

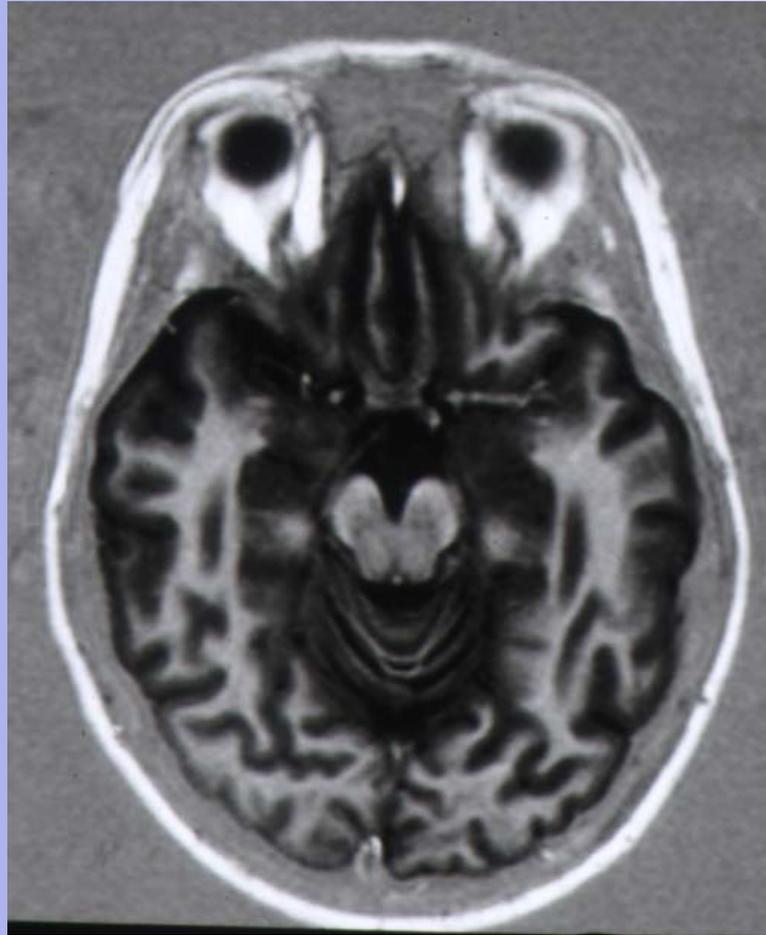
Grundlagen der Kernspintomographie (NMR)

Richard Bauer, JLU Gießen

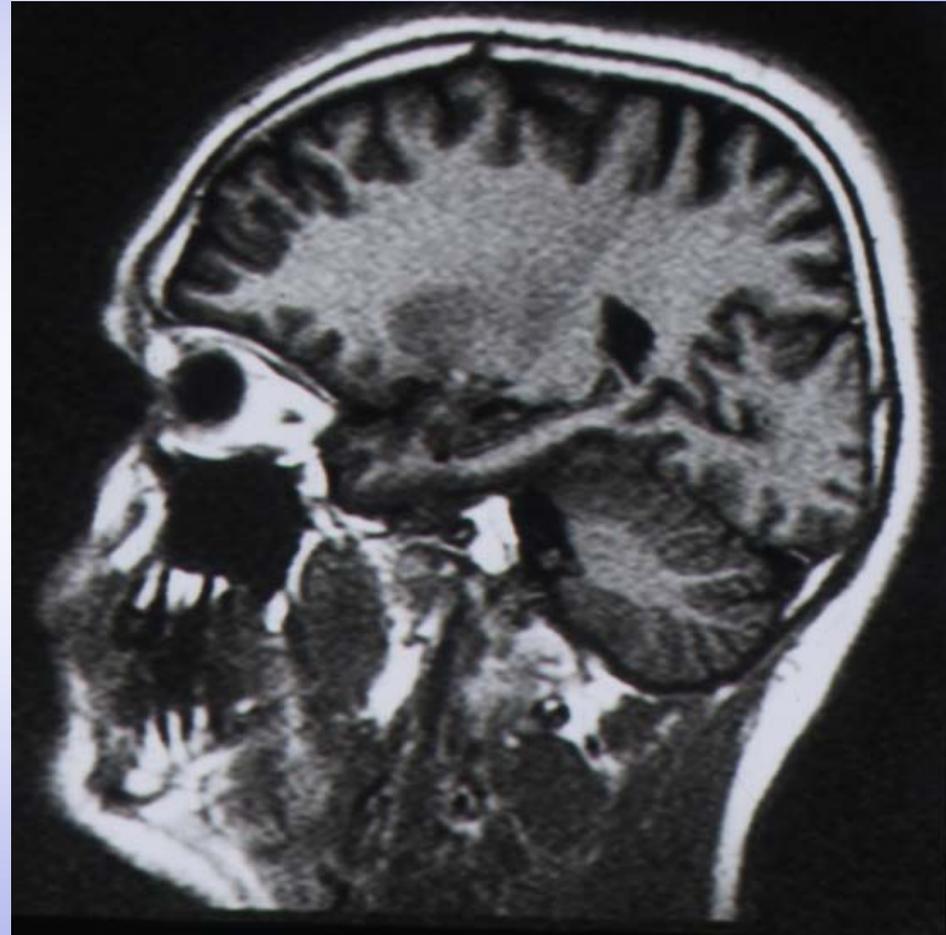
Physikalische Grundlagen der Bildgebung

Röntgen, CT	Absorption von Röntgenstrahlen
Ultraschall	Änderung der Schallgeschwindigkeit
Szintigraphie	Radiodiagnostikum Nachweis der Gammastrahlung
MR-Tomographie	Protonendichte T1-Relaxationszeit T2-Relaxationszeit chemische Verschiebung „Phasenkohärenz“

T1-gewichtete Tomogramme



transversal



sagittal

Grundlagen der Kernspintomographie

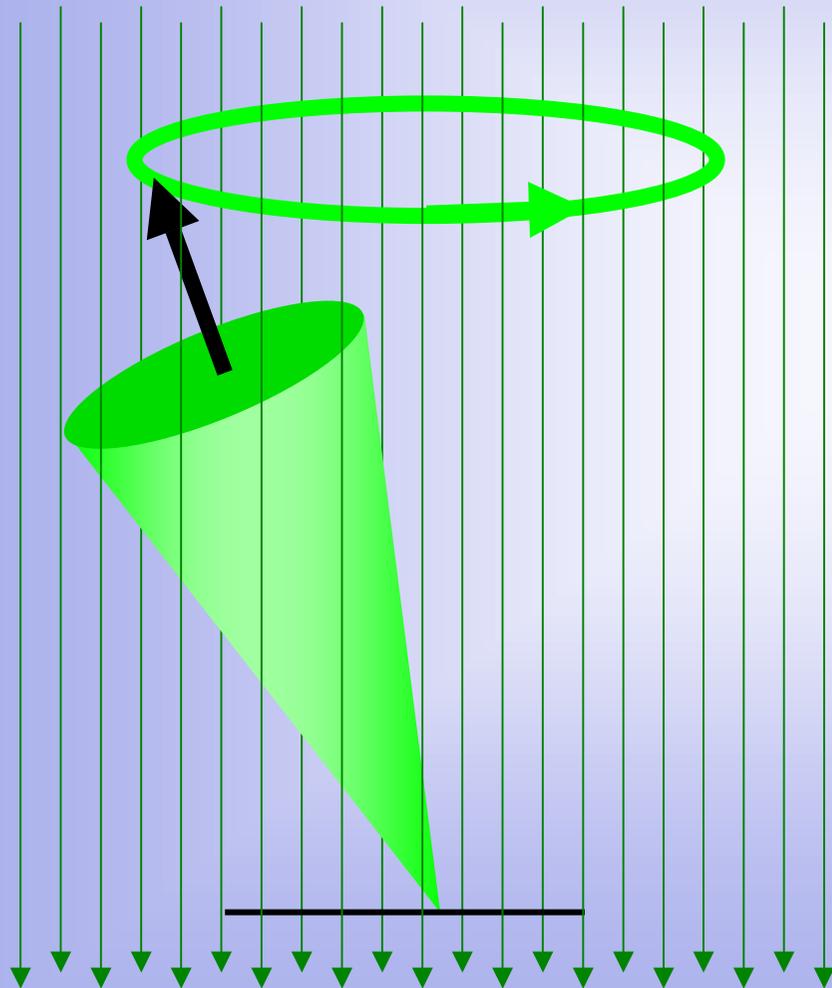
- **Kernspinresonanz**
 - Anregung und Relaxation
 - Spinecho
 - Bildgebung in der MR-Tomographie
 - Anregungssequenzen und Bildkontrast
 - Magnetsysteme und HF-Spulen
 - Kontrastmittel, spezielle Techniken
- 

Eigenschaften von Nukleonen (Protonen und Neutronen)

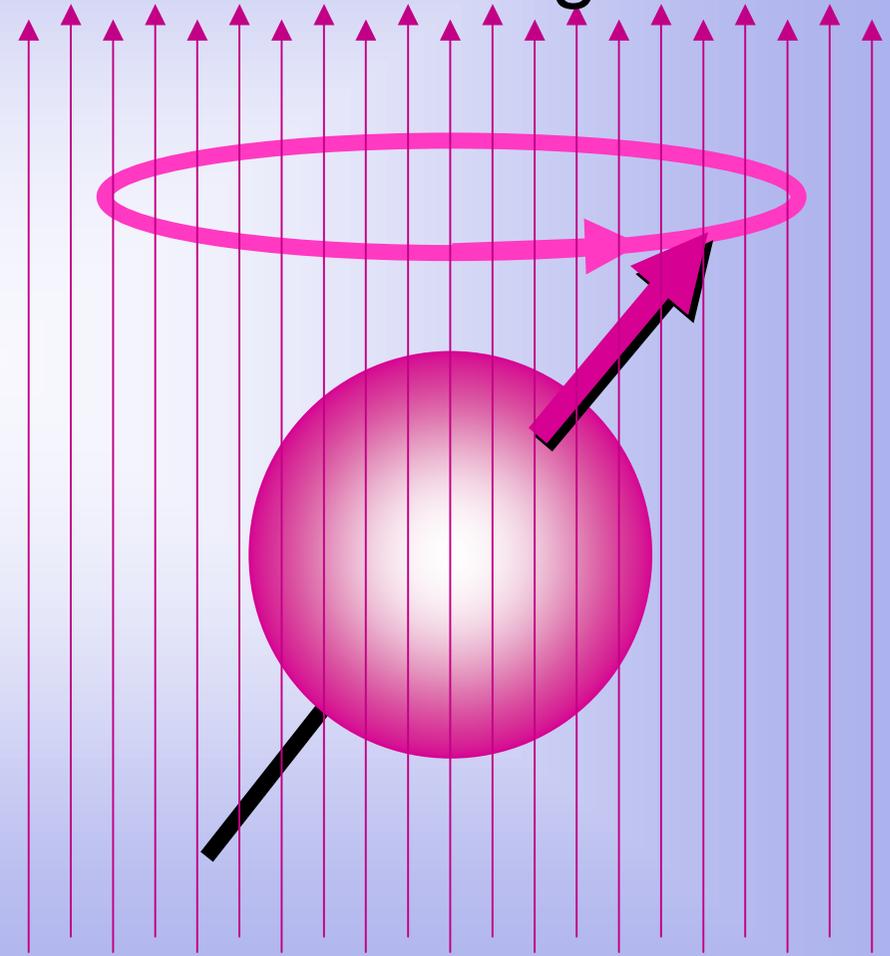
- Spin s (Drehmoment)
- magnetisches Dipolmoment μ
- Spin und magnetisches Moment parallel
- Kerne mit ungerader Anzahl von Protonen oder Neutronen besitzen Spin und Moment μ
- Präzession um Achse eines äußeren Magnetfeldes B_0
- Präzession = Kreiselbewegung der Spinachse

Präzessionsbewegungen

Kreisel im Erdfeld

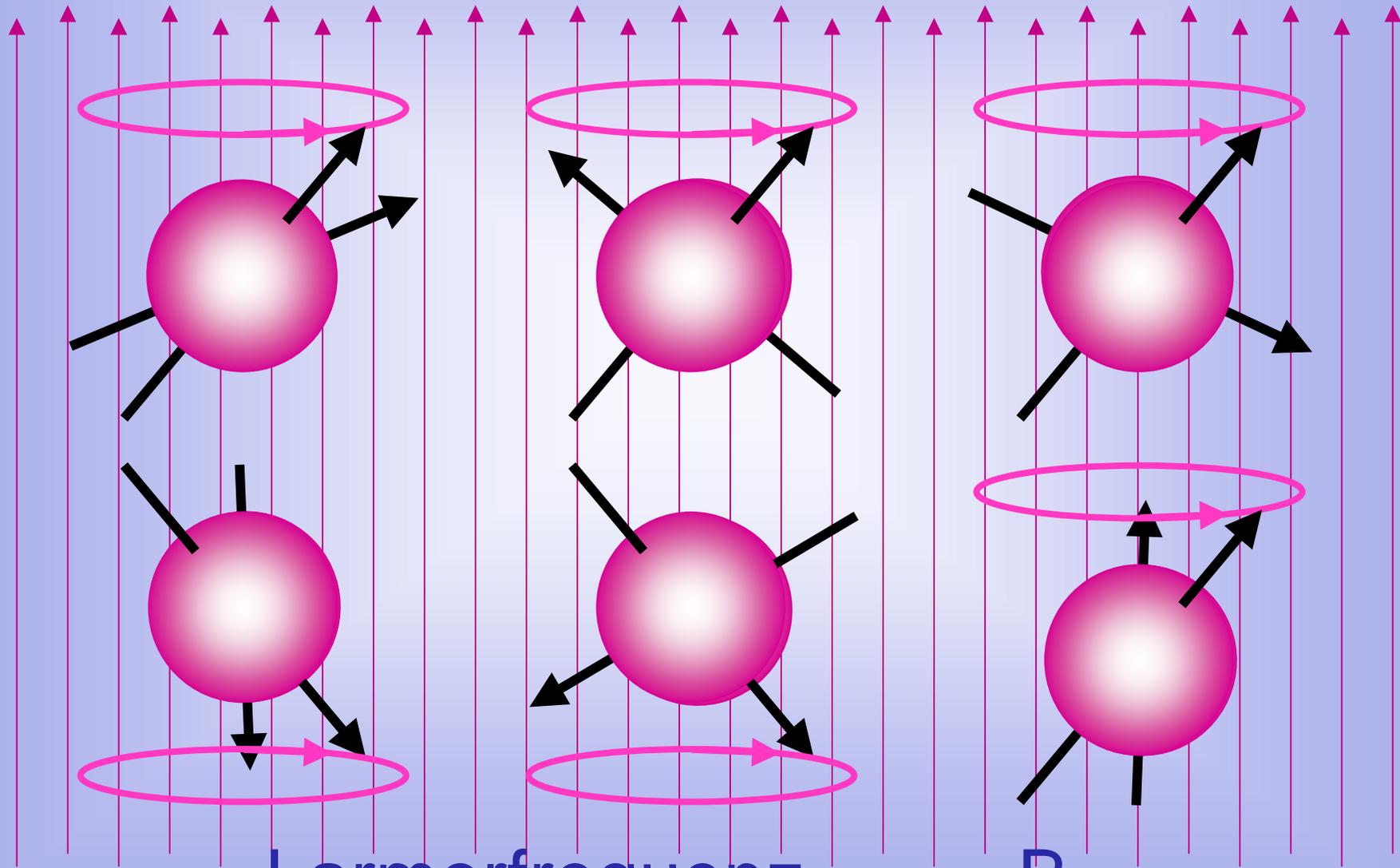


Proton im Magnetfeld



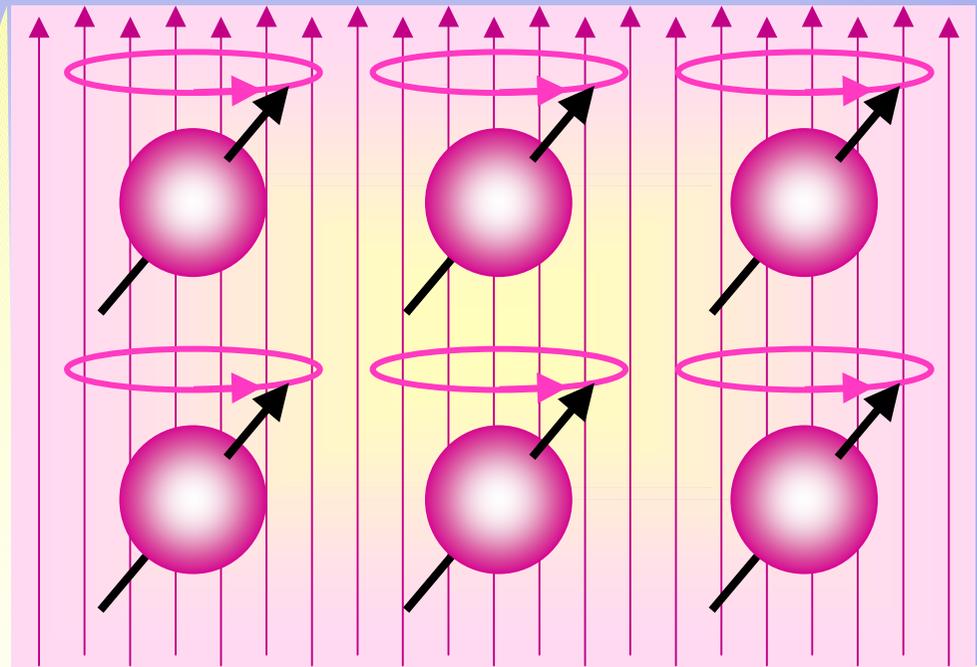
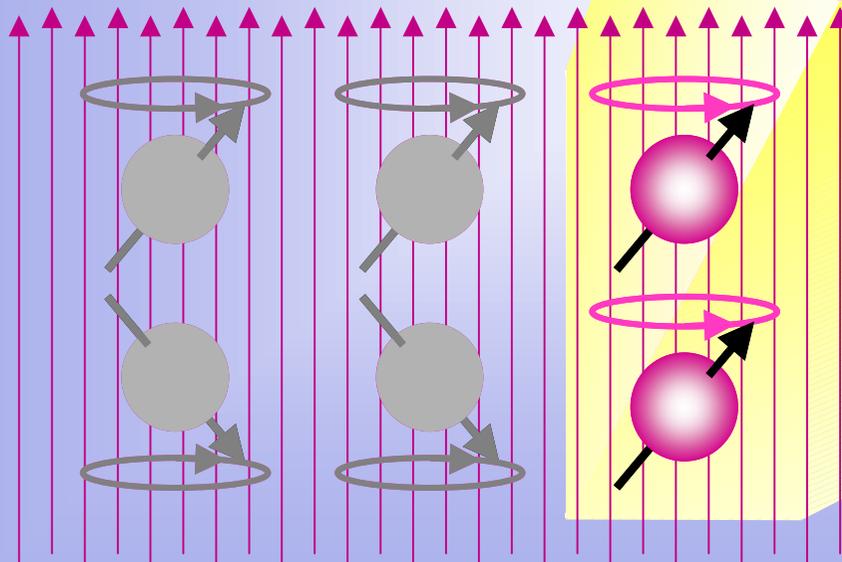
Larmorfrequenz $\omega = \gamma B_0$

Präzession eines Spinsystems



Larmorfrequenz $\omega = \gamma B_0$

magnetisches
Moment durch
„Überschuß“-
Protonen



$$\Delta n = \gamma B h / 2\pi kT$$

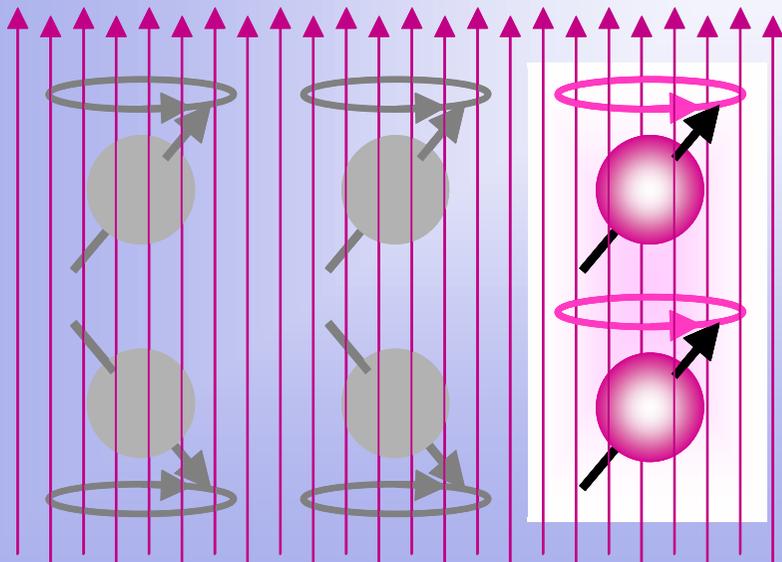
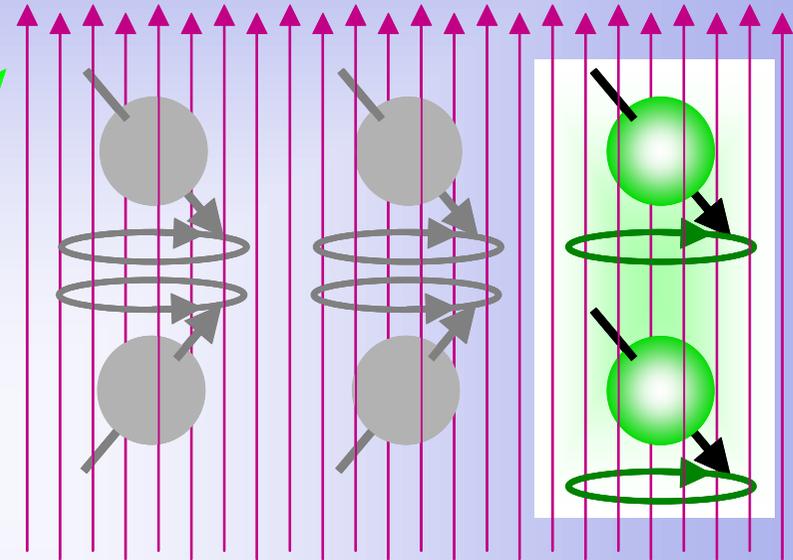
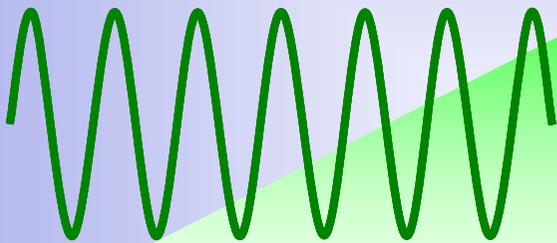
$$\Delta n : n = 1 : 10^6$$

Grundlagen der Kernspintomographie

- Kernspinresonanz
 - **Anregung und Relaxation**
 - Spinecho
 - Bildgebung in der MR-Tomographie
 - Anregungssequenzen und Bildkontrast
 - Magnetsysteme und HF-Spulen
 - Kontrastmittel, spezielle Techniken
- 

Kernmagnetische Resonanz (NMR)

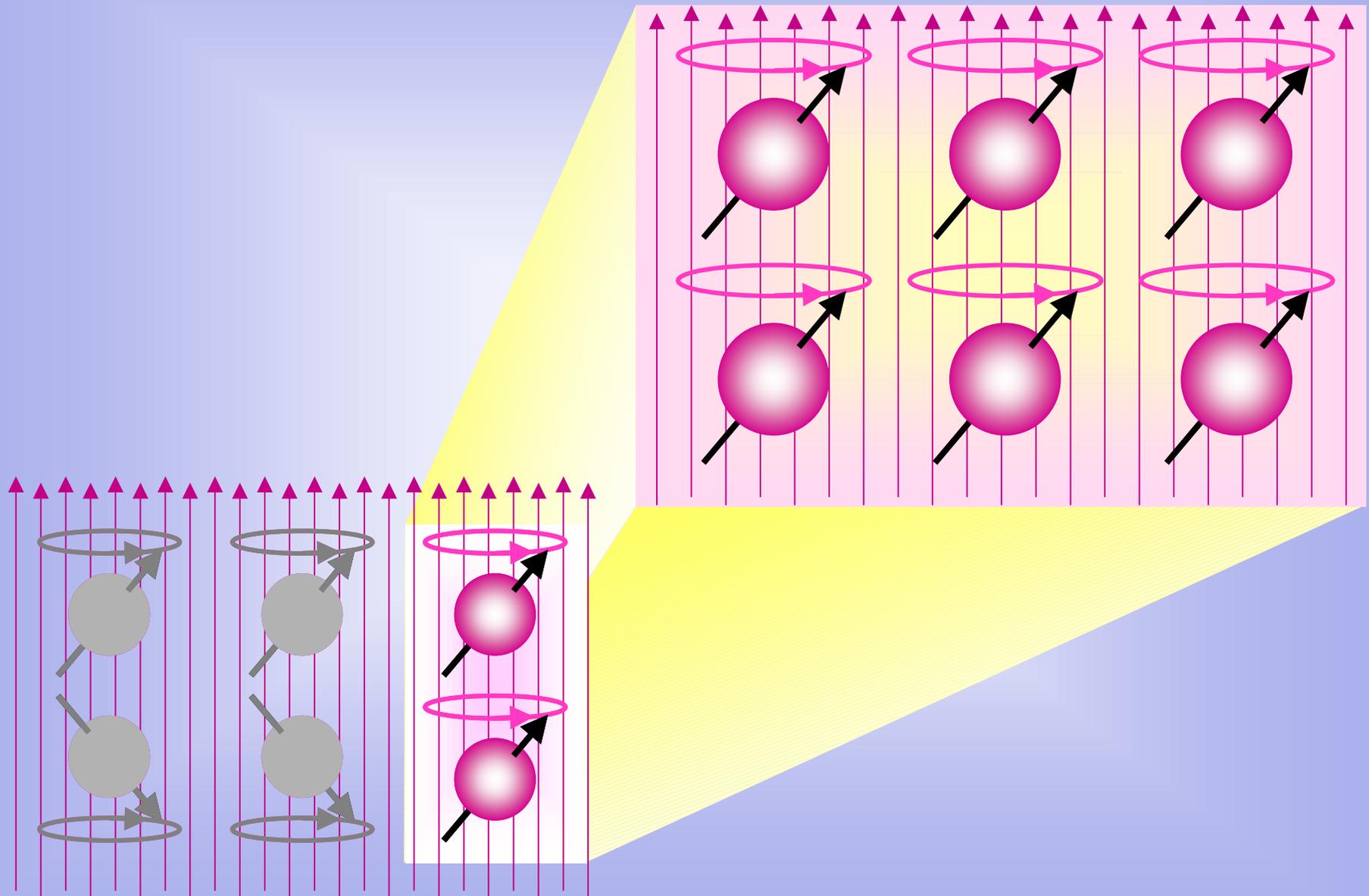
Anregung



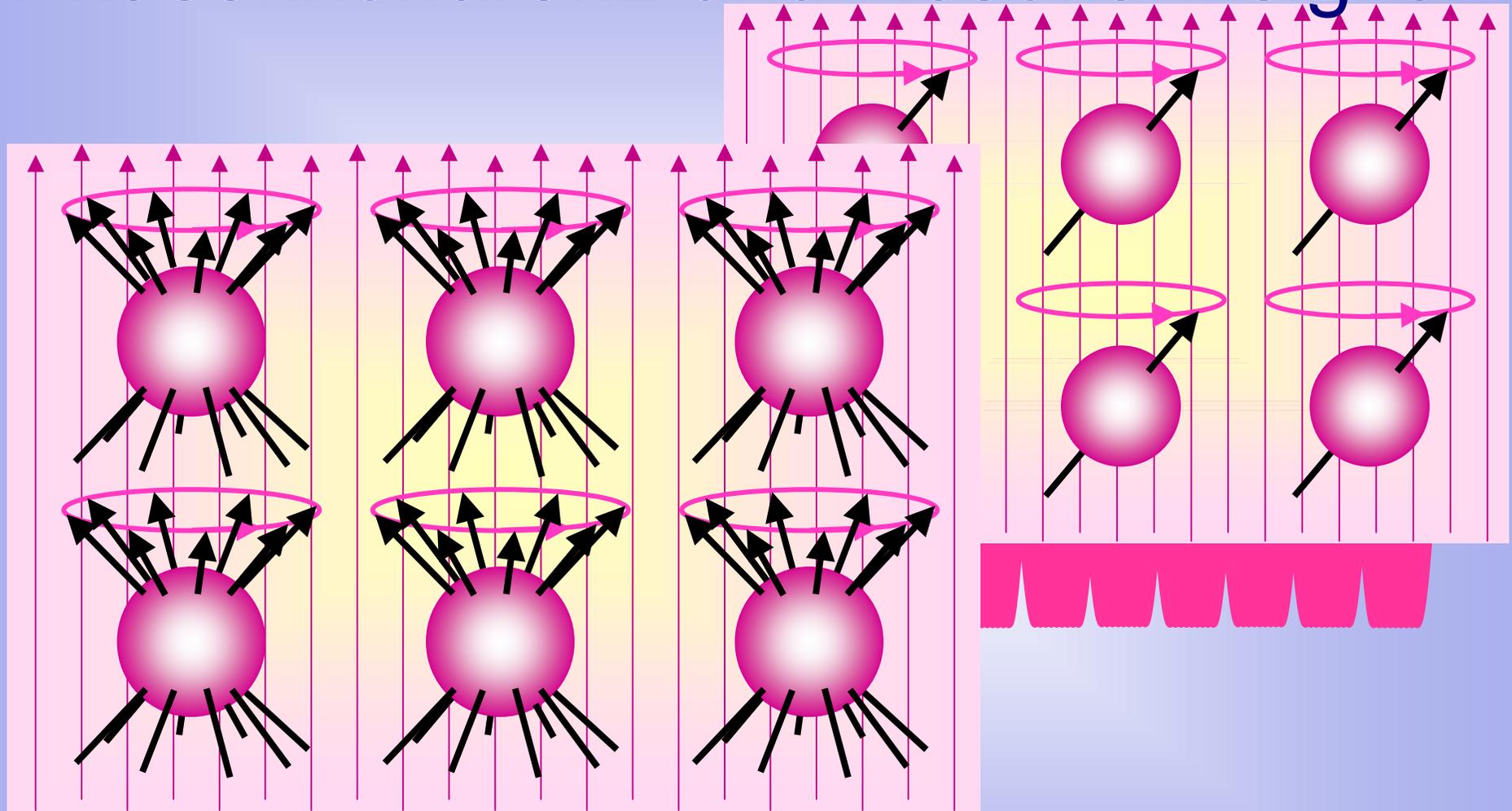
Relaxation



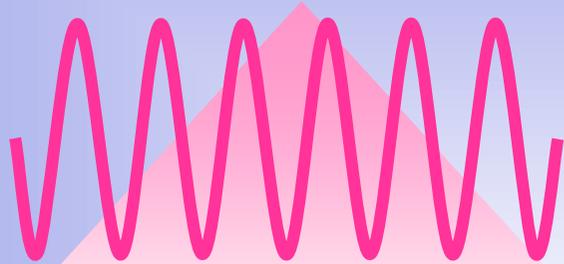
Phasenkohärenz und Resonanzsignal



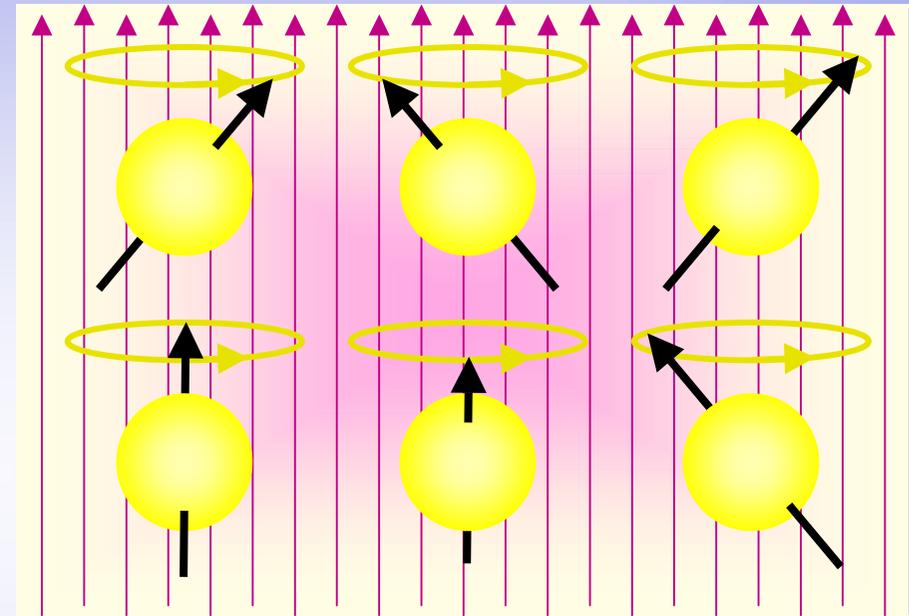
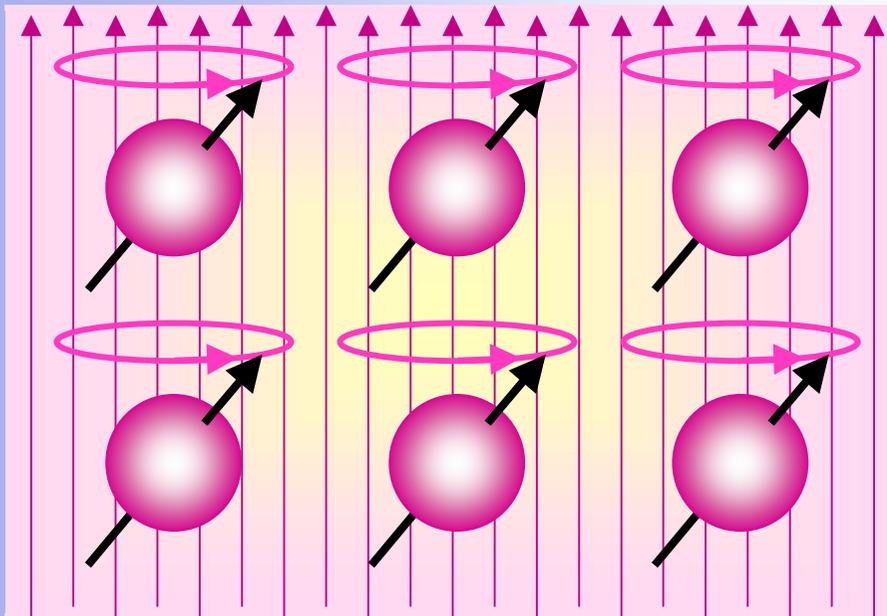
Phasenkohärenz und Resonanzsignal



Phasenkohärenz und Resonanzsignal



Phasenkohärenz
⇒ Resonanzsignal



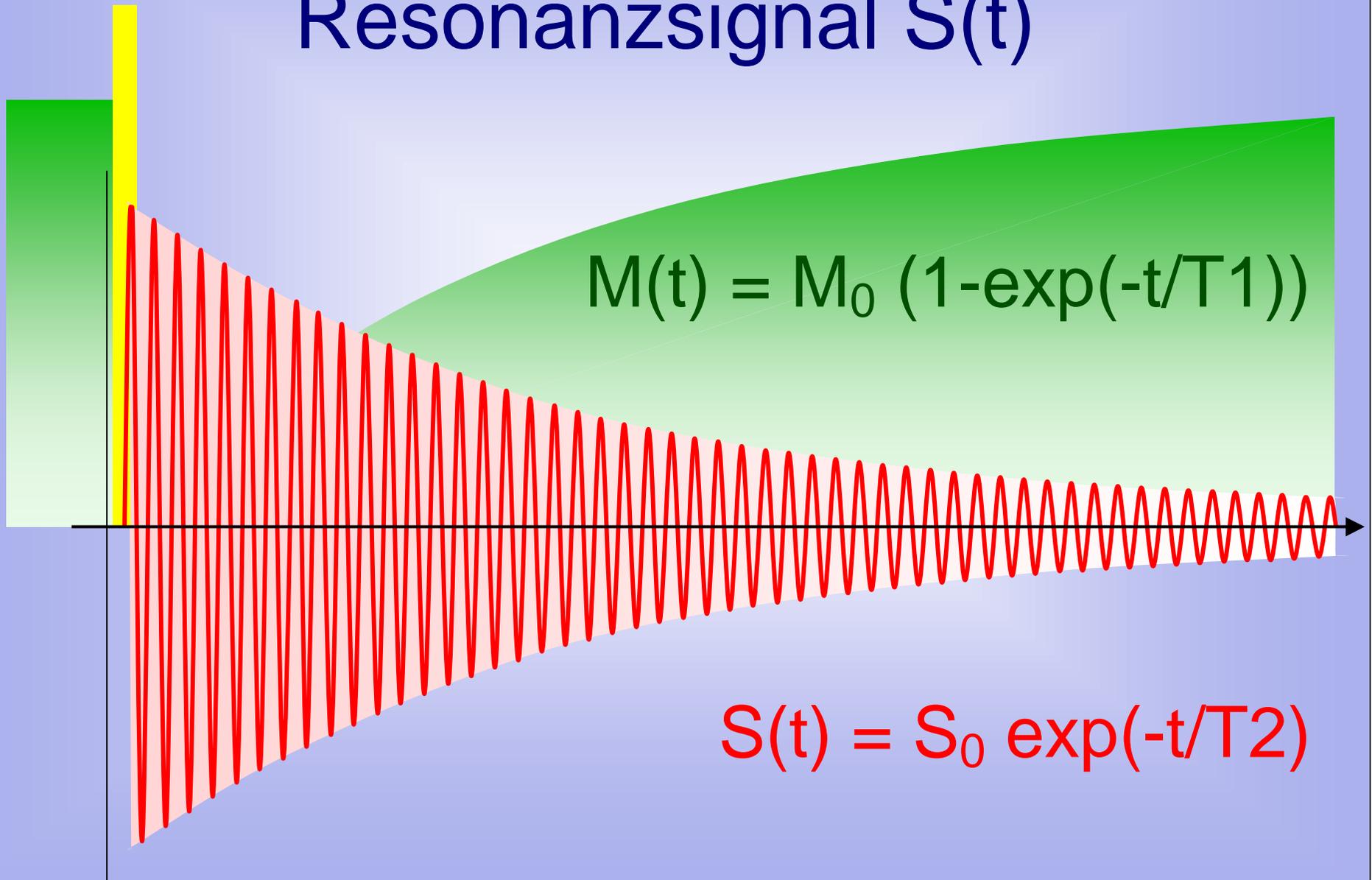
keine Kohärenz
⇒ kein Signal



Kernmagnetische Resonanz (NMR)

- Präzession der Atomkerne im magnetischen Feld B_0 mit **Larmorfrequenz** $\omega_L = \gamma B_0$
- Anregung durch HF-Puls mit Frequenz ω_a
- Relaxation des Spinsystems unter Aussendung eines schwachen HF-Signals mit Frequenz ω_r
- weil $\omega_L = \omega_a = \omega_r$, heißt das Phänomen **kernmagnetische Resonanz** oder „nuclear magnetic resonance“, NMR

Magnetisierung $M(t)$ und Resonanzsignal $S(t)$



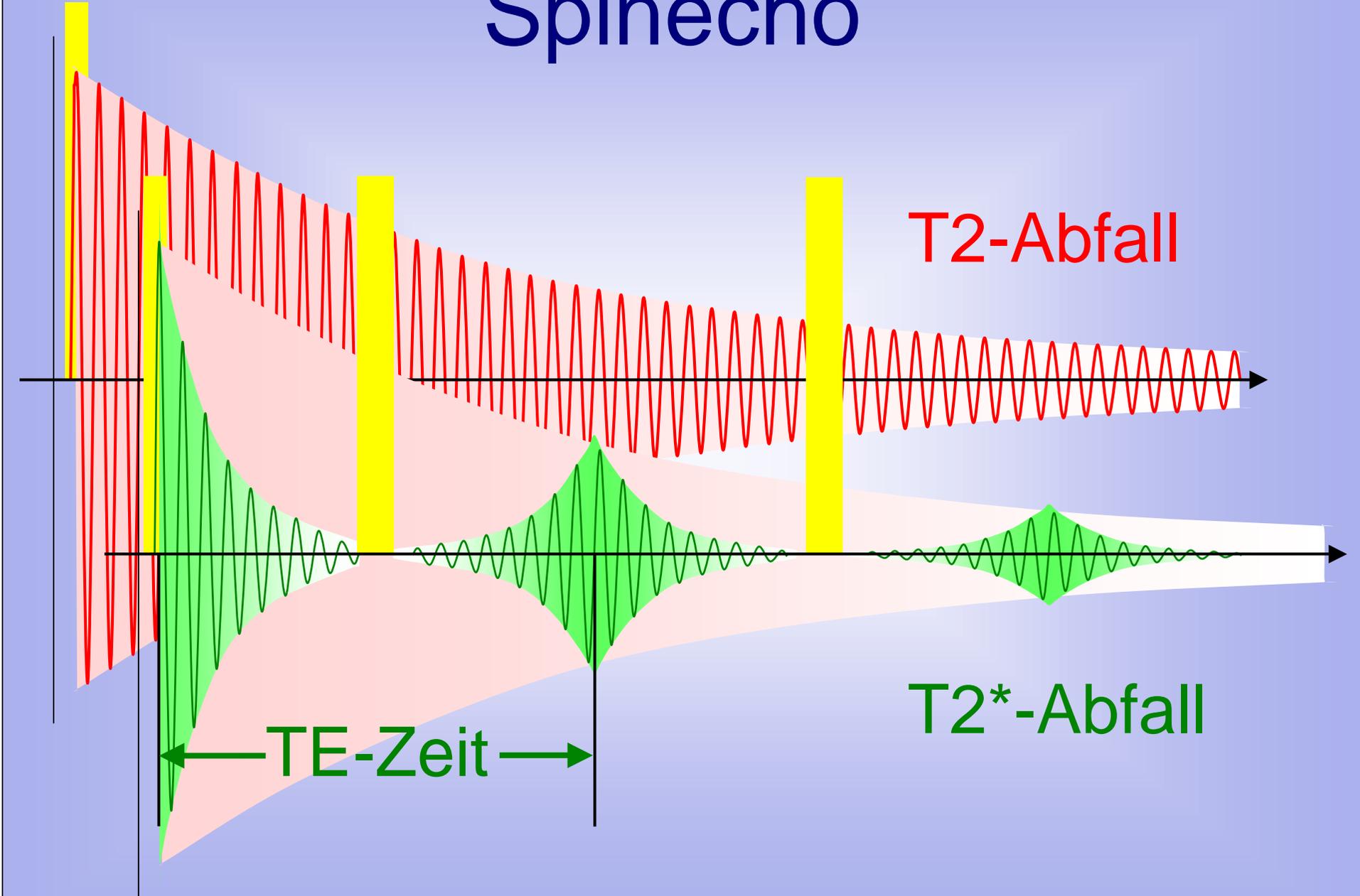
Informationsgehalt von NMR-Signalen

Protonendichte	⇒ Gewebeeigenschaft
T1-Relaxationszeit	⇒ Gewebeeigenschaft
T2-Relaxationszeit	⇒ Gewebeeigenschaft
Phasenkohärenz	⇒ Gewebeeigenschaft Flußinformation
Resonanzfrequenz	⇒ „Biochemie“

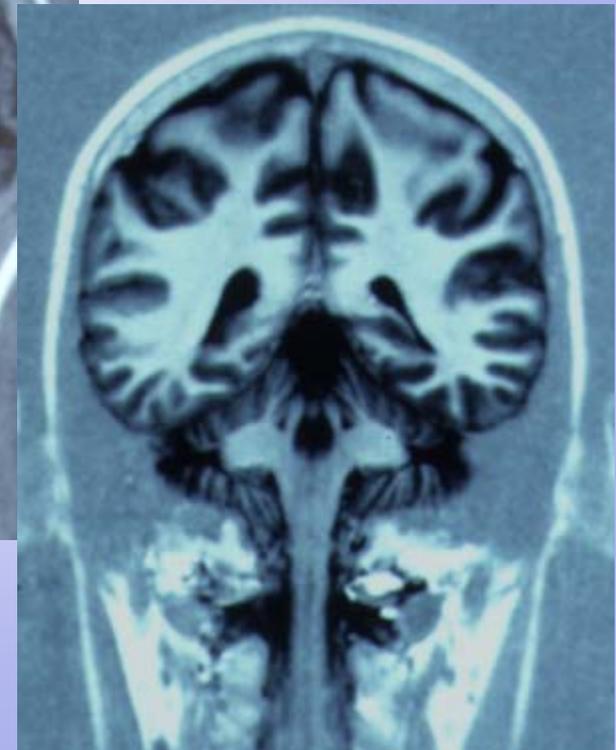
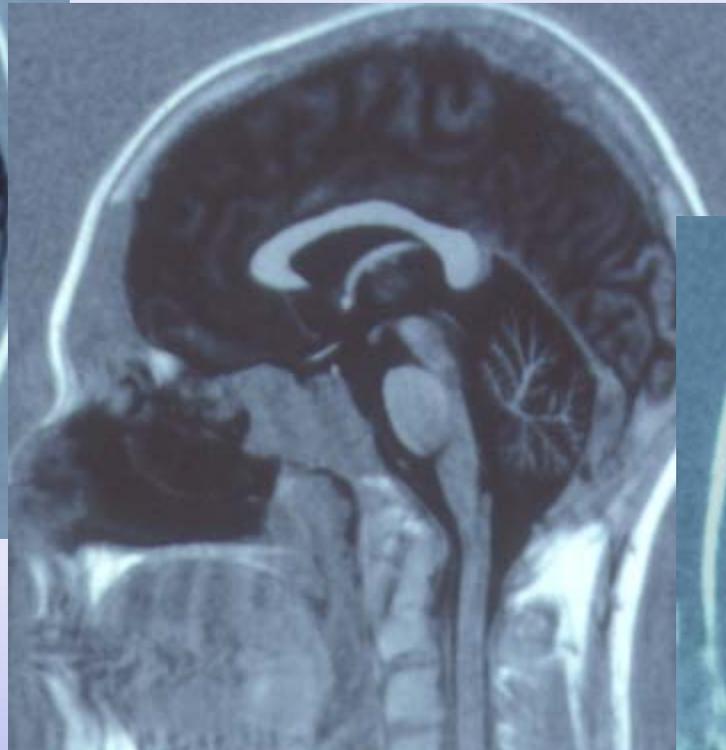
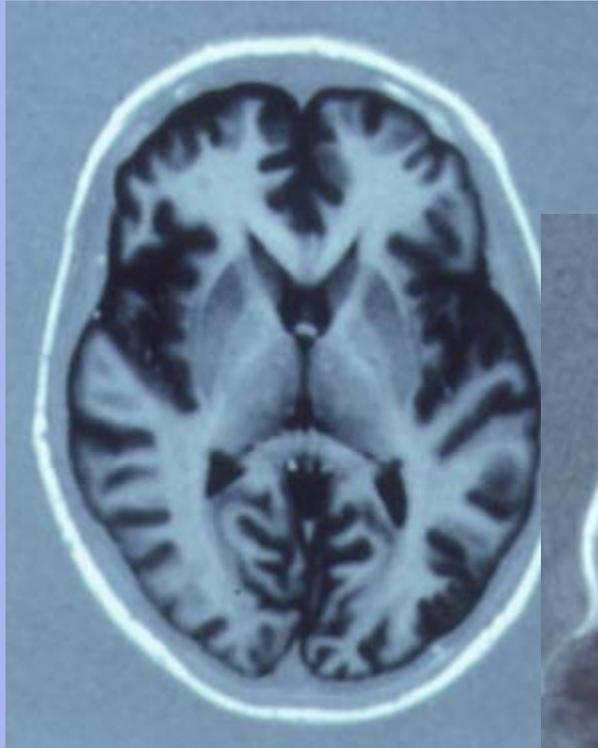
Grundlagen der Kernspintomographie

- Kernspinresonanz
 - Anregung und Relaxation
 - **Spinecho**
 - Bildgebung in der MR-Tomographie
 - Anregungssequenzen und Bildkontrast
 - Magnetsysteme und HF-Spulen
 - Kontrastmittel, spezielle Techniken
- 

Spinecho



Bildrekonstruktion in beliebiger Orientierung



Grundlagen der Kernspintomographie

- Kernspinresonanz
 - Anregung und Relaxation
 - Spinecho
 - **Bildgebung in der MR-Tomographie**
 - Anregungssequenzen und Bildkontrast
 - Magnetsysteme und HF-Spulen
 - Kontrastmittel, spezielle Techniken
- 

Problematik der Bildgebung

Bei einem Grundfeld von 1 T magnetischer Induktion beträgt die Resonanzfrequenz von Wasserstoffatomkernen ca. 42 MHz

diese Frequenz entspricht einer Wellenlänge von etwa 7 m

⇒ wellenoptisch kann eine Auflösung < 7 m nicht erreicht werden

Wie kann eine Auflösung im Millimeter-Bereich erreicht werden ?

Wirkung magnetischer Feldgradienten

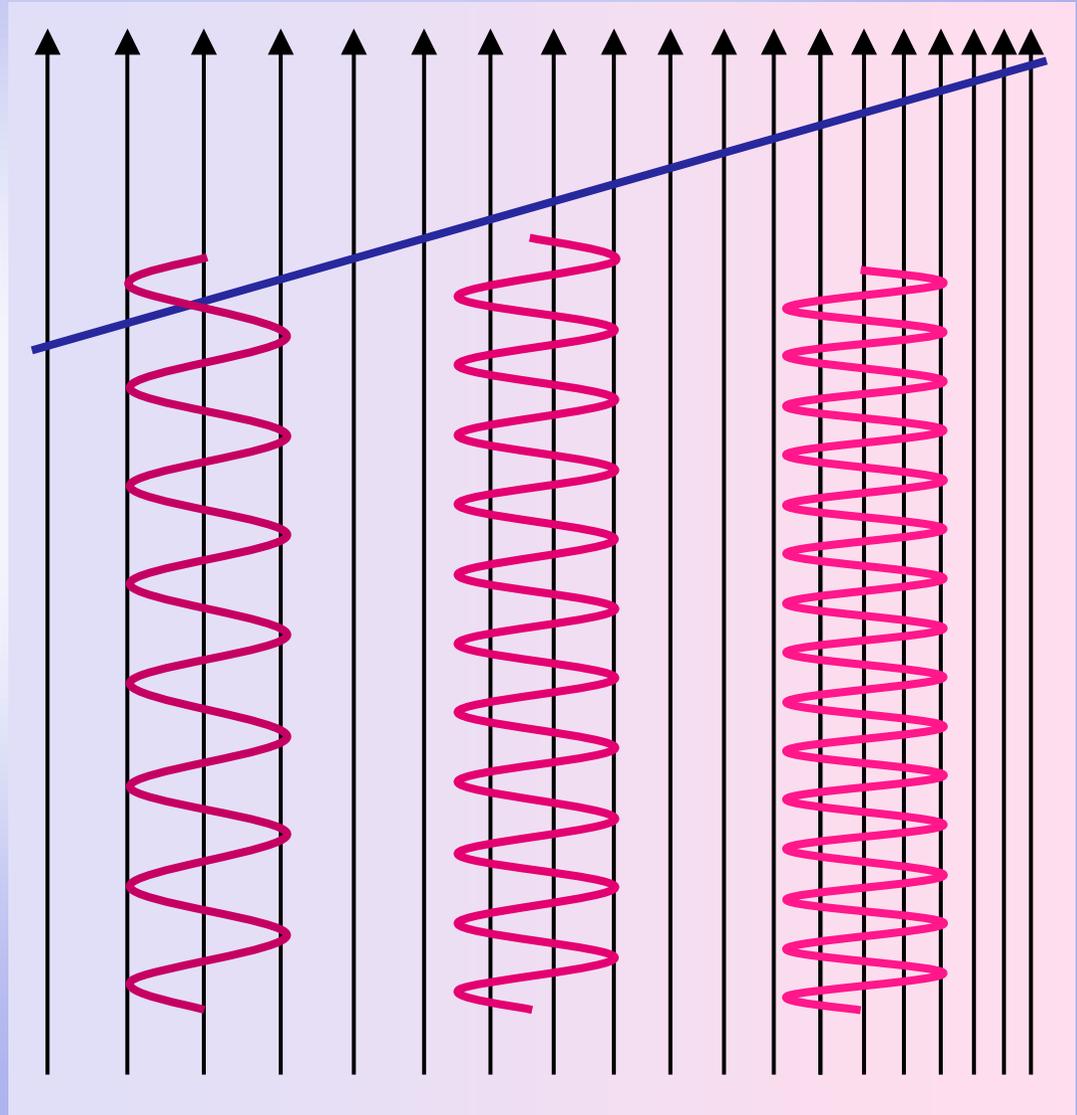
Feldgradienten G_z
verändern

ortsabhängig
das Magnetfeld

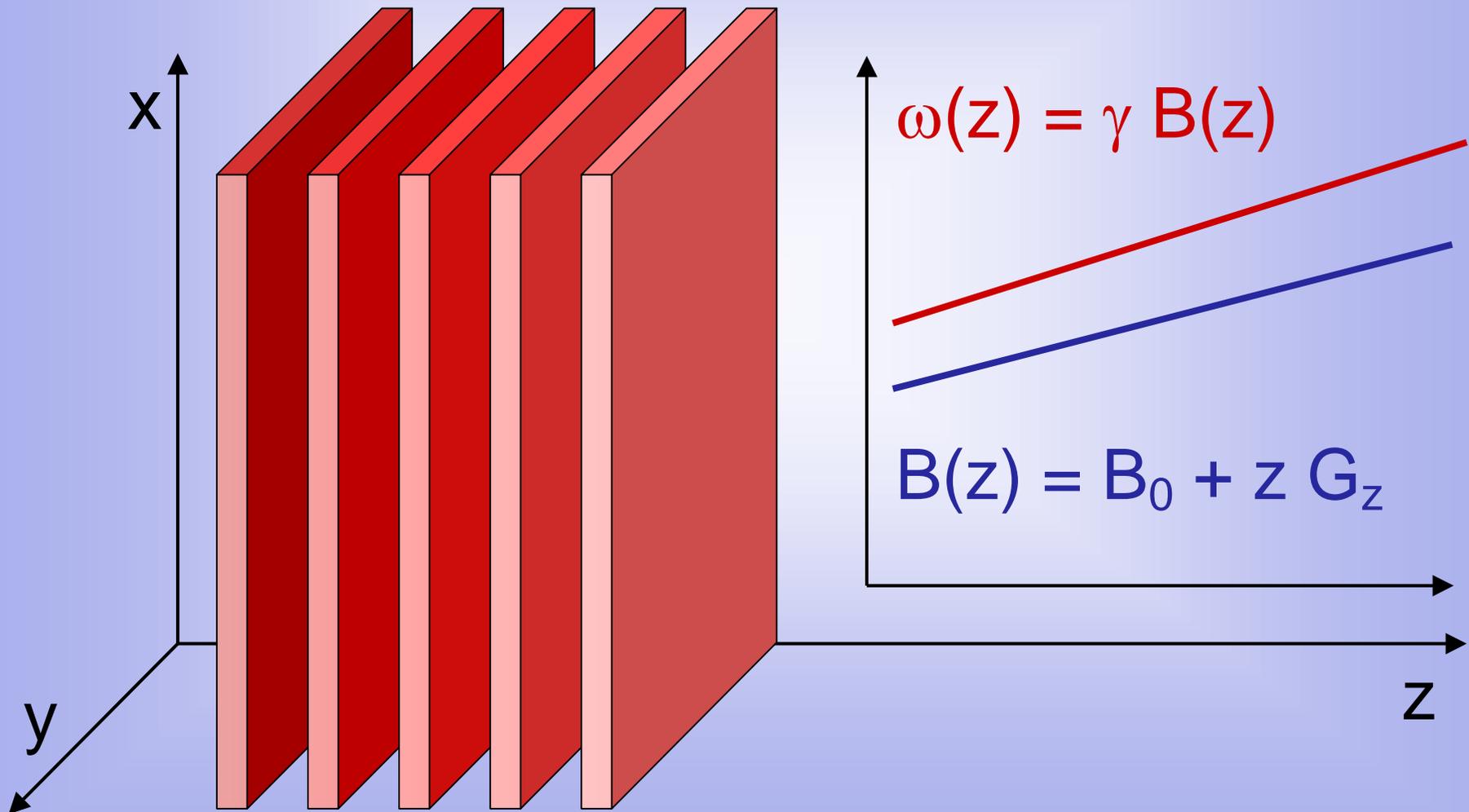
$$B(z) = B_0 + z G_z$$

und damit die
Resonanzfrequenz

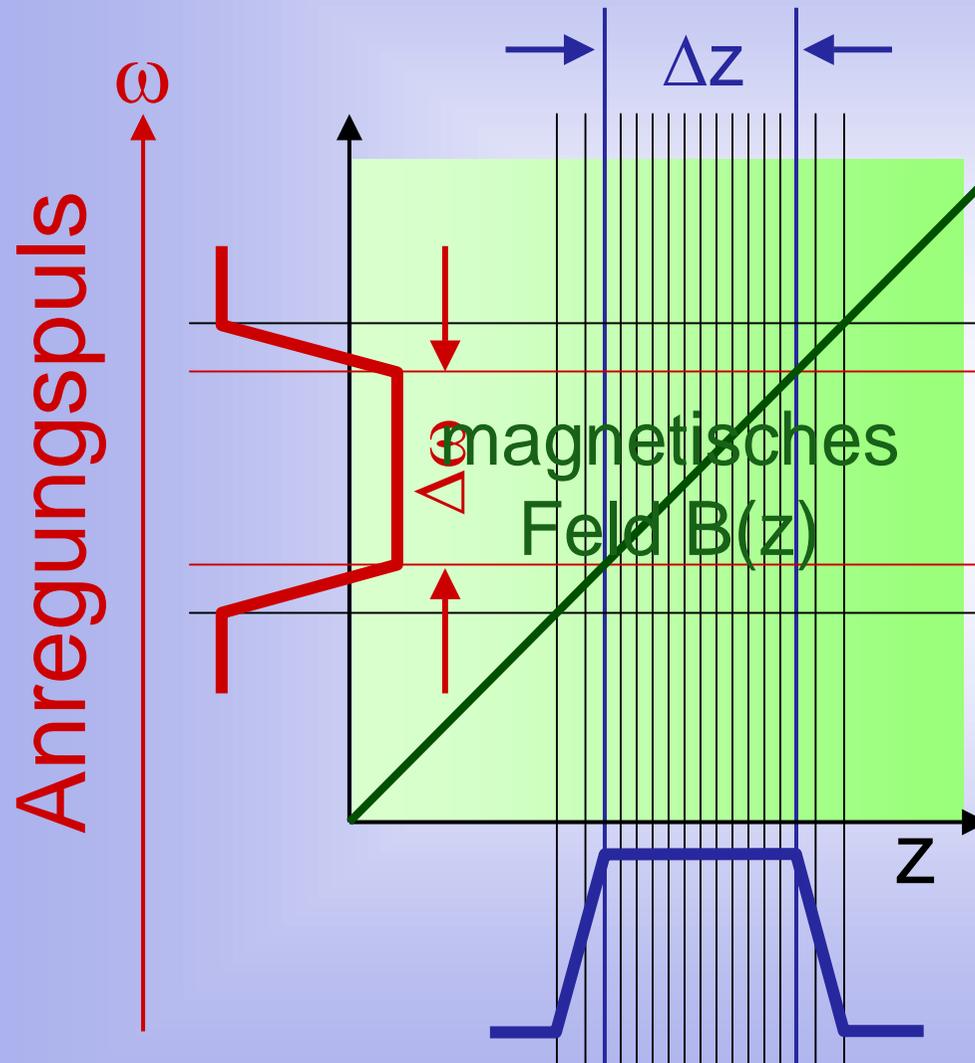
$$\begin{aligned}\omega(z) &= \gamma B(z) \\ &= \omega_0 + \gamma z G_z\end{aligned}$$



Schichtselektion während der Anregung



Schichtselektion und Pulsform



G_z

$$B(z) = B_0 + z G_z$$

Larmorfrequenz:

$$\omega(z) = \gamma B(z)$$

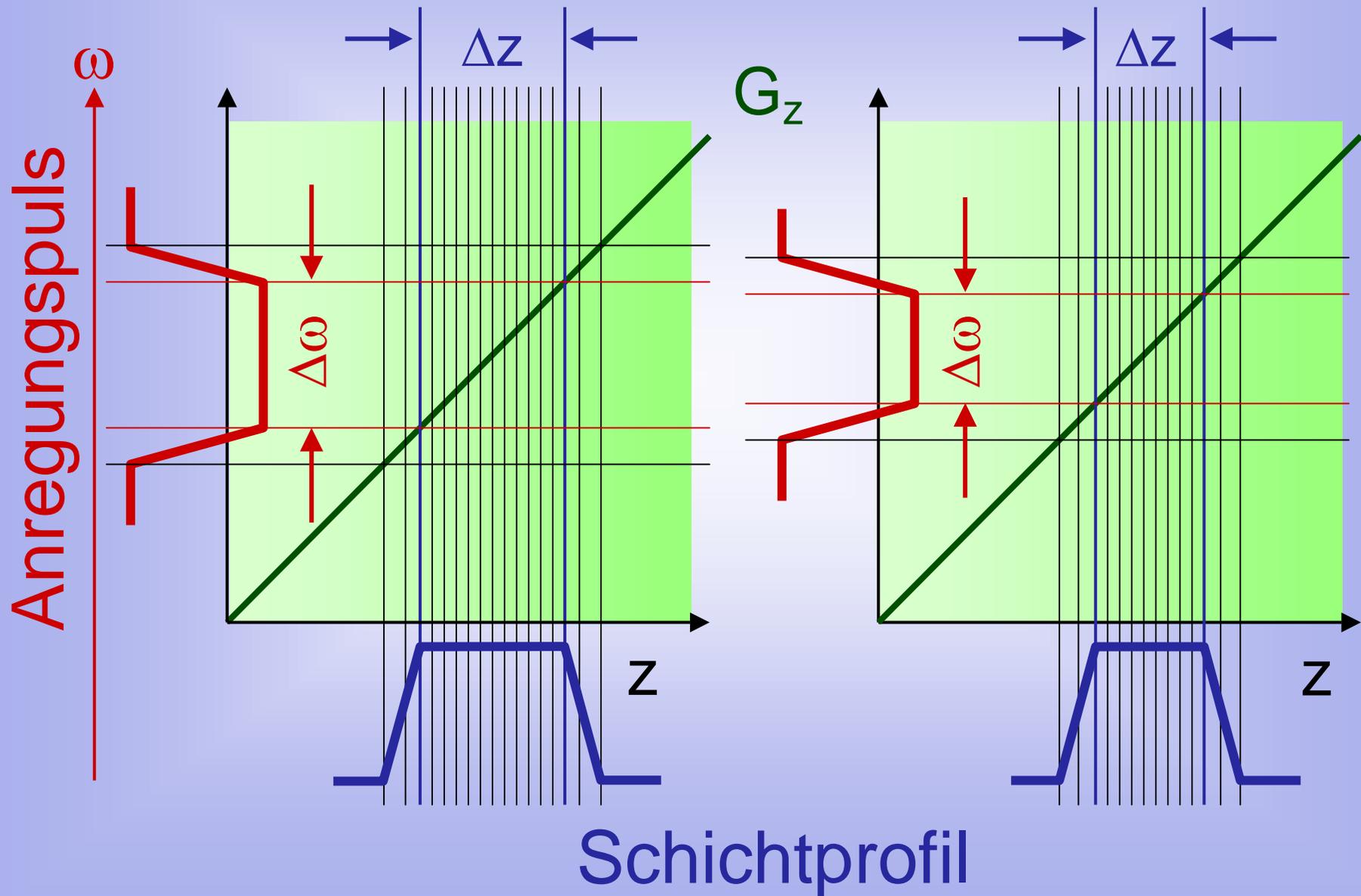
$$\omega(z) = \omega_0 + \gamma z G_z$$

$$\Delta\omega = \gamma \Delta z G_z$$

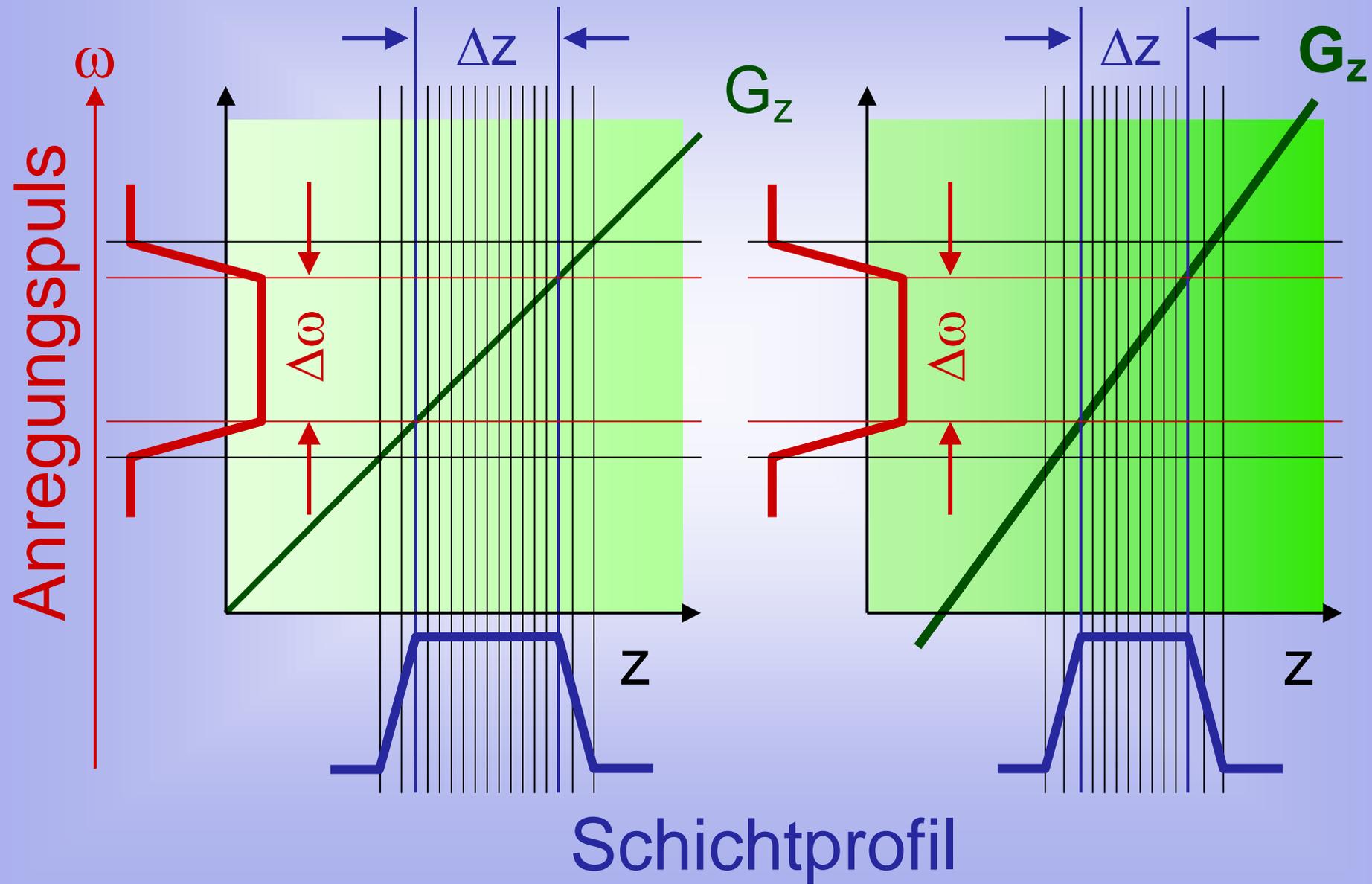
$$\Delta z = \Delta\omega / (\gamma G_z)$$

Schichtprofil

Schichtselektion und Pulsform



Schichtselektion und Pulsform



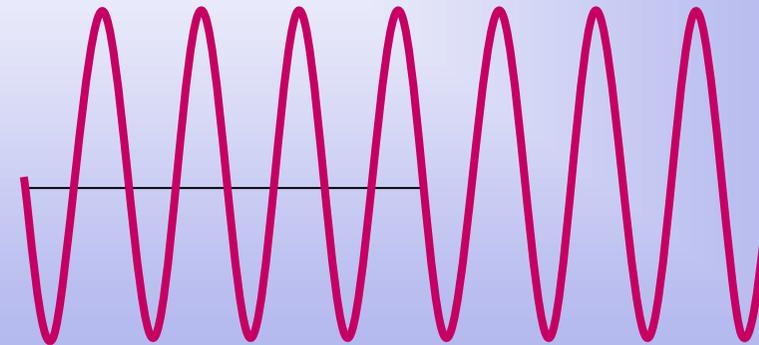
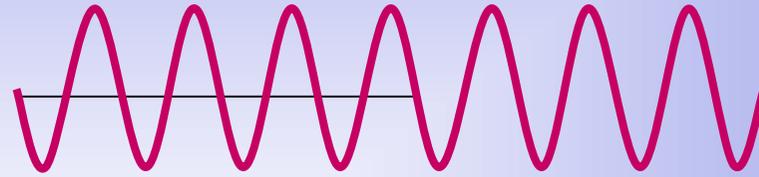
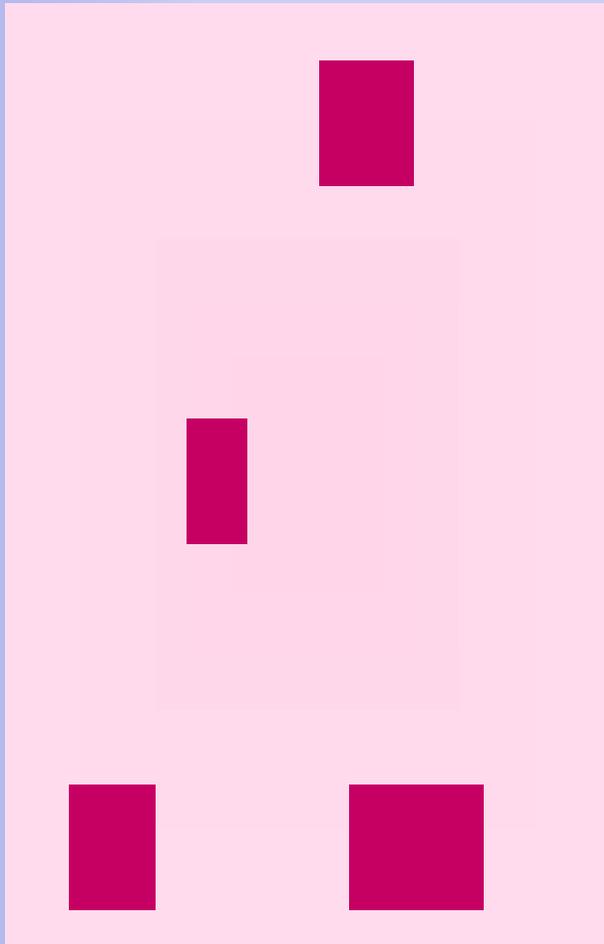
Zusammenhang zwischen Pulsbreite $\Delta\omega$, Schichtdicke Δz und Gradientenfeldstärke G_z

$$\Delta\omega = \gamma \Delta z G_z$$

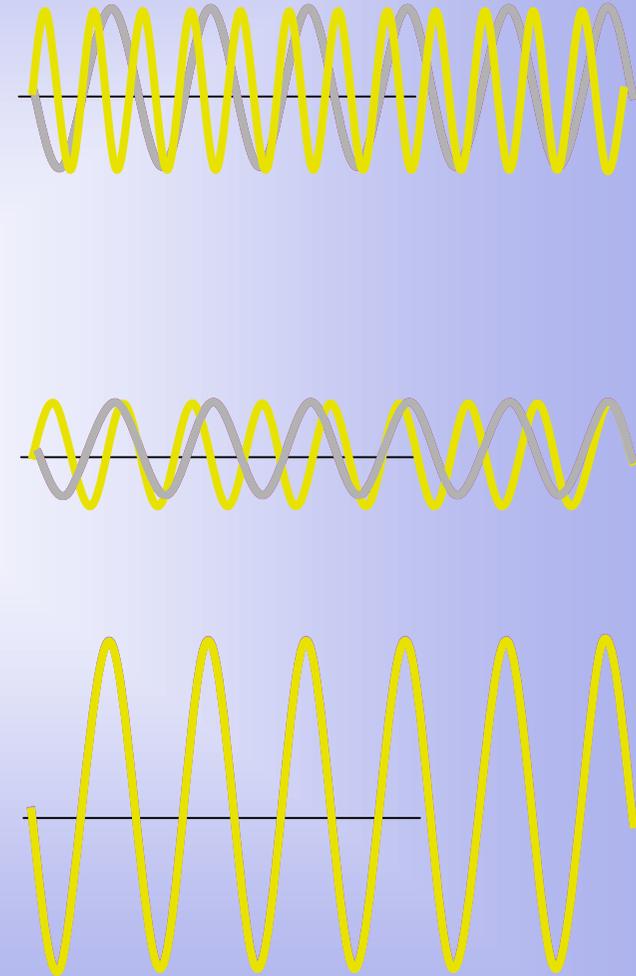
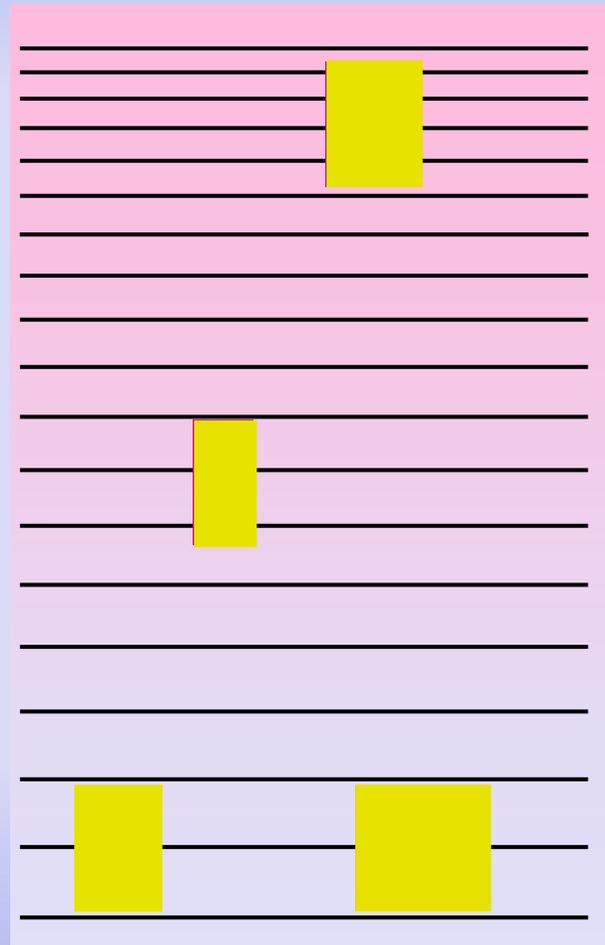
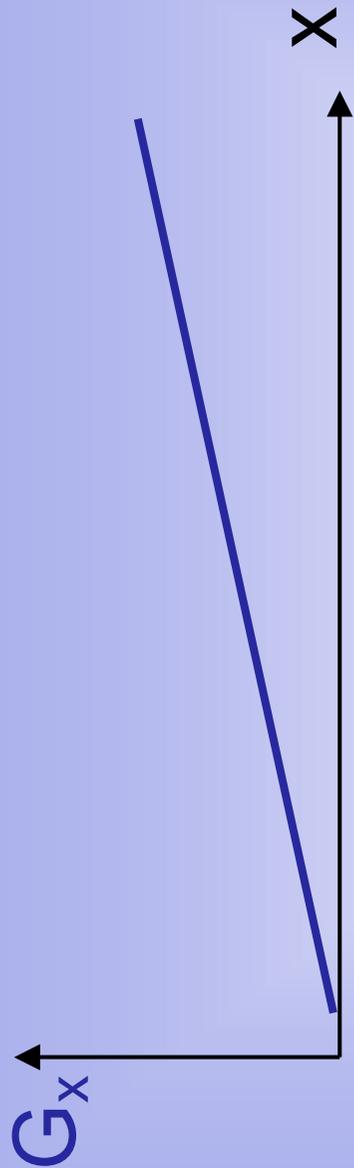
$$\Delta z = \Delta\omega / (\gamma G_z)$$

- ⇒ Je schmaler der Puls oder je stärker der Schichtselektionsgradient G_z , umso dünner die Schicht
- ⇒ die Pulsbreite ist technisch begrenzt
- ⇒ Hochauflösung mit dünnen Schichten erfordert starke Gradienten

Auslesegradient - 0 -

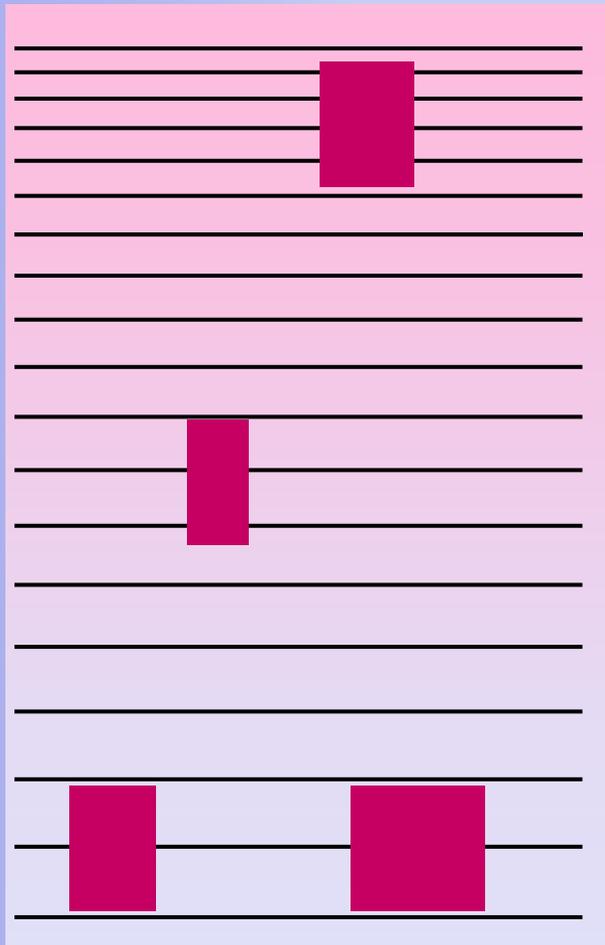


Auslesegradient G_x

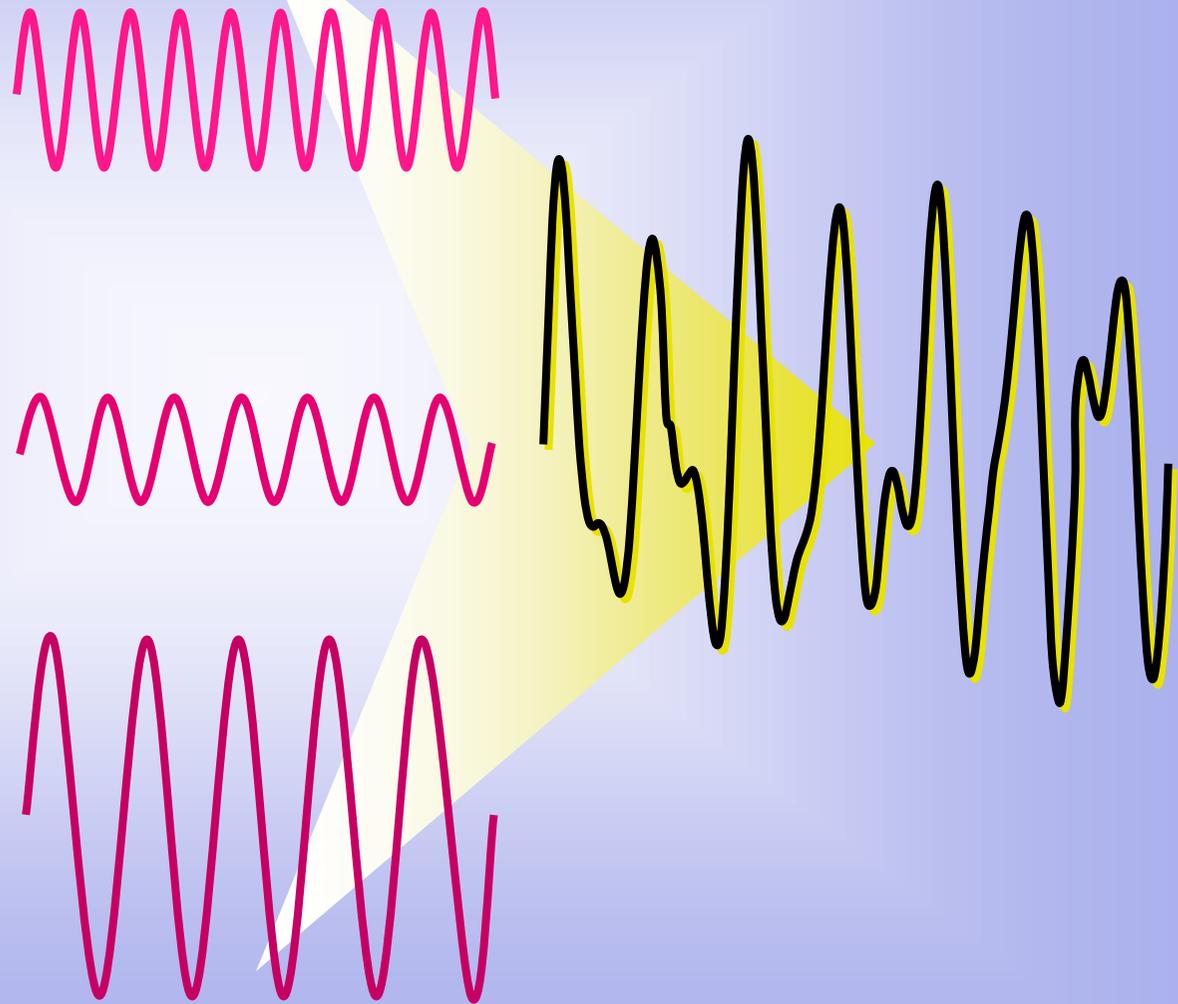


$$B(x) = B_0 + x G_x$$

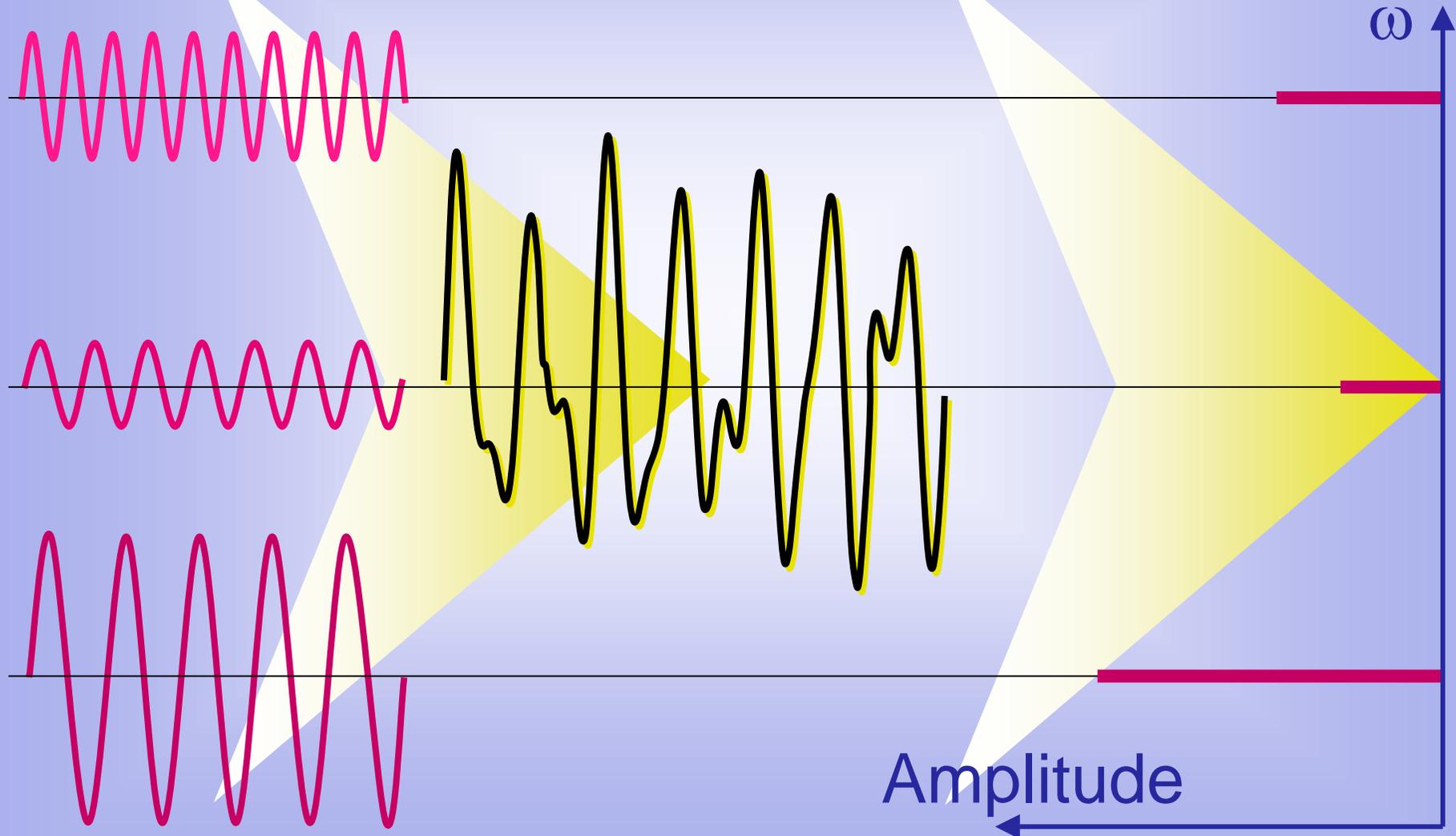
Auslesegradient G_x



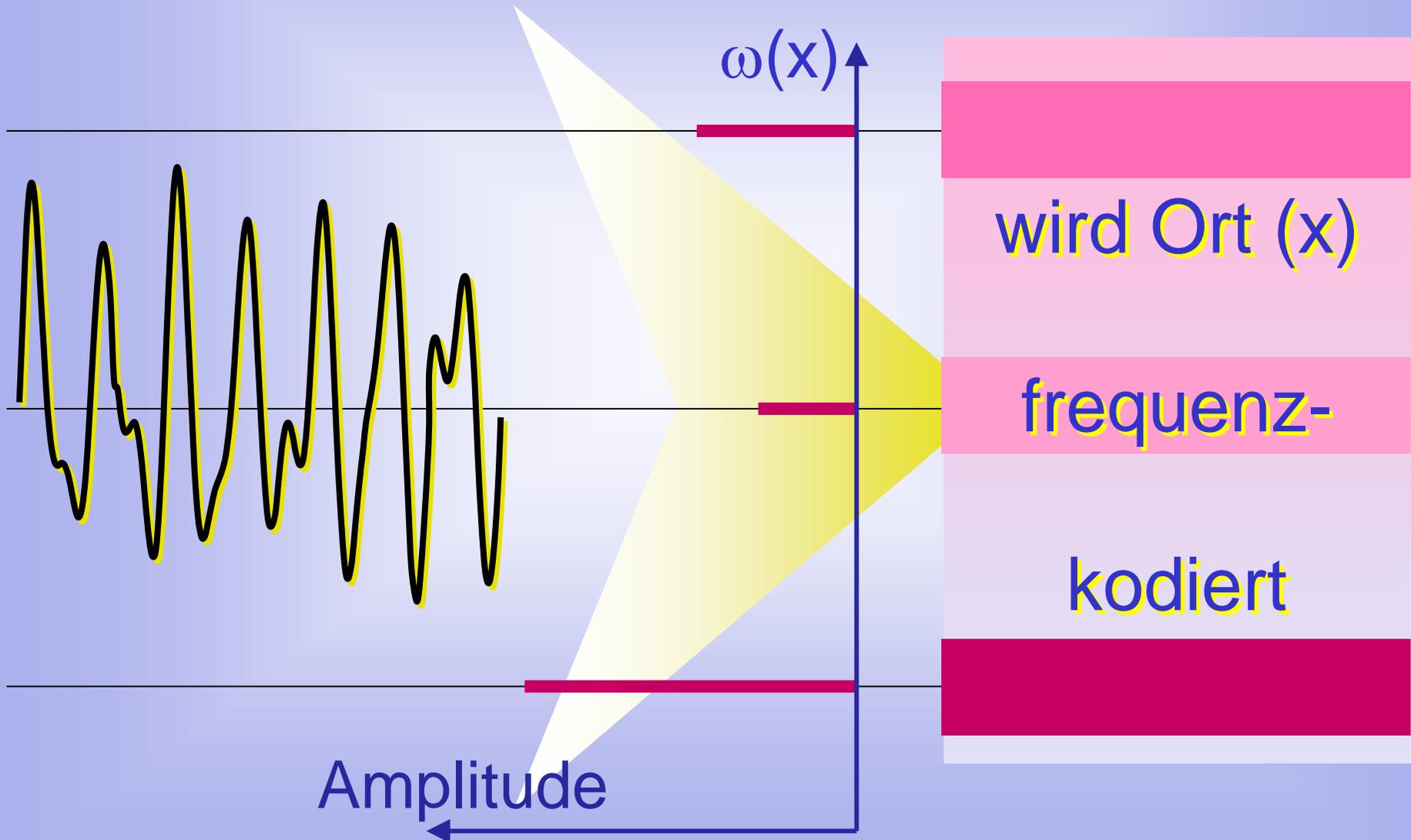
$$B(x) = B_0 + x G_x$$



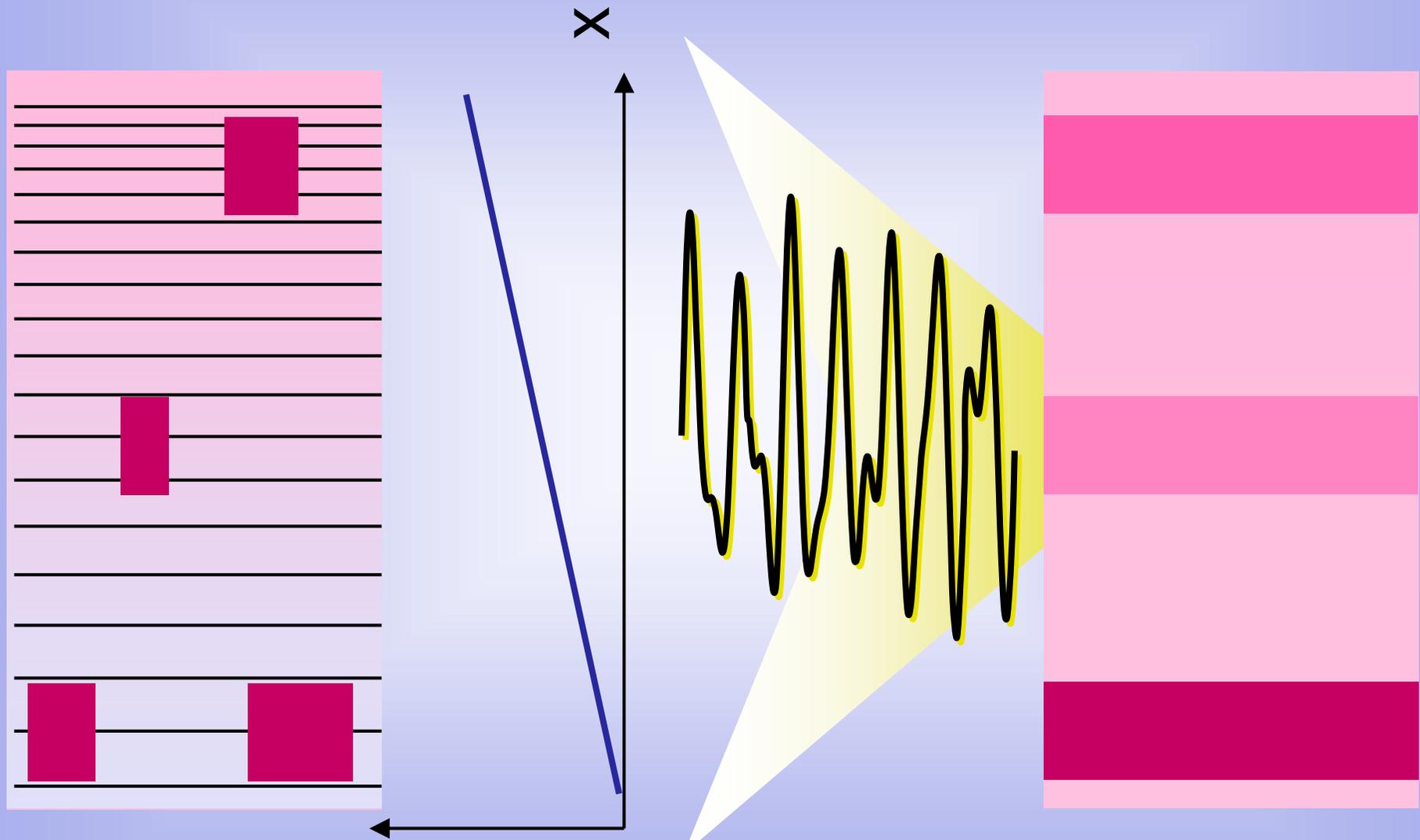
1-dimensionale Fouriertransformation



durch 1-DFT (x) ...



Auslesegradient und 1-DFT



$$B(x) = B_0 + x G_x$$

$$\omega(x) = \gamma B(x)$$

Auslesegradient G_a und 1-DFT

Auslesegradient G_a bewirkt

Ortskodierung der Resonanzfrequenz

$$p(x) \Rightarrow A(\omega)$$

es entsteht Frequenzspektrum $\Sigma A(\omega)$

1-DFT zerlegt Spektrum in Komponenten

$$p(x) \xRightarrow{G_a} \Sigma A(\omega) \xRightarrow{1-DFT} p(x)$$

Wirkung eines Feldgradienten G_z

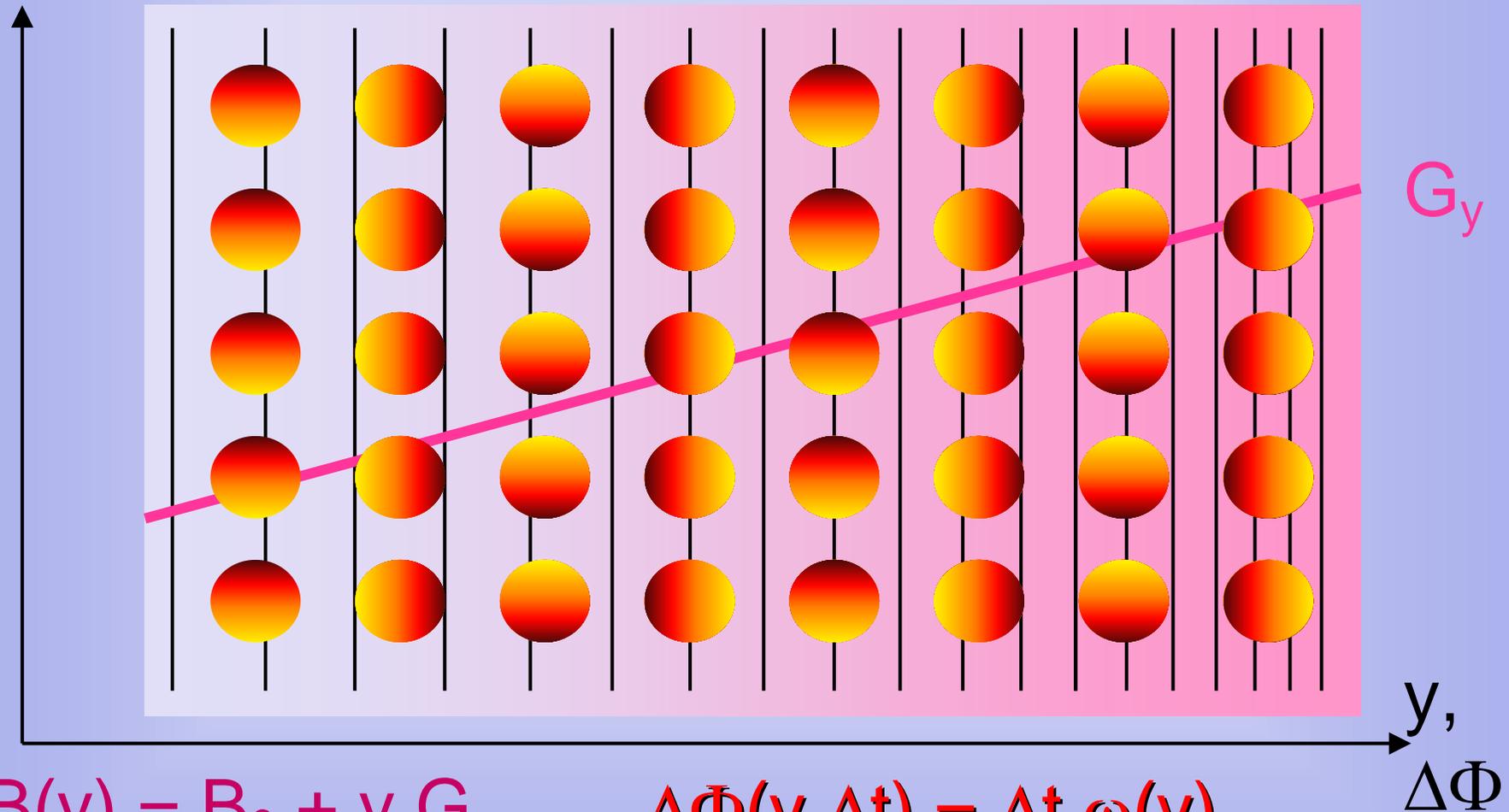
Gradient G_z erhöht Larmorfrequenz

$$\omega(z) = \omega_0 + \gamma z G_z = \omega_0 + \Delta\omega(z)$$

wird Gradient nach der Zeit Δt abgeschaltet, präzedieren alle Spins wieder mit Originalfrequenz ω_0 , aber es hat eine ortsabhängige Phasenverschiebung $\Delta\Phi(z)$ gegeben

$$\Delta\Phi(\Delta t, z) = \Delta t \Delta\omega(z)$$

Phasenkodiergradient G_y und Präzessionsrichtung (Phase ϕ)



$$B(y) = B_0 + y G_y$$

$$\begin{aligned} \Delta\Phi(y, \Delta t) &= \Delta t \omega(y) \\ &= \Delta t \gamma y G_y \end{aligned}$$

Phasenkodiergradient G_y und Präzessionsrichtung (Phase ϕ)

Ein magnetischer Feldgradient G_y ändert

(1) temporär die Präzessionsfrequenz ω

$$\omega(y) = \omega_0 + \gamma y G_y \text{ und}$$

(2) permanent die Phasenlage Φ

$$\Phi = \Phi_0 + \Delta\Phi, \quad \Delta\Phi(y, \Delta t) = \Delta t \gamma y G_y,$$

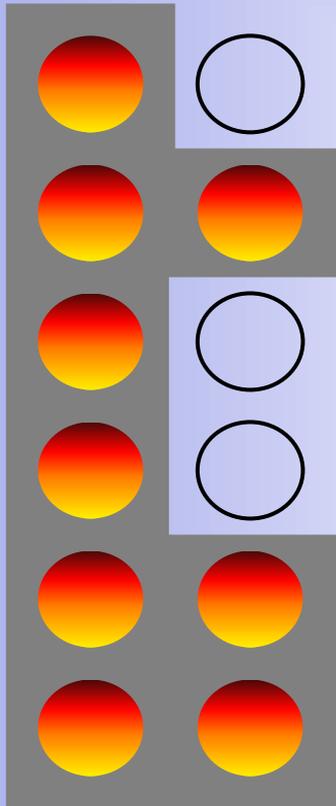
umso stärker,

je länger er eingeschaltet ist - Δt -

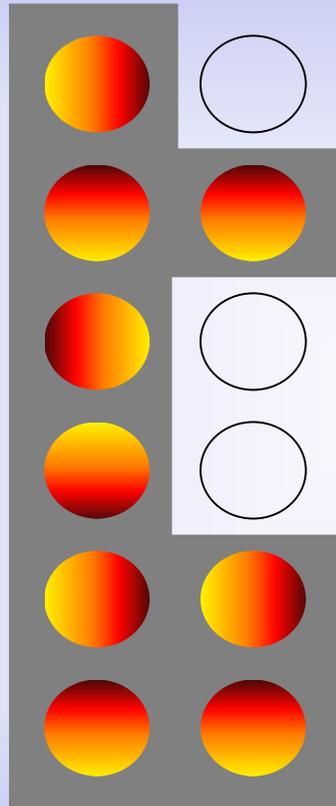
und je stärker der Gradient G_y ist

Phasenkodiergradient G_y

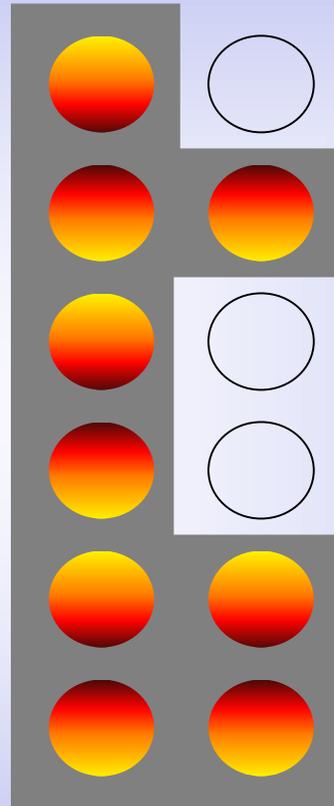
$G_y = 0$



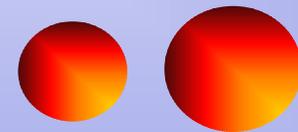
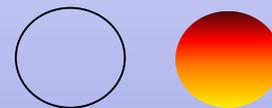
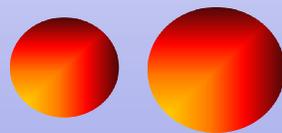
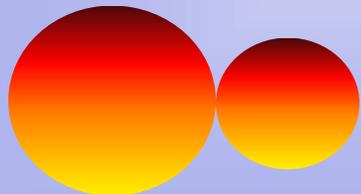
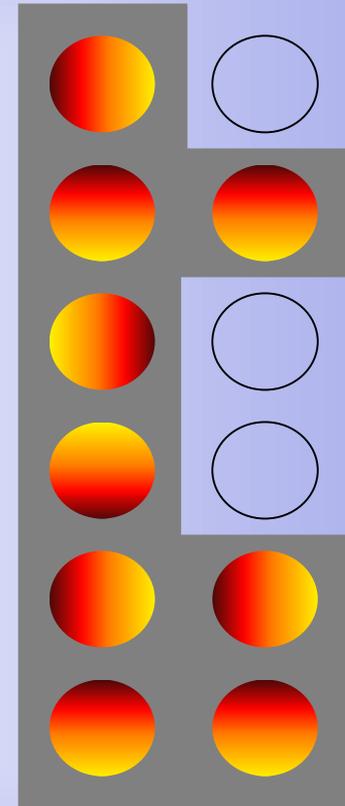
$G_y = 1$



$G_y = 2$



$G_y = 3$



Phasenkodierung (mit G_y)

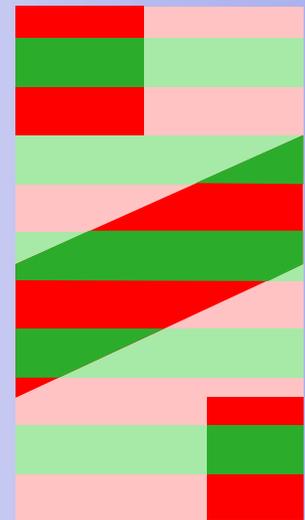
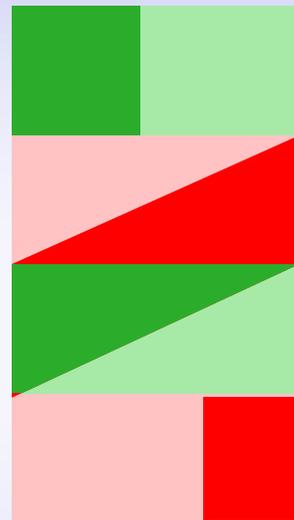
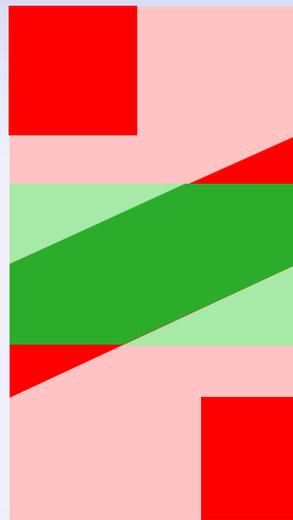
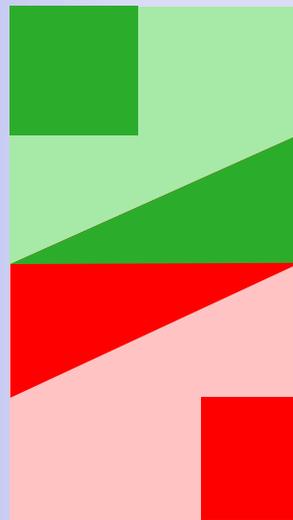
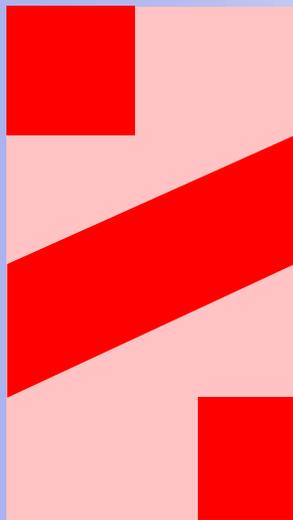
$G_y = 0$

$G_y = 1$

$G_y = 2$

$G_y = 3$

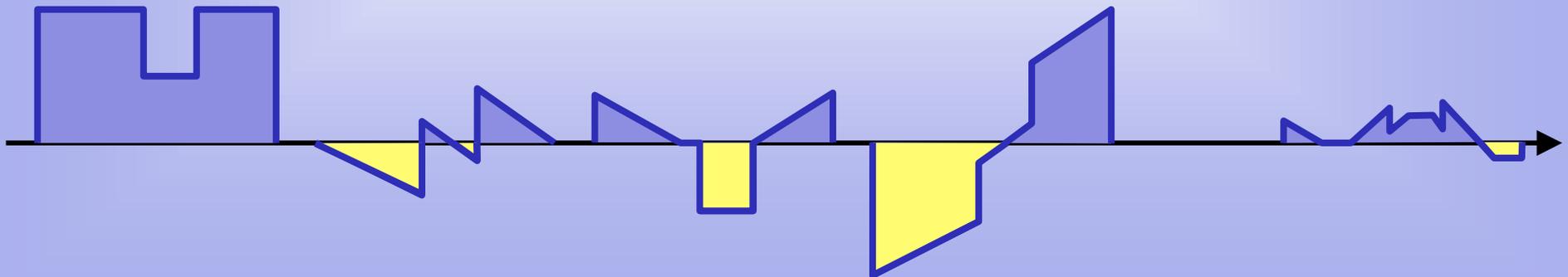
$G_y = 10$



mittlere Phasenlage

$\langle \Phi \rangle = 0^\circ$,

$\langle \Phi \rangle = 180^\circ$



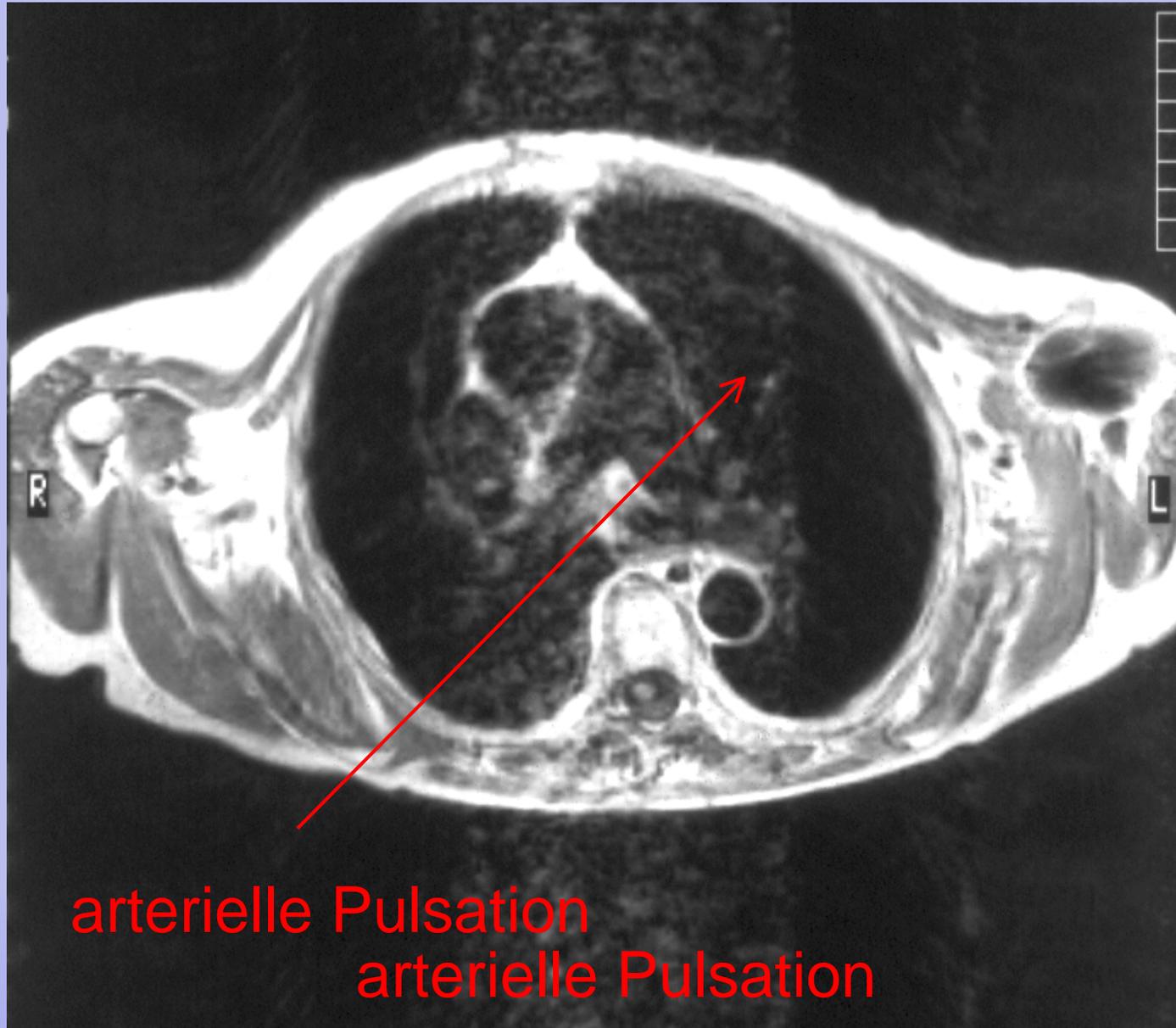
9-Bild Phasenstreifen

Phasenkodierung und 2-dimensionale Fouriertransformation (2-DFT)

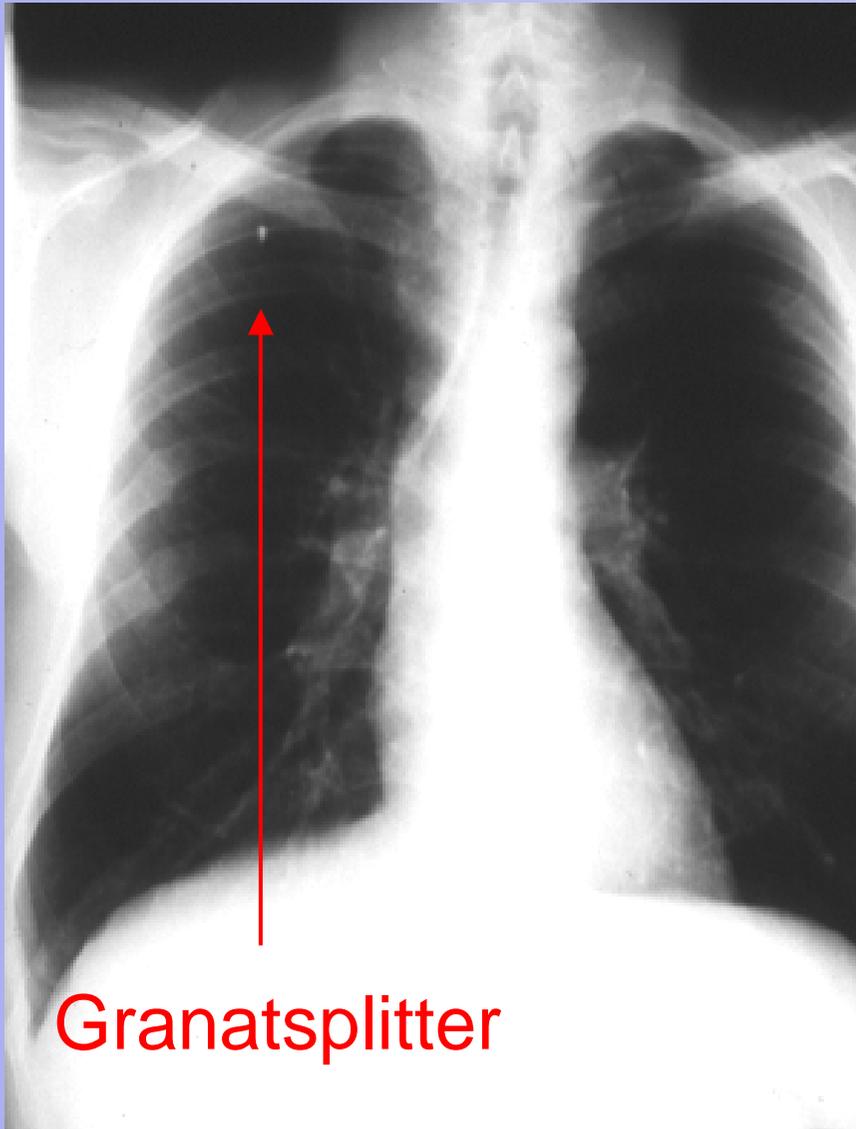
der Phasenkodiergradient G_y verändert die Phasenlage der angeregten Spins zwischen Anregung und Emission des Spinechos

- ⇒ mittlere Phasenlage $\langle \Phi \rangle$ der Spins wechselt alternierend in Streifen der Dicke Δy
- ⇒ Ortsinformation wird phasenkodiert
- ⇒ Phasenkodierung ändert Summensignal
- ⇒ Darstellung eines Tomogramms mit n Zeilen erfordert n Anregungen mit verschiedenen Phasenkodierschritten

Phasenkodierartefakt



Magnetischer Artefakt



Granatsplitter



MR-Bildgebung durch 2-DFT

Für 3-dimensionale Bildgebung sind 3 orthograde Gradienten nötig:

- ⇒ **Schichtselektionsgradient** während der Anregung
- ⇒ **Phasenkodiergradient** vor Emission des Spinechos (Zeileninformation) **1-DFT**
- ⇒ **Auslesegradient** während Emission des NMR-Signals (Spalten- oder Bildpunktinformation) **1-DFT**

2-DFT

Grundlagen der Kernspintomographie

- Kernspinresonanz
 - Anregung und Relaxation
 - Spinecho
 - Bildgebung in der MR-Tomographie
 - **Anregungssequenzen und Bildkontrast**
 - Magnetsysteme und HF-Spulen
 - Kontrastmittel, spezielle Techniken
- 

Anregungssequenzen

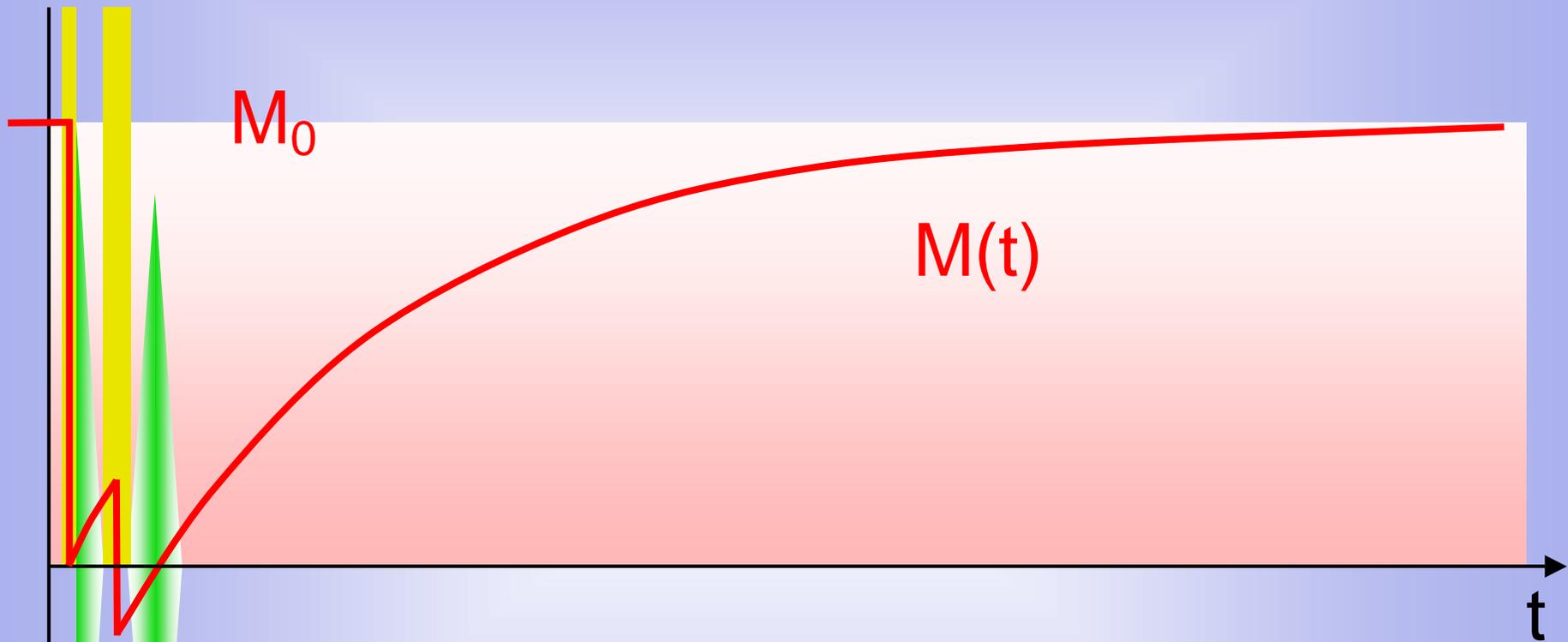
Anregungssequenzen bestehen aus einer Folge von Hochfrequenz- (HF-) Pulsen

- ein 90^0 -Puls ($\pi/2$ -Puls) klappt die Magnetisierung $M(t)$ um 90^0 ,
- ein 180^0 -Puls (π -Puls) um 180^0 um.
- ein **90^0 -Puls** erzeugt ein NMR-Signal, FID = free induction decay und heißt „Leseimpuls“ oder „Anregungsimpuls“
- ein **180^0 -Puls** heißt „Inversionsimpuls“ oder, wenn er ein Spinecho erzeugt, „Echopuls“

Anregungssequenzen

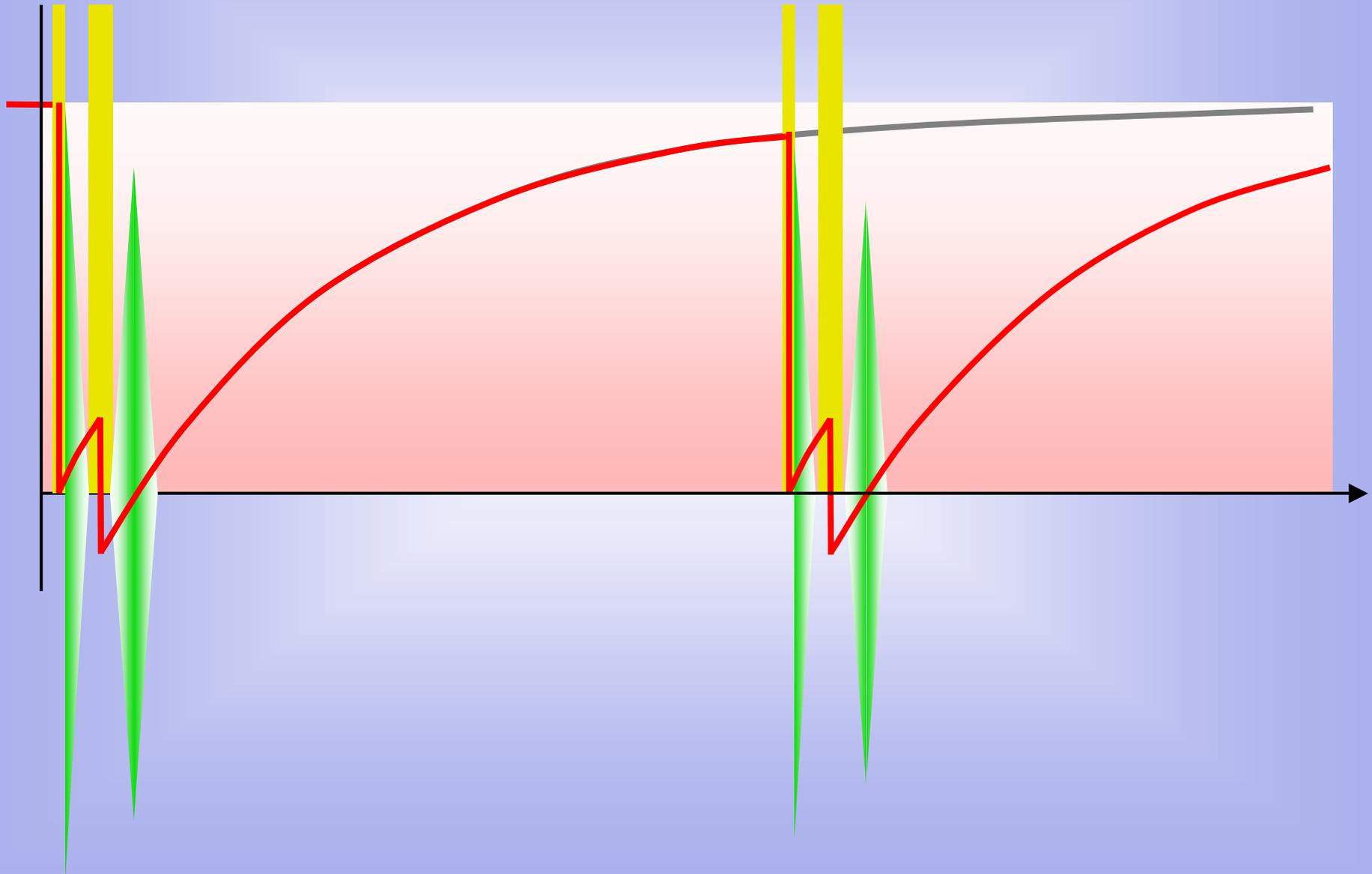
- die **Repetitionszeit TR** gibt an, nach welcher Zeit eine Pulsfolge wiederholt wird
- das Echopulsdelay τ_e ist die Zeit zwischen dem Anregungspuls und dem Echopuls
- die **Echozeit TE** ist der Zeitabstand zwischen dem Anregungspuls und dem Spinecho, $TE = 2 \tau_e$
- das **Inversionsdelay TI** ist die Zeit zwischen dem Inversionspuls und dem Anregungspuls

Spinecho-Mode - Variation von TR

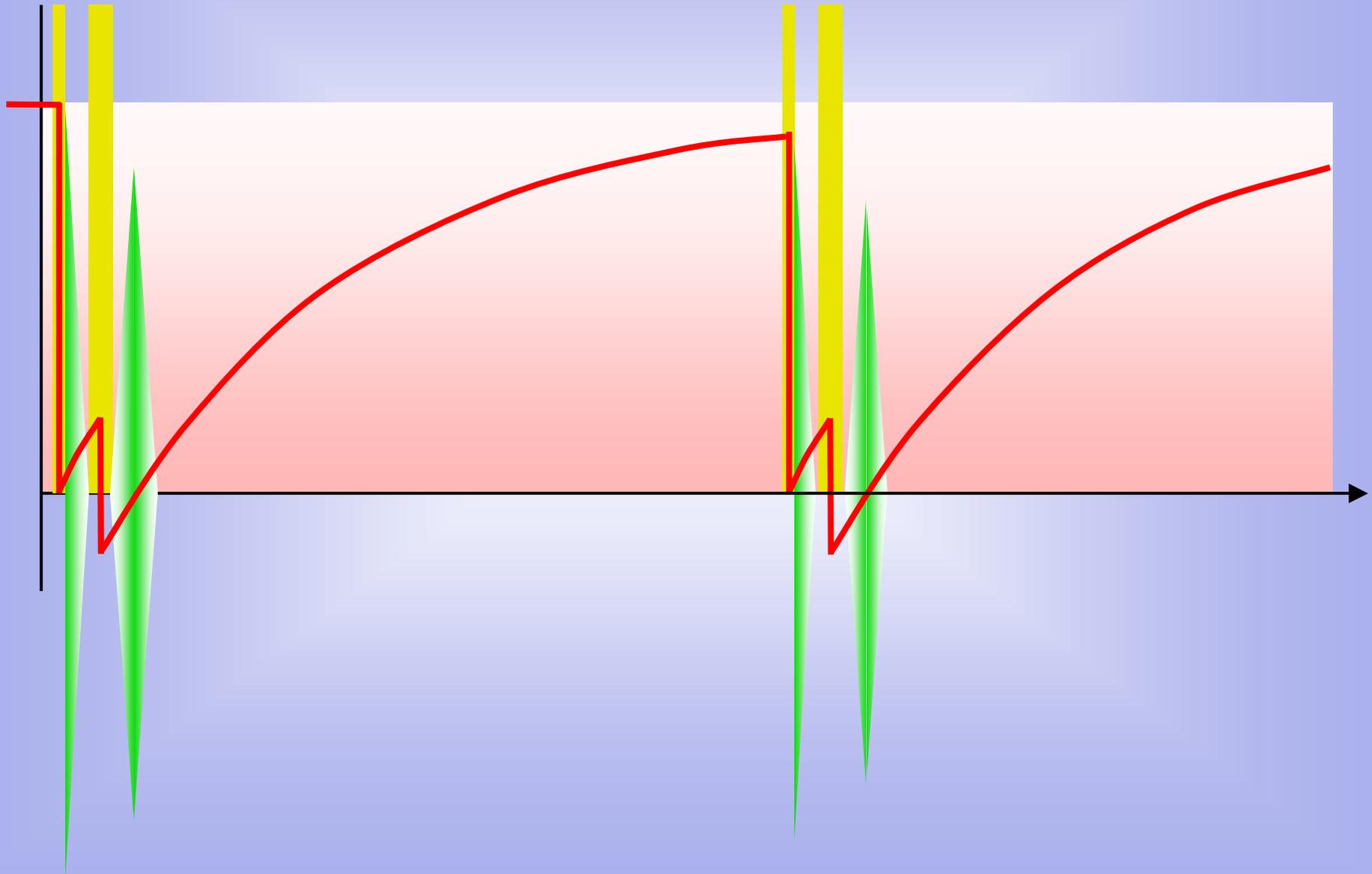


„Nettomagnetisierung“ $M(t)$
 $M(t) = M_0 (1 - \exp(-t/T1))$

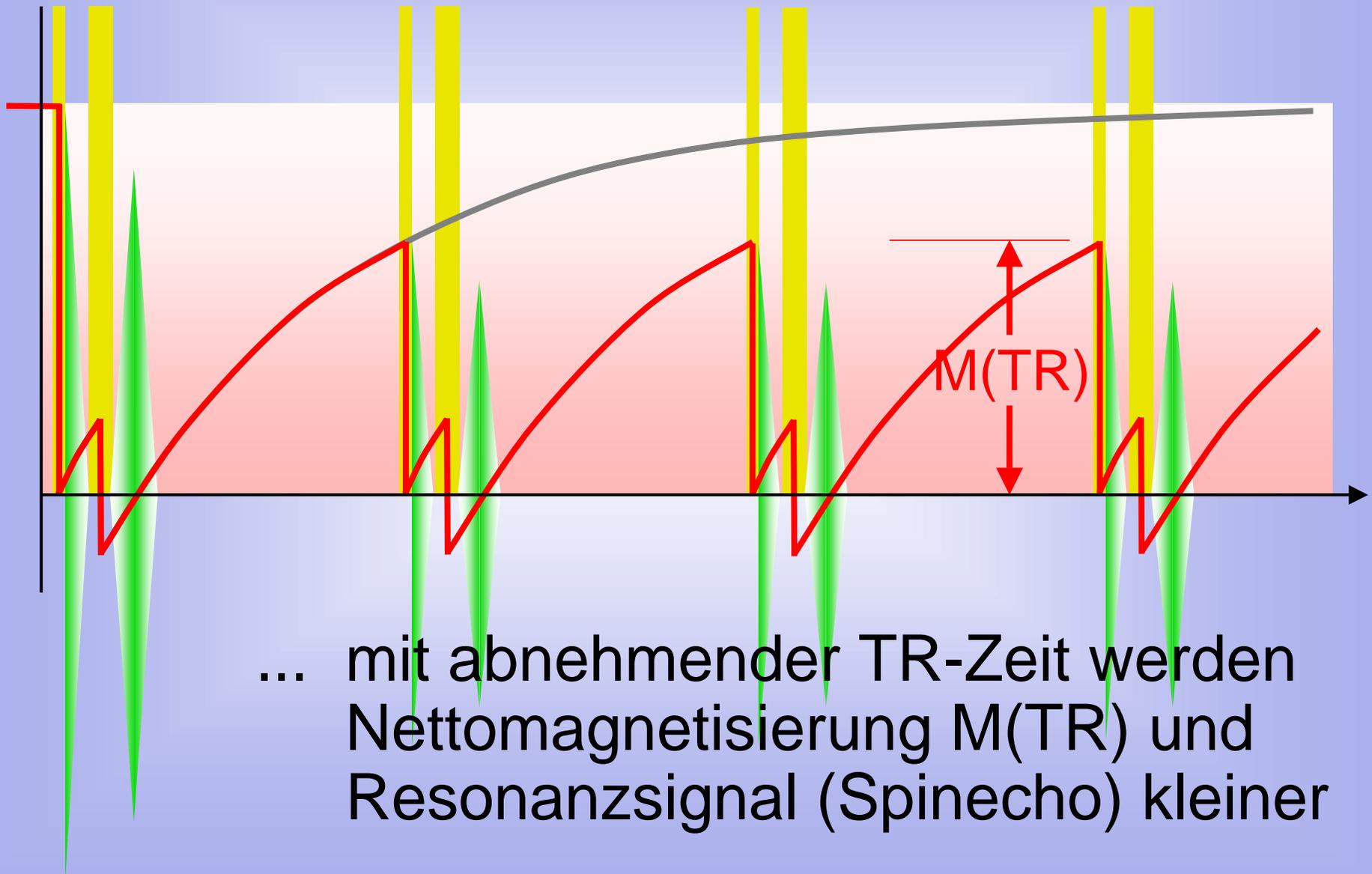
Spinecho-Mode - Variation von TR



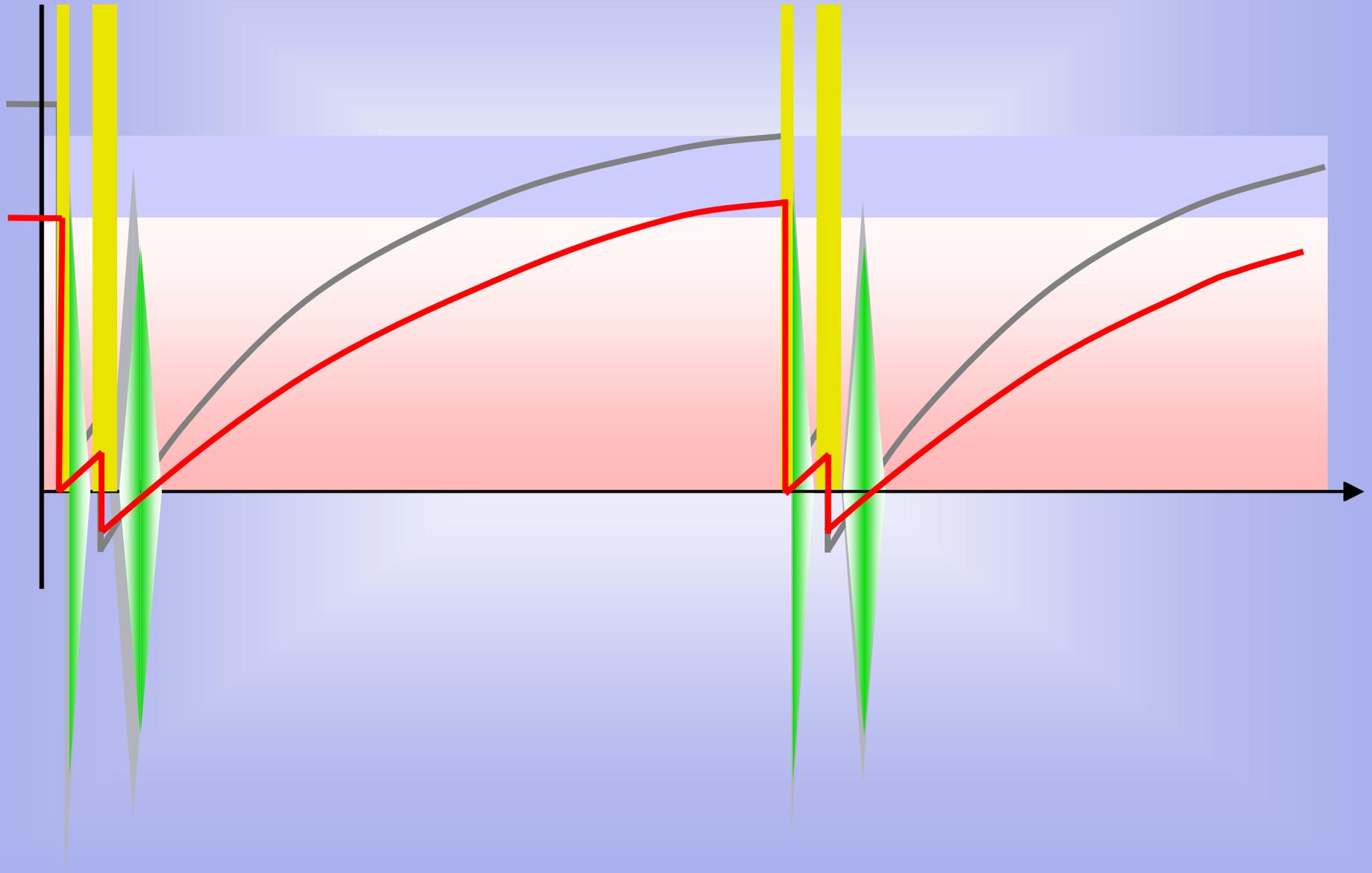
Spinecho-Mode - Variation von TR



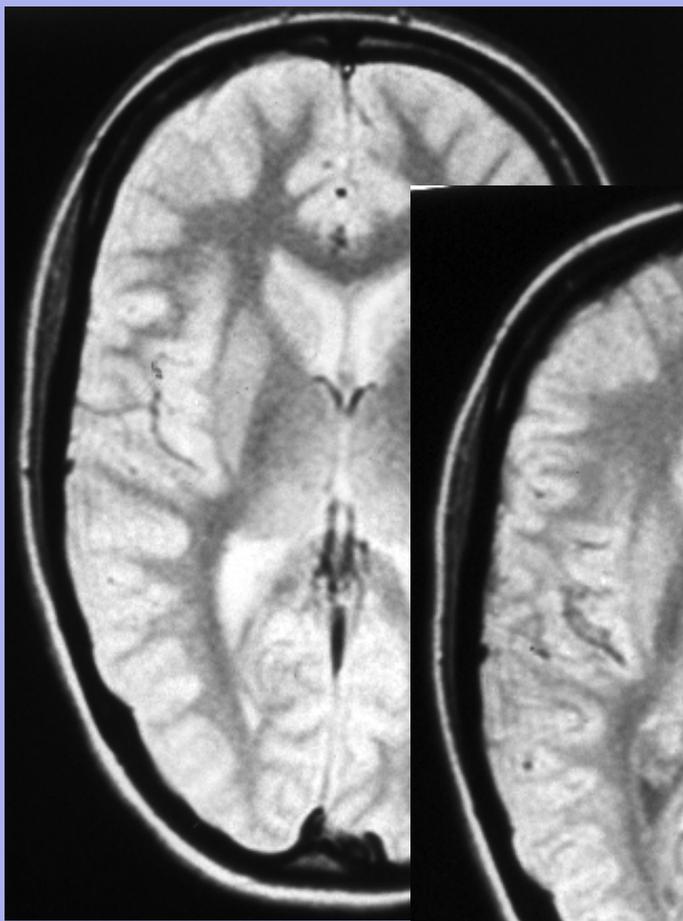
Spinecho-Mode - Variation von TR



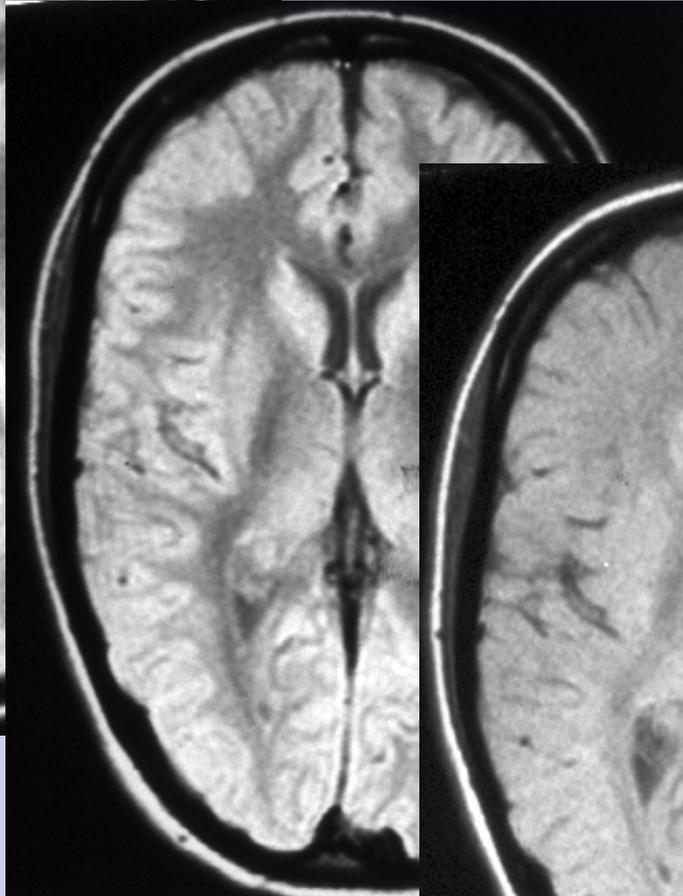
Spinecho-Mode – TR-Kontrast



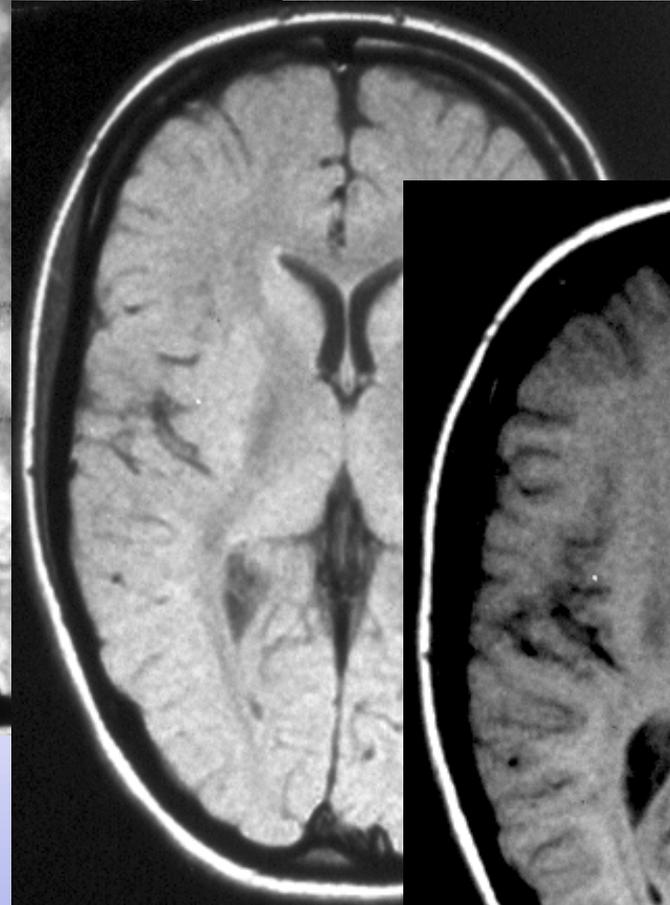
Bildkontrast als Funktion von TR



SE5000/30

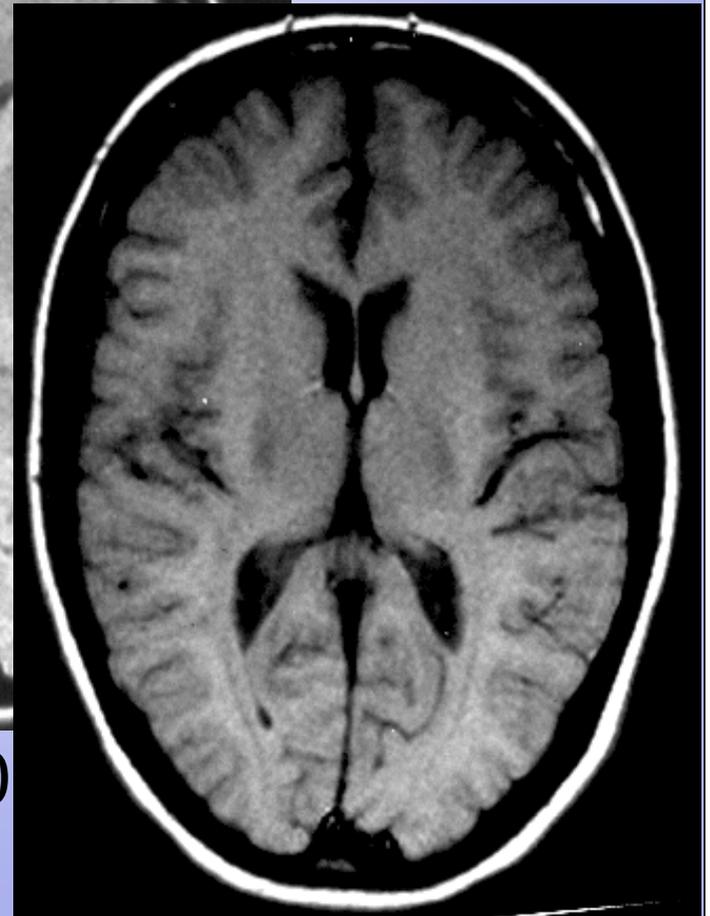


SE2000/30

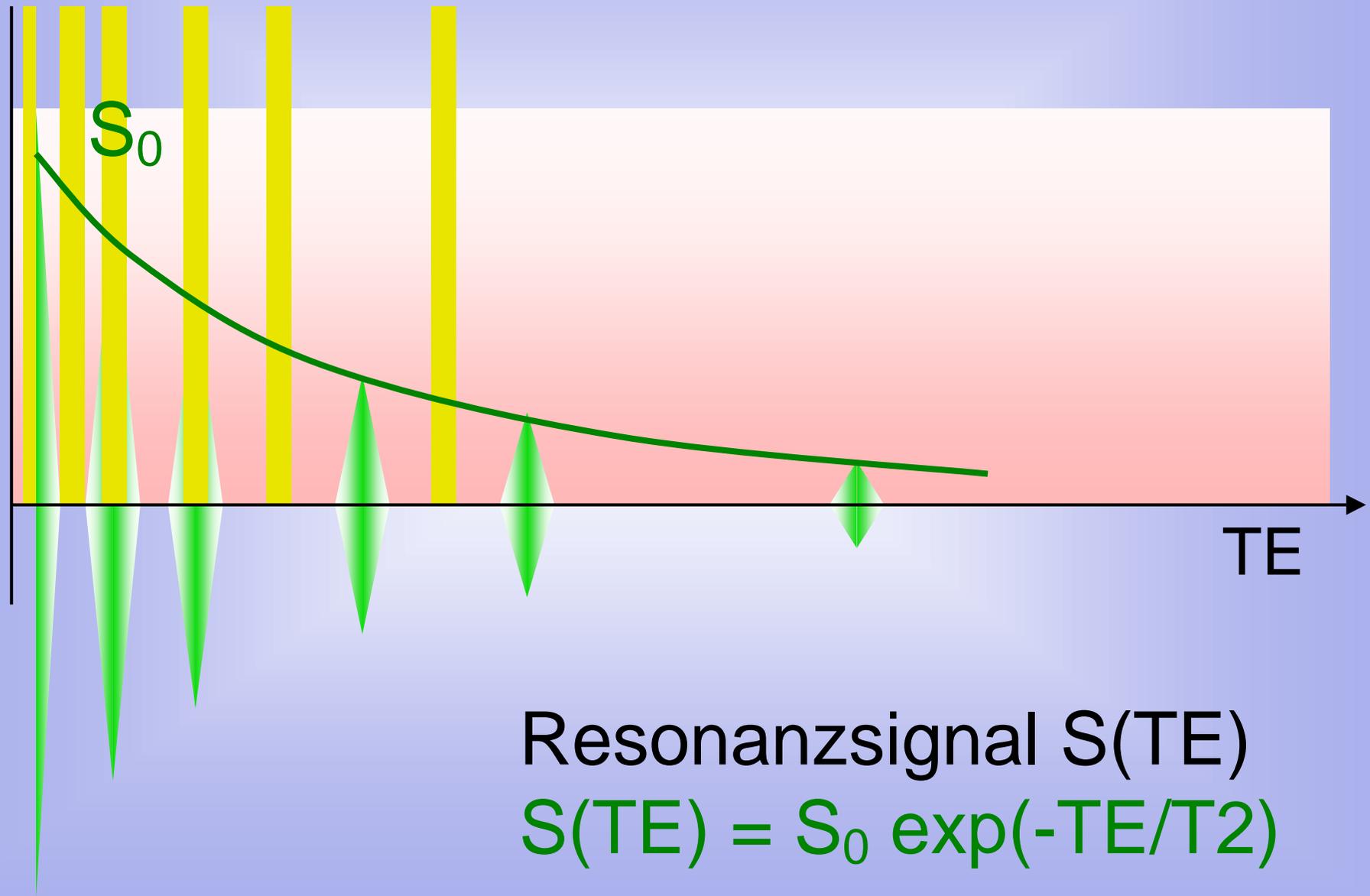


SE1000/30

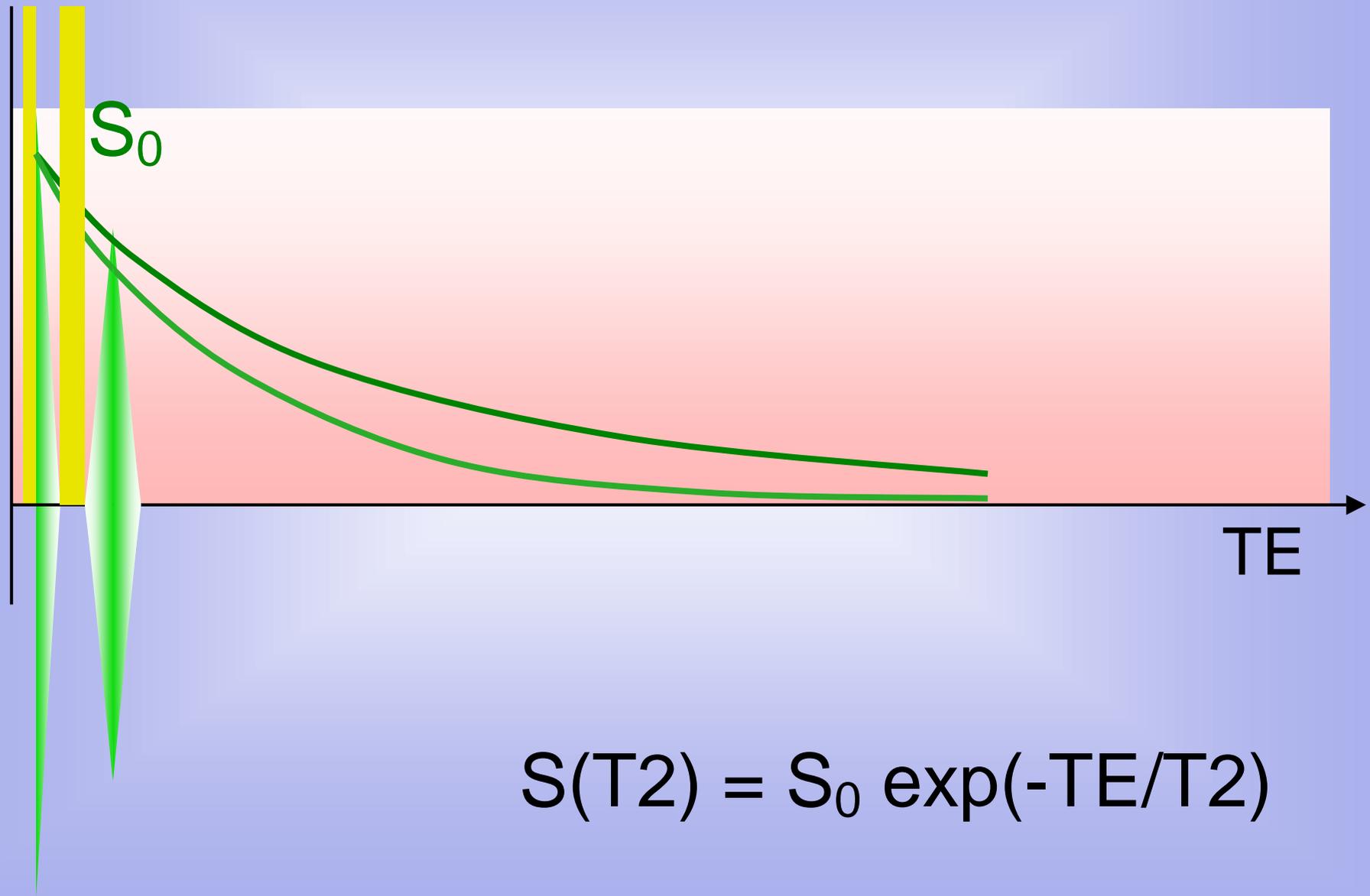
SE500/30



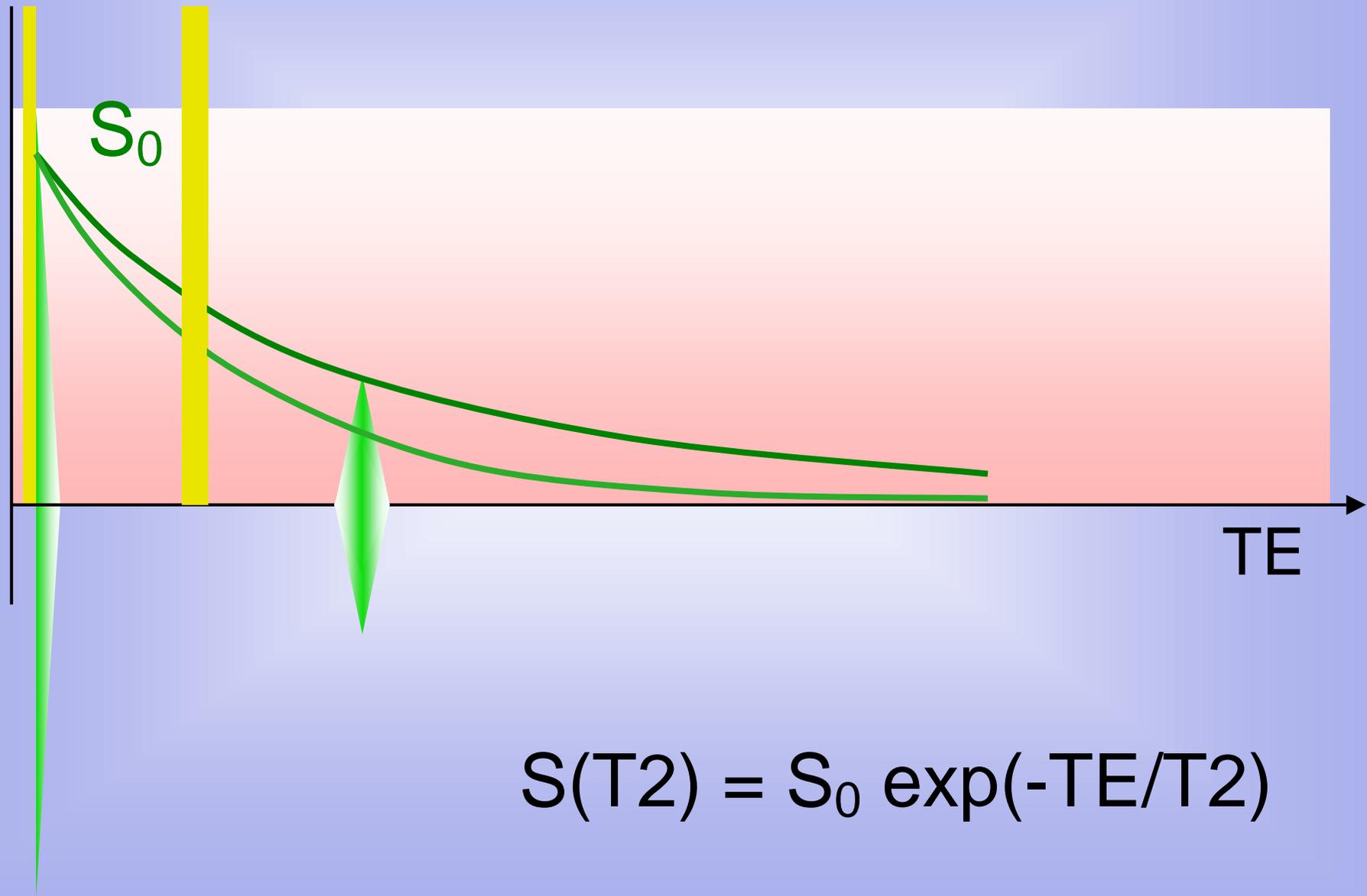
Spinecho-Mode - Variation von TE



Spinecho-Mode – Protonendichte

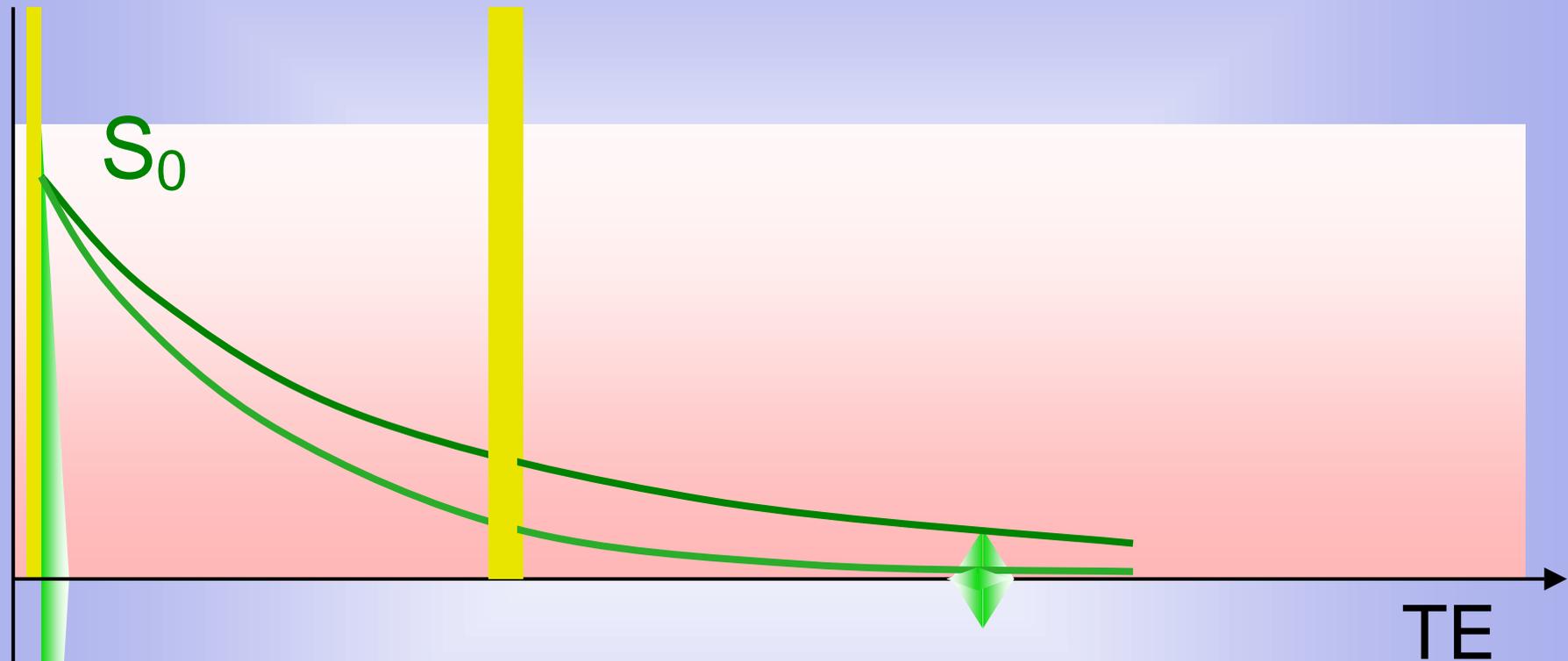


Spinecho-Mode – T2-Kontrast



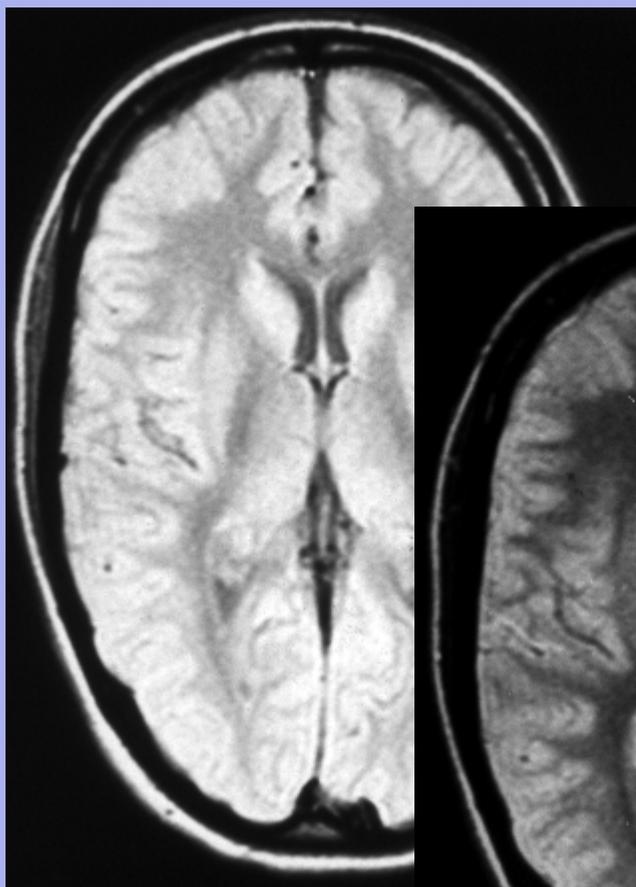
$$S(T2) = S_0 \exp(-TE/T2)$$

Spinecho-Mode – T2-Kontrast

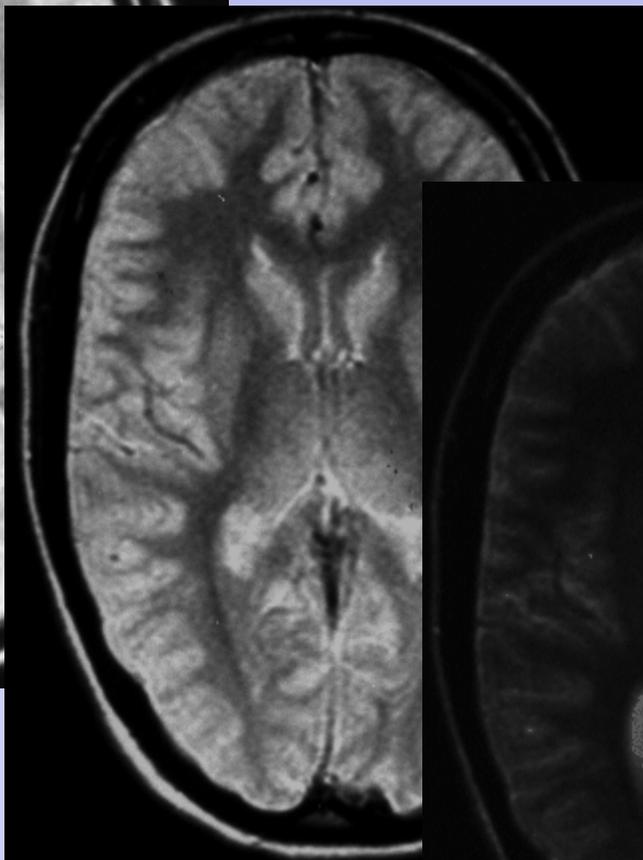


$$S(T2) = S_0 \exp(-TE/T2)$$

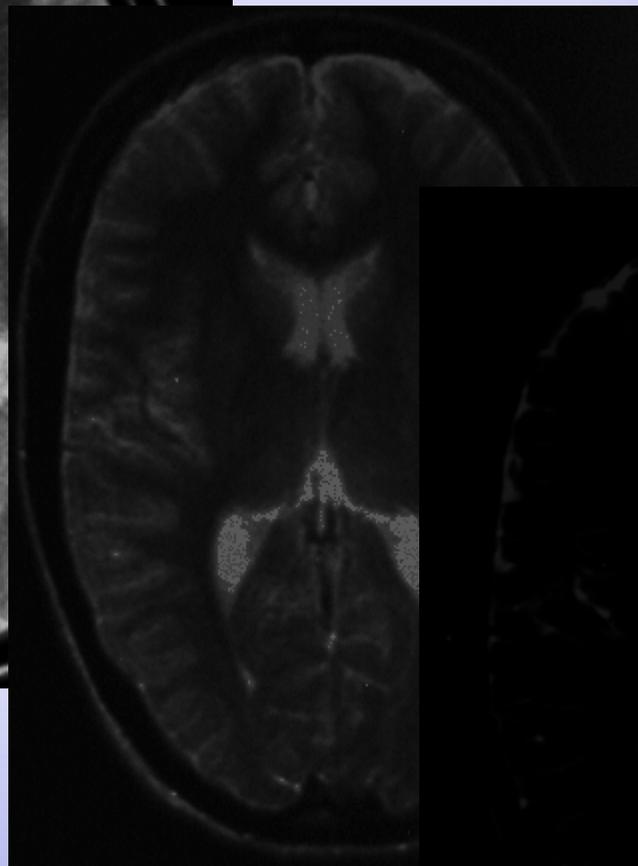
mit zunehmender TE-Zeit
nehmen alle
Signale
ab



SE 1000/30



SE 1000/60

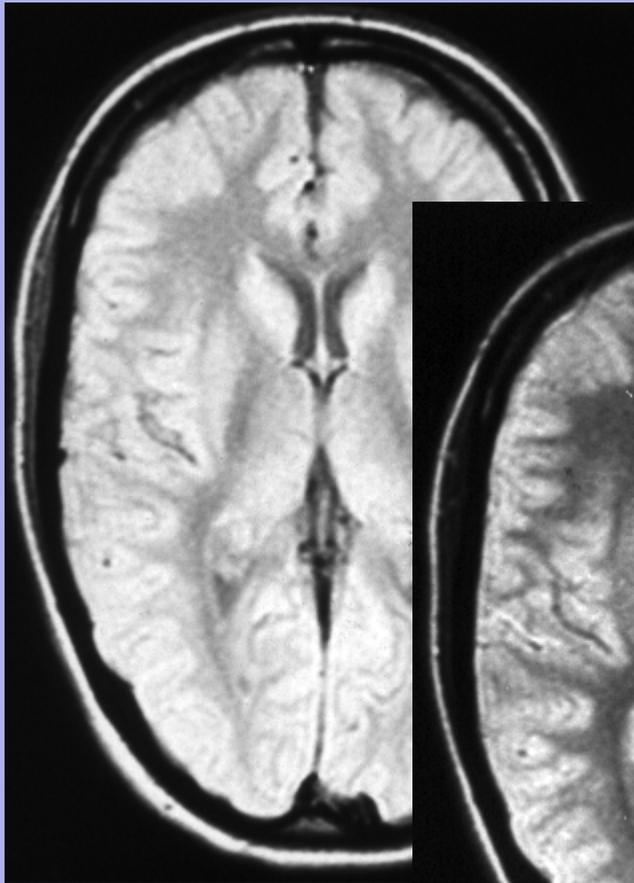


SE 1000/120

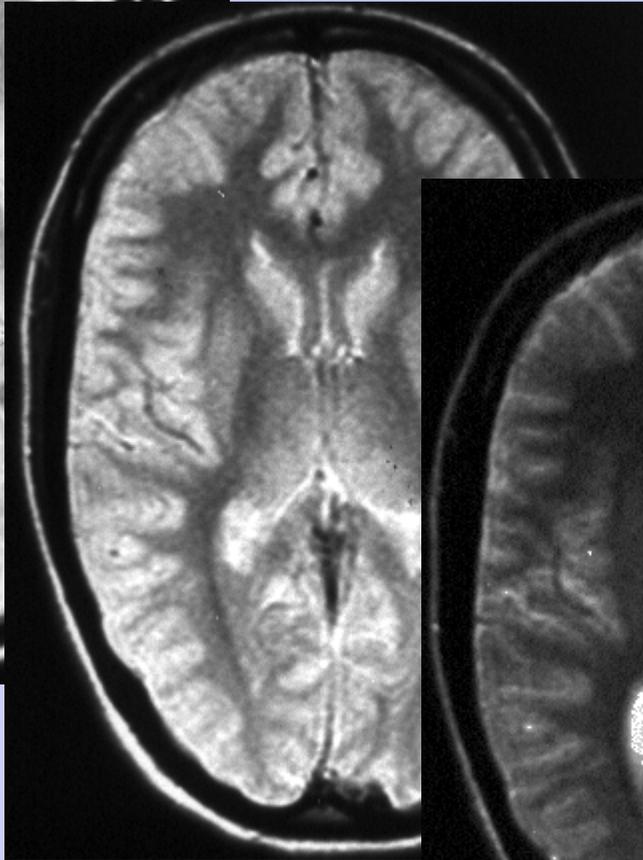


SE 1000/180

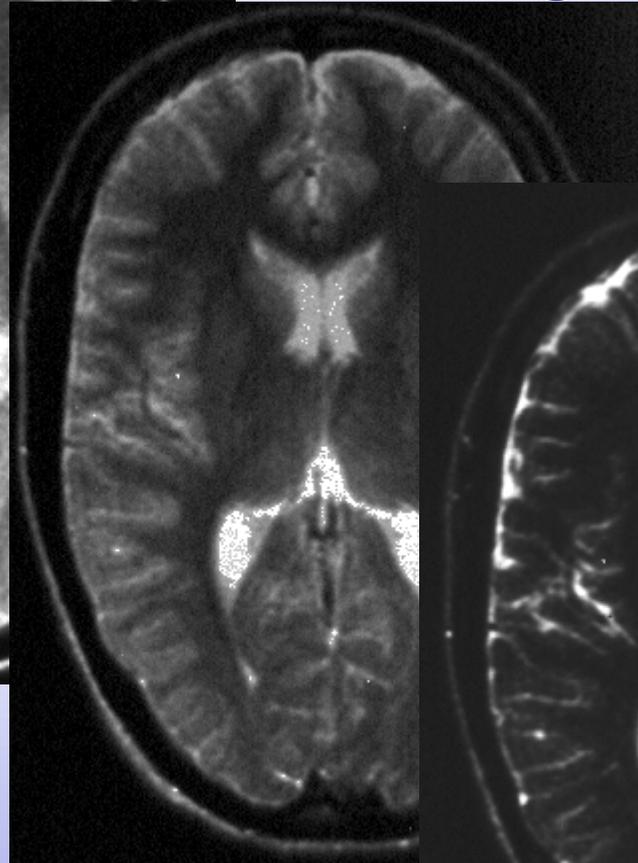
mit zunehmender TE-Zeit
wird Gewebe mit
langer T2-Zeit



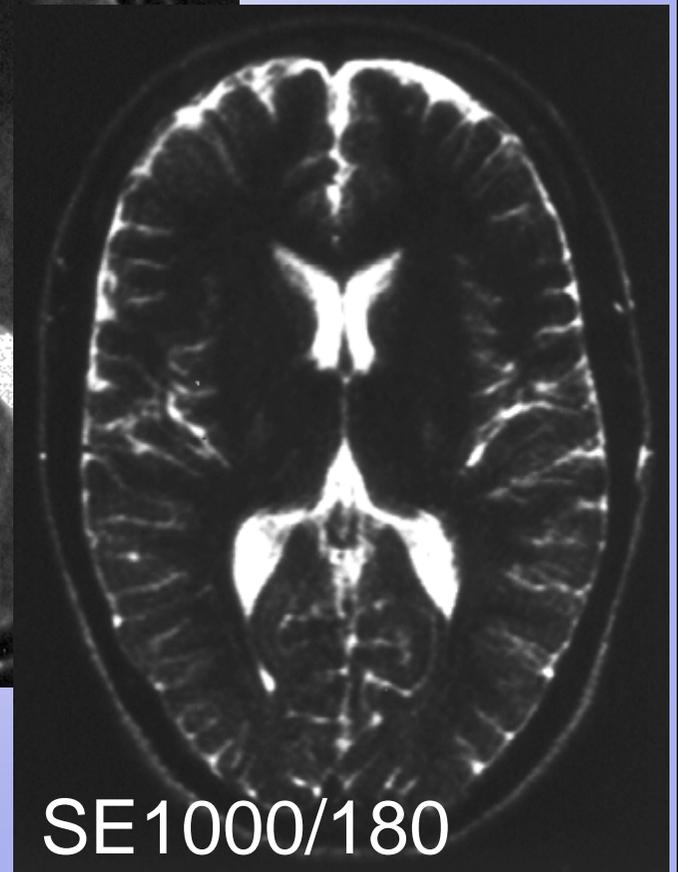
SE 1000/30



SE 1000/60



SE 1000/120

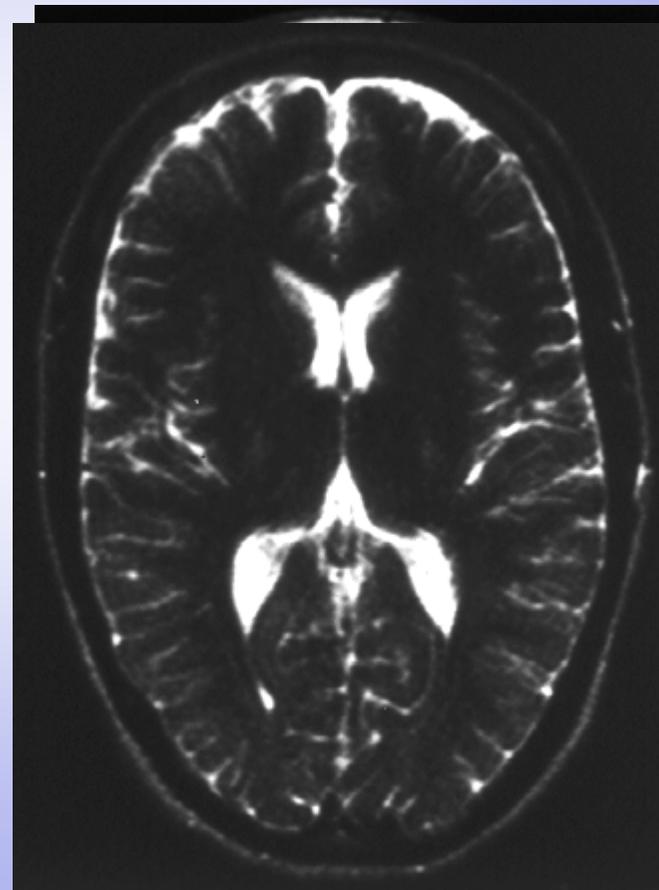
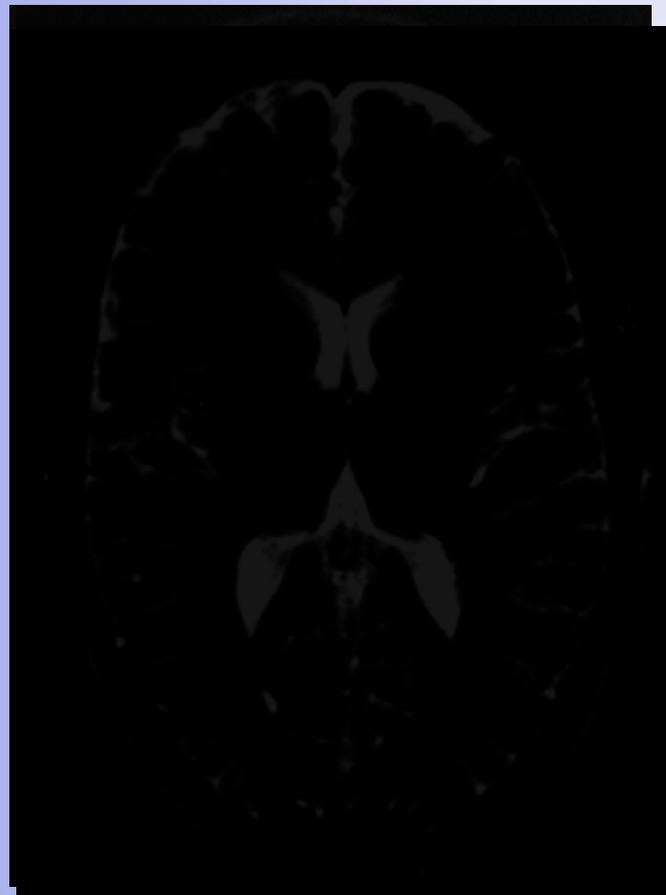


SE 1000/180

relativ
signalreich

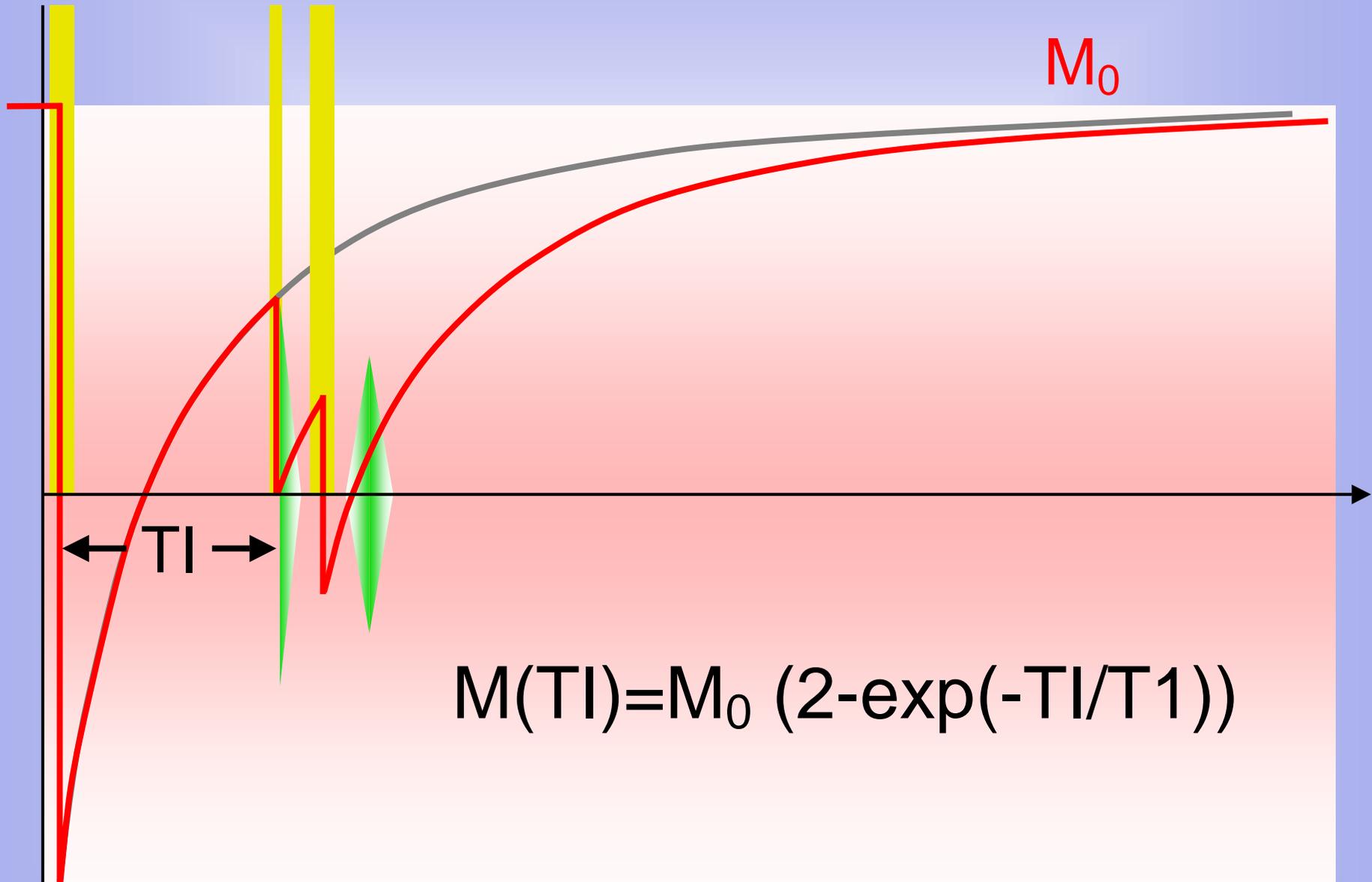
bei T2-Betonung

wird Wasser hell

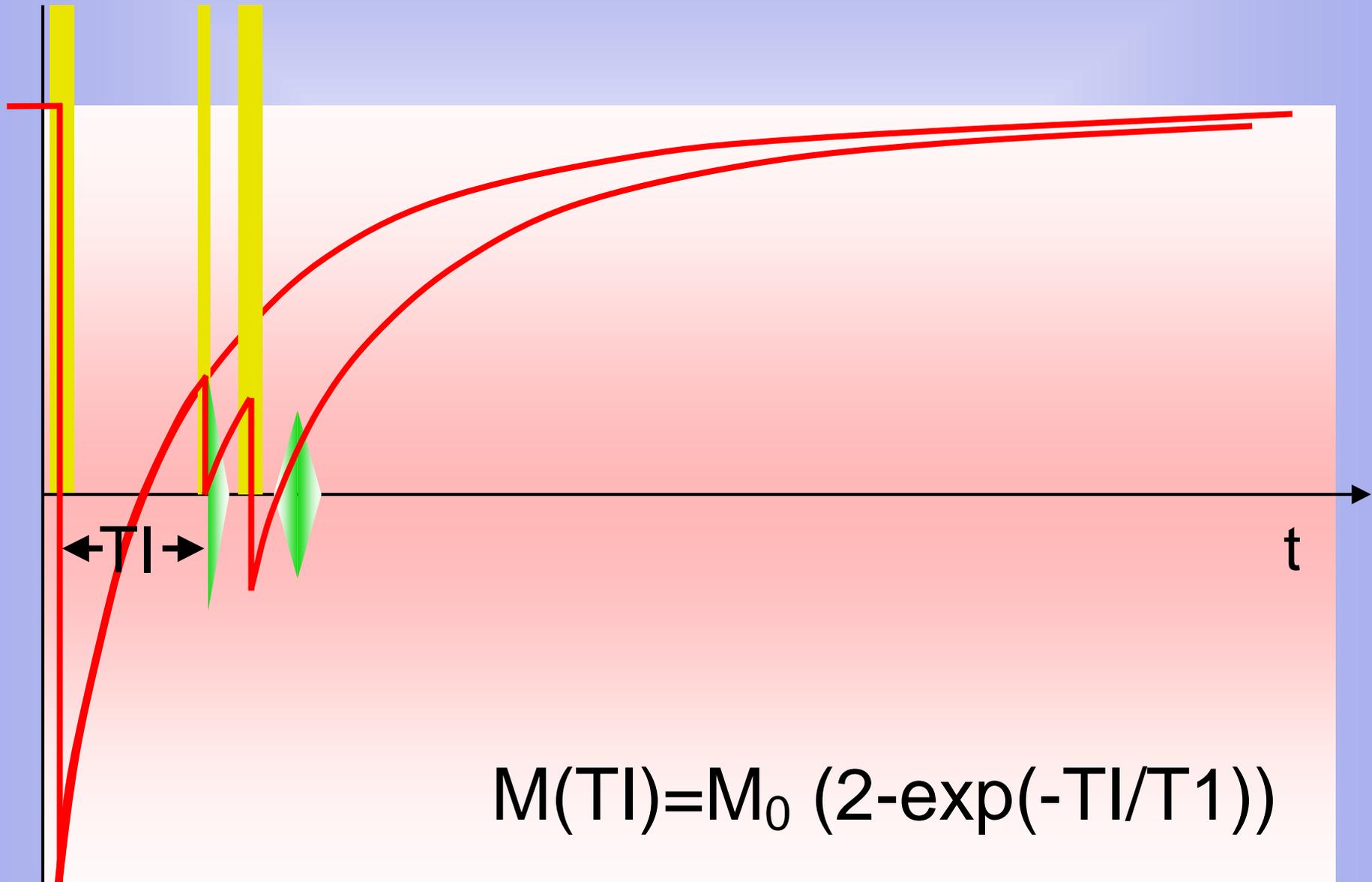


021000/020

Inversion-(Recovery-Spin-) Echo

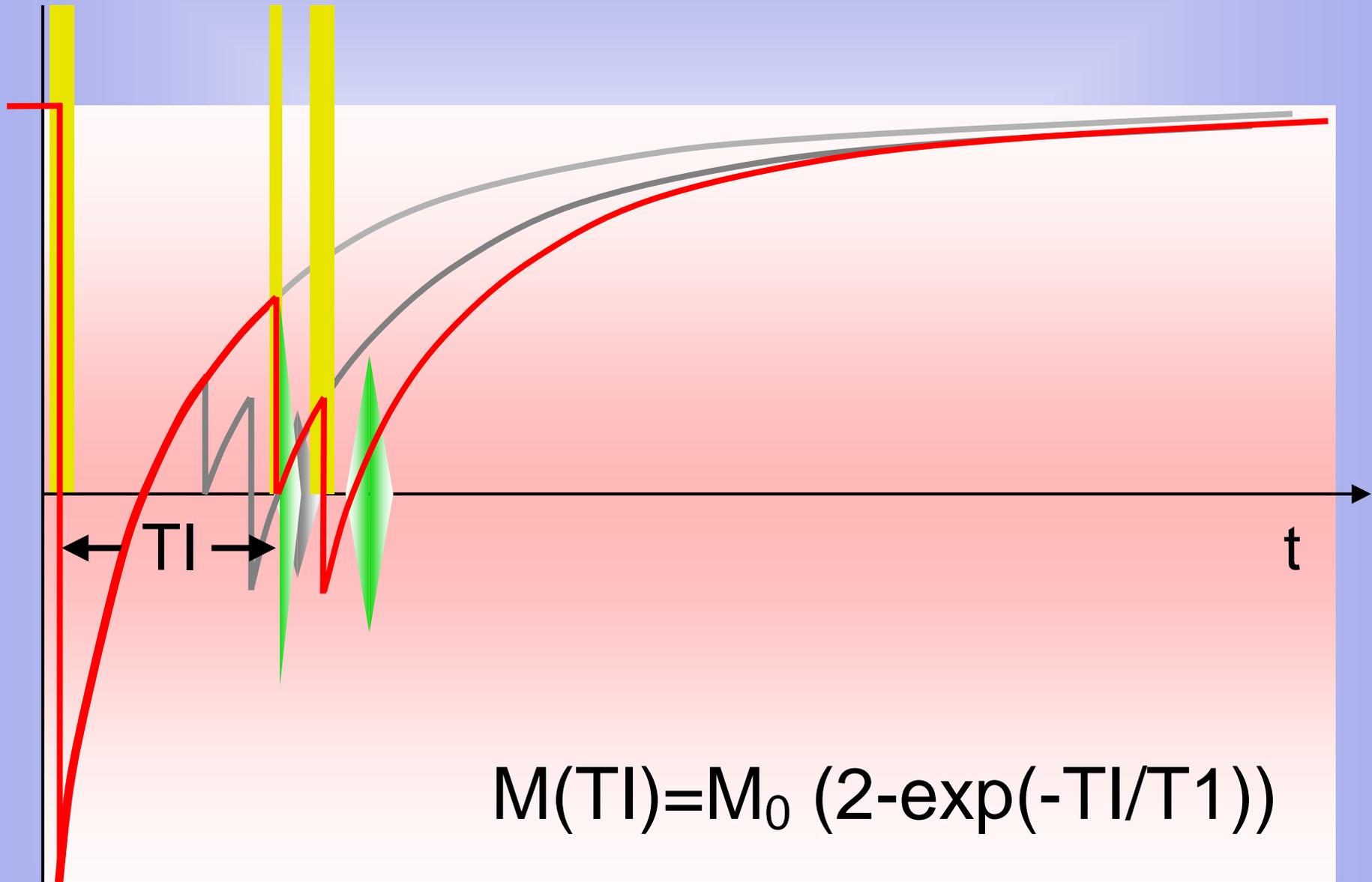


Inversion-Echo: Variation von TI



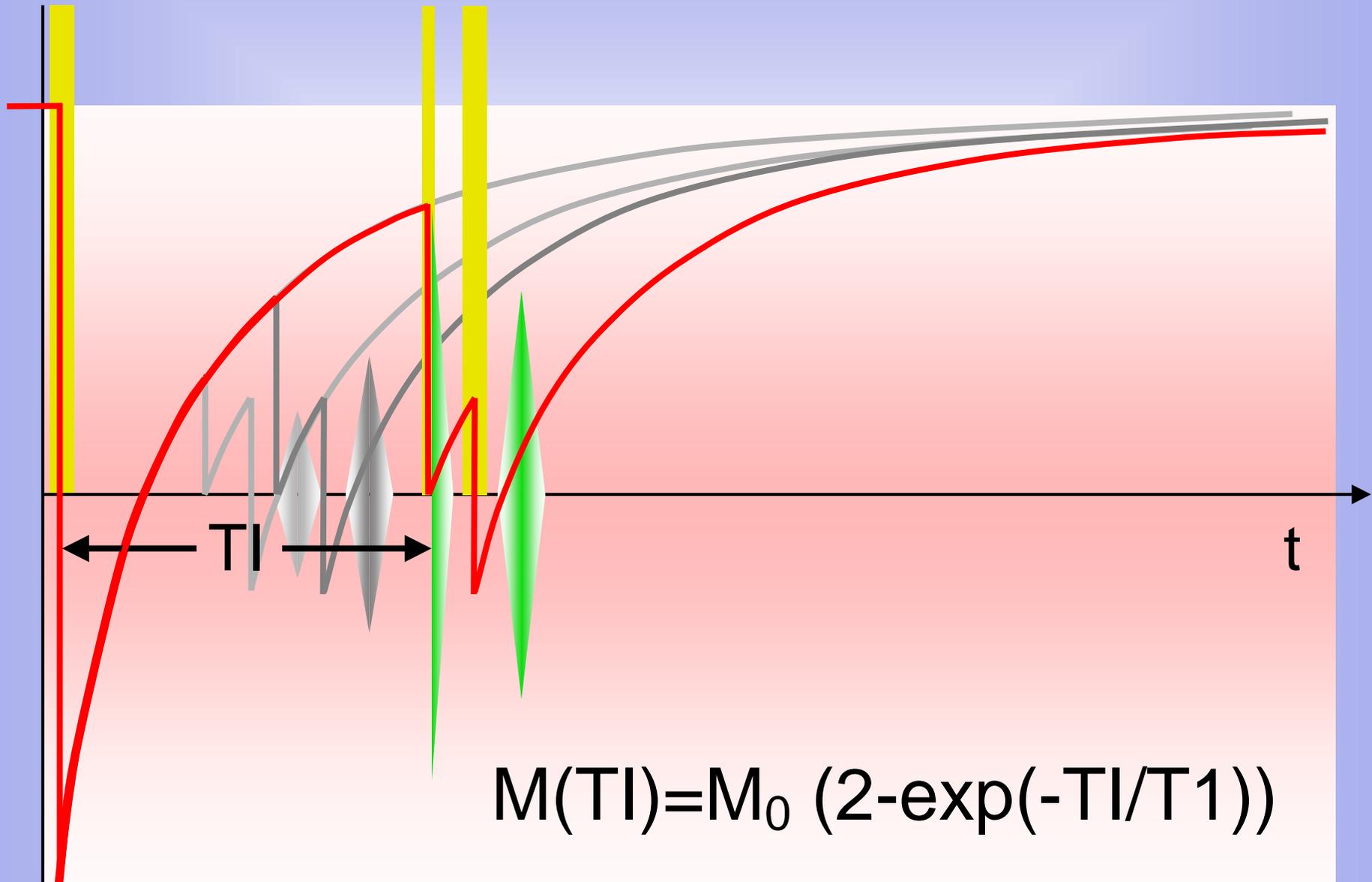
$$M(TI) = M_0 (2 - \exp(-TI/T1))$$

Inversion-Echo: Variation von TI



$$M(TI) = M_0 (2 - \exp(-TI/T1))$$

Inversion-Echo: Variation von TI



Inversion-Echo: T1-Kontrast

