

Ultraschall-Perfusionsbildgebung für die Schlaganfalldiagnostik auf Basis eines Modells für die Destruktionskinetik von Kontrastmittel

C. Kier¹ K. Meyer-Wiethe² G. Seidel² T. Aach³

¹Institut für Signalverarbeitung
Universität zu Lübeck

²Klinik für Neurologie
Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck

³Lehrstuhl für Bildverarbeitung
RWTH Aachen

BVM 2006



Motivation

Wie kann Ultraschall die Schlaganfalldiagnostik verbessern?



Motivation

Wie kann Ultraschall die Schlaganfalldiagnostik verbessern?

- “Gold-Standard” für Diagnose von Schlaganfall ist MRT.



Motivation

Wie kann Ultraschall die Schlaganfalldiagnostik verbessern?

- “Gold-Standard” für Diagnose von Schlaganfall ist MRT.
 - Teuer.



Motivation

Wie kann Ultraschall die Schlaganfalldiagnostik verbessern?

- “Gold-Standard” für Diagnose von Schlaganfall ist MRT.
 - Teuer.
 - Zeitaufwändig.



Motivation

Wie kann Ultraschall die Schlaganfalldiagnostik verbessern?

- “Gold-Standard” für Diagnose von Schlaganfall ist MRT.
 - Teuer.
 - Zeitaufwändig.
 - Ortsgebunden.



Motivation

Wie kann Ultraschall die Schlaganfalldiagnostik verbessern?

- “Gold-Standard” für Diagnose von Schlaganfall ist MRT.
 - Teuer.
 - Zeitaufwändig.
 - Ortsgebunden.
- Ultraschall als preisgünstige, schnelle “bedside” Alternative.



Motivation

Wie kann Ultraschall die Schlaganfalldiagnostik verbessern?

- “Gold-Standard” für Diagnose von Schlaganfall ist MRT.
 - Teuer.
 - Zeitaufwändig.
 - Ortsgebunden.
- Ultraschall als preisgünstige, schnelle “bedside” Alternative.
- Sequenz von Schnittbildern visualisiert Konzentrationsverlauf eines US-Kontrastmittels im Blut.



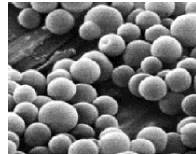
Gliederung

- 1 Diminution Harmonic Imaging (DHI)
- 2 Mathematisches Modell für DHI
- 3 Ergebnisse und Diskussion



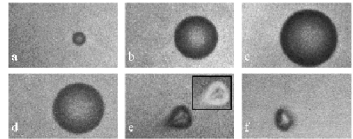
Harmonic Imaging

- Verwendung eines Kontrastmittels bestehend aus Mikrobläschen.



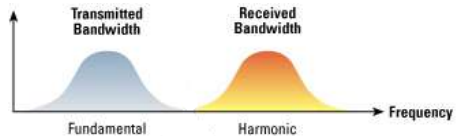
Harmonic Imaging

- Verwendung eines Kontrastmittels bestehend aus Mikrobläschen.
- Bläschen werden abhängig vom Schalldruck **zerstört**.



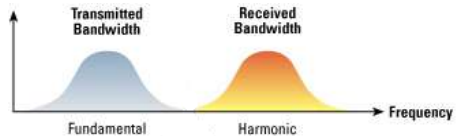
Harmonic Imaging

- Verwendung eines Kontrastmittels bestehend aus Mikrobläschen.
- Bläschen werden abhängig vom Schalldruck **zerstört**.
- Puls wird mit 1,8MHz gesendet, empfangen werden auch **harmonische Schwingungen**.



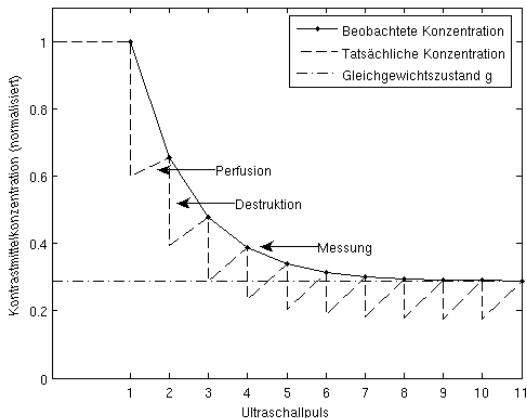
Harmonic Imaging

- Verwendung eines Kontrastmittels bestehend aus Mikrobläschen.
- Bläschen werden abhängig vom Schalldruck **zerstört**.
- Puls wird mit 1,8MHz gesendet, empfangen werden auch **harmonische Schwingungen**.
- Diese bilden Kontrastmittel und somit **Perfusion** ab.

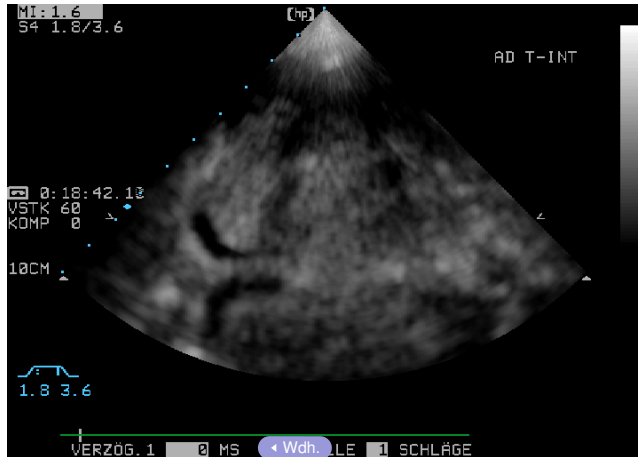


Harmonic Imaging mit Destruktionskinetik

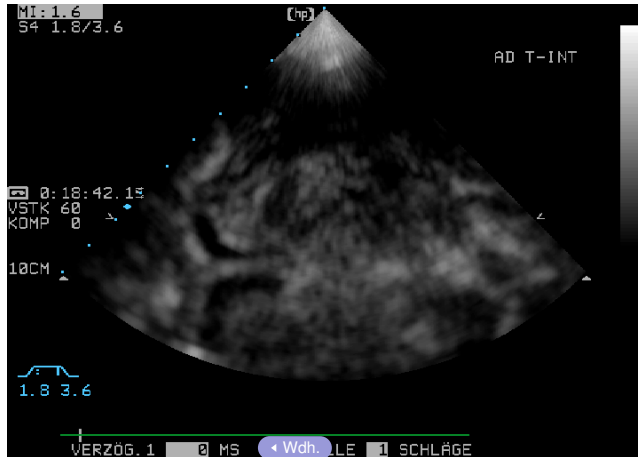
Diminution Harmonic Imaging (DHI)



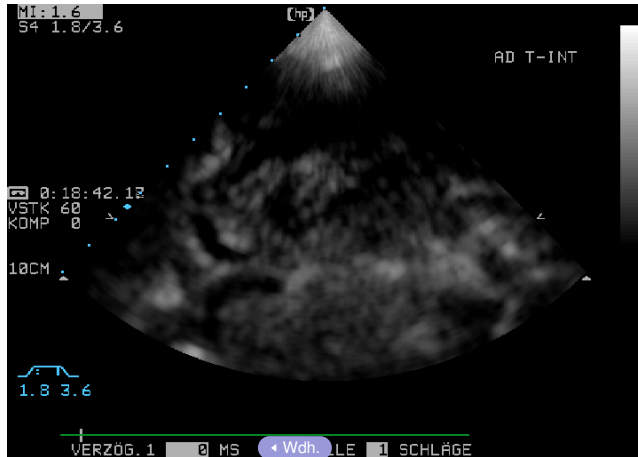
Beispiel einer DHI-Sequenz



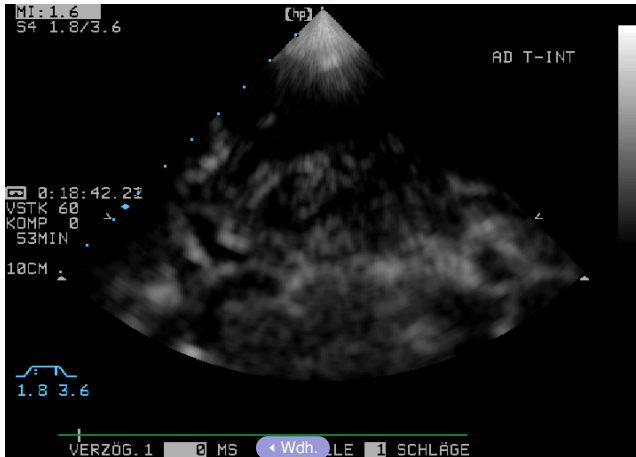
Beispiel einer DHI-Sequenz



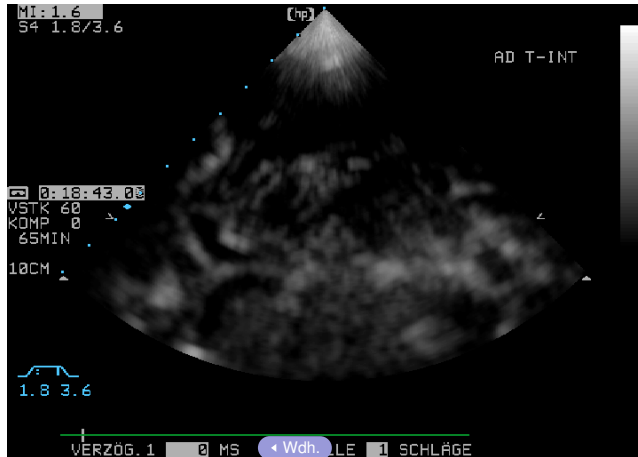
Beispiel einer DHI-Sequenz



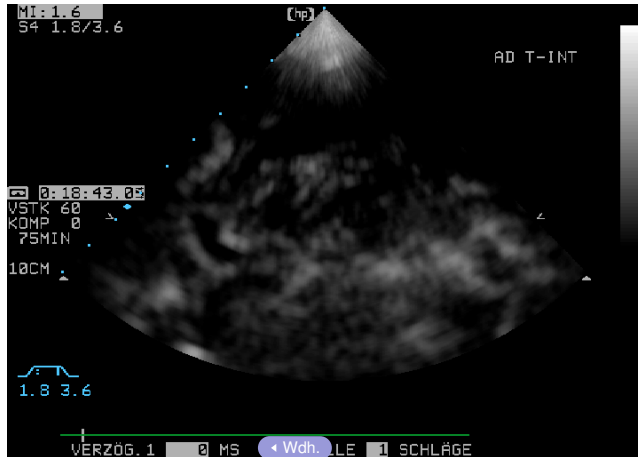
Beispiel einer DHI-Sequenz



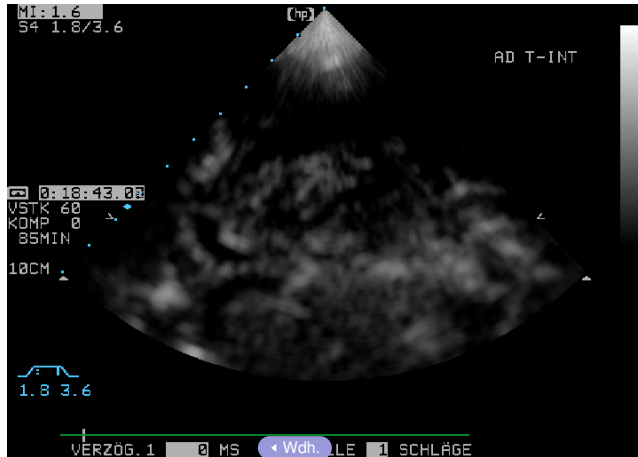
Beispiel einer DHI-Sequenz



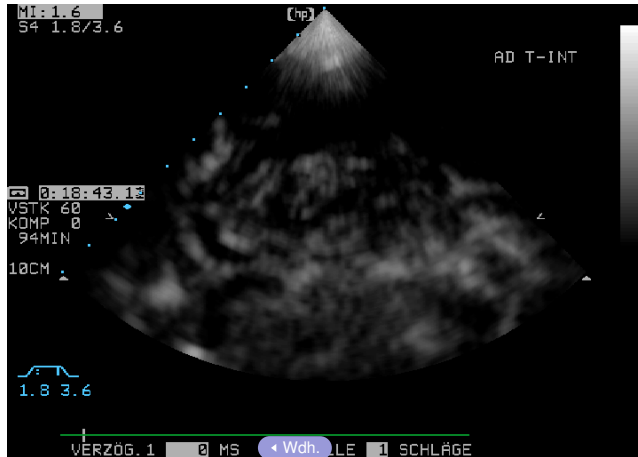
Beispiel einer DHI-Sequenz



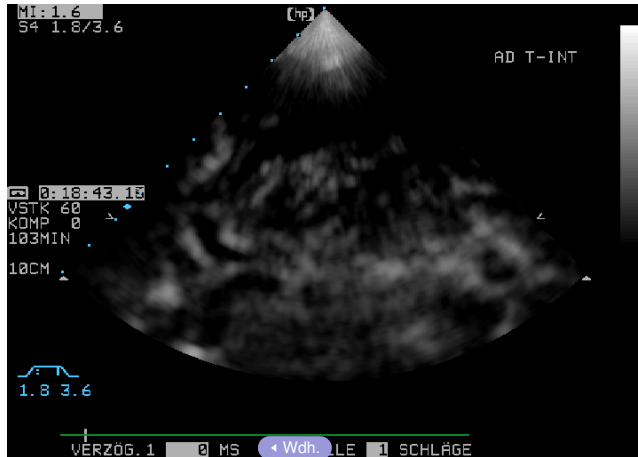
Beispiel einer DHI-Sequenz



Beispiel einer DHI-Sequenz



Beispiel einer DHI-Sequenz



Gliederung

- 1 Diminution Harmonic Imaging (DHI)
- 2 **Mathematisches Modell für DHI**
 - Stand der Forschung
 - Weiterentwicklung
- 3 Ergebnisse und Diskussion



Mathematisches Modell für DHI

Destruktion, **Abfluß** und **Zufluß** des Kontrastmittels können durch folgendes Modell¹ beschrieben werden:

¹Eyding et al., Stroke 34 (2003) 77–83



Mathematisches Modell für DHI

Destruktion, **Abfluß** und **Zufluß** des Kontrastmittels können durch folgendes Modell¹ beschrieben werden:

Rekursives Modell

$$c(n+1) = \underbrace{d}_{\text{Destruktion}} \cdot c(n) \cdot \underbrace{e^{-p \cdot \Delta t}}_{\text{Abfluss}}$$

n Anzahl der Ultraschallpulse

$c(n)$ KM-Konzentration beim n -ten Puls

Δt Zeit zwischen zwei Pulsen

d Destruktionskoeffizient, $0 \leq d \leq 1$

p Perfusionskoeffizient

¹Eyding et al., Stroke 34 (2003) 77–83



Mathematisches Modell für DHI

Destruktion, **Abfluß** und **Zufluß** des Kontrastmittels können durch folgendes Modell¹ beschrieben werden:

Rekursives Modell

$$c(n+1) = \underbrace{d}_{\text{Destruktion}} \cdot c(n) \cdot \underbrace{e^{-p \cdot \Delta t}}_{\text{Abfluss}} + c(1) \cdot \underbrace{\left(1 - e^{-p \cdot \Delta t}\right)}_{\text{Zufluss}}.$$

n Anzahl der Ultraschallpulse

$c(n)$ KM-Konzentration beim n -ten Puls

Δt Zeit zwischen zwei Pulsen

d Destruktionskoeffizient, $0 \leq d \leq 1$

p Perfusionskoeffizient

¹Eyding et al., Stroke 34 (2003) 77–83



Mathematisches Modell für DHI

Geschlossene Form

$$c(n) = c(1) \cdot \left(x^{n-1} + y \cdot \frac{x^{n-1} - 1}{x - 1} \right)$$



Mathematisches Modell für DHI

Geschlossene Form

$$c(n) = c(1) \cdot \left(x^{n-1} + y \cdot \frac{x^{n-1} - 1}{x - 1} \right), \text{ mit}$$
$$x = d \cdot e^{-p \cdot \Delta t} \quad 0 \leq x \leq 1, \text{ da } p \geq 0$$



Mathematisches Modell für DHI

Geschlossene Form

$$c(n) = c(1) \cdot \left(x^{n-1} + y \cdot \frac{x^{n-1} - 1}{x - 1} \right), \text{ mit}$$

$$x = d \cdot e^{-p \cdot \Delta t} \quad 0 \leq x \leq 1, \text{ da } p \geq 0$$

$$y = 1 - e^{-p \cdot \Delta t} \quad 0 \leq y \leq 1, \text{ da } p \geq 0.$$



Weiterentwicklung

Das sich einstellende Gleichgewicht kann als Grenzwert g des Modells interpretiert werden (mit $n \rightarrow \infty$):



Weiterentwicklung

Das sich einstellende Gleichgewicht kann als Grenzwert g des Modells interpretiert werden (mit $n \rightarrow \infty$):

Grenzwertbetrachtung

$$g = \lim_{n \rightarrow \infty} c(n) = c(1) \cdot \frac{-y}{x-1}$$



Weiterentwicklung

Das sich einstellende Gleichgewicht kann als Grenzwert g des Modells interpretiert werden (mit $n \rightarrow \infty$):

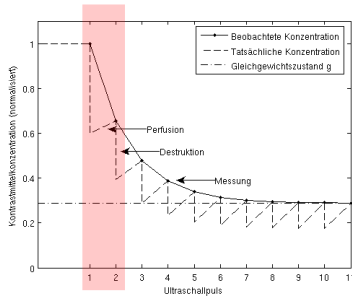
Grenzwertbetrachtung

$$\begin{aligned} g &= \lim_{n \rightarrow \infty} c(n) = c(1) \cdot \frac{-y}{x-1} \\ &= c(1) \cdot \frac{e^{-p \cdot \Delta t} - 1}{d \cdot e^{-p \cdot \Delta t} - 1}. \end{aligned}$$

Grenzwert hängt ab von Ausgangskonzentration $c(1)$, vom Perfusionskoeffizienten p sowie vom Destruktionskoeffizienten d .



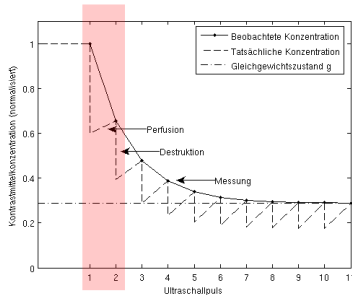
Schätzung des Destruktionskoeffizienten d



$$\lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{c(2)}{c(1)}$$



Schätzung des Destruktionskoeffizienten d

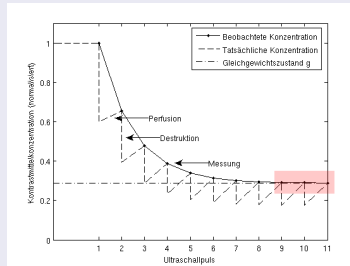


$$\lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{c(2)}{c(1)} = \frac{1}{c(1)} \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \left[c(1) \cdot d \cdot \overbrace{e^{-p \cdot \Delta t}}^{=1} + c(1) \cdot \overbrace{(1 - e^{-p \cdot \Delta t})}^{=0} \right]$$



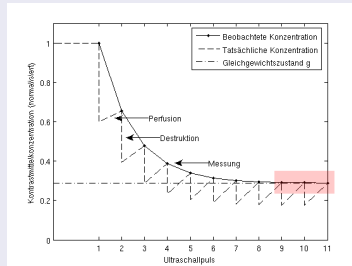
Berechnung des Perfusionskoeffizienten p

Bestimmung des Grenzwerts g



Berechnung des Perfusionskoeffizienten p

Bestimmung des Grenzwerts g



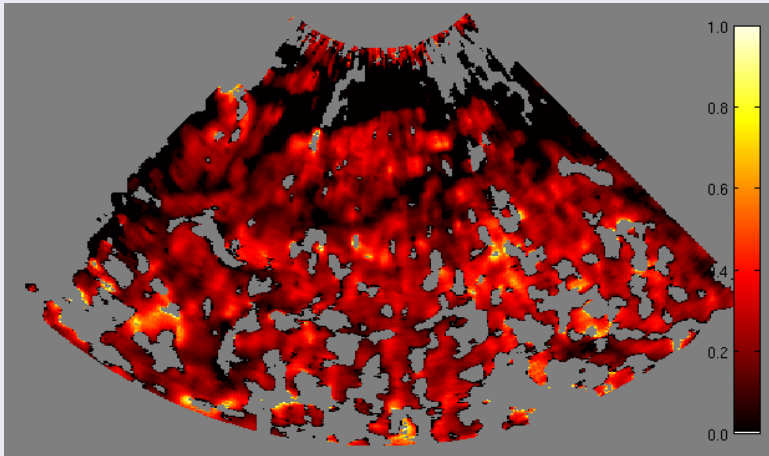
Umformung der Formel für g liefert:

$$p = \frac{1}{\Delta t} \cdot \ln \left(\frac{g \cdot d - c(1)}{g - c(1)} \right)$$



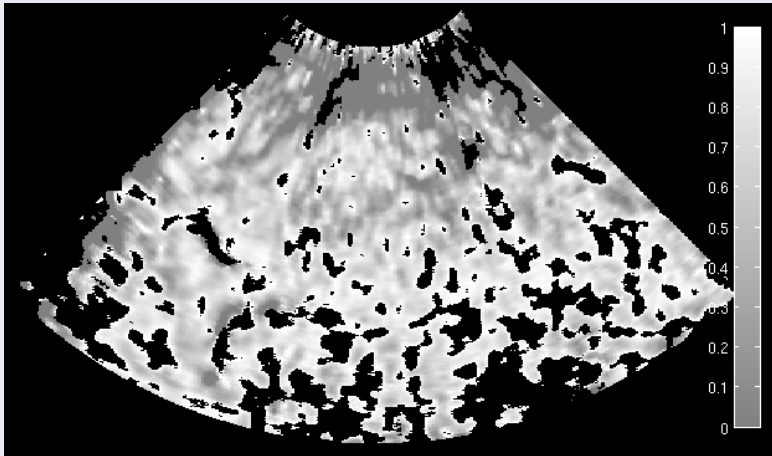
Visualisierung der Parameter

Farbkodierte Darstellung Perfusionskoeffizient



Visualisierung der Parameter

Farbkodierte Darstellung Destruktionskoeffizient



Gliederung

- 1 Diminution Harmonic Imaging (DHI)
- 2 Mathematisches Modell für DHI
- 3 **Ergebnisse und Diskussion**
 - Studie
 - Diskussion



Versuchsstudie an 8 Patienten

- Von 8 Patienten jeweils DHI-Sequenzen und MRT-Aufnahmen erstellt.



Versuchsstudie an 8 Patienten

- Von 8 Patienten jeweils DHI-Sequenzen und MRT-Aufnahmen erstellt.
- Perfusionsstörung im MRT bei um mehr als 4 Sekunden verzögerter Durchblutung.



Versuchsstudie an 8 Patienten

- Von 8 Patienten jeweils DHI-Sequenzen und MRT-Aufnahmen erstellt.
- Perfusionsstörung im MRT bei um mehr als 4 Sekunden verzögerter Durchblutung.
- In DHI-Parameterbildern Perfusionsstörungen durch erfahrene Neurologen von Hand markiert.



Versuchsstudie an 8 Patienten

- Von 8 Patienten jeweils DHI-Sequenzen und MRT-Aufnahmen erstellt.
- Perfusionsstörung im MRT bei um mehr als 4 Sekunden verzögerter Durchblutung.
- In DHI-Parameterbildern Perfusionsstörungen durch erfahrene Neurologen von Hand markiert.
- Größe der Perfusionsdefekte mittels Spearman Ranking Verfahren verglichen.



Versuchsstudie an 8 Patienten

- Von 8 Patienten jeweils DHI-Sequenzen und MRT-Aufnahmen erstellt.
- Perfusionsstörung im MRT bei um mehr als 4 Sekunden verzögerter Durchblutung.
- In DHI-Parameterbildern Perfusionsstörungen durch erfahrene Neurologen von Hand markiert.
- Größe der Perfusionsdefekte mittels Spearman Ranking Verfahren verglichen.
- **Allein Perfusionskoeffizient weist signifikante Korrelation mit MRT-Ergebnissen auf.**



Diskussion

- DHI hat neben anderen HI-Methoden aufgrund der **kurzen Untersuchungszeit** das größte Potential.



Diskussion

- DHI hat neben anderen HI-Methoden aufgrund der **kurzen Untersuchungszeit** das größte Potential.
- Ergebnisse der Studie sind vorläufig, aber **vielversprechend**.



Diskussion

- DHI hat neben anderen HI-Methoden aufgrund der **kurzen Untersuchungszeit** das größte Potential.
- Ergebnisse der Studie sind vorläufig, aber **vielversprechend**.
- Direkte Berechnung von p und d ist **schneller** und **genauer**.



Diskussion

- DHI hat neben anderen HI-Methoden aufgrund der **kurzen Untersuchungszeit** das größte Potential.
- Ergebnisse der Studie sind vorläufig, aber **vielversprechend**.
- Direkte Berechnung von p und d ist **schneller** und **genauer**.
- **Schwäche** der Methode ist noch die **untersucherabhängige Bestimmung** der Perfusionsdefekte.

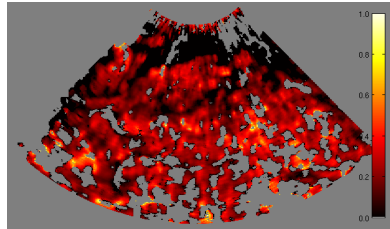
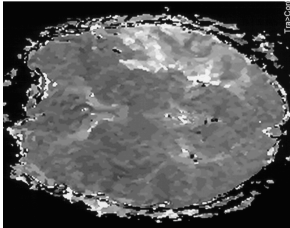


Diskussion

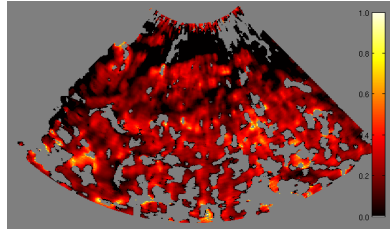
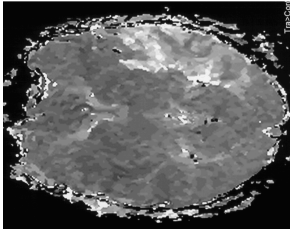
- DHI hat neben anderen HI-Methoden aufgrund der **kurzen Untersuchungszeit** das größte Potential.
- Ergebnisse der Studie sind vorläufig, aber **vielversprechend**.
- Direkte Berechnung von p und d ist **schneller** und **genauer**.
- **Schwäche** der Methode ist noch die **untersucherabhängige Bestimmung** der Perfusionsdefekte.
- Auch an **anderen Organen** anwendbar.



Fazit



Fazit



Fazit

Vorgestellte Methode verspricht
kostengünstige und **schnelle Diagnostik** der Perfusion
unter **minimaler Belastung** des Patienten.

