C_p$  - ciepło właściwe [ $\text{J}/(\text{kg}\cdot\text{K})$ ]
- $\alpha$  - dyfuzyjność cieplna [ $\text{m}^2/\text{s}$ ]

$$\alpha = \frac{k}{\rho \cdot C_p}$$

zdolność ciała do przewodzenia zmagazynowanej energii cieplnej

- $h$  - współczynnik wymiany ciepła [ $\text{W}/(\text{m}^2\cdot\text{K})$ ]
- Termiczna stała czasowa:

$$\tau = \frac{\rho \cdot C_p \cdot V}{h \cdot A_s}$$



# Wymiana ciepła

- Przewodzenie:

$$Q_{cd} = -k \frac{\partial T(x,t)}{\partial x}$$

- Unoszenie:

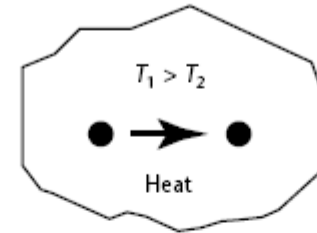
$$Q_{cv} = h_{cv}(T_s - T_f)$$

- Promieniowanie:

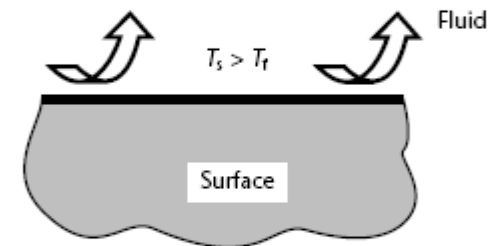
$$Q_{rd}'' = \sigma T_s^4$$

FIGURE 1. Heat transfer mechanisms: (a) conduction; (b) convection; (c) radiation.

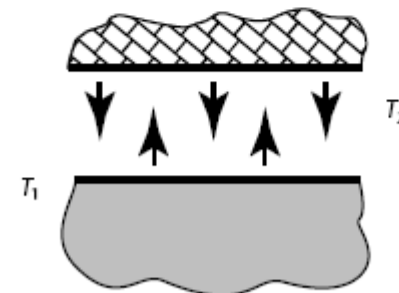
(a)



(b)



(c)



Legend

$T$  = temperature  
 $T_f$  = fluid temperature  
 $T_s$  = surface temperature

# Równanie Fouriera:

$$\rho \cdot c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla (k \cdot \nabla T) + q_z$$

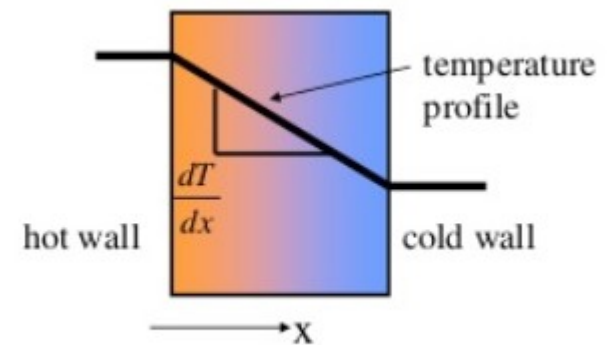
$k$  – przewodność cieplna [ $\text{W m}^{-1} \text{K}^{-1}$ ]

$\rho$  – gęstość [ $\text{kg/m}^3$ ]

$c$  – ciepło właściwe [ $\text{J/kg K}$ ]

$q_z$  – wymiana ciepła z otoczeniem [ $\text{W/m}^3$ ]

$T$  – wartość temperatury [K]



# Modelowanie matematyczne przepływu ciepła:

W celu weryfikacji procedur diagnostycznych opracowano dwuwymiarowy model badanej tkanki, bazując na zmodyfikowanym równaniu dyfuzji – równaniu Pennesa:

$$\rho \cdot c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla (k \cdot \nabla T) + w_b \cdot c_b \cdot \rho_b (T_a - T) + q_m + q_z$$

$k$  – przewodność cieplna tkanki [ $\text{W m}^{-1} \text{K}^{-1}$ ]

$\rho_b$  – gęstość krwi [ $\text{kg/m}^3$ ]

$c_b$  – ciepło właściwe krwi [ $\text{J/kg K}$ ]

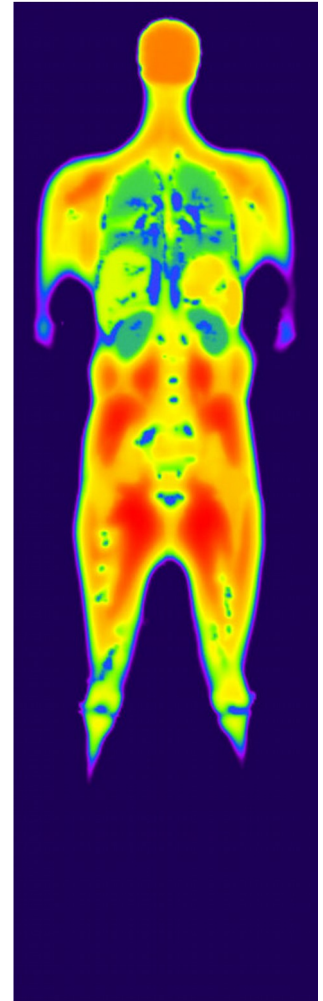
$w_b$  – perfuzja krwi [ $\text{ml/s/ml}$  tkanki]

$q_m$  – metabolizm tkanki [ $\text{w/m}^3$ ]

$q_z$  – wymiana ciepła z otoczeniem [ $\text{w/m}^3$ ]

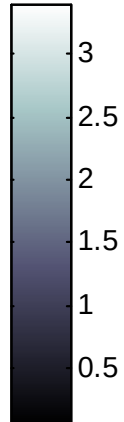
$T_a$  – temperatura krwi tętniczej [K]

$T$  – temperatura lokalna w tkance [K]

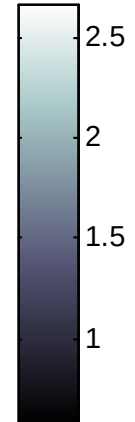
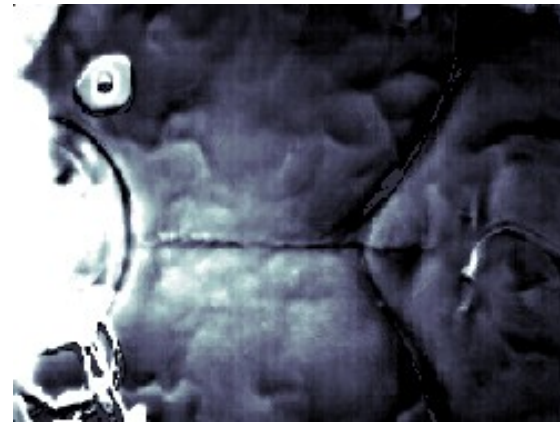




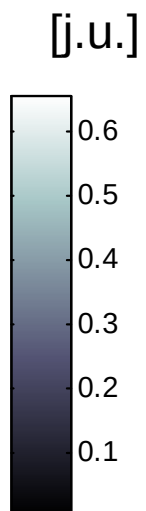
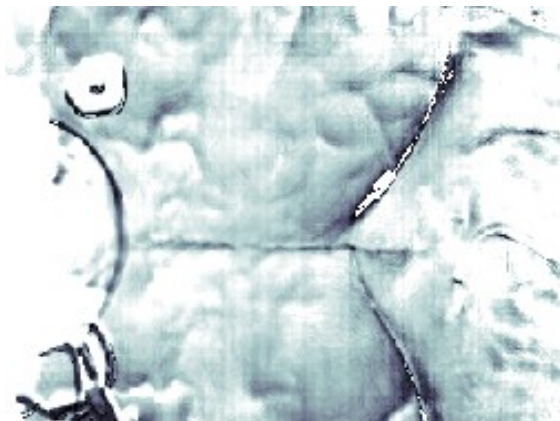
dT\_ch



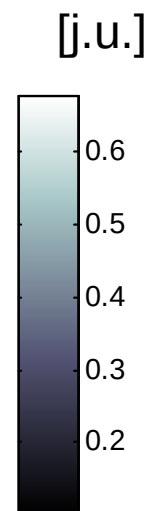
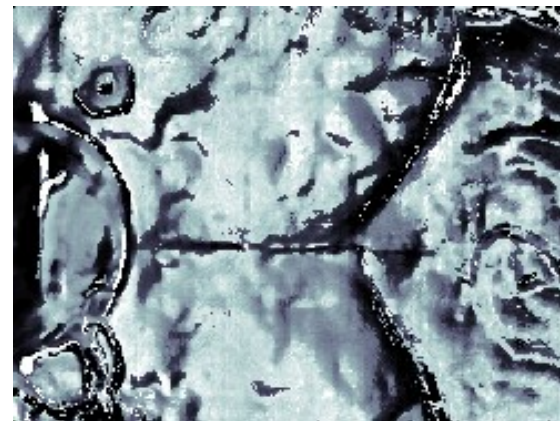
dT\_pow



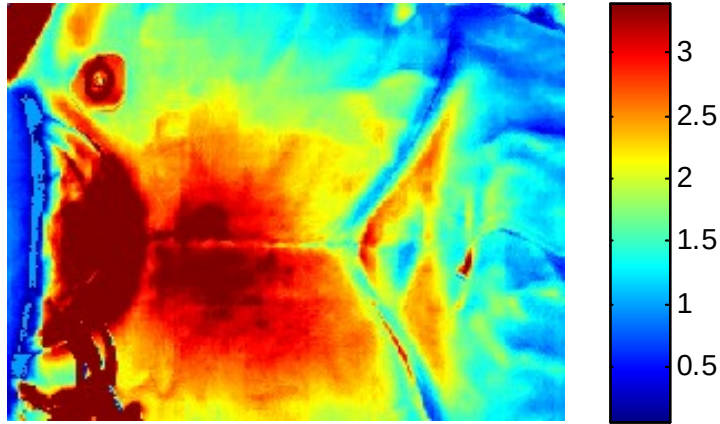
dT\_norm



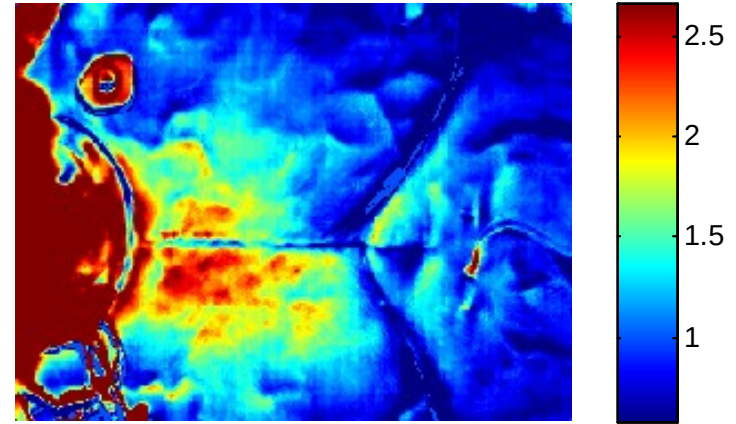
t90\_10



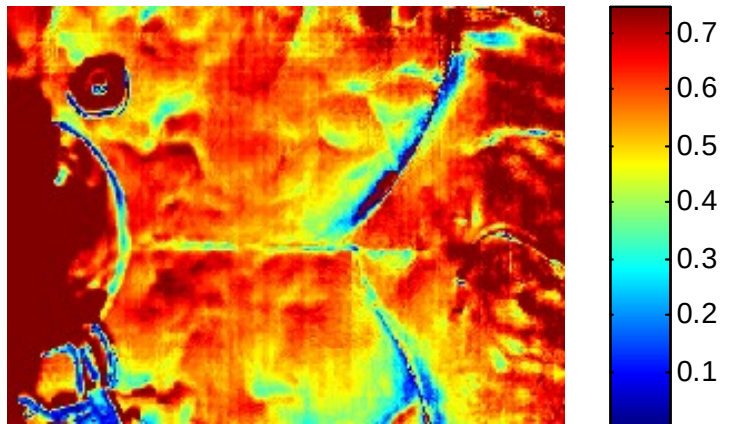
dT\_ch



dT\_pow

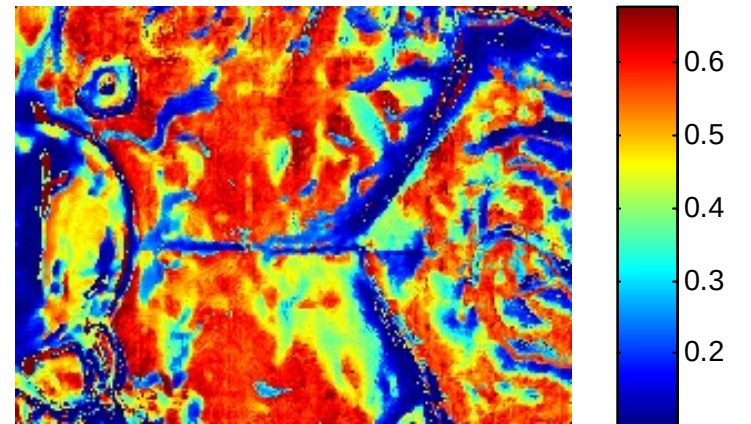


dT\_norm



[j.u.]

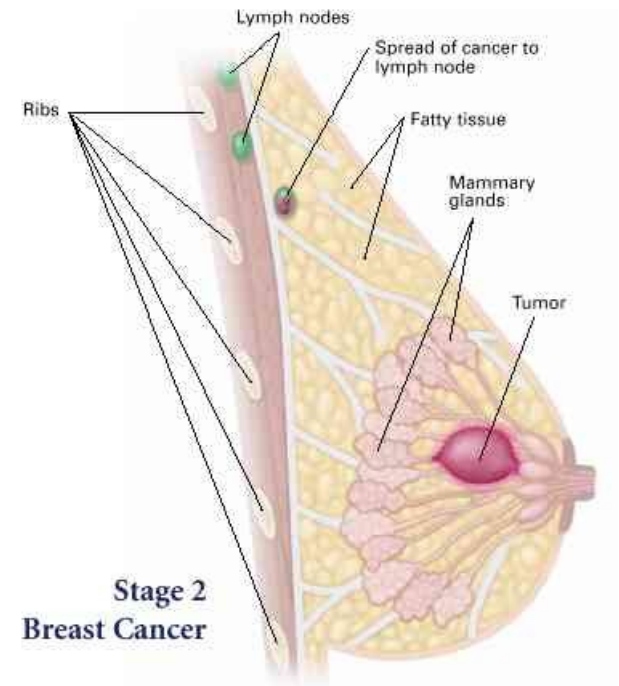
t90\_10



[j.u.]

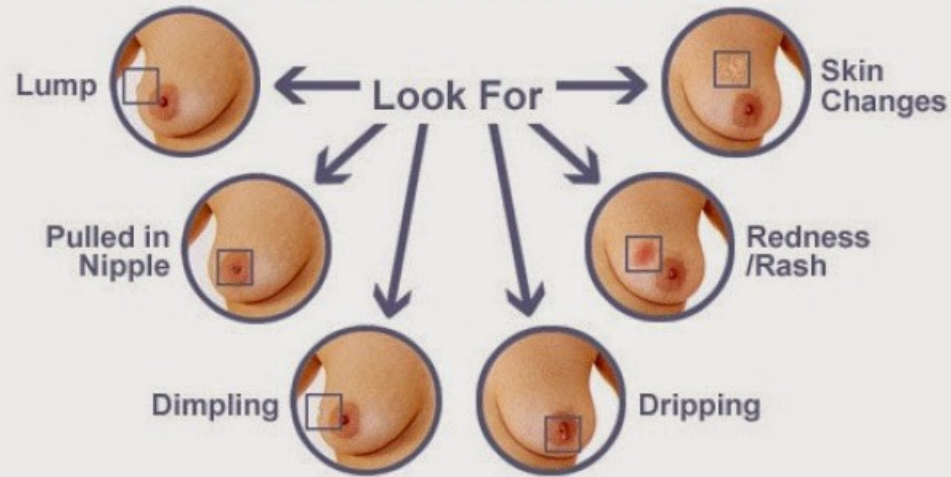


# Nowotwory piersi:

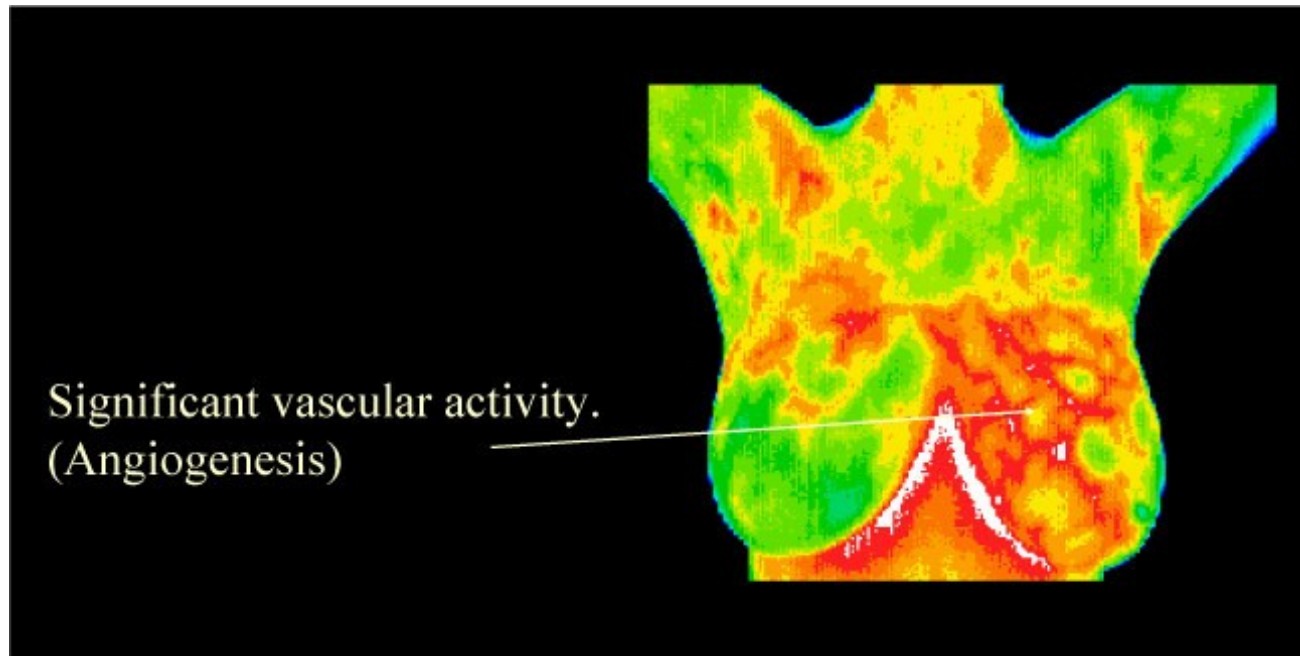


Stage 2 Breast Cancer

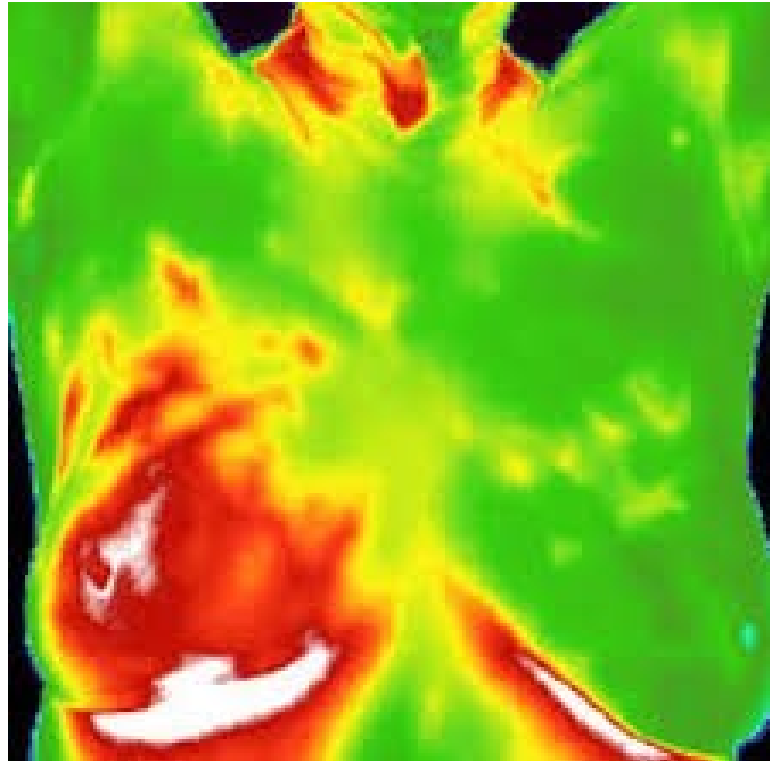
## Symptoms of breast cancer



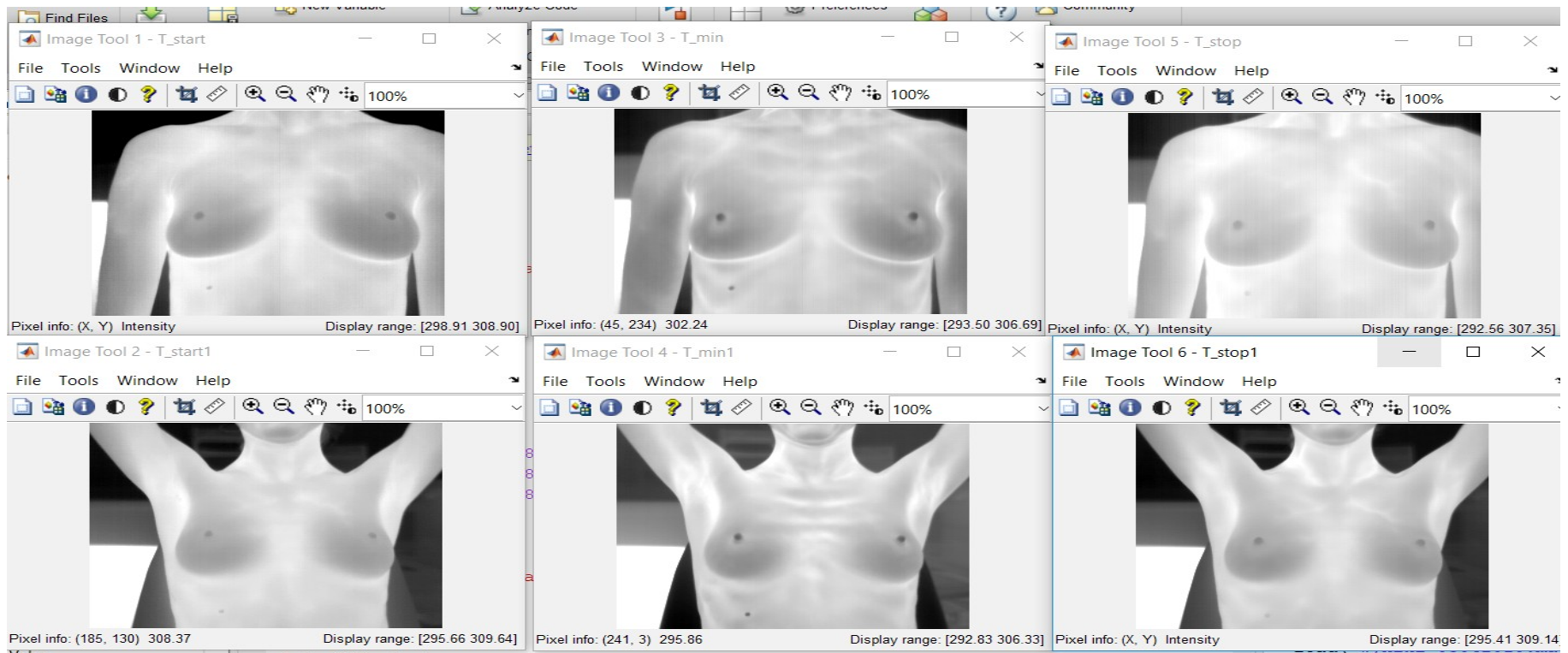
# Aktywność termiczna nowotworu:



# Aktywność termiczna nowotworu:



# Diagnostyka nowotworów piersi:



2  
2  
2  
2  
2  
2  
2  
2

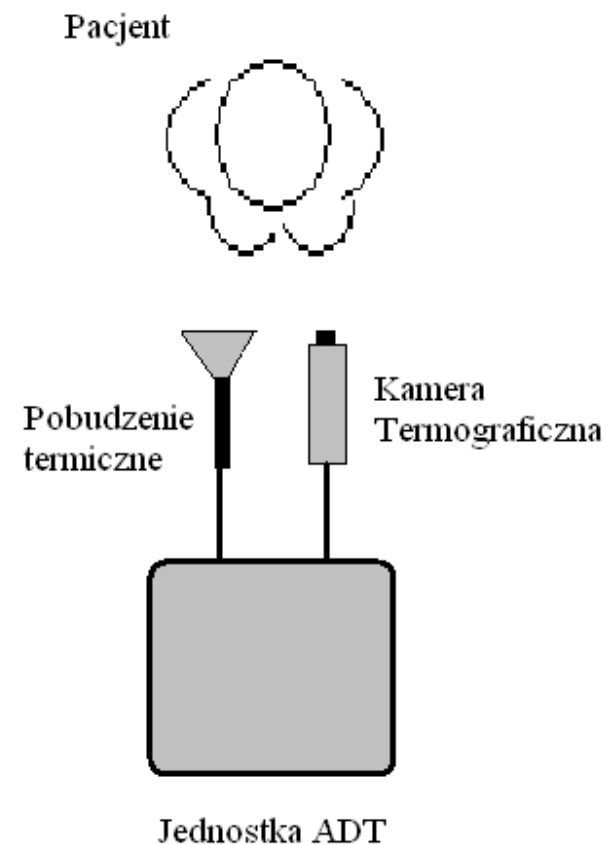
Tstart

Tmin

Tstop

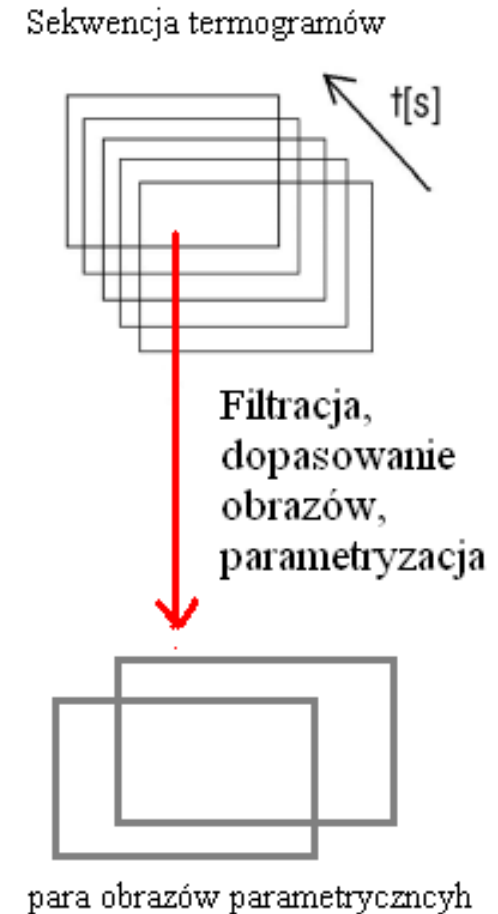
# Aktywna Termografia Dynamiczna (ADT)

- ADT jest metodą nieinwazyjnej oceny struktury obiektu bazującą na dyfuzji ciepła
- Obiekt jest pobudzany poprzez zwiększenie lub obniżenie wartości temperatury jego powierzchni
- Defekty oraz inne cechy wewnętrzne obiektu zakłócają proces dyfuzji ciepła i dzięki temu mogą zostać uwidocznione
- W termicznej diagnostyce medycznej zakłócenia dyfuzji ciepła są spowodowane zarówno przez defekty strukturalne jak również przez silnie działające procesy fizjologiczne jak metabolizm, przepływ krwi, mechanizmy obrony organizmu przed zimnem lub ciepłem. Dlatego w niektórych przypadkach można mówić o termicznym obrazowaniu funkcjonalnym



# Przetwarzanie sekwencji

- Wynikiem procedury rejestracji odpowiedzi termicznej obiektu jest sekwencja czasowa termogramów przedstawiająca zmiany wartości temperatury w czasie w obrębie ROI
- Celem procedur przetwarzania obrazów jest przygotowanie tej sekwencji do obliczenia obrazów parametrycznych
- W przetwarzaniu wstępnym zastosowano następujące procedury:
  - filtrację przestrzenną obrazów,
  - dopasowanie obrazów (stabilizacja obrazu metodą DPS) oraz
  - parametryzację czasowego przebiegu wartości temperatury.



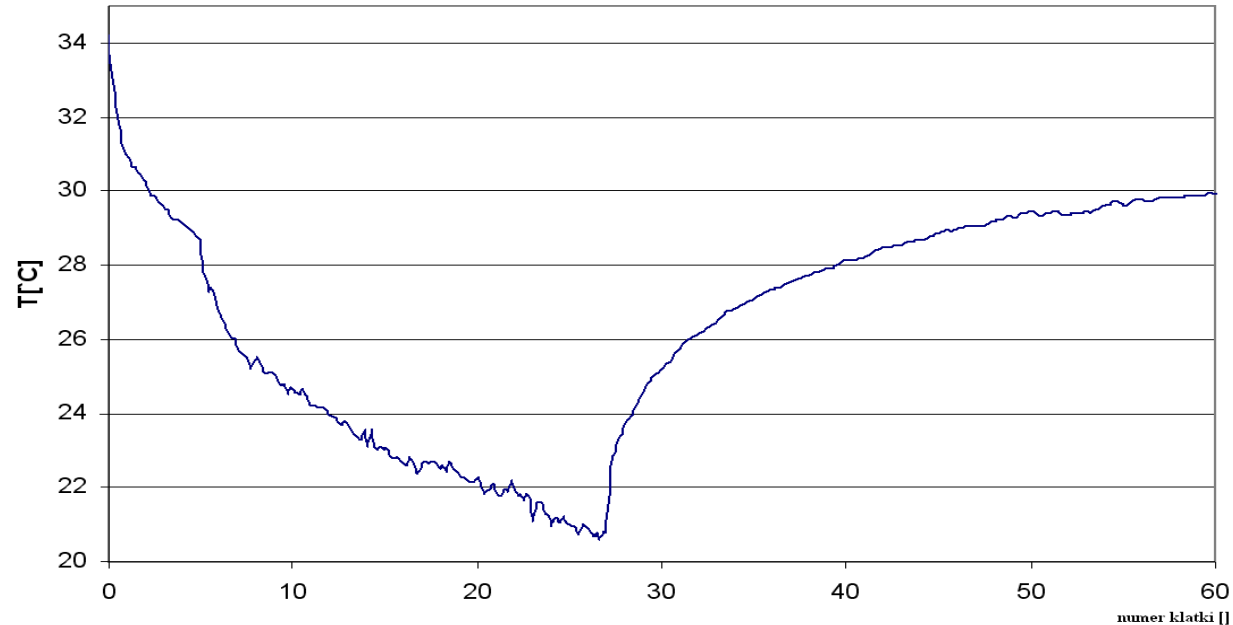


# Badanie dynamiczne:

- Film p1.avi

# Wymuszony przebieg temperatury:

$$T(t) = A_0 + A_1 \left( 1 - e^{-\frac{1}{\tau_1} t} \right) + A_2 \left( 1 - e^{-\frac{1}{\tau_2} t} \right)$$



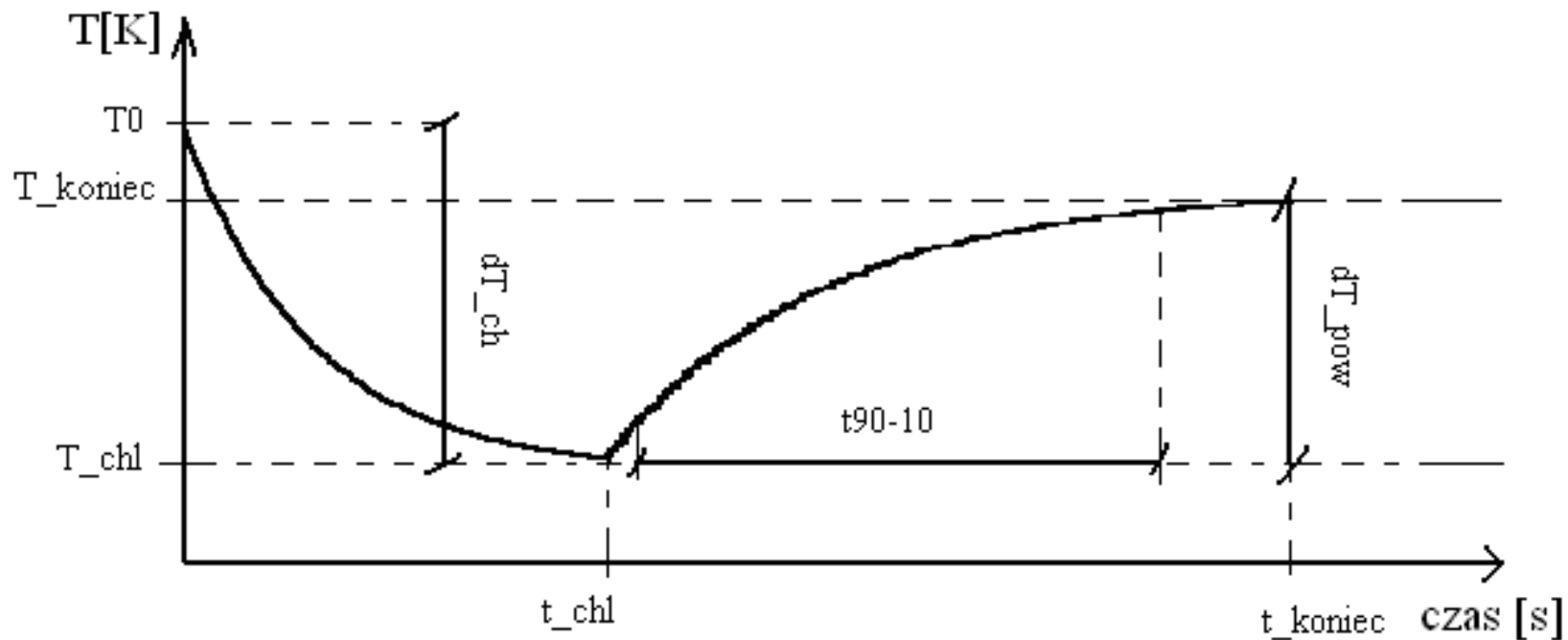


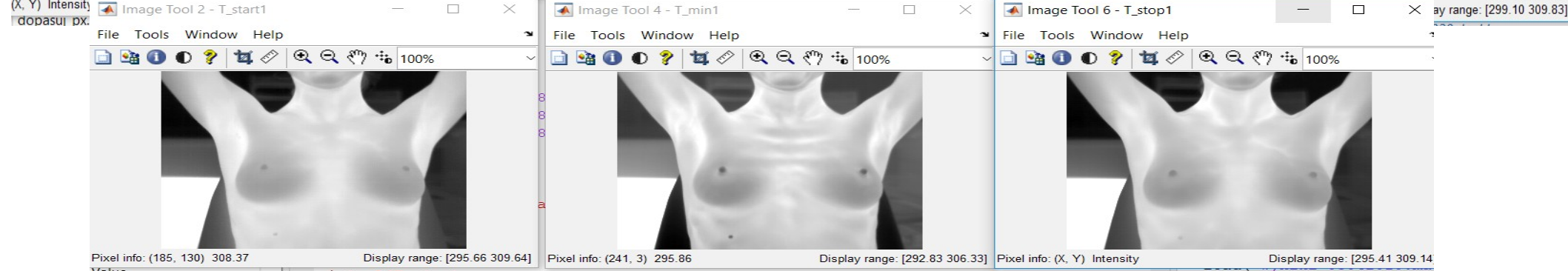
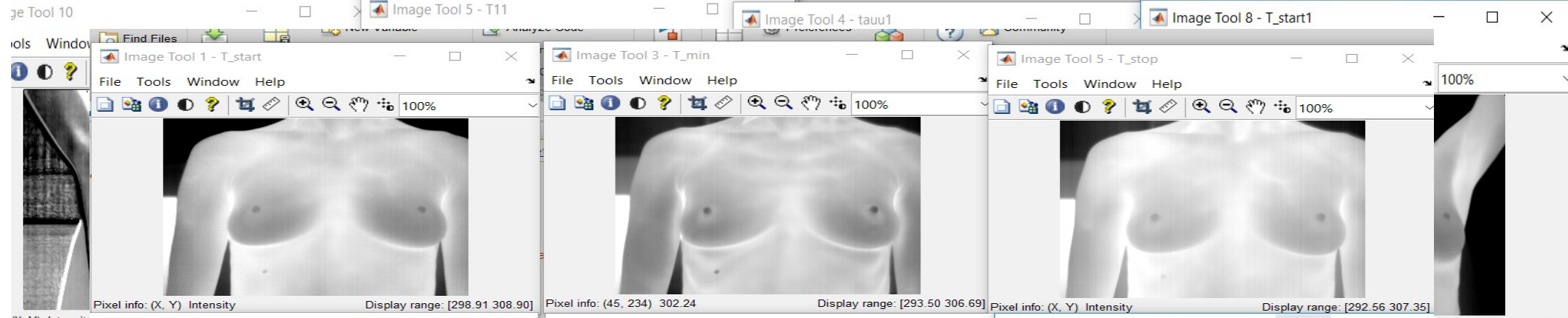
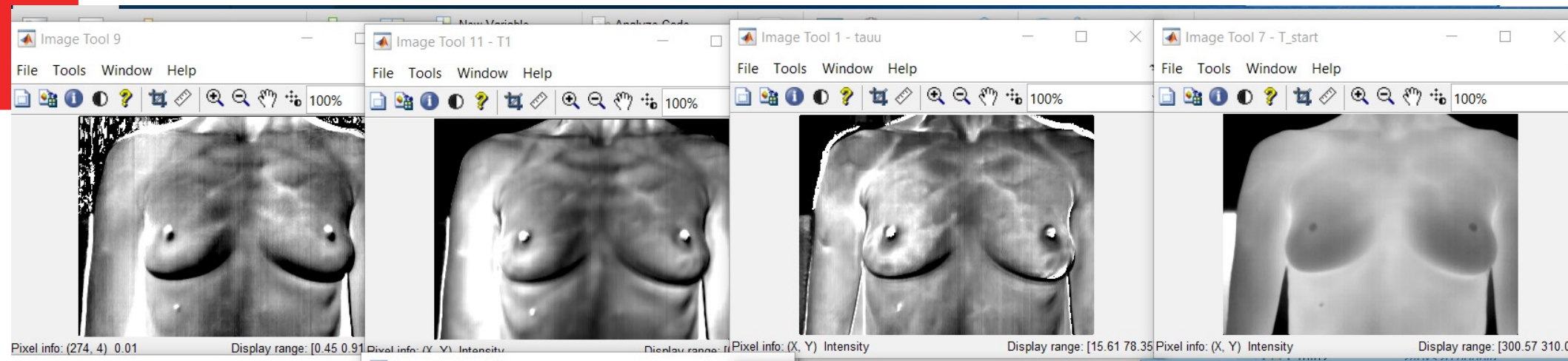
# Parametryzacja sekwencji

- Bazując na czasowej zmianie wartości temperatury obliczane są dwa parametry:

- Parametr czasowy:  $t_{90-10} = t_{90}(T = 0,9 \cdot dT_{pow}) - t_{10}(T = 0,1 \cdot dT_{pow})$

- Parametr amplitudowy:  $dT_{norm} = \frac{dT_{pow}}{dT_{ch}}$





2  
2  
2  
2  
2  
2  
2

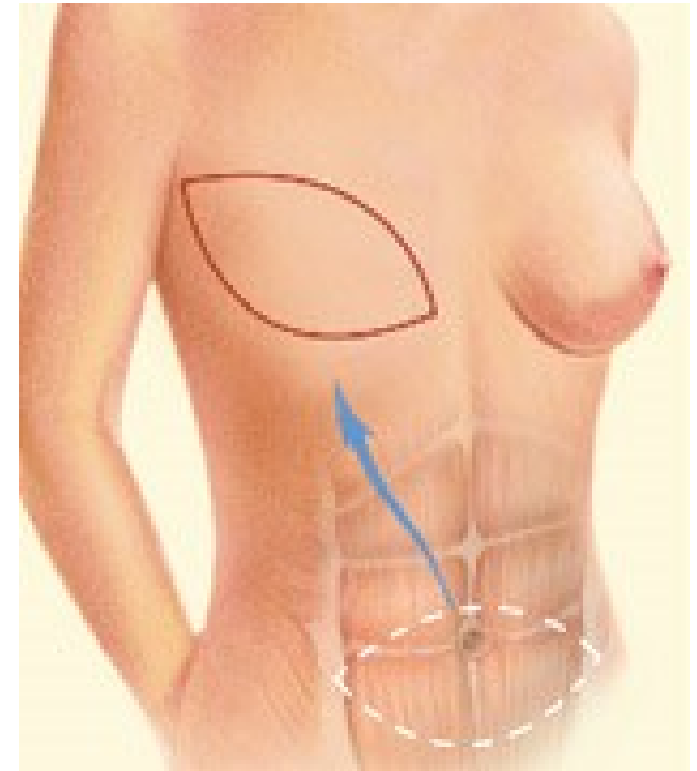
Tstart

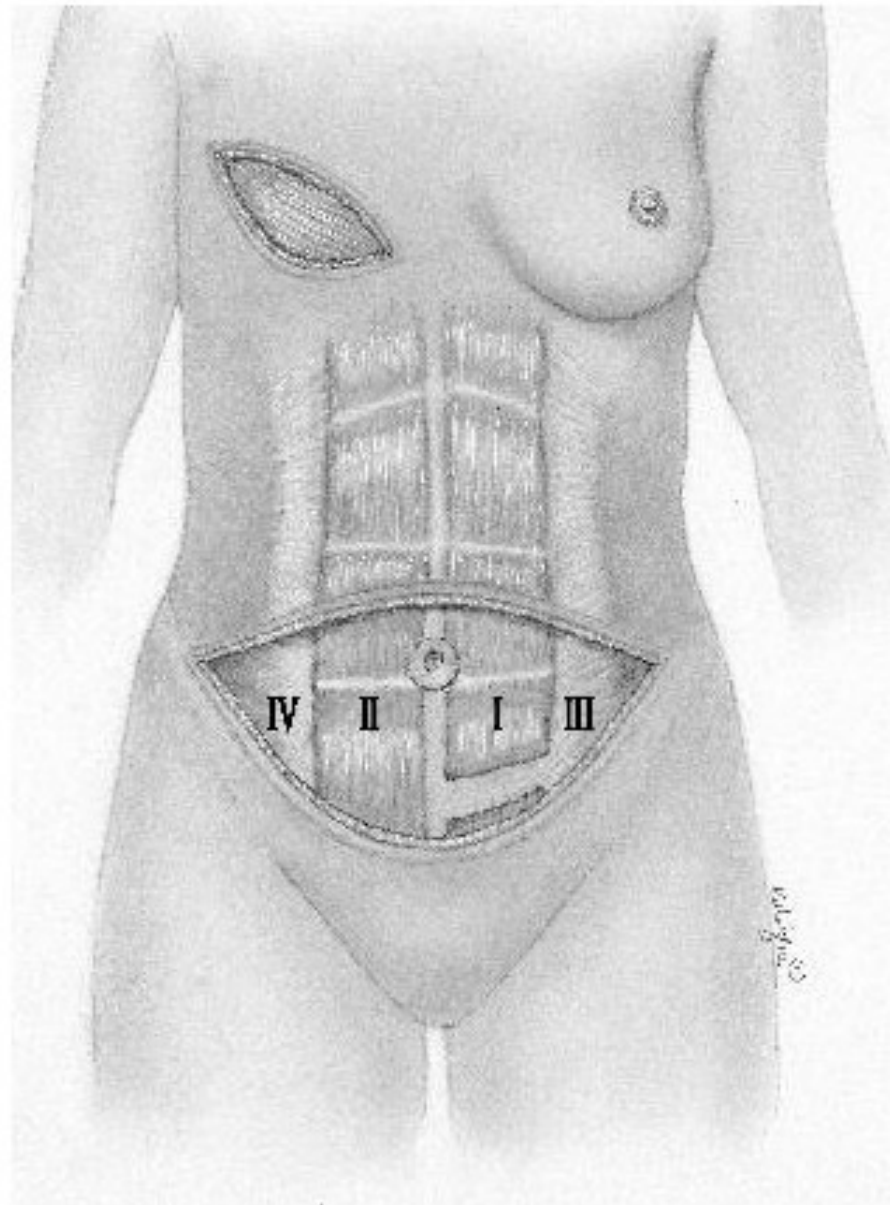
Tmin

Tstop

# Ocena ukrwienia płatów tkankowych w chirurgii rekonstrukcyjnej piersi

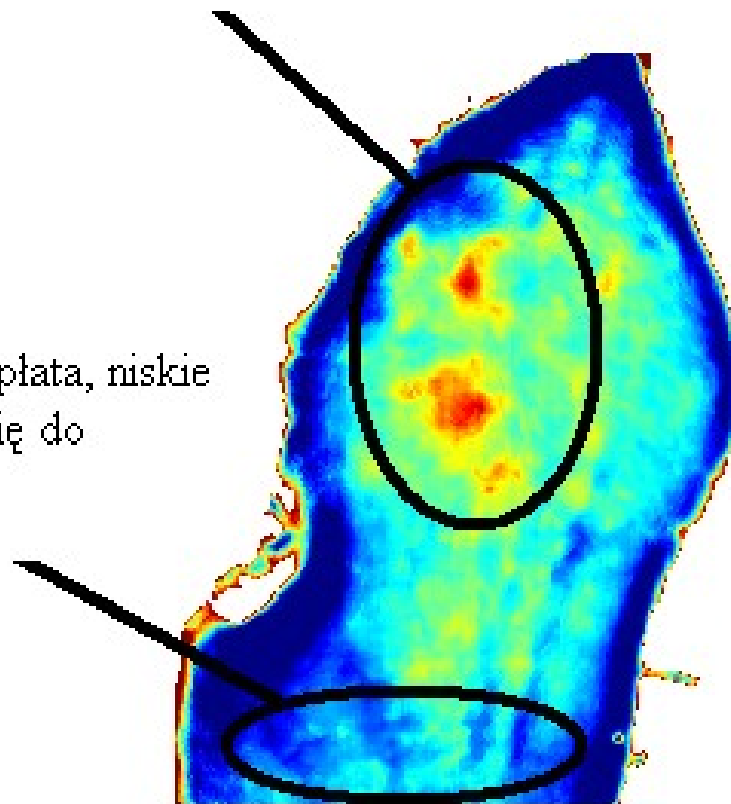
- Metoda TRAM (*Transverse Rectus Abdominis Myocutaneous* flap) jest popularną metodą plastycznej rekonstrukcji piersi wśród kobiet poddanych mastektomii. Polega na rekonstrukcji piersi tkankami własnymi pochodzącymi z podbrzusza pacjentki
- Rezultat procedury w dużej mierze zależy od trafnego wyboru części płata o najlepszym ukrwieniu
- Zła ocena ukrwienia i odrzucenie dobrze ukrwionej części płata prowadzi do komplikacji pooperacyjnych w postaci martwicy płata
- Brak jest obiektywnej, nieinwazyjnej i szybkiej metody oceny ukrwienia. Wybór części płata bazuje na doświadczeniu chirurga.



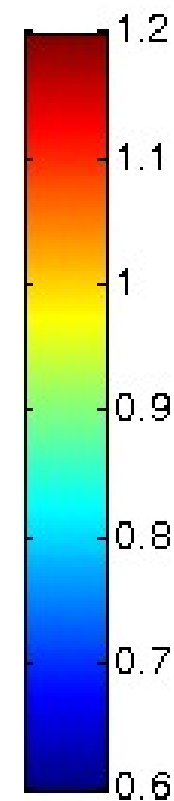


Strefa oddziaływania perforatorów,  
wysoka wartość parametru  $dT_{norm}$ ,  
dobrze ukrwiona część płata

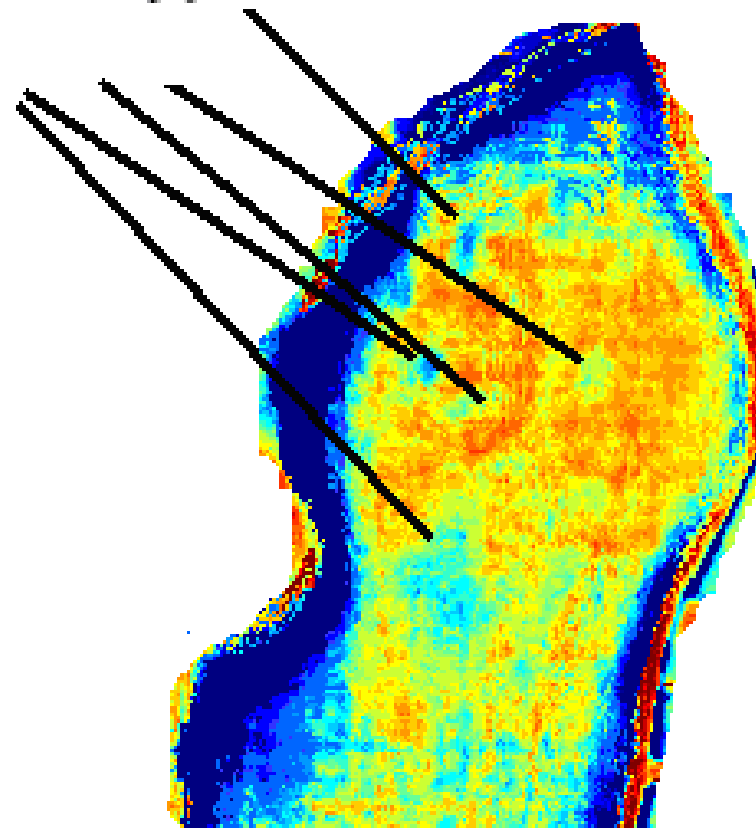
strefa słabszego ukrwienia płata, niskie  
wartości  $dT_{norm}$ , nadaje się do  
odrzucenia



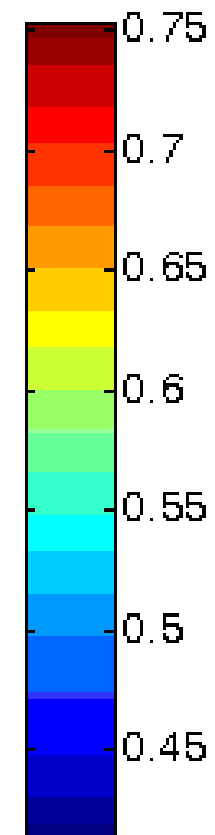
$dT_{norm}$  [j.u.]



obszary o niskiej wartości  
parametru  $t_{90\_10n}$  to perforujące  
naczynia krwionosne

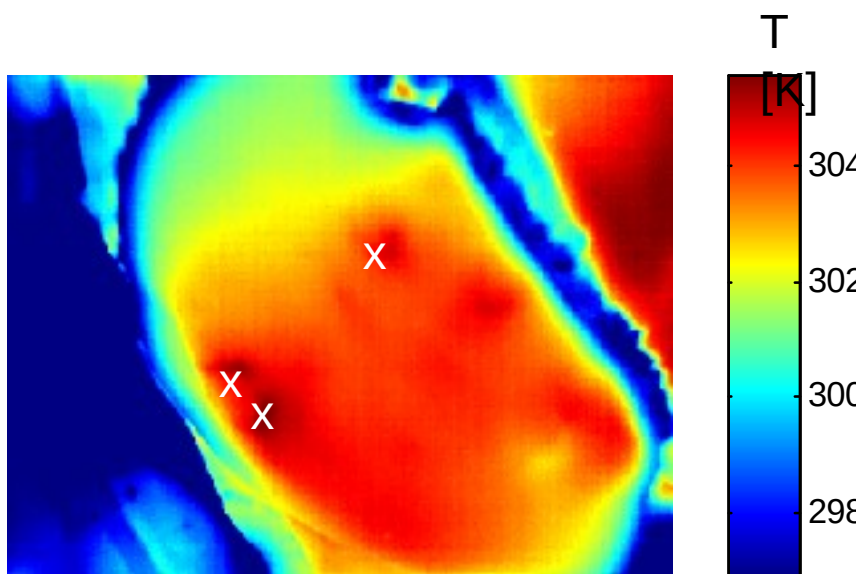


$t_{90\_10n}$



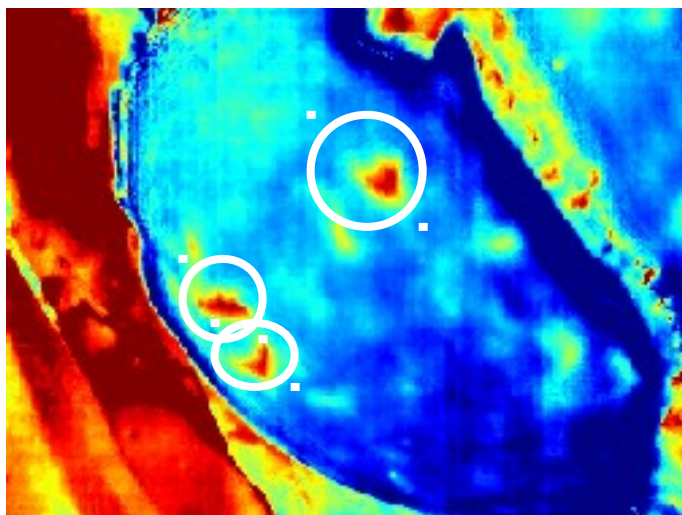
# Porównanie ADT z USG Doppler

Termogram  
m  
statyczny



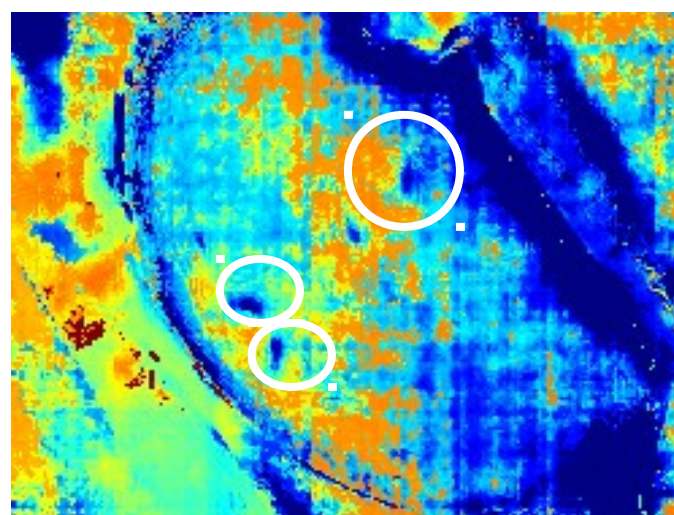
dTnorm

[j.u.]

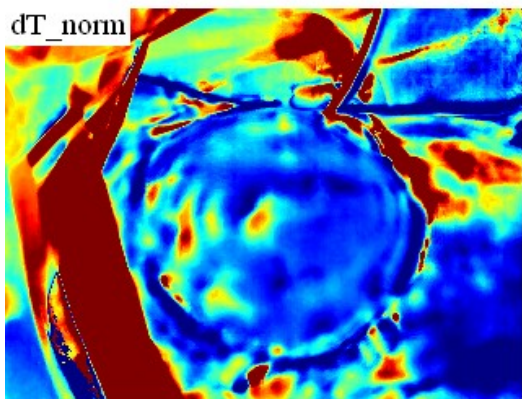


t90\_10n

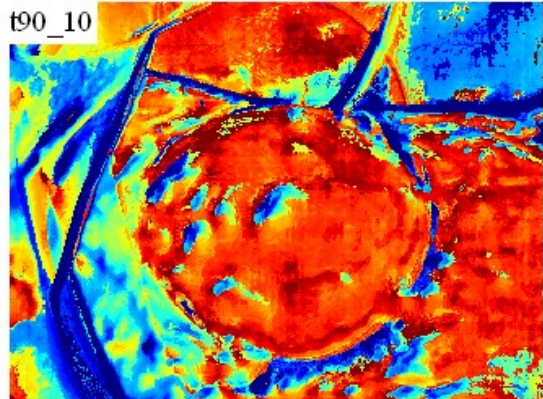
[j.u.]



Bez komplikacji

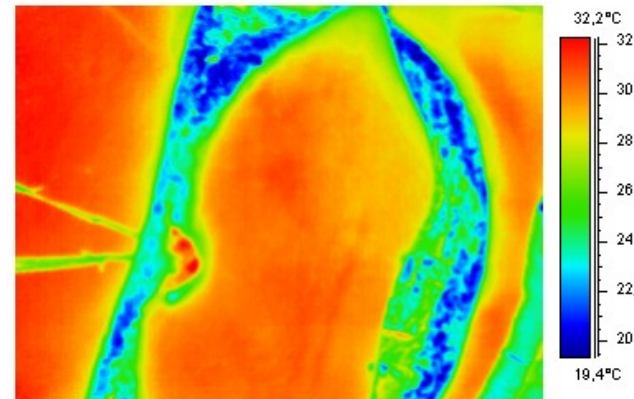


[j.u.]

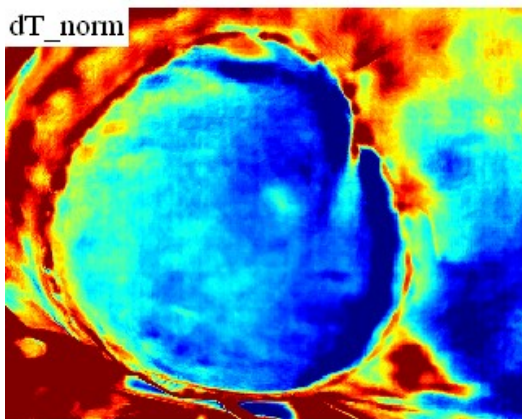


[j.u.]

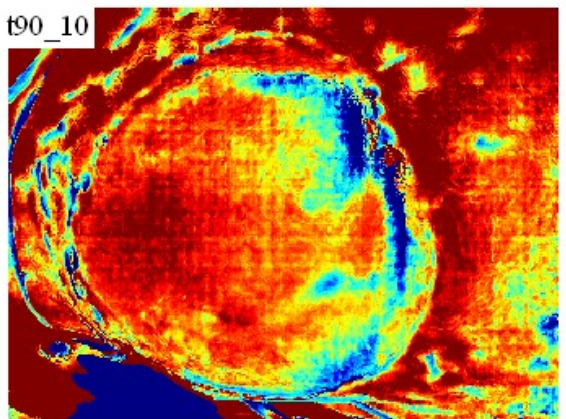
Bez komplikacji



Z komplikacjami

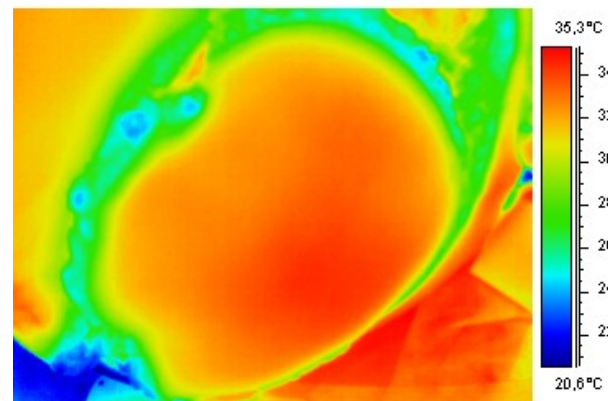


[j.u.]



[j.u.]

Z komplikacjami







# Ocena kliniczna - rekonstrukcja piersi

- Od momentu rozpoczęcia badań, do zamknięcia rozprawy przebadano dwadzieścia pacjentek; badania są cały czas kontynuowane
- Każda pacjentka została poddana siedmiu badaniom ADT (przed operacją, po odcięciu płata, po zaszyciu płata (przeprowadzane na sali operacyjnej) oraz 24h po zabiegu, 7 dni, 30 dni, 90 dni po zabiegu (w klinice)
- Obrazy  $dT_{norm}$  i  $t_{90\_10}$  posiadają zdolność różnicowania obszarów płata ze względu na wielkość perfuzji krwi
- $dT_{norm}$  jest w stanie różnicować aktywność termiczną obszarów spowodowaną różną wielkością perfuzji krwi
- $t_{90\_10}$  pokazuje lokalizację naczyń perforujących
- Zastosowanie metody na sali operacyjnej oraz w późniejszej ocenie postępów gojenia się rany zmniejsza znacznie ryzyko martwicy płata, komplikacji po rekonstrukcji oraz poprawia jakość zabiegu
- Badania przeprowadzono dzięki pomocy lekarzy i personelu Kliniki Chirurgii Plastycznej Gdańskiego uniwersytetu Medycznego

