

# הדמיה בתהודה מגנטית MRI

במצגת זו סיכום החומר שכתבתי שנה שעברה עם צירוף תמונות מרשת האינטרנט להמחשת והבנת החומר. לכל תמונה מצורף הקישור שלה ולכן למי שמעוניין להתעמק בחומר שהתמונה מייצגת מוזמן ללחוץ על הקישור שלה. כולי תקווה שמצגת זו תעזור לכם בהבנת החומר ואשמח לקבל כל הערה או הארה.

חאג יחיא נידאל , רנטגנאי MRI

בית חולים אסף הרופא  
בית חולים הדסה עין כרם

טלפון : 0504048844

מייל : [nidalhy1967@yahoo.com](mailto:nidalhy1967@yahoo.com)

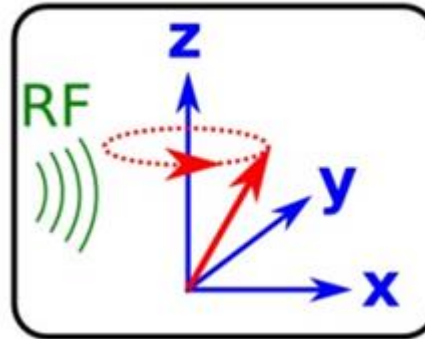
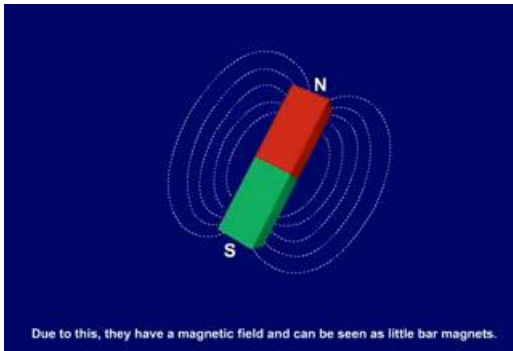
מרץ 2016

# MRI

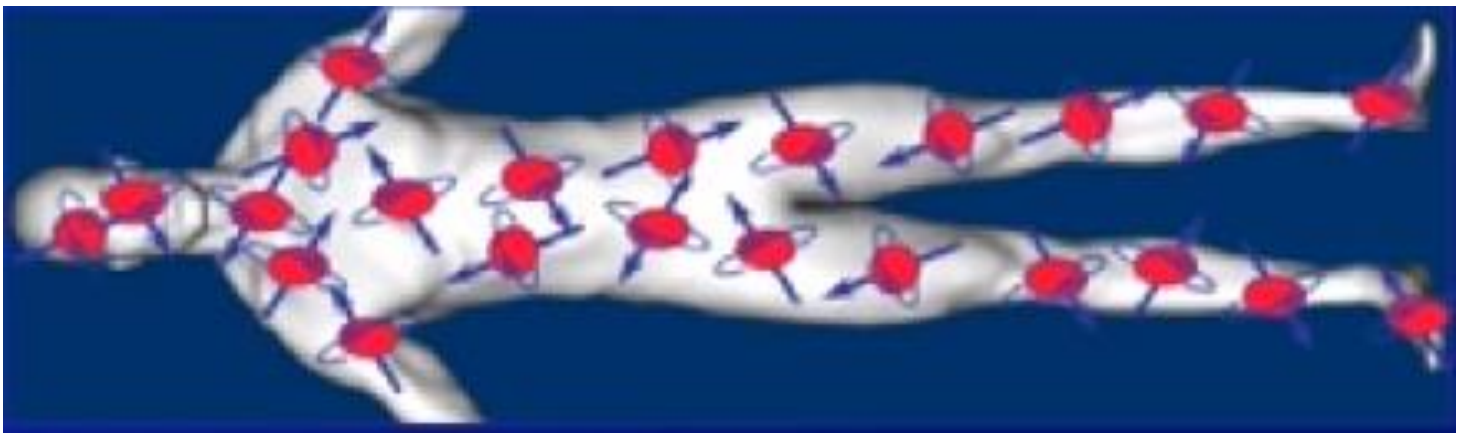
Magnetic

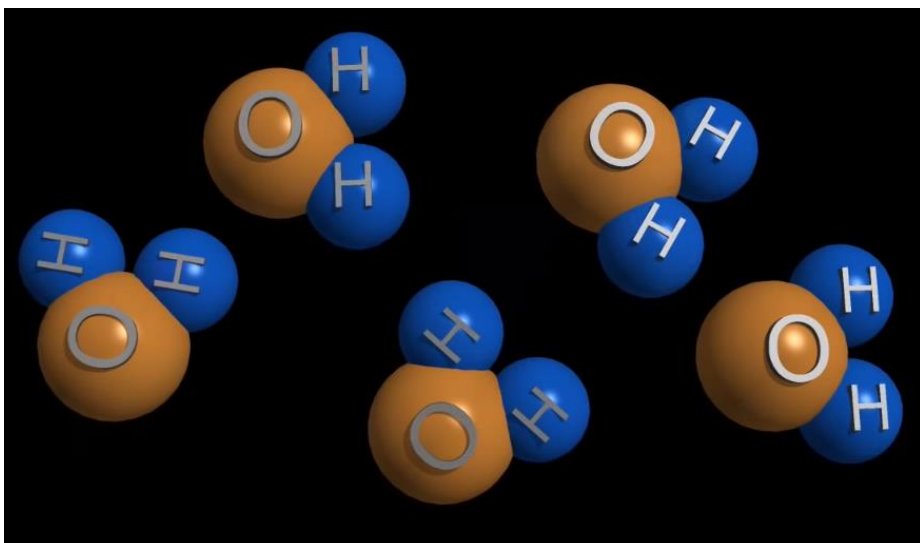
Resonance

Imaging



הדמיה בתהודה מגנטית משתמשת בתכונות המגנטיות הטבעיות של הגוף ( הדמית הפרוטונים של המימן )

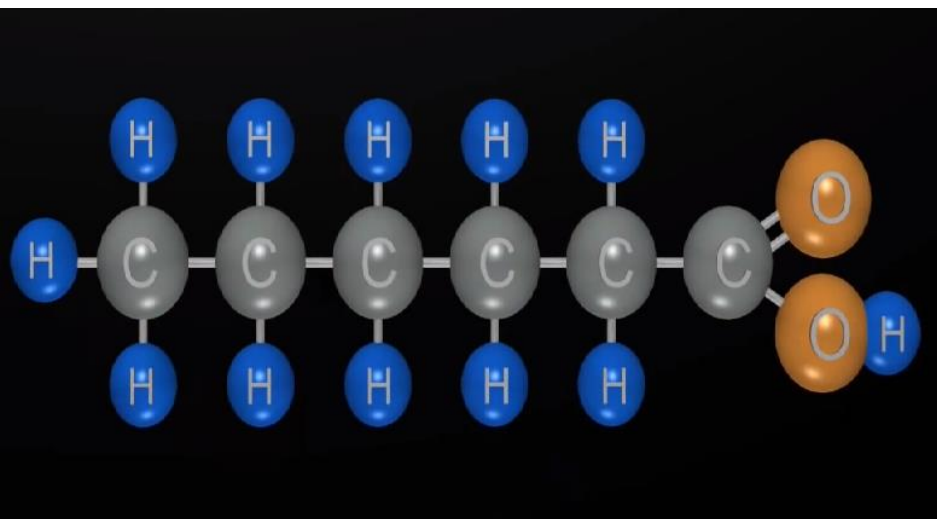




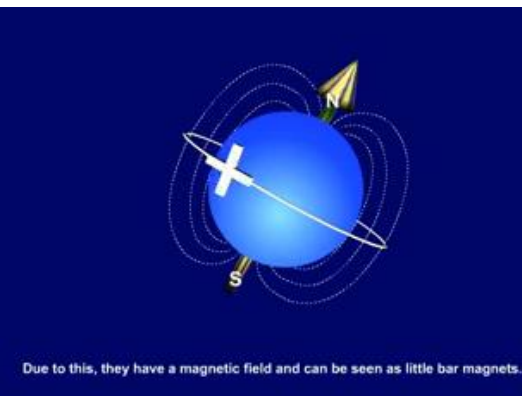
מים

- Body is composed of 70%  $H_2O$
- MRI relies on the magnetic properties of a hydrogen atom to produce images

הדמיית MRI מבוססת על תהודה מגנטית של גרעיני המימן הנמצאים ברקמות האדם בריכוזים גבוהים מאוד, במיוחד במים ובשומן

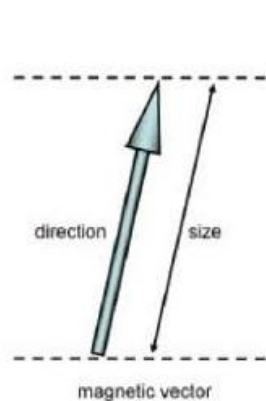


שומן

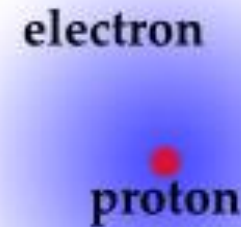


הואיל והגרעין של המימן טעון במטען חשמלי, תגרום תנועת הסיבוב שלו להיווצרות מומנט מגנטי.

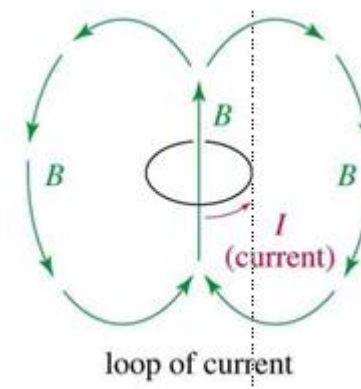
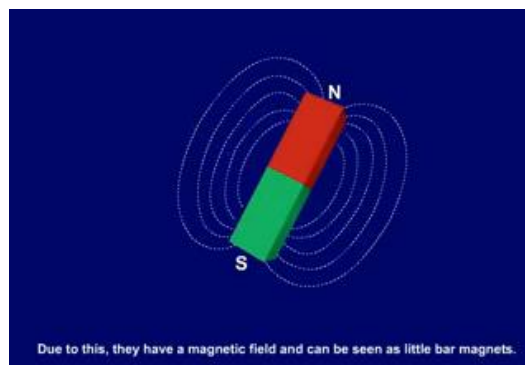
מומנט מגנטי או מומנט דיפול מגנטי הוא הגודל הפיזיקלי שמגדיר את עוצמת השדה המגנטי וכוונו.



לפרוטון יש מטען חשמלי, כמו כן לפרוטון יש תנע זוויתי, ספין (סיבוב סביב עצמו)



אטום המימן מורכב מפרוטון בודד ואלקטרון בודד



יש לפרוטון מטען חשמלי מסתובב הפועל כמו לולאת זרם חשמלית ומוביל לנוכחות של שדה מגנטי, ולכן ניתן לראות בפרוטון המימן כמעין מגנט קטן.



# MR active nuclei continued..

## Important Examples

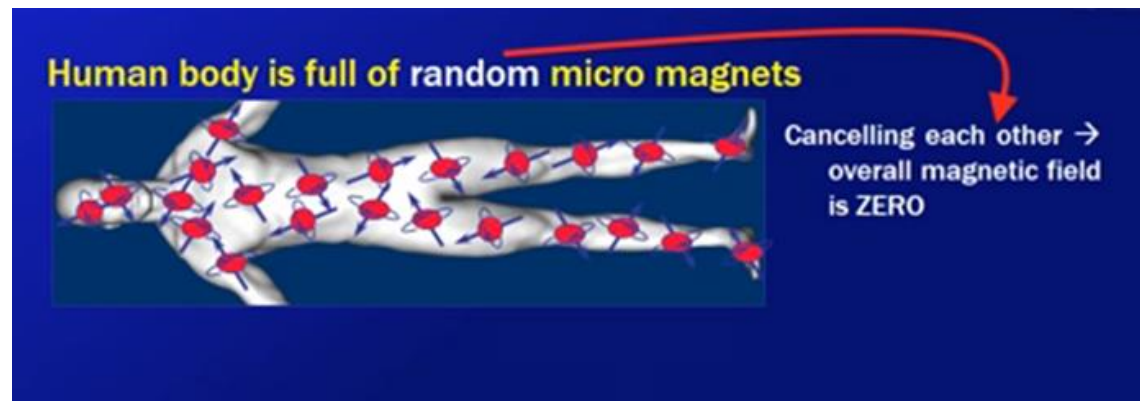
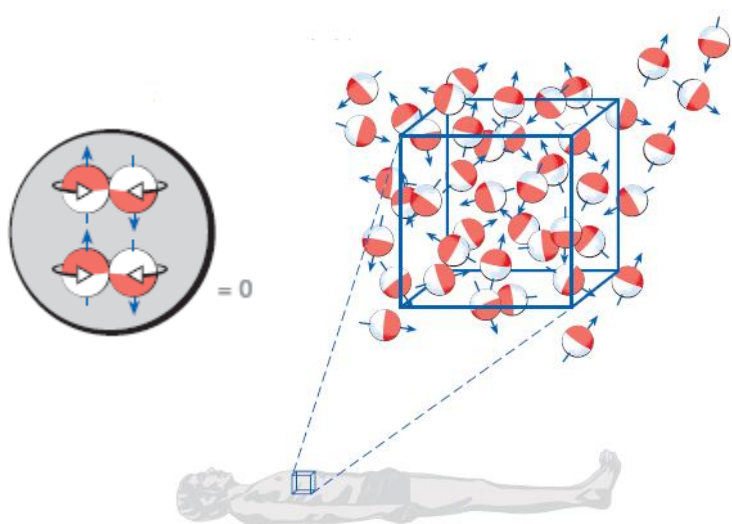
- The nuclei with **odd mass numbers**

undergoes this interaction

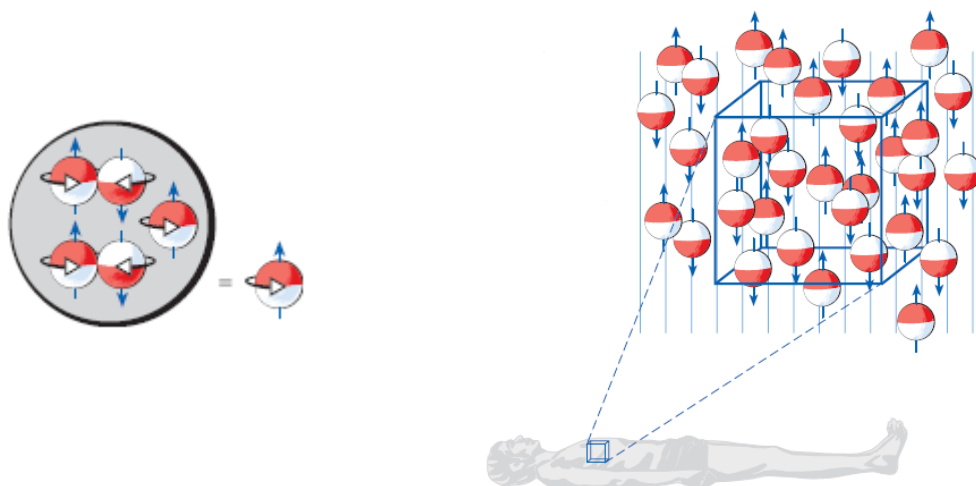
- The result of this interaction is **angular momentum or spin**

|            |    |
|------------|----|
| Hydrogen   | 1  |
| Carbon     | 13 |
| Nitrogen   | 15 |
| Oxygen     | 17 |
| Fluorine   | 19 |
| Sodium     | 23 |
| Phosphorus | 31 |

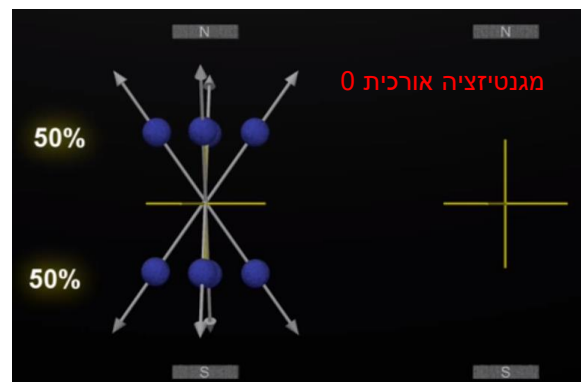
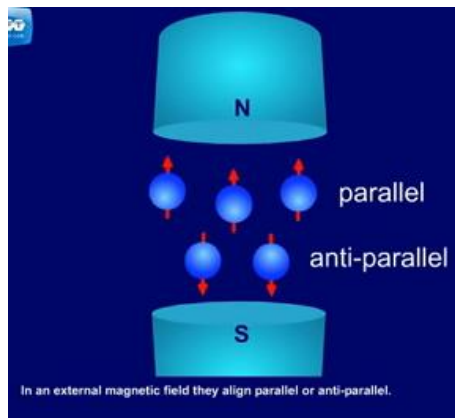
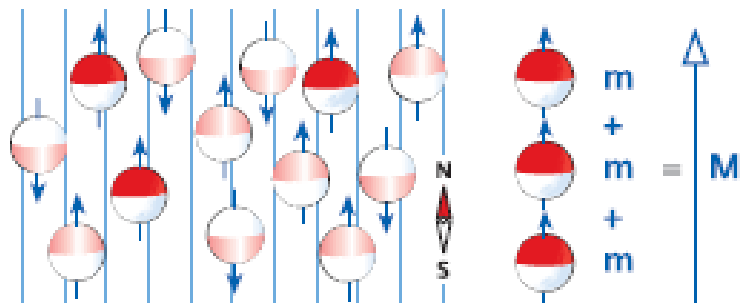
מספר אי-זוגי של נוקלאונים ( פרוטונים ו \ או נויטרונים )  
מקנה לגרעין מומנט מגנטי או ספין כללי.  
יש לזכור שכשמדברים על הדמיה , מדברים על גרעין  
המימן בגלל שהוא נפוץ ביותר ברקמות הגוף. והמומנט  
המגנטי שלו גדול יחסית



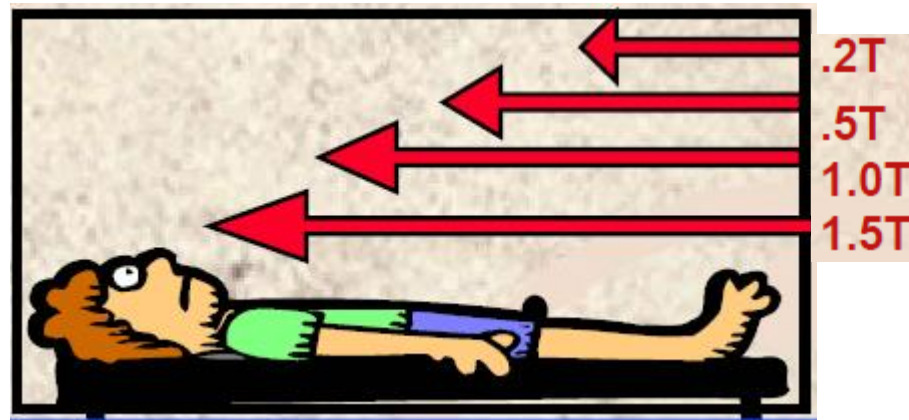
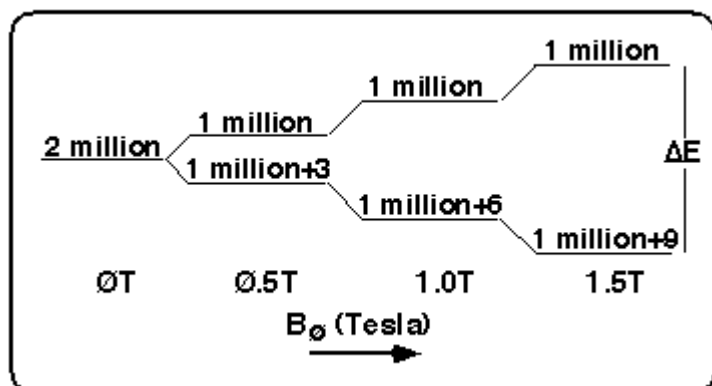
בהיעדר שדה מגנטי חיצוני חזק, הספינים הגרעיניים של הפרוטונים מבטלים אחד את השני בגלל שהם נמצאים בצורה אקראית



בהשפעת שדה מגנטי חיצוני חזק, הספין מתנהג כמו מחט המצפן שמתיישרת בכיוון השדה המגנטי של כדור הארץ, אך בעוד למחט המצפן יש דרך אחת, לספינים יש שתי דרכים, עם או נגד כיוון השדה

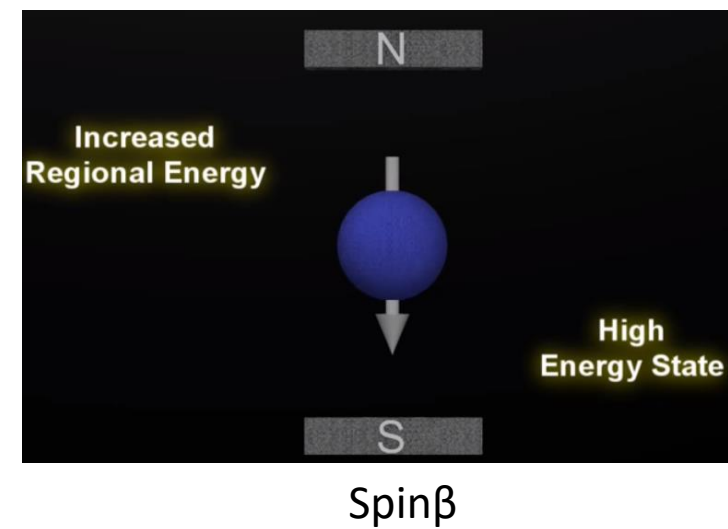
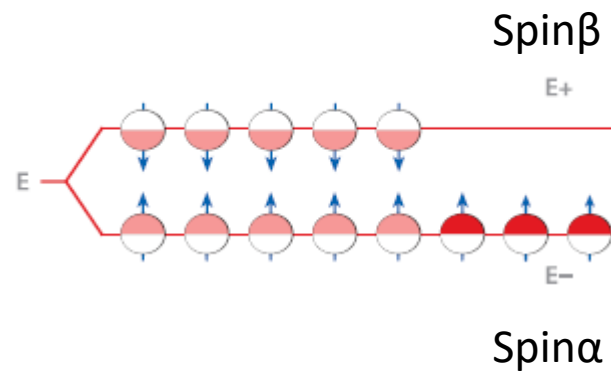
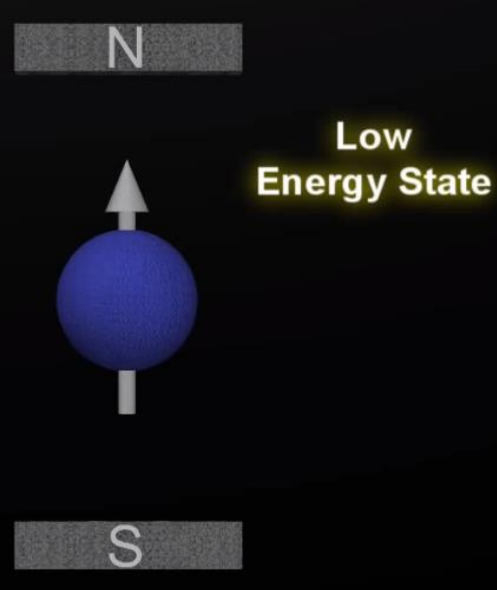


החלוקה בין שני המצבים איננה 50:50 . עדיפות קלה תהיה לספינים שבכיוון השדה המגנטי החיצוני

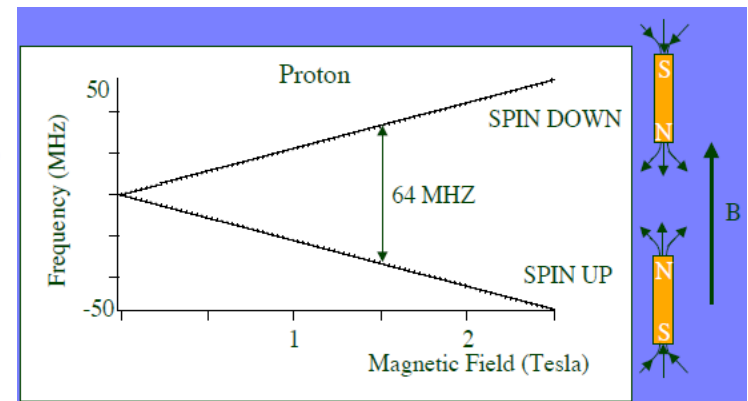
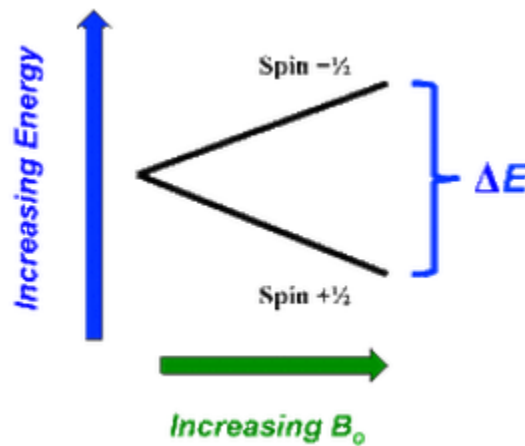
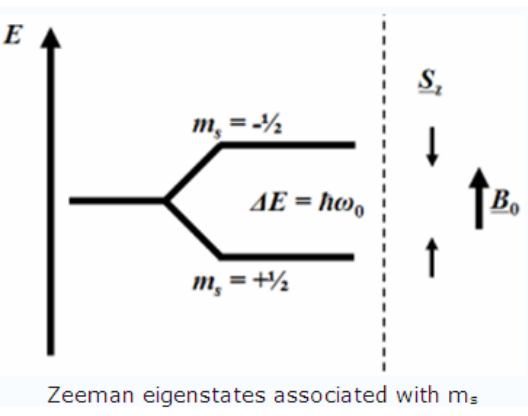


ככל שהשדה המגנטי החיצוני חזק יותר , יותר ספינים יהיו עם כיוון השדה

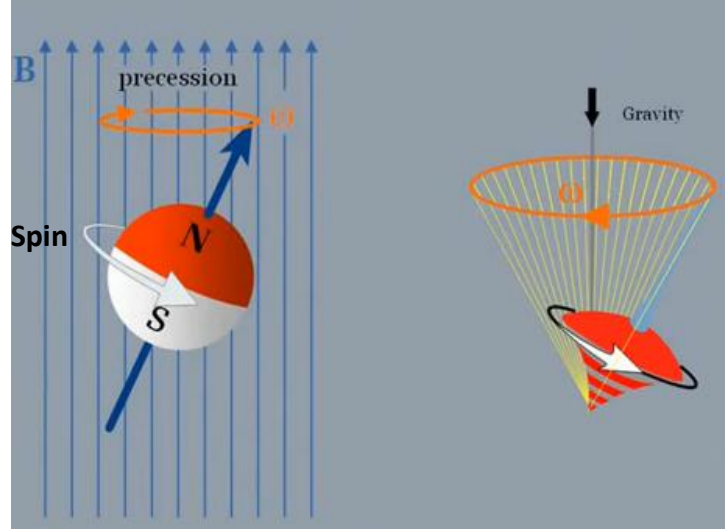
הערה : בהדמיה מגנטית , הפרוטון = גרעין = ספין = מומנט מגנטי



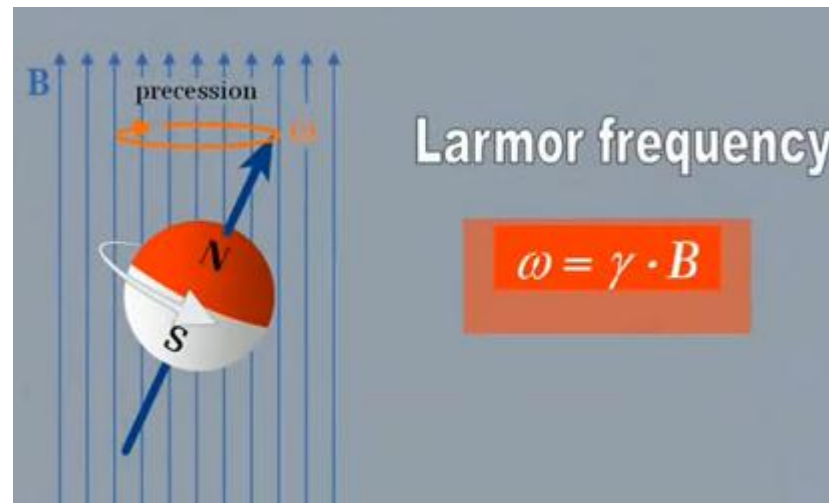
Spin  $\alpha$



גרעין שהסתדר עם השדה נמצא במצב נמוך יותר מבחינה אנרגטית ונקרא מצב ספין-אלפא  
וגרעין שהסתדר נגד השדה נמצא במצב גבוה יותר מבחינה אנרגטית ונקרא מצב ספין-בטא, הפרש האנרגיה בין שתי הרמות פרופורציונלית לעוצמת המגנט



הספינים לא רק מתיישרים עם או נגד כיוון השדה , הם גם מבצעים תנועה חדשה כמו תנועת הסביבון , שפרופורציונלית לעוצמת המגנט , לתנועה הזו קוראים פרצסיה ( נקיפה ) . תדר הפרצסיה נקרא תדר לרמור .



התדר בו הספין יסתובב סביב השדה תלוי בשדה המגנטי  $B_0$  שמשרים עליו כפול הקבוע הגירומגנטי  $\gamma$  שמצביע על כמה סיבובים לשנייה ליחידת שדה מגנטי מבצעים הספינים

## Precessional frequencies of Hydrogen

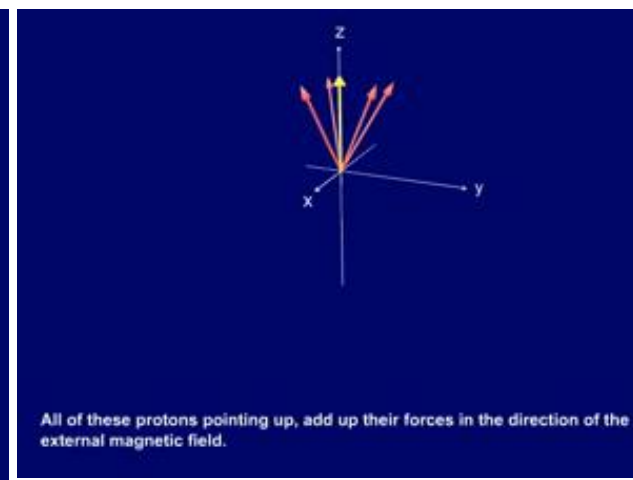
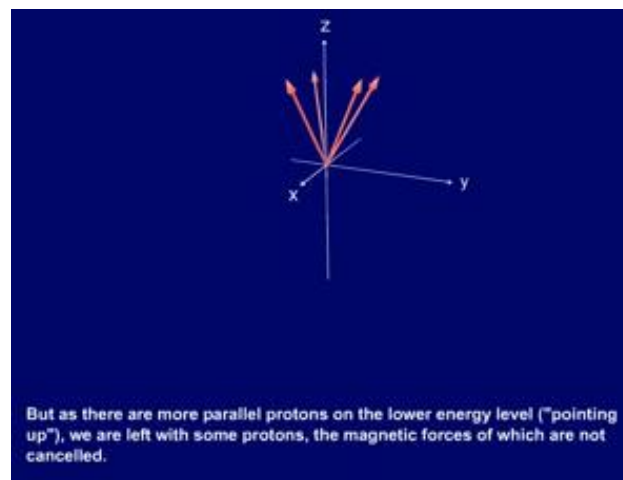
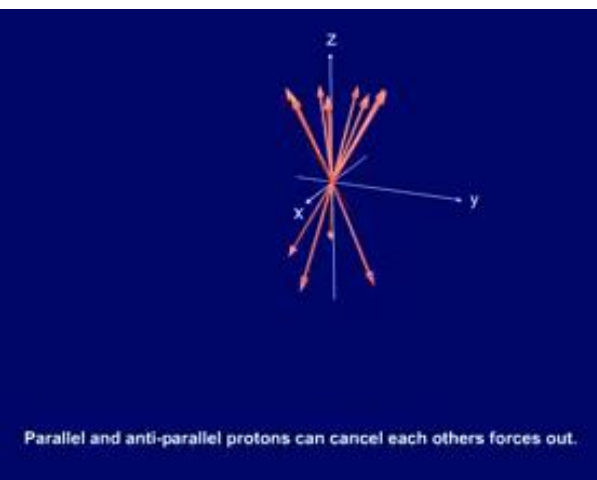
| Nucleus  | $\gamma$    | $B = 0.5T$ | $B = 1.0T$ | $B = 1.5T$ |
|----------|-------------|------------|------------|------------|
| $^1H$    | 43.58 MHz/T | 21.29 MHz  | 42.48 MHz  | 63.87 MHz  |
| $^{13}C$ | 10.71 MHz/T | 5.36 MHz   | 10.71 MHz  | 16.07 MHz  |

| $\gamma$    | $B_0$ | $\omega$  |
|-------------|-------|-----------|
| 42.57 Mhz/T | 1.5 T | 63.86 MHz |
|             | 1.0 T | 42.57 MHz |
|             | 0.5 T | 21.28 MHz |

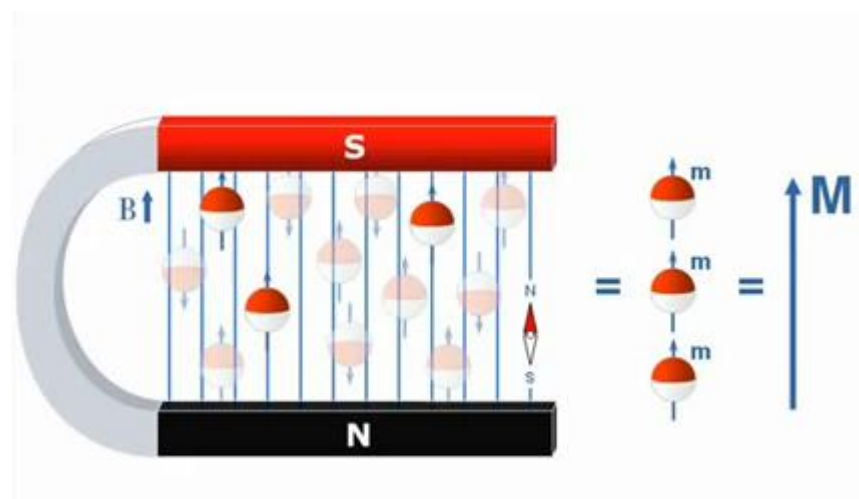
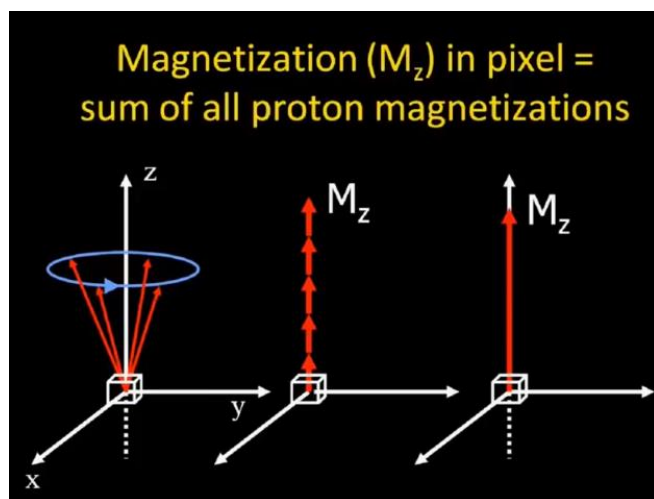
תדר זה הוא בתחום של גלי הרדיו . לגרעינים שונים יש תדירות שונה באותו שדה מגנטי .

1 Tesla = 10,000 Gauss  
 Typical MRI magnet = 1.5 T = 15,000 Gauss  
 Earths magnetic field = 0.5 Gauss

העוצמה של המגנט נמדדת ביחידות טסלה או גאוס

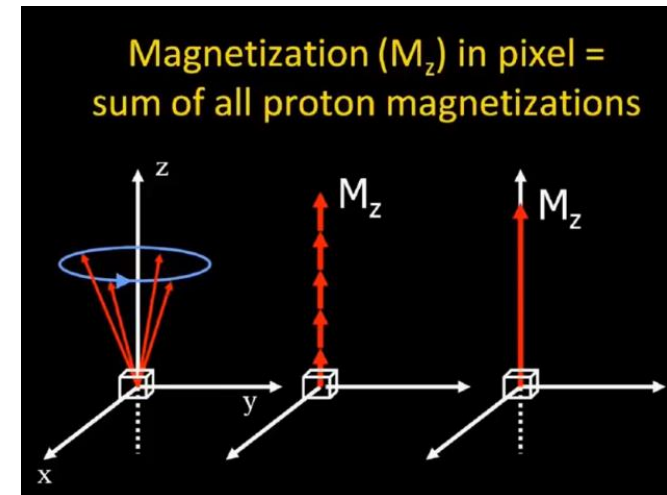
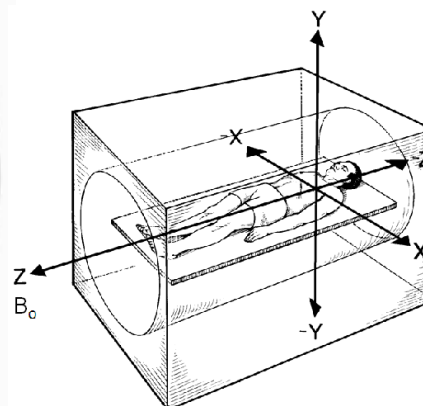
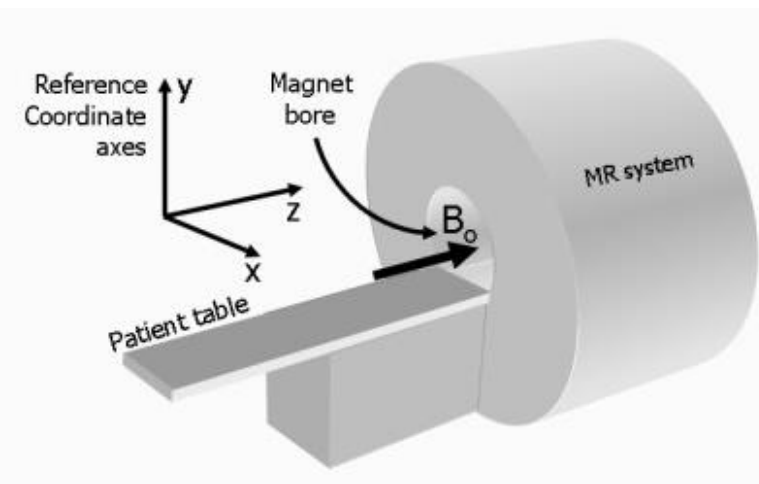


במישור האורכי הספינים שנמצאים למטה מבטלים את הספינים שנמצאים למעלה, אבל היות ויש למעלה יותר ספינים אנחנו נשארים עם מגנטיזציה אורכית (longitudinal magnetization) שהיא סך כל הספינים שלא התבטלו בכיוון השדה המגנטי הקבוע.

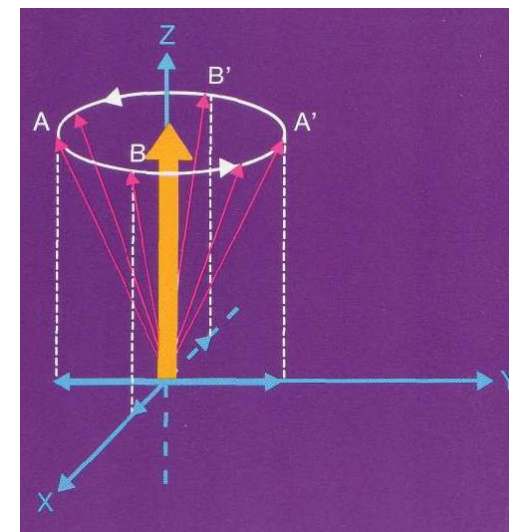
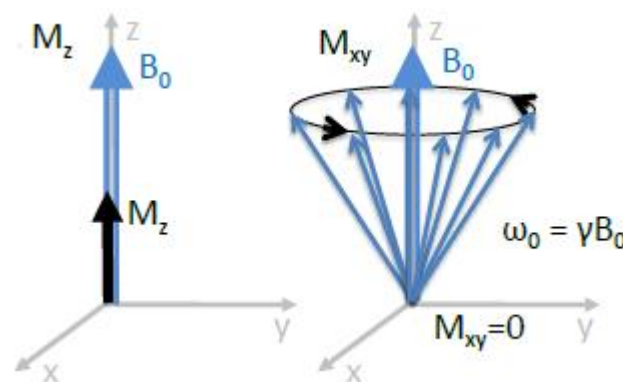
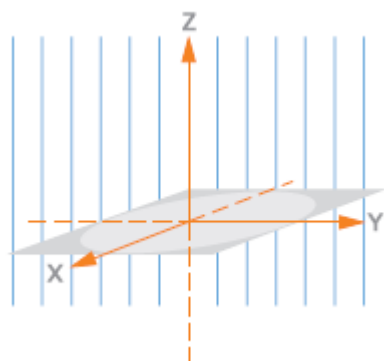


הווקטור הכולל של הפרש הספינים יוצר ווקטור מגנטי  $M_z$  בכיוון השדה החיצוני  $B_0$

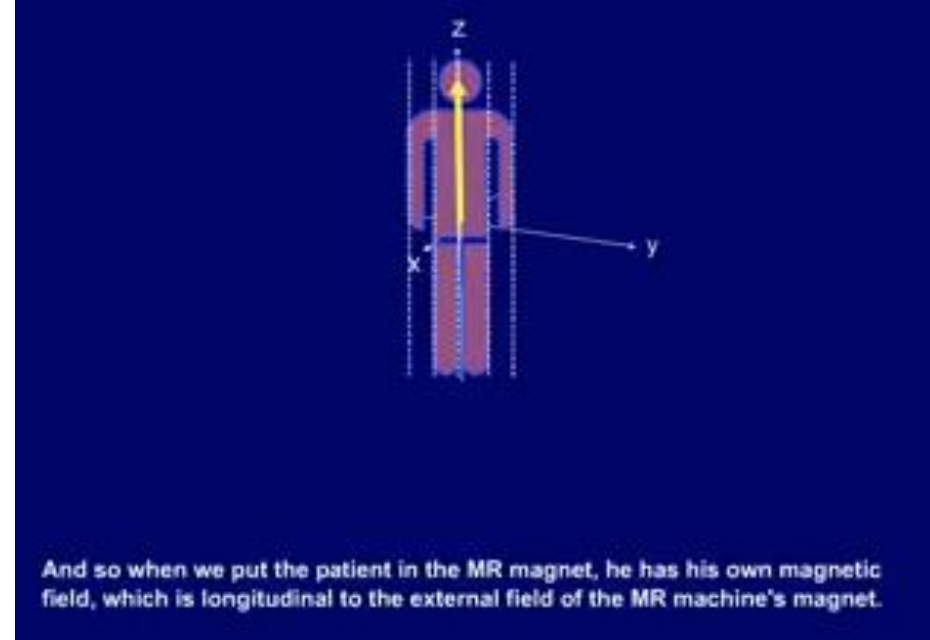
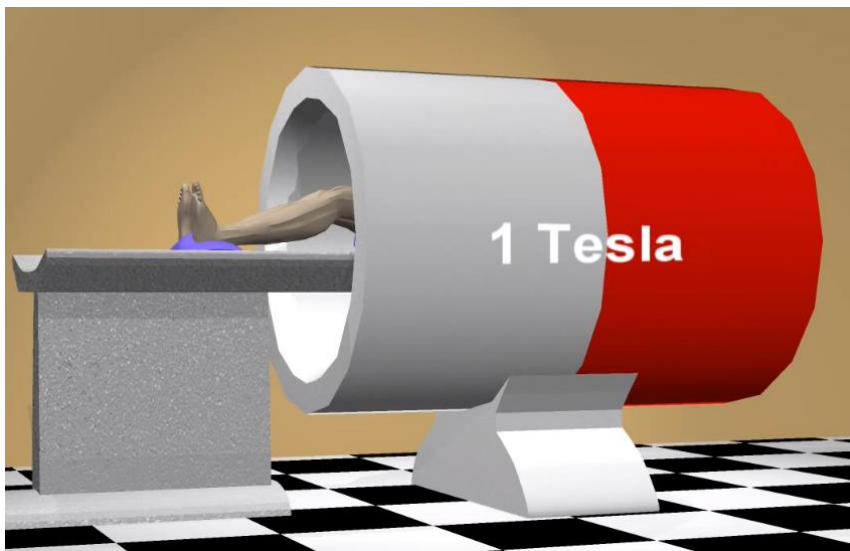




את ווקטור המגנטיזציה ניתן להציב על מערכת צירים X,Y,Z, כאשר הוא מונח על ציר Z.



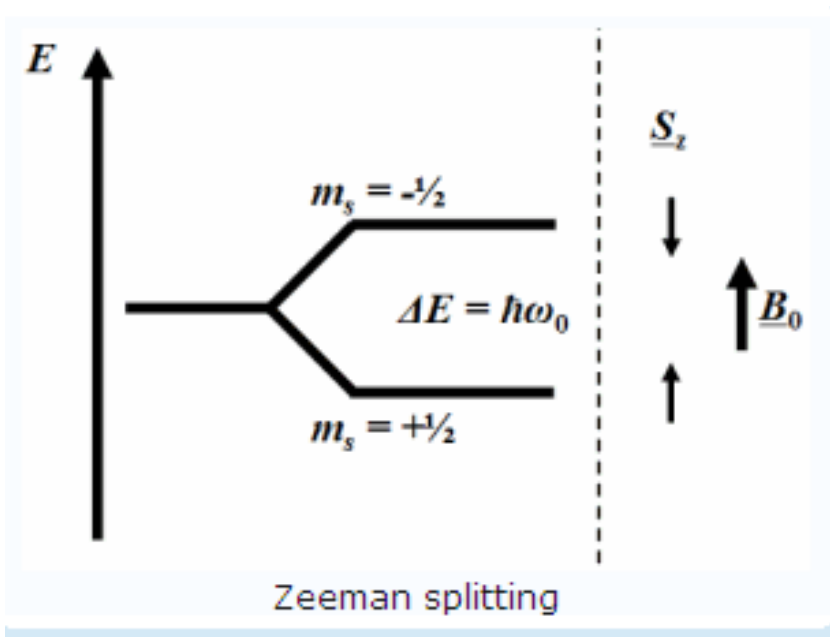
המגנטיזציה האורכית היא סך כל הווקטורים המגנטיים לאורך קווי השדה החיצוני המגנטיזציה הרוחבית  $M_{xy}$  היא אפס בגלל שהספינים נמצאים בפאזה אקראית במישור הרוחבי ולכן מבטלים אחד את השני במישור הרוחבי.



ע"י מיקום הנבדק בתוך השדה המגנטי החזק, הנבדק בעצמו "הופך להיות מגנט" כלומר יש לו את השדה המגנטי



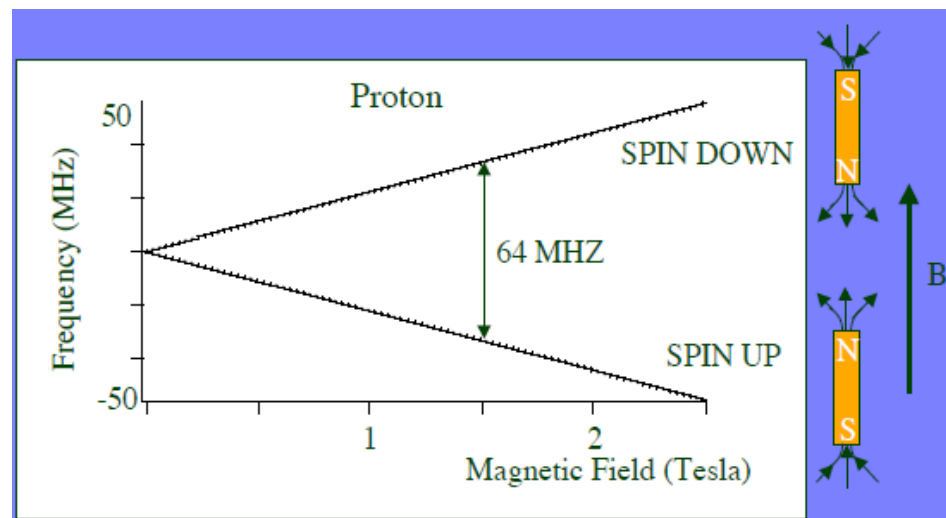
איננו יכולים למדוד את המגנטיזציה הזו כשהיא לאורך קווי השדה המגנטי החיצוני, על מנת שנוכל למדוד אותה אנו צריכים להביא אותה שתהיה לרוחב השדה המגנטי. כיצד מגיעים למצב שהמגנטיזציה האורכית  $M_z$  ניצבת ל  $B_0$  אם מטבעה  $M_z$  מקבילה ל  $B_0$ .



$h$  is Planck's constant ( $6.63 \times 10^{-34} \text{Js}$ )

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 = \hbar \omega_0$$

פער האנרגיה פרופורציונאל לתדירות  
ופרופרצונאלי לגודל השדה



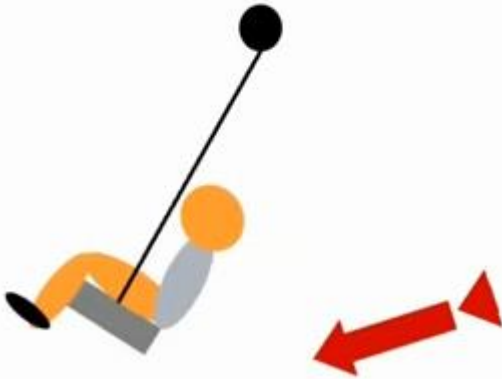
לפי משוואת זימן  $\Delta E = \gamma h B_0$

לפי משוואת לרמור  $W_0 = \gamma B_0$

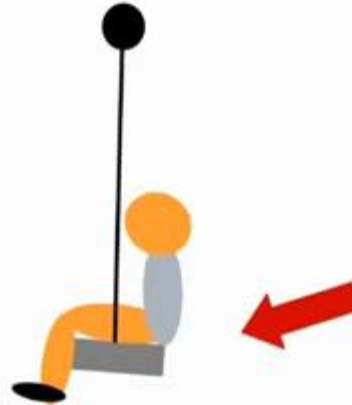
$$\Delta E = W_0 h = \gamma h B_0$$

המשמעות שהפרש האנרגיה בין שתי הרמות פרופורציונאלית לתדירות לרמור והיות ותדירות לרמור היא בתחום תדירות גלי הרדיו, אז כאשר מקרינים את הספינים בהיותם בתוך המגנט בגלי רדיו בתדירות הזוה לתדירות המעבר של הגרעינים (עירור, Excitation), או-אז מתקיימים התנאים לתהודה. הספינים קולטים אנרגיה מגלי הרדיו ומחליפים כיוון בתוך השדה המגנטי.

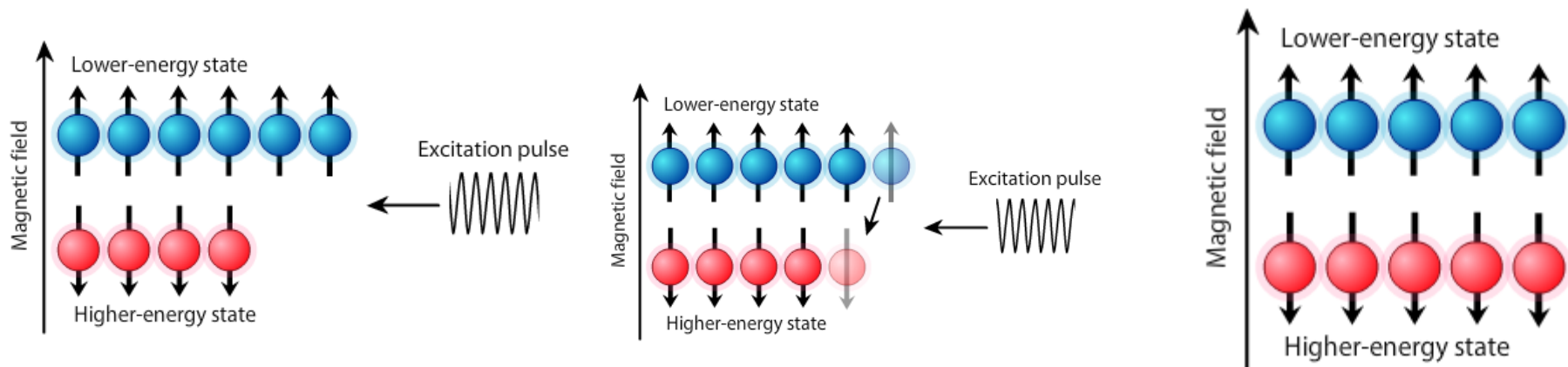
## Resonance



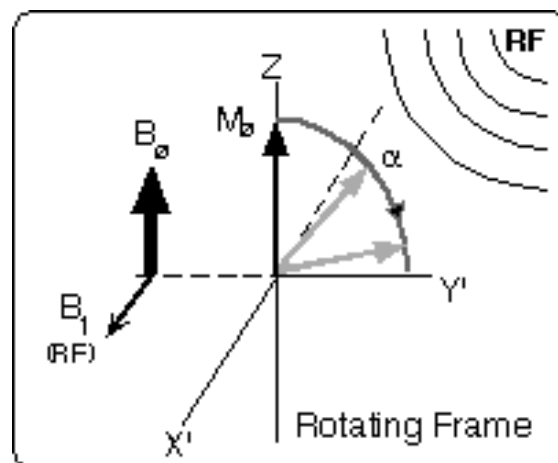
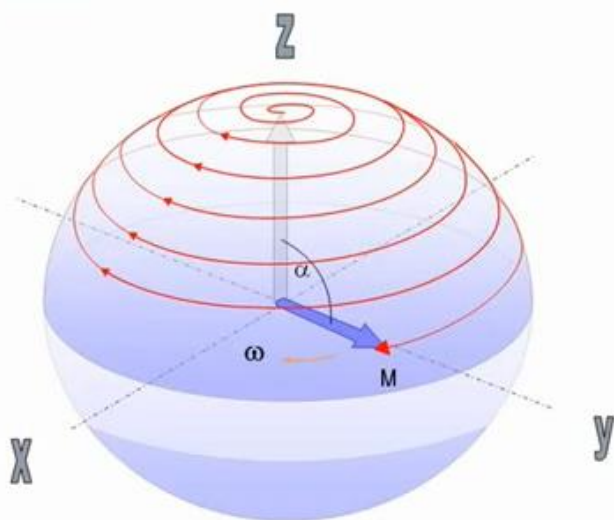
## NO Resonance



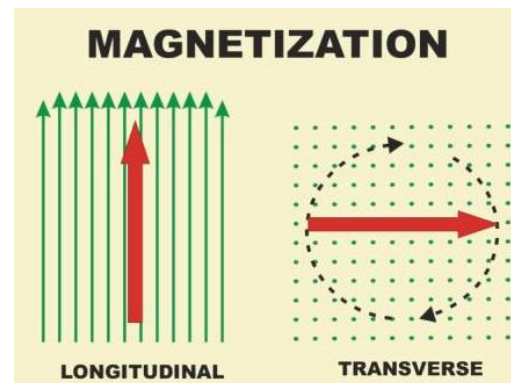
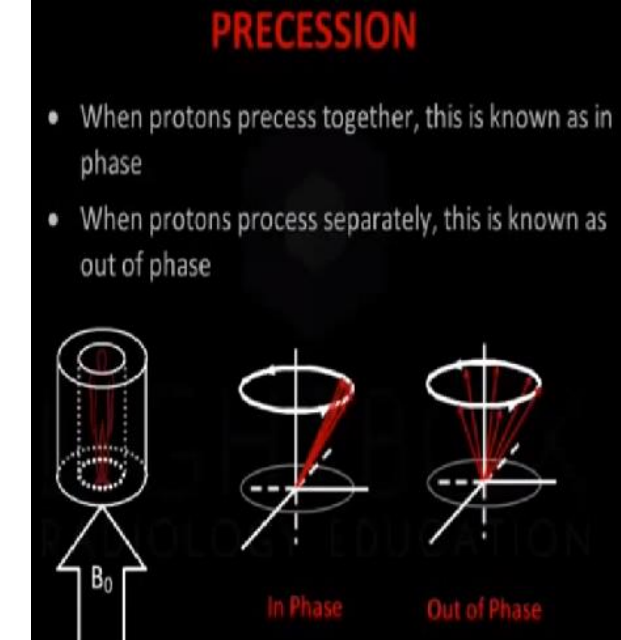
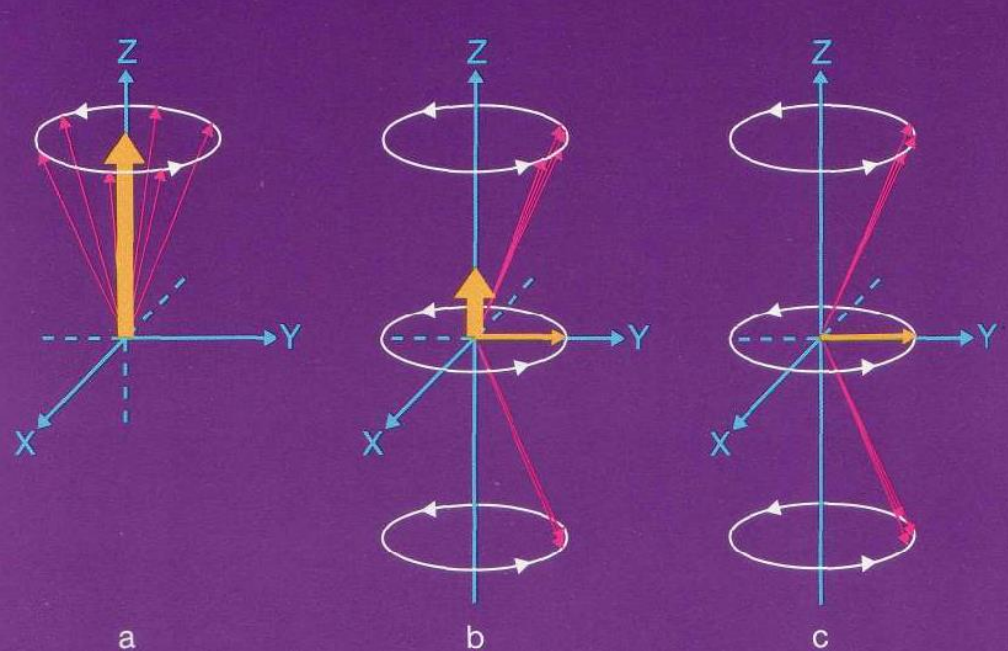
תהודה היא מצב שבו מתרחשת העברת אנרגיה ממערכת אחת לאחרת באמצעות תנודות .  
התהודה מתרחשת כאשר שתי המערכות מתנודדות באותה תדירות .  
דוגמה פשוטה לתהודה אפשר לראות כאשר מנדנדים נדנדה. נניח שהנדנדה חוזרת לאותו  
מקום מדי שלוש שניות. במקרה זה זמן המחזור הטבעי של הנדנדה הוא שלוש שניות, אם  
דוחפים את הנדנדה, אפילו באורח קל, מדי שלוש שניות (ותמיד באותו כיוון), תצטבר  
השפעת הדחיפה והיא עשויה להגדיל מאוד את מהירות הנדנדה ואת משרעת התנודה שלה.  
זוהי תהודה.



ברמה הקוונטית, חשיפת הספינים לקרינה אלקטרומגנטית  $B_1$  (גלי רדיו) בתדירות לרמור גורמת לחלק מהספינים שבמצב אנרגיה נמוך לקפוץ למצב אנרגיה גבוה.

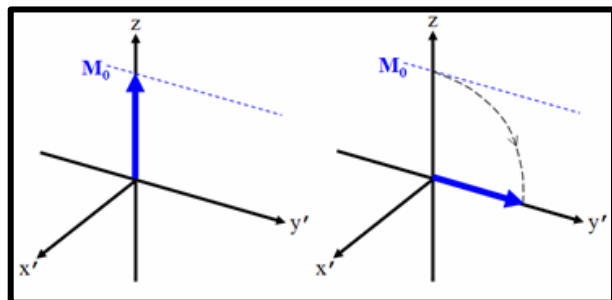


ברמה הקלאסית, וקטור המגנטיזציה האורכי עובר בצורה ספירלית מציר  $Z$  לציר  $XY$  (או אפילו ל  $-Z$ ). אבל היות וקשה כל הזמן לצייר את הספירלה אז ניתן לצייר את מהלך הוקטור לכיוון  $xy$  ללא הספירלה.

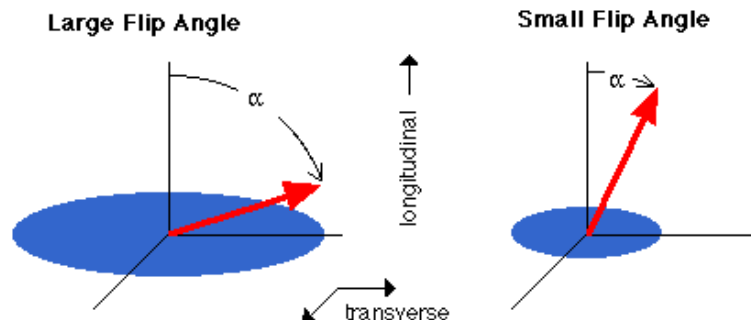


פולס גל הרדיו לא גורם רק להטיית וקטור המגנטיזציה לציר הרוחבי אלא גם מכניס את הספינים במישור הרוחבי לפאזה ( מופע ) משותפת ויצירת מגנטיזציה רוחבית . המגנטיזציה האורכית יכולה להיעלם לגמרי , תלוי בפולס ה- RF.

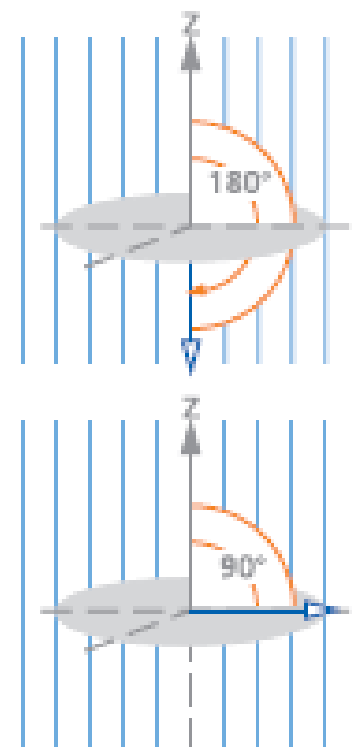
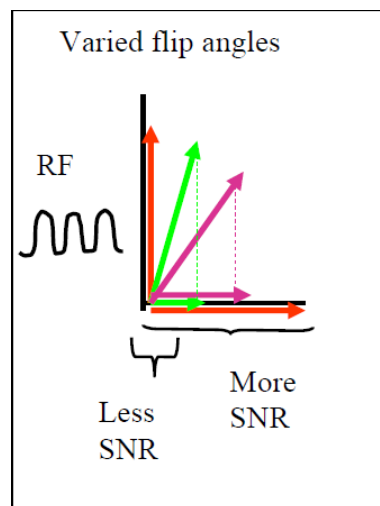




Flip Angle  $90^\circ$

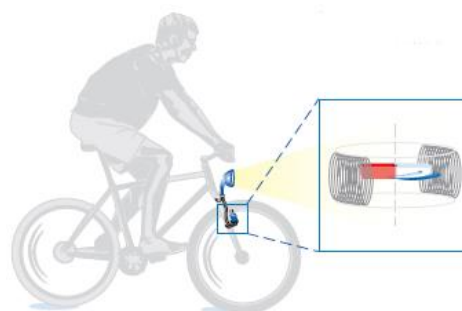
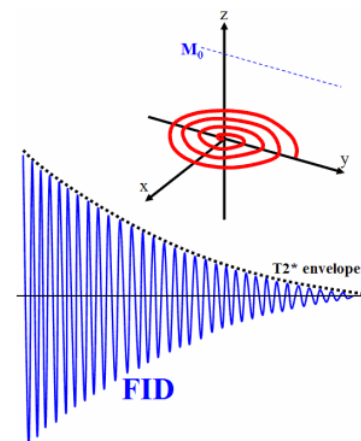
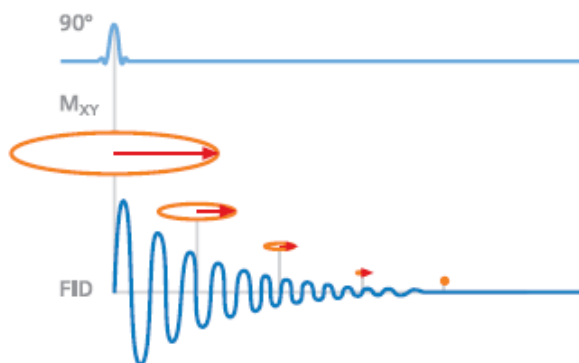
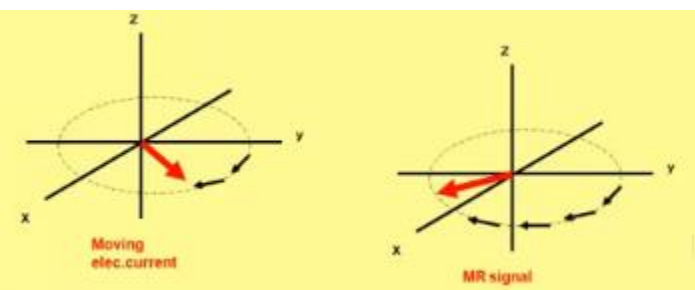


*The strength of the MR signal is shown in [blue] and is equal to the projection of the magnetization on the transverse or "imaging" plane. Large flip angles yield larger MR signals.*

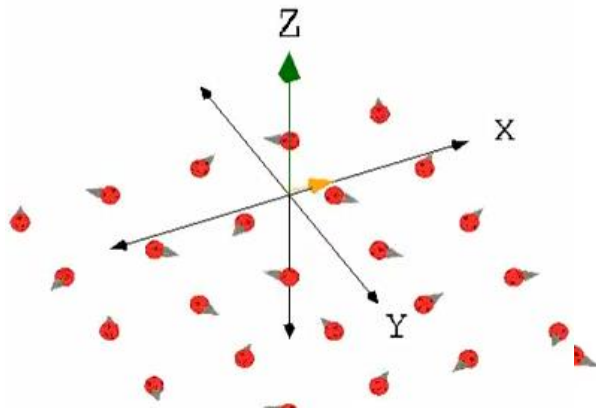


הזווית שבה מוסט ווקטור המגנטיזציה מציר Z לכיוון XY נקראת Flip Angle. פולס של  $90^\circ$  הוא שדה B1 שעוצמתו ומשכו גורמים לווקטור המגנטיזציה האורכי לנטות ב  $90^\circ$  מכיוון B0, כלומר להיות ניצב ל B0. אחרי פולס  $90^\circ$  המגנטיות האורכית היא אפס. זווית  $90^\circ$  נותנת סיגנל מקסימאלי.

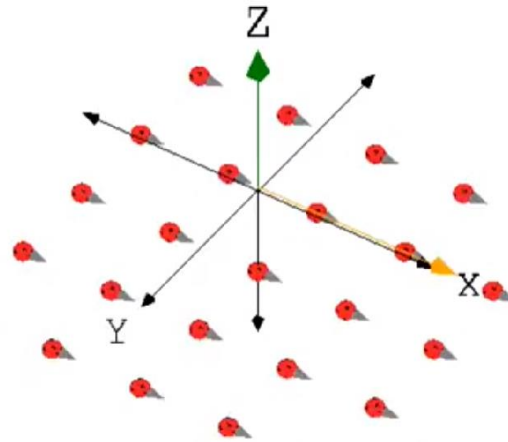




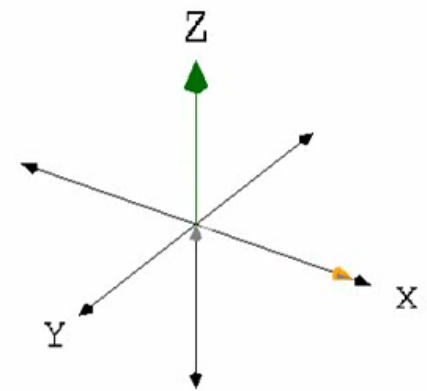
פולס ה RF משודר לפרק זמן קצר לכן הוא נקרא פולס RF. אורך הפולס בד"כ מיקרושניות .  
 כאשר פולס ה- RF מופסק, הוקטור הרוחבי סובב במישור XY כמו סביבון בתדר לרמור , ווקטור המגנטיזציה הרוחבי בהסתחררותו פועל כמו דינמו וגורם להשראה של מתח במקלט ( the RF reciever coil ), זהו בעצם הסיגנל . הסיגנל הזה שנוצר נקרא ( FID ) Free Induction Decay , הסיגנל הולך ודועך לאפס במשך הזמן בגלל רלקסציה ודעיכה של המערכת כי האנרגיה רוצה לחזור למצב הבסיס שלה.



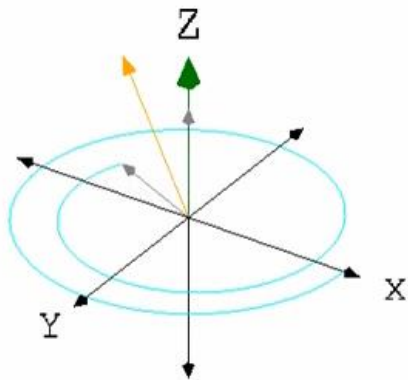
אחרי זמן , יציאה  
מהפאזה והוקטור  
הרוחבי קטן



מיד אחרי פולס  $90^\circ$   
הספינים בפאזה והוקטור  
הרוחבי מקסימאלי



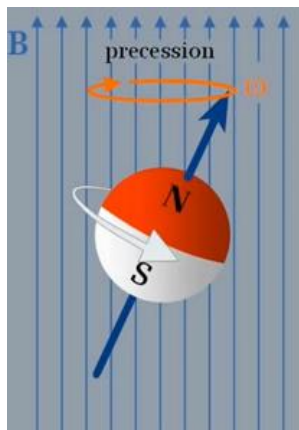
מיד אחרי פולס  $90^\circ$   
הוקטור האורכי 0  
והרוחבי מקסימאלי



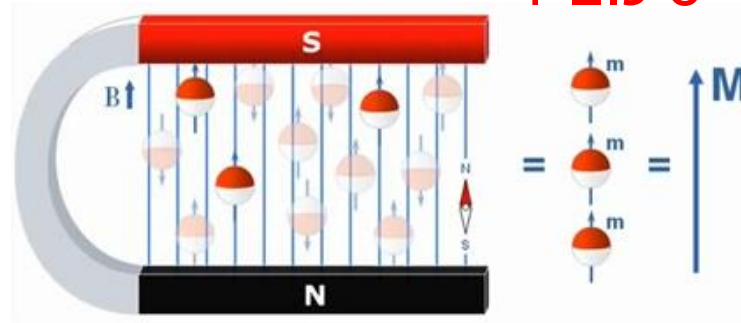
אחרי זמן הוקטור  
האורכי מתאושש  
והרוחבי קטן

לאחר פולס  $90^\circ$  וקטור המגנטיזציה מסתחרר במישור XY ומשרה בסליל מתח , סיגנל שדועך עם הזמן בגלל מנגנוני רלקסציה ( תפוגה ) שגורמים לו לחזור למצב של שיווי משקל תרמי כלומר מקביל ל- Z .  
את החזרה לשיווי משקל ניתן לתאר בעזרת שני תהליכי רלקסציה נפרדים .  
האחד גורם לצמיחת המרכיב האורכי והזמן האופייני לרלקסציה הזו הוא זמן T1 . במקביל לצמיחתו של המרכיב האורכי מתקצר המרכיב הרוחבי ושואף לאפס בגלל יציאה מהפאזה של הספינים וקצב התקצרותו תלוי בזמן אופייני T2 , T2\* .

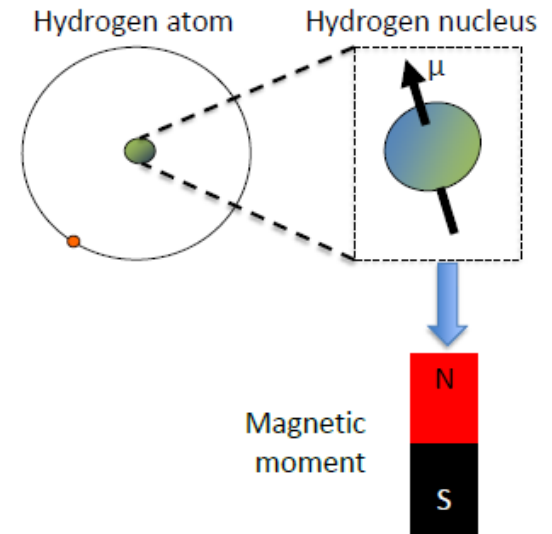
# סיכום 1



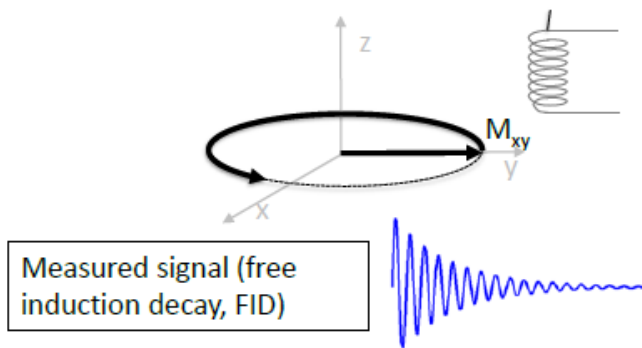
הפרוטון מבצע פרצסיה סביב קווי השדה החיצוני בתדירות לרמור



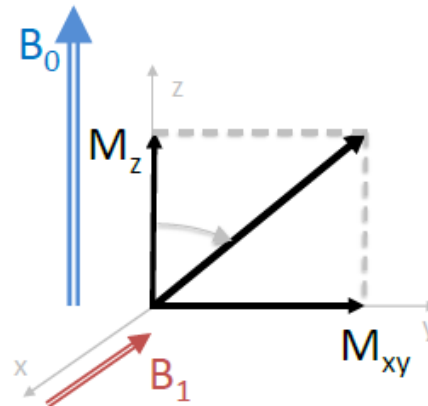
כאשר מכניסים את הפרוטונים לשדה מגנטי חיצוני חזק  $B_0$  מתיישרים במקביל או אנטי מקביל לקווי השדה ומבטלים את הספינים של עצמם אבל היות ויש עדיפות לאלה שבמקביל נוצרת מגנטיזציה אורכית  $m_z$



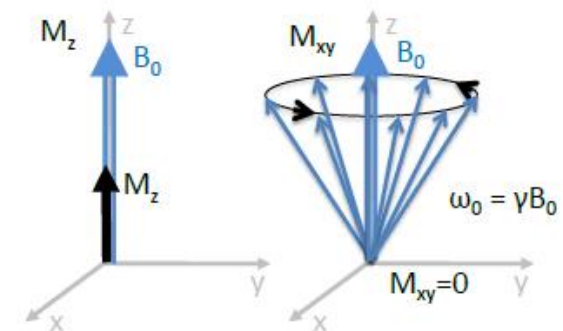
לפרוטון יש מטען חיובי ויש ספין, בשל כך יש לו שדה מגנטי וניתן לראותו כמגנט קטן



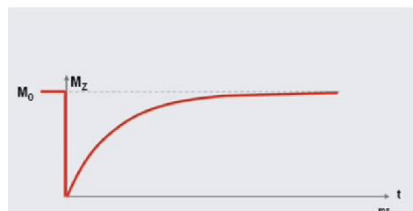
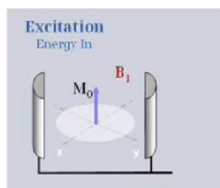
אחרי שגל הרדיו מכובה וקטור המגנטיזציה הרוחבי ממשיך לבצע פרצסיה סביב  $B_0$  ויוצר סיגנל שדועך כתוצאה מתהליכי רלקסציה



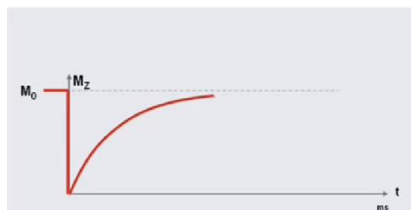
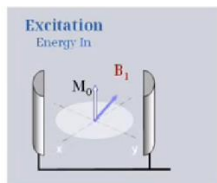
שידור גל רדיו  $B_1$  בתדירות לרמור בניצב ל- $B_0$  מוריד את וקטור המגנטיזציה למישור  $xy$  ויוצר מגנטיזציה רוחבית  $M_{xy}$



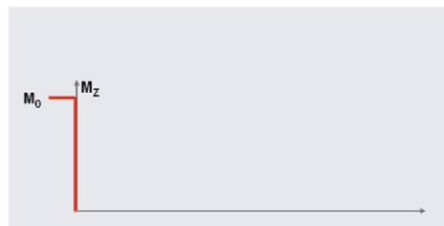
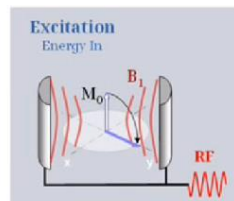
הספינים המגנטיים לאורך ציר  $XY$  הם אקראיים, כך שסכומם הוקטורי מתאפס



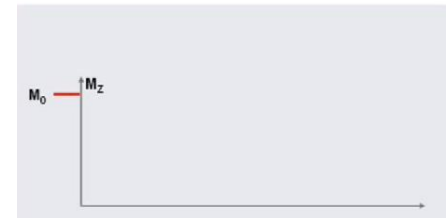
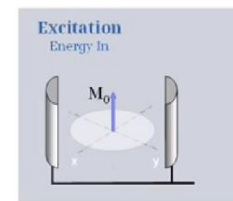
לבסוף ווקטור המגנטיזציה האורכית חוזר לערכו המקורי



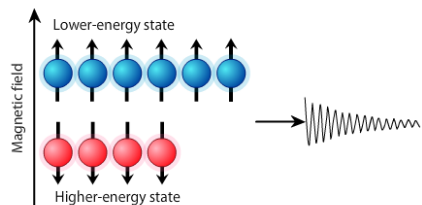
אחרי הפסקת הפולס וקטור המגנטיזציה האורכית מתחיל להשתקם בקצב אקספוננציאלי



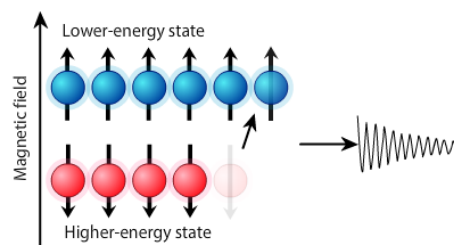
וקטור המגנטיזציה האורכית מיד אחרי פולס  $90^\circ$  יורד לאפס



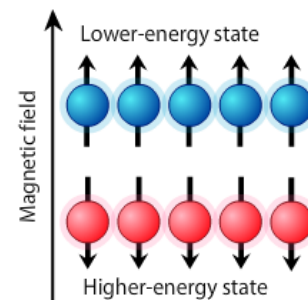
וקטור המגנטיזציה האורכית לפני פולס  $90^\circ$



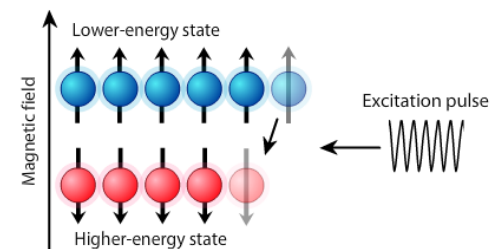
לבסוף הספין חוזר לרמתו המקורית



אחרי הפסקת הפולס הספין מתחיל לחזור מהרמה הגבוהה לנמוכה

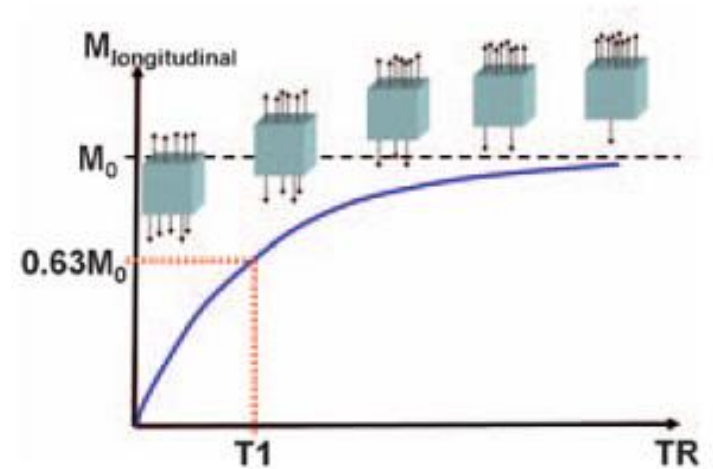
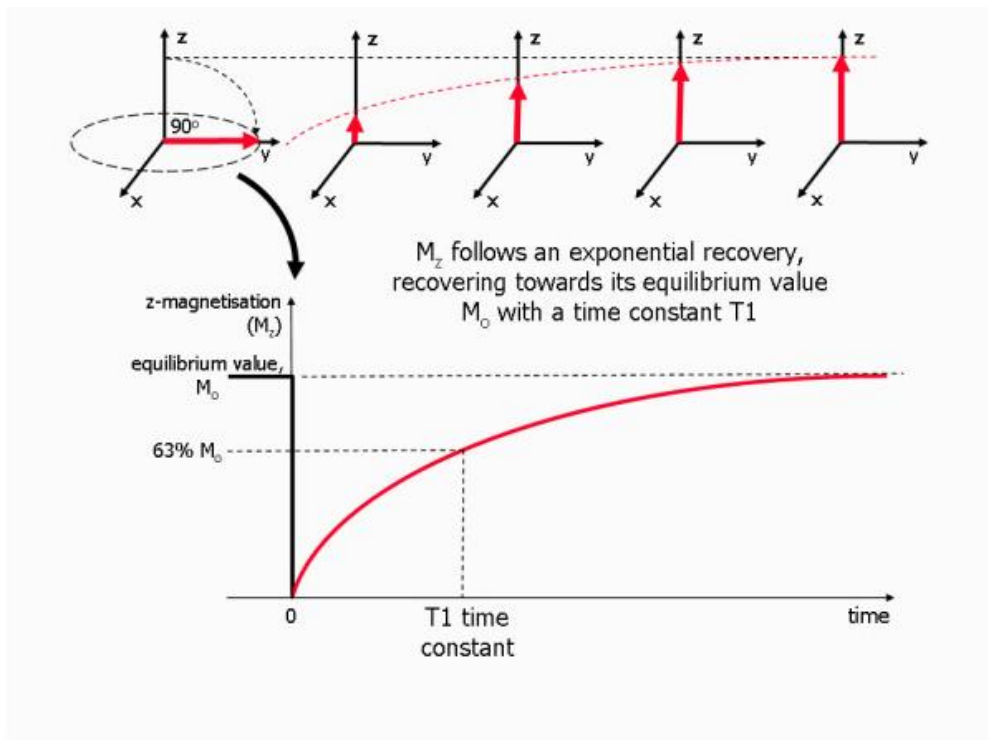


ספין שהיה ברמה נמוכה נמצא ברמה גבוהה כתוצאה מה-RF



פולס ה-RF מעביר ספין מרמה נמוכה לגבוהה

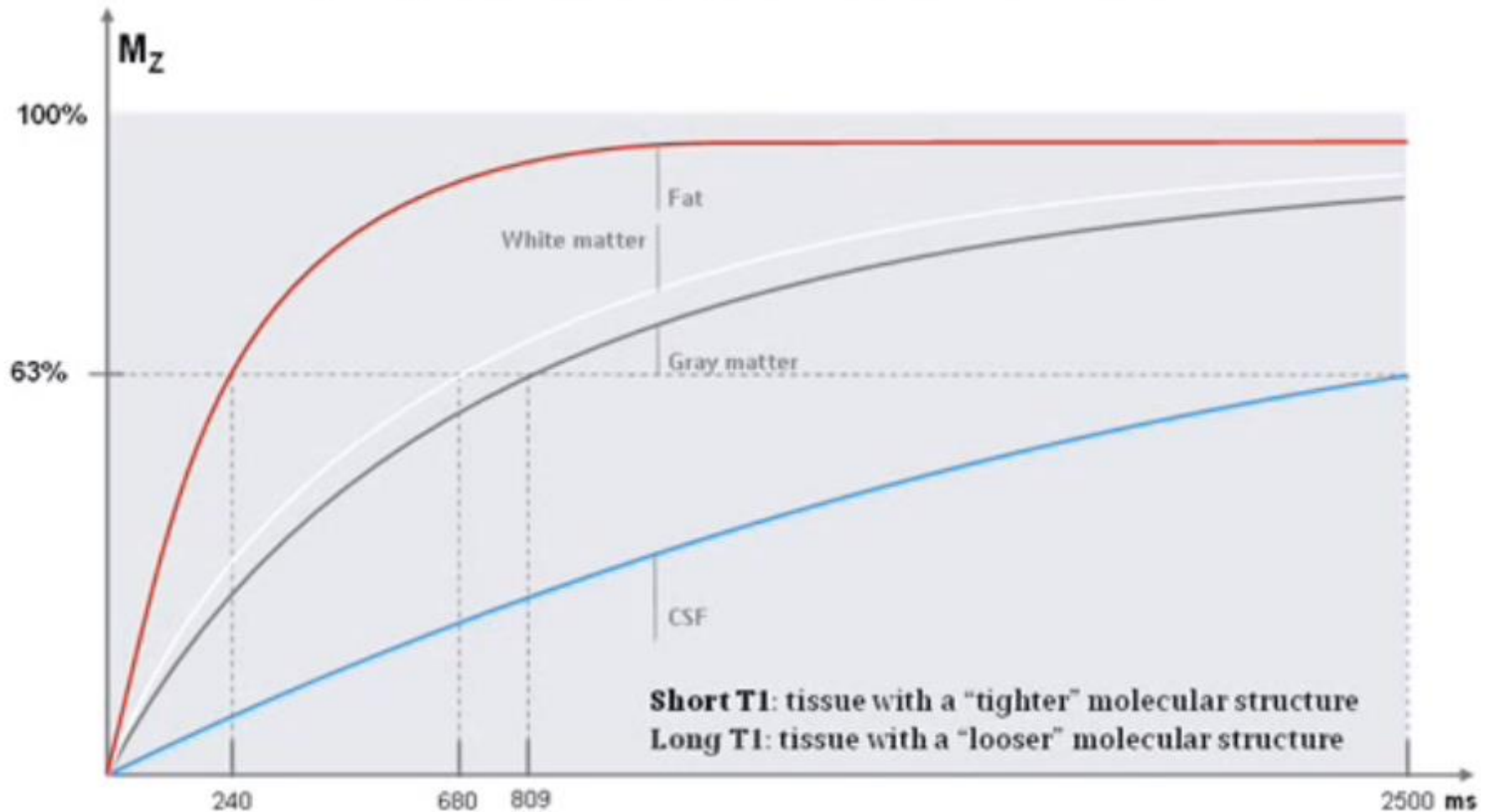
רלקסציה הינה תהליך חזרת המערכת לשיווי משקל. הרלקסציה האורכית Longitudinal Relaxation מתוארת במודל הקלאסי כחזרת ווקטור המגנטיזציה לציר Z, המתבצע תוך כדי פרצסיה של הווקטור סביב ציר Z. ובמודל הקוונטי זהו תהליך החזרת הספינים מרמת אנרגיה גבוהה לרמת אנרגיה נמוכה. חלק מהאנרגיה הולך לחימום הרקמה הסובבת, המכונה הסריג. ולכן לתהליך הזה יש שם נוסף **Spin-Lattice Relaxation**



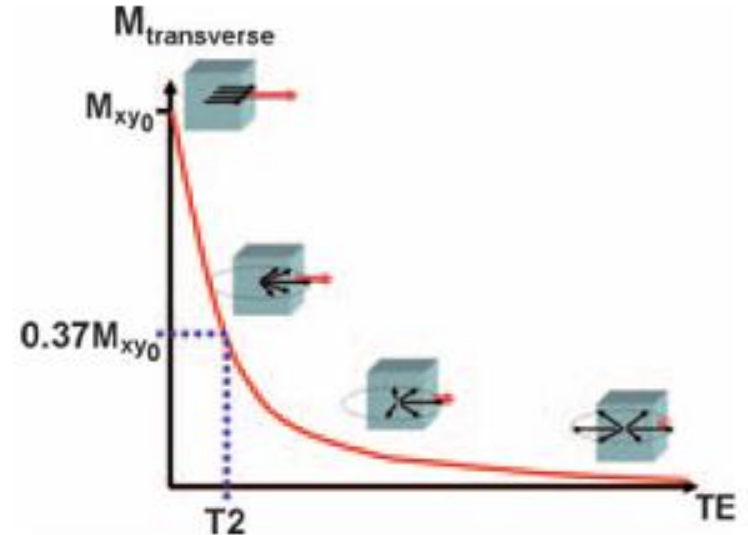
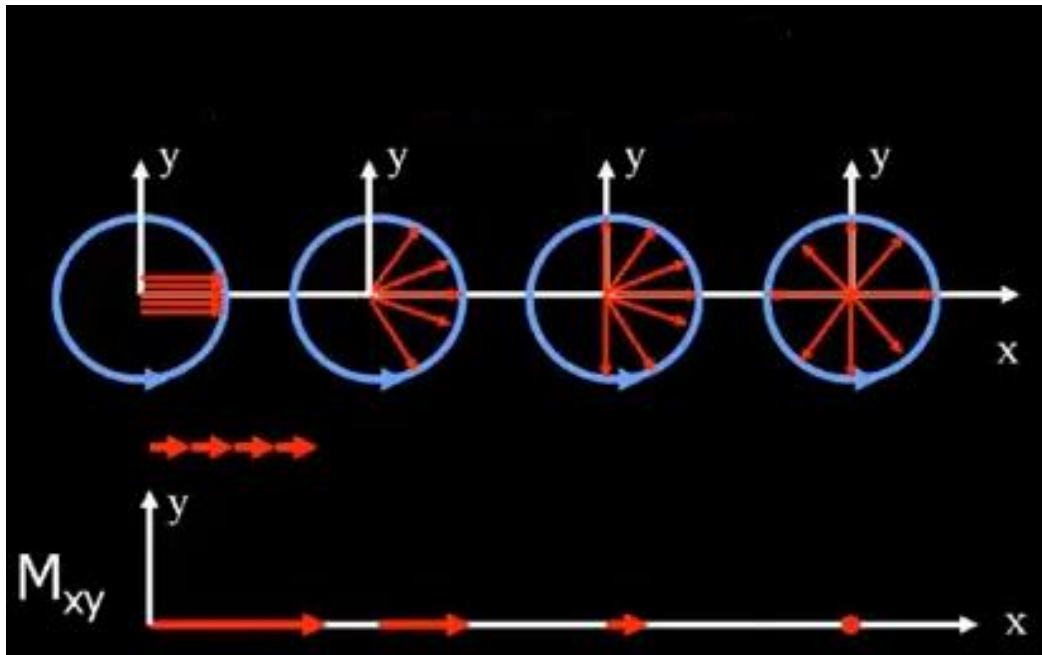
**T1 relaxation process.** Diagram showing the process of T1 relaxation after a  $90^\circ$  rf pulse is applied at equilibrium. The z component of the net magnetisation,  $M_z$  is reduced to zero, but then recovers gradually back to its equilibrium value if no further rf pulses are applied. The recovery of  $M_z$  is an exponential process with a time constant  $T1$ . This is the time at which the magnetization has recovered to 63% of its value at equilibrium.

קשה להצביע על הסוף של השקום האורכי במדויק לכן  $T1$  לא הוגדר כזמן שבו השקום הושלם, במקום זה  $T1$  מוגדר כזמן שבו בערך 63% מהמגנטיות האורכית המקורית מושגת.

## Example T1 curves for tissues found in the head



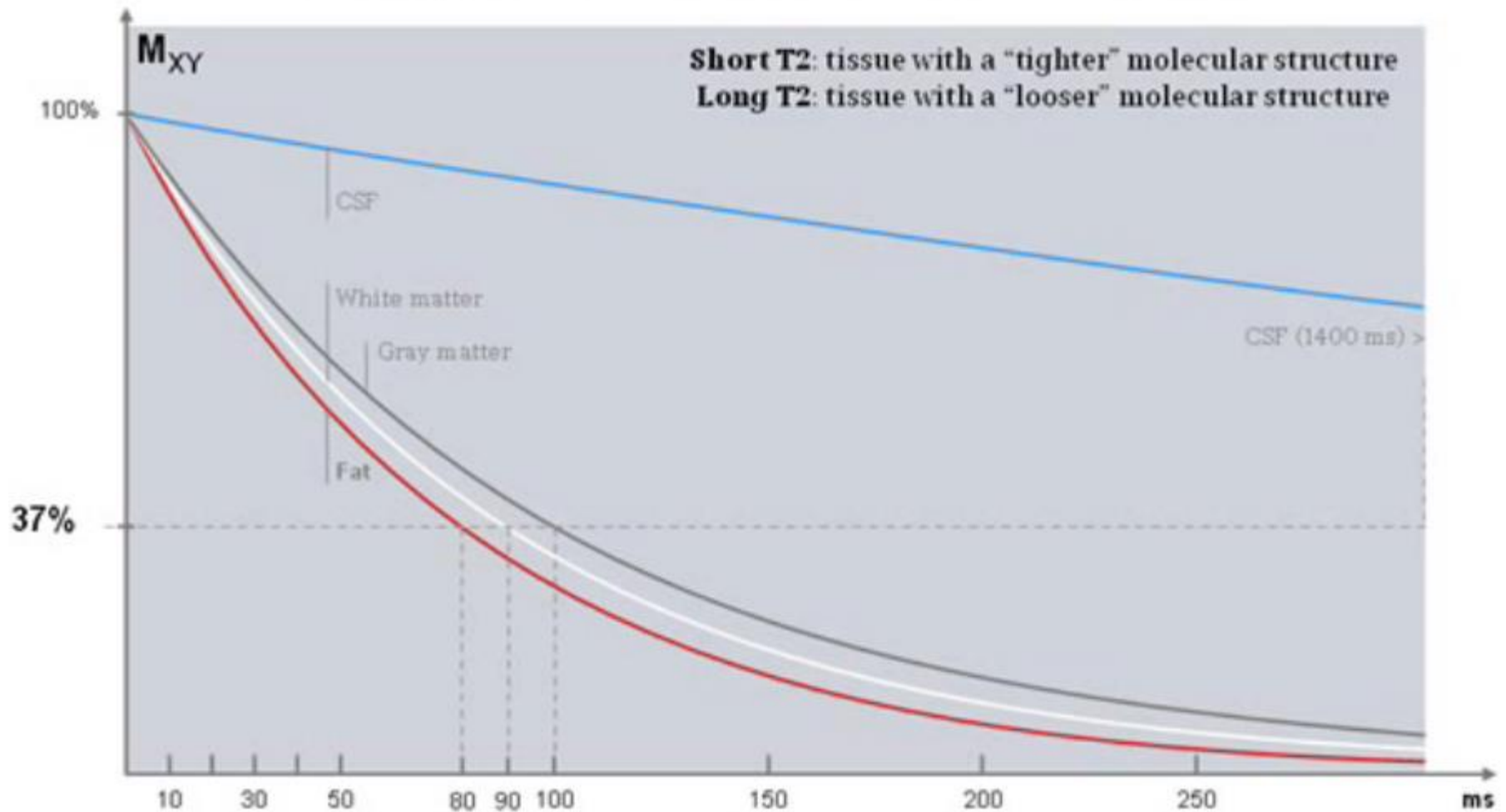
לרקמות השונות יש קבועי רלסציה שונים . למולקולות קטנות ומהירות כמו המים יש T1 ארוך לעומת זאת במולקולות גדולות יש T1 קצר וזאת משום שלמולקולות קטנות ומהירות קצב העברת האנרגיה לסביבה איטי.



הרלקסציה הרוחבית Transverse Relaxation מייצגת את ההיעלמות של ווקטור המגנטיזציה הרוחבית מציר XY שנובעת מיציאת הספינים מהפאזה המשותפת. כשהספינים נעים יחד נוצרת אינטראקציה ביניהם שגורמת לשינויים בשיעור הפרצסיה ויציאה מהפאזה ולכן לרלקסציה הרוחבית יש שם נוסף Spin Spin Relaxation . T2 הוא הזמן שבו המגנטיות הרוחבית פוחתת ל 37% מהערך המקורי

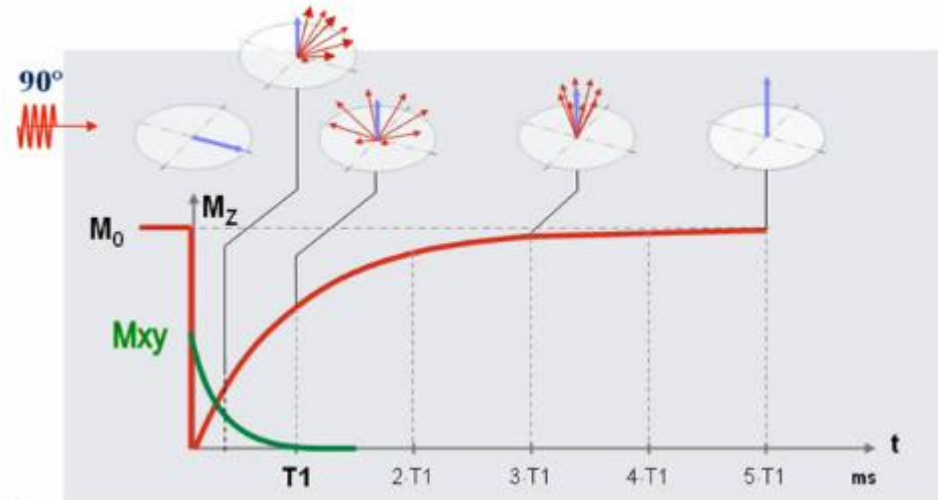


## Example T2 curves for tissues found in the head



לרקמות השונות יש קבועי רלסציה שונים . למולקולות קטנות ומהירות כמו המים יש T2 ארוך לעומת זאת במולקולות גדולות יש T2 קצר וזאת משום שלמולקולות קטנות ומהירות האינטראקציה בין הספינים קטנה משל שאר הרקמות.

# T1, T2



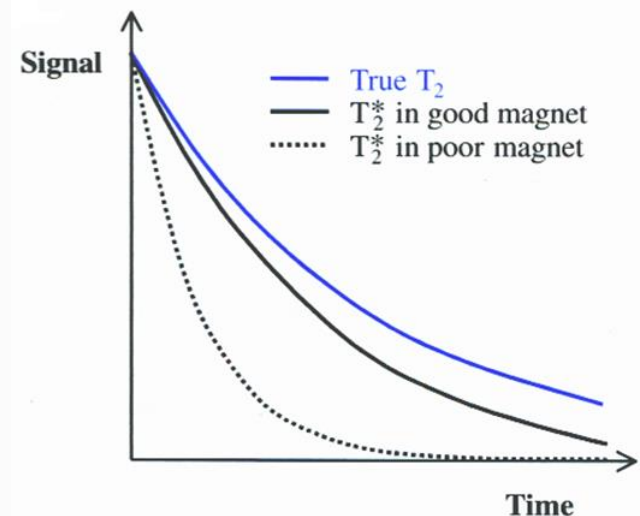
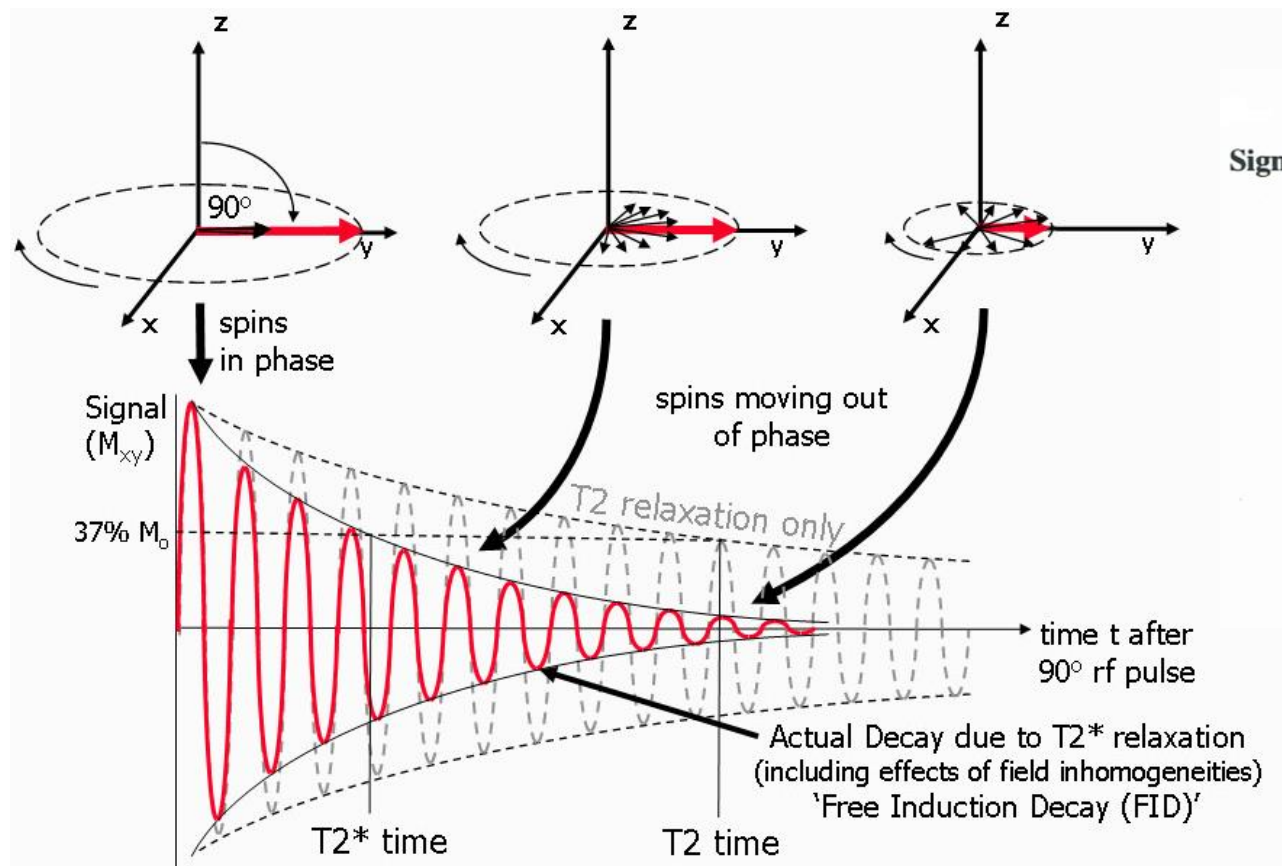
Approximate values of T1 and T2 at 1.5T

## T1 Values for Some Tissue Types

| Tissue             | T1 [ms]    | T1 [ms]  | T1 [ms]    |
|--------------------|------------|----------|------------|
|                    | (for 0.2T) | (for 1T) | (for 1.5T) |
| Fat                | 200±60     | 250±70   | 260±70     |
| Liver              | 228±50     | 420±92   | 490±110    |
| Kidneys            | 393±110    | 587±160  | 650±180    |
| Spleen             | 398±75     | 680±130  | 778±150    |
| White Brain Matter | 388±66     | 680±120  | 783±130    |
| Skeletal Muscle    | 370±66     | 730±130  | 863±160    |
| Heart Muscle       | 416±66     | 745±120  | 862±140    |
| Gray Brain Matter  | 492±84     | 809±140  | 917±160    |
| CSF (estimated)    | 1500±400   | 2500±500 | 3000±600   |

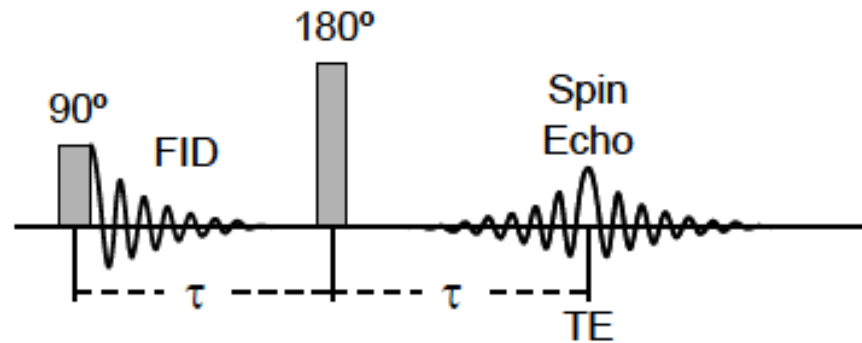
← T1 times are field-strength dependant

ב-MRI זמן T1 ארוך יותר  
מזמן T2, לנוזלים זמני  
T1 וגם T2 ארוכים יותר משאר  
הרקמות וערכי T1  
תלויים בחוזק השדה המגנטי  
החיצוני. T1 במכשיר 3T ארוך  
יותר מ-T1 במכשיר 1.5T. T2  
לא מושפע מחוזק השדה  
המגנטי החיצוני כמו T1



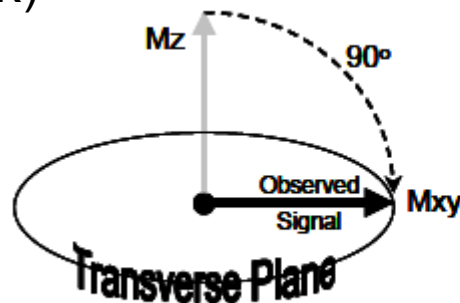
בפועל היציאה מהפאזה של הספינים היא מהירה יותר ולכן הסיגנל דועך מהר יותר וזה משום שהשדה המגנטי הוא אף פעם לא אחיד לגמרי.  $T_2$  מייצג את הירידה הנובעת מאינטראקציות ספין-ספין בלבד בעוד  $T_2^*$  מייצג את הירידה הנובעת משני הגורמים יחד ( $T_2 + \text{אי הומוגניות של השדה החיצוני}$ ). על מנת לקבל  $T_2$  אמיתי חייבים לנטרל את השפעת אי הומוגניות של השדה וזה נעשה ע"י שימוש ברצף ספין אקו

# Spin Echo



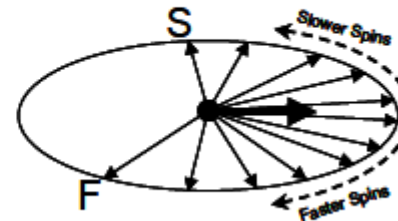
מתחילים עם פולס  $90^\circ$ , לחכות פרק זמן ולאחר מכן פולס  $180^\circ$ , לחכות עוד פרק זמן שווה ואז מקבלים פיק ספין אקו

(א)



מיד אחרי פולס  $90^\circ$  הספינים נמצאים בפאזה משותפת

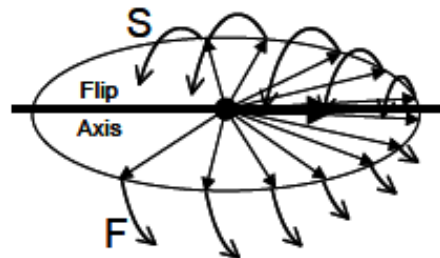
Dephase  
 $\tau$



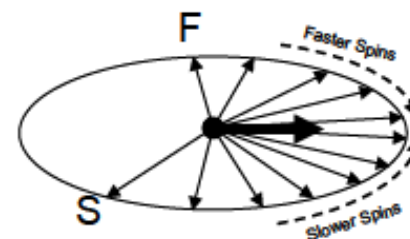
(ב)

עם הזמן הספינים מתחילים לצאת מפאזה כי חלקם מהירים וחלקם איטיים מהמוצע

(ג)

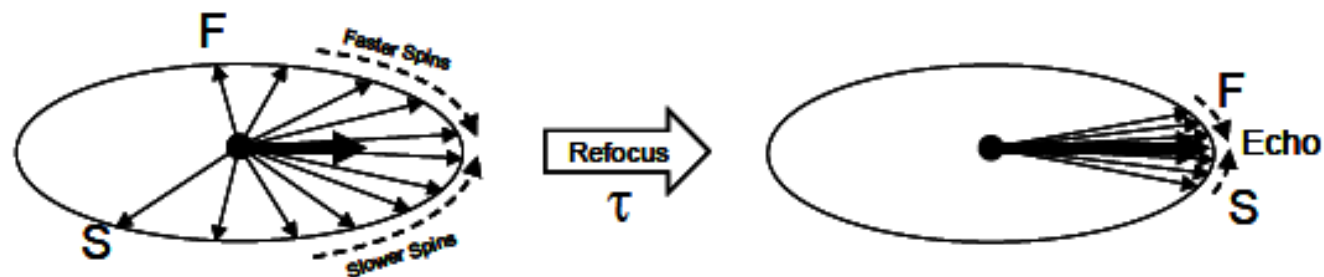


$180^\circ$  pulse



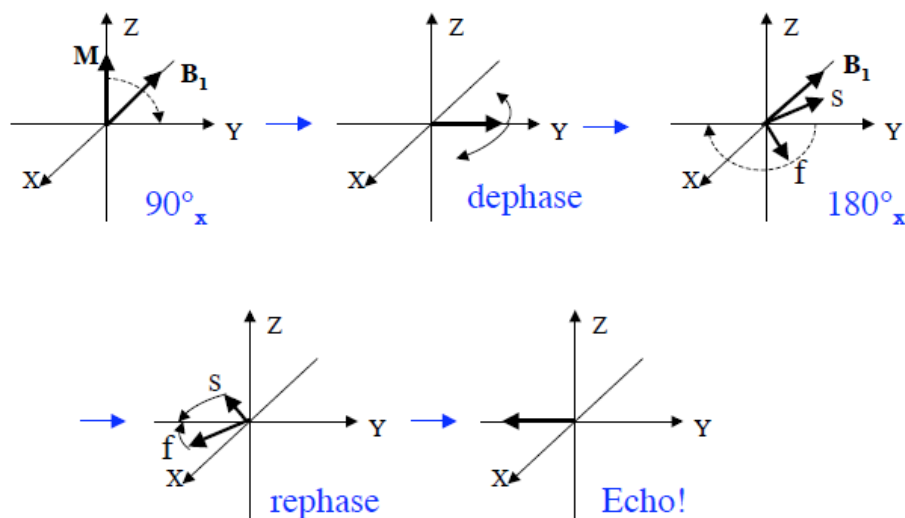
(ד)

פולס  $180^\circ$  הופך את מיקום הספינים ועכשיו המהירים איפה שהיו האיטיים וההפך ומנקודה זו הספינים ימשיכו לבצע פרצסיה אופיינית שלהם

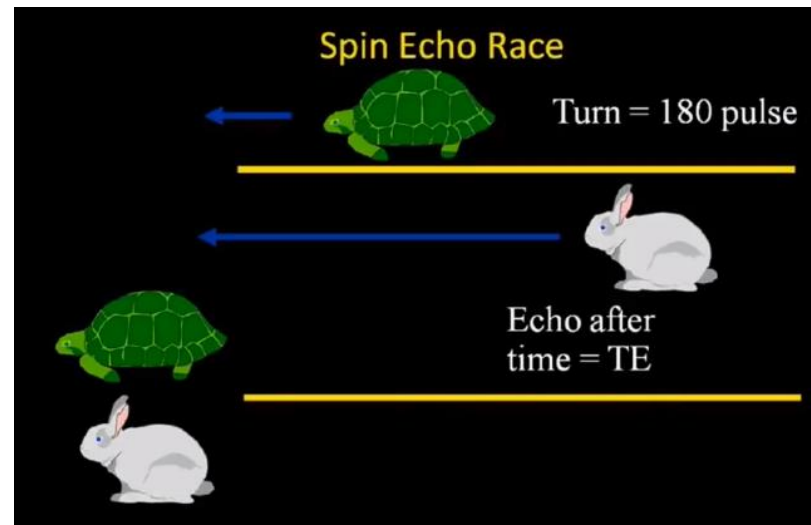
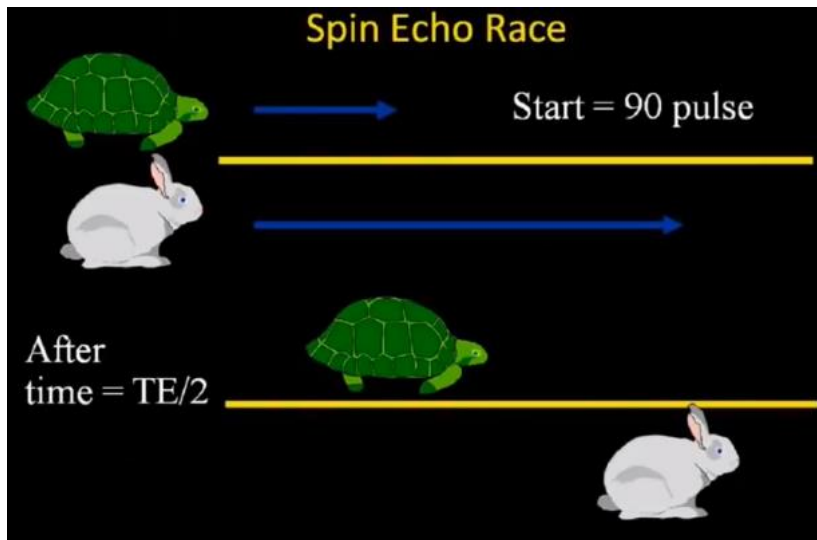


אחרי זמן מפולס  $180^\circ$  ששווה לזמן בין פולס  $90^\circ$  ל  $180^\circ$  הספינים המהירים מדביקים את האיטיים ונכנסים מחדש לפאזה משותפת Rephasing

## The Hahn Spin Echo






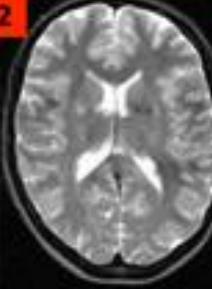
E. Hahn, 1950



עוד המחשה פופולרית להבנת ספין אקו היא קבוצת רצים או מירוץ הצב והארנב. רצף ספין אקו מורכב מפולס  $90^\circ$  ואחרי זמן  $TE/2$  שבו הספינים יוצאים מפאזה dephasing פולס  $180^\circ$  ואחרי זמן נוסף  $TE/2$  הספינים נכנסים לפאזה מחדש rephasing וקריאת סיגנל בזמן  $TE$ . הסדר הזה חוזר על עצמו כל  $TR$ .

(  $TE$  ) Echo Time הוא הזמן בין פולס  $90^\circ$  וההד של הסיגנל (דגימת הסיגנל )  
 (  $TR$  ) Repetition Time הזמן בין פולס  $90^\circ$  לפולס  $90^\circ$   
 עם כל חזרה (  $TR$  ) מתמלאת שורה ב- K-Space

## Image Contrast

|          | Short TR  | Long TR  |
|----------|---|--|
| Short TE | <b>T1</b><br> | <b>PD</b><br> |
| Long TE  |               | <b>T2</b><br> |

TR ו-TE קובעים את הקונטרסט של התמונה והשקלול שלה ( Weighting )

לכל רקמה T1 , T2 , PD ספיציפי

TR ארוך מפחית השפעות T1 כי לכל הרקמות יהיה מספיק זמן לשיקום אורכי .

TE קצר מפחית השפעות T2 כי לא יהיה מספיק זמן להופעת שינויי דעיכה בין הרקמות

PD השפעות צפיפות הפרוטונים תמיד נוכחת הן בתמונות T2 והן בתמונות T1 30-50%

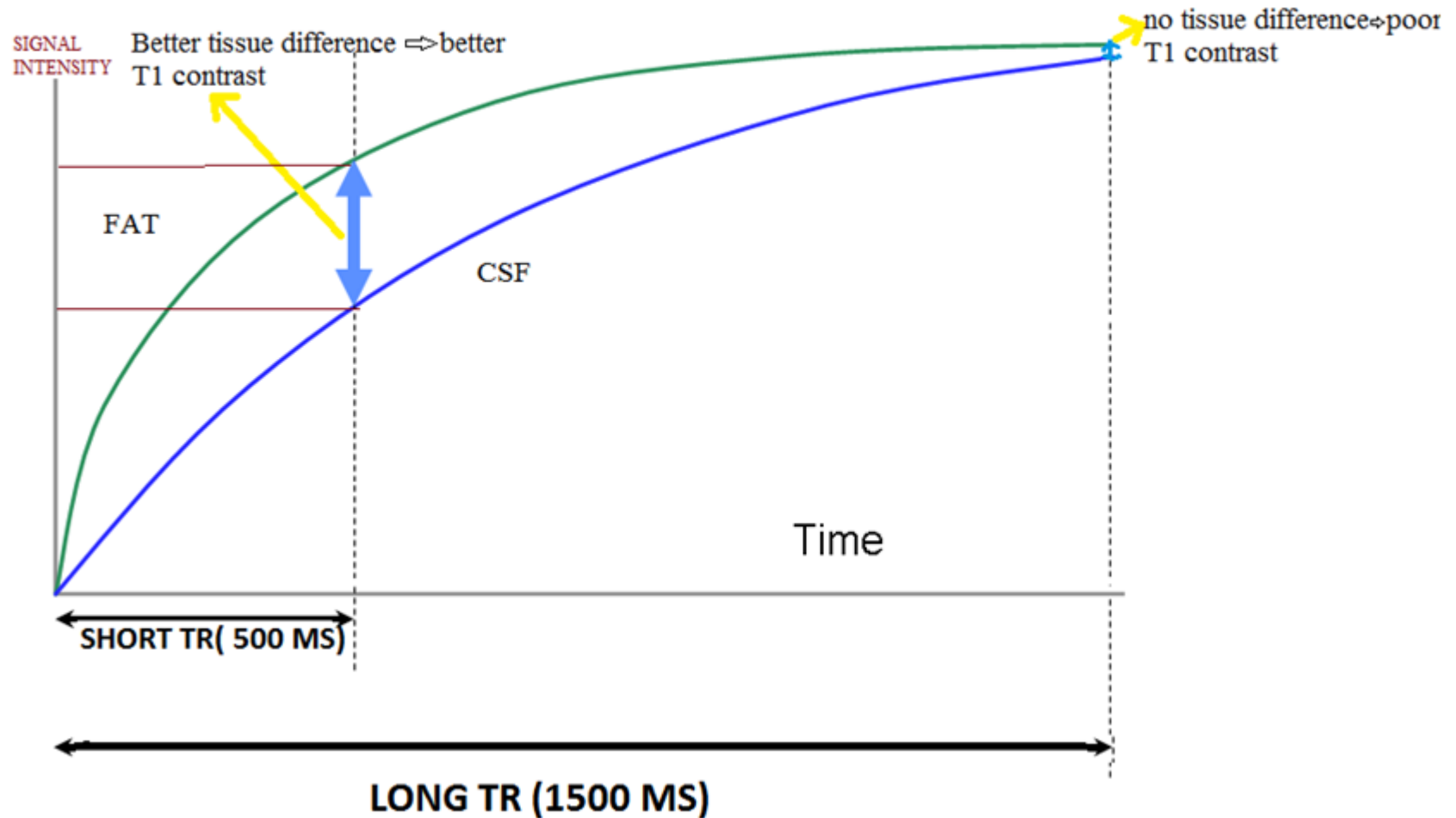
יש לזכור שבתמונות T1 יש השפעה של T2 וההפך רק שהשקלול של אחד יותר מהשני



Short TR  $\rightarrow$  strong T1 weighting

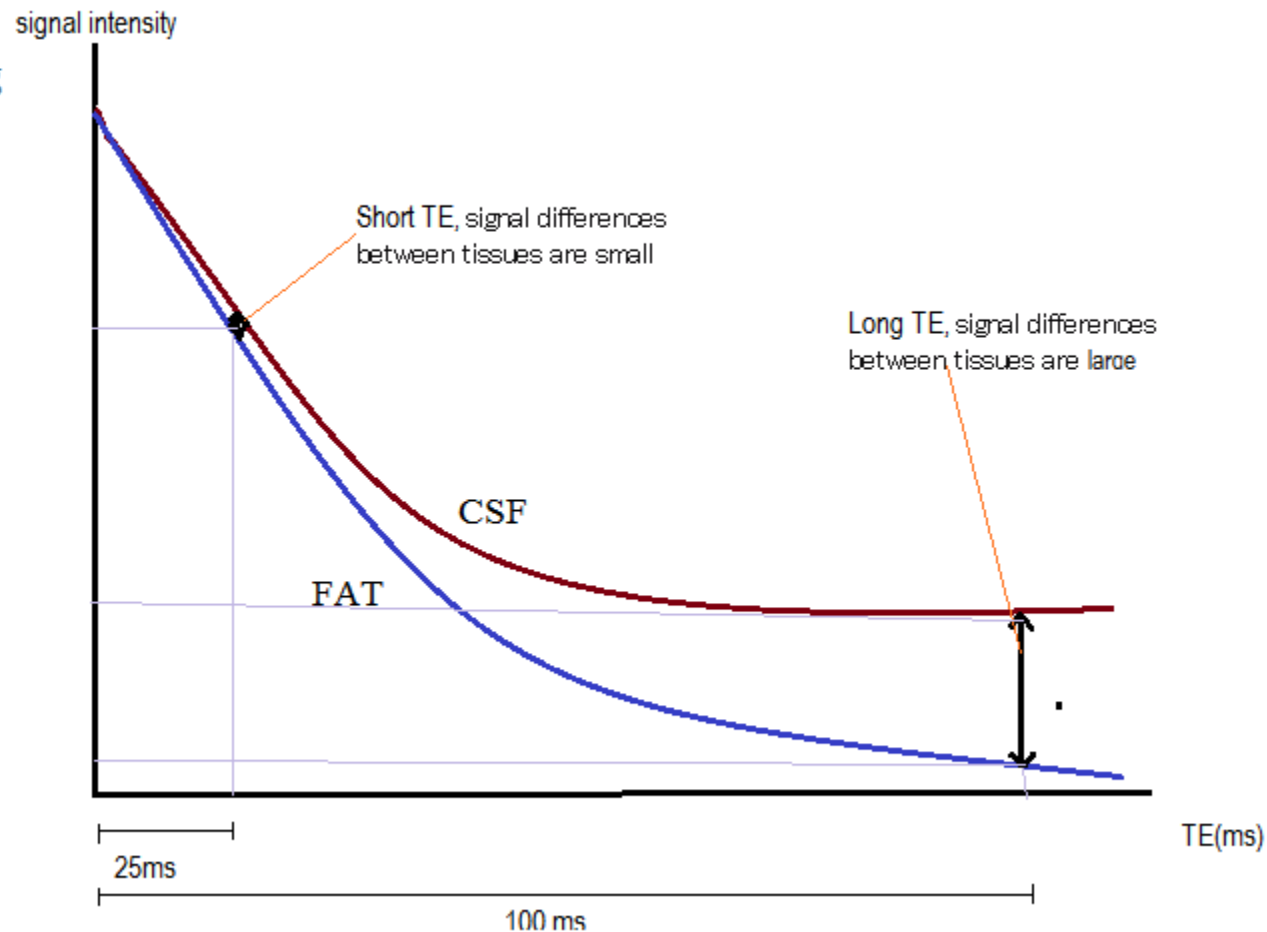
Long TR  $\rightarrow$  low T1 weighting

For T1 weighting we should chose a short TR.



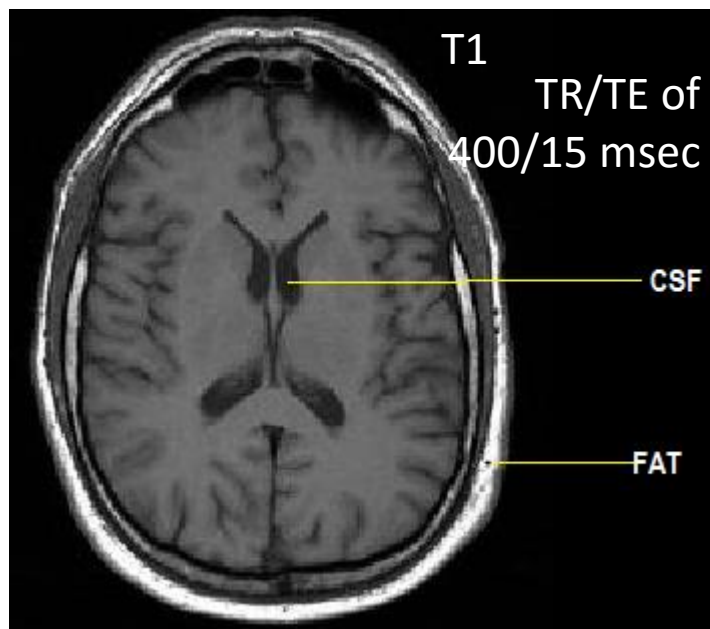
רקמות עם T1 קצר כמו שומן מופיעות בהירות בתמונת T1 כי הן חוזרות למישור האורכי מהר יותר במהלך ה-TR ומייצרות סיגנל חזק, לעומת זאת רקמות עם T1 ארוך מופיעות כהות כי הן לא מספיקות לחזור למישור האורכי ולכן מייצרות אות חלש

Short TE → low T2 weighting  
 Long TE → strong T2 weighting

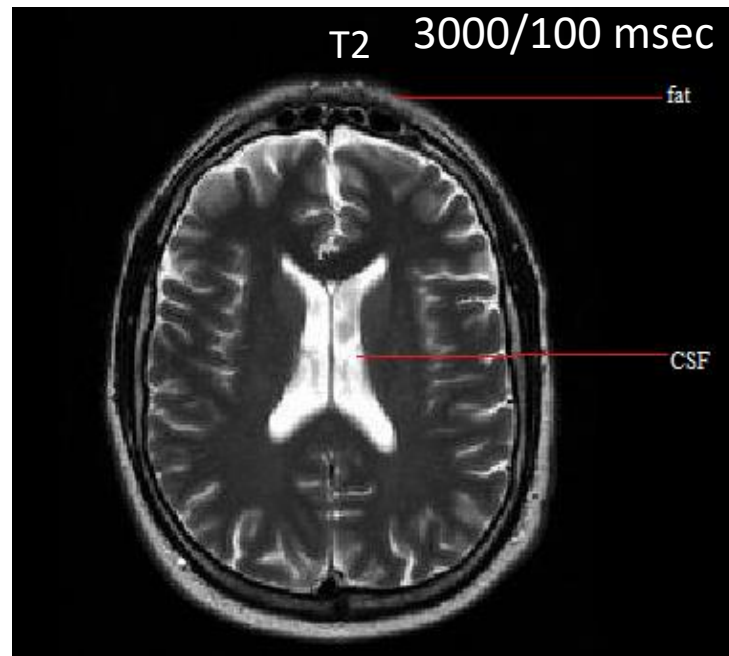


אם נבחר TE (25ms) ההבדלים ב T2 בין הרקמות יהיו קטנים כי רלקסצית T2 רק התחילה ולכן התמונה תהיה עם שקלול T2 נמוך .

אבל אם נבחר TE ארוך (100ms) ההבדלים בין הרקמות יהיו גדולים , רקמות עם T2 קצר יאבדו את רוב הסיגנל ויופיעו כהות בתמונה ואילו רקמות עם T2 ארוך ייצרו סיגנל חזק ויופיעו בהירות . ולכן CSF עם T2 ארוך (200ms) יהיה בהיר יותר בהשוואה לשומן (80ms).

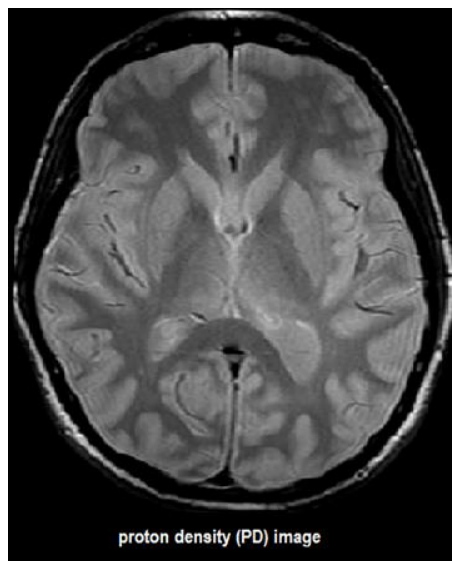


TR קובע  
שקלול  
T1  
רלקסציה  
אורכית  
קובעת  
קונטרסט  
T1



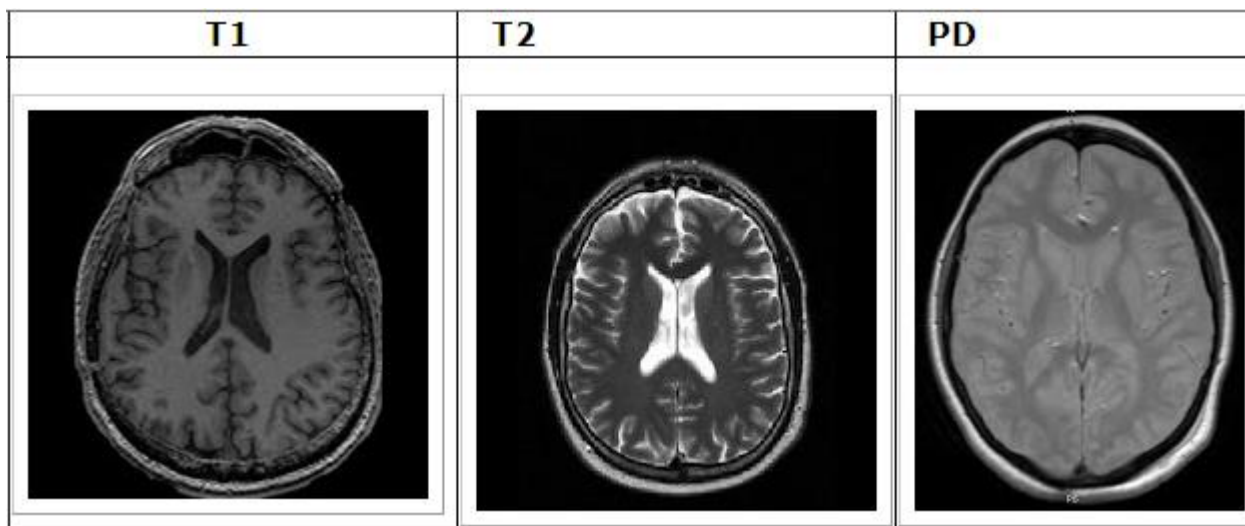
TE קובע  
שקלול  
T2  
רלקסציה  
רוחבית  
קובעת  
קונטרסט  
T2

TR/TE of 2500/15 msec



ב PD התמונה לא תלויה ב T1 ולא  
ב T2 אלא בכמות הפרוטונים של  
המימן ברקמה .

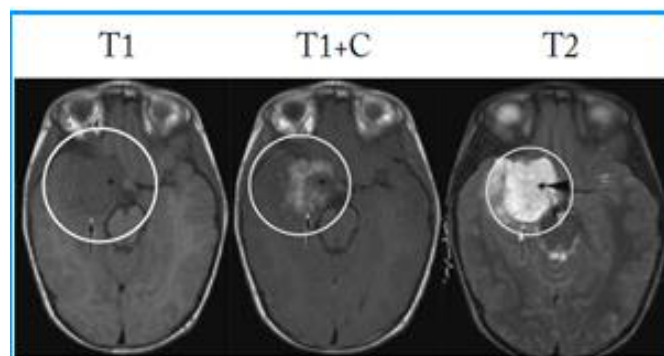
TR ארוך מפחית שקלול T1  
TE קצר מפחית שקלול T2



T1 טוב לאנטומיה  
ואם מזריקים חומר  
ניגוד אז גם מדגיש  
לרוב את הפתולוגיה

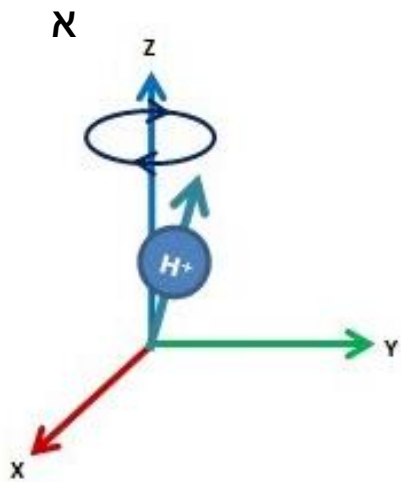
T2 טוב לפתולוגיה  
משום שרוב  
הפתולוגיות מכילות  
יותר מים מרקמות  
נורמליות ומופיעות  
בהירות יותר ב T2

כמעט ולא משתמשים  
היום ב PD בהדמיית  
המוח משום ש FLAIR  
ביטל את הצורך בו .  
משתמשים בו להדמיית  
המפרקים. מראה  
אנטומיה וגם פתולוגיה

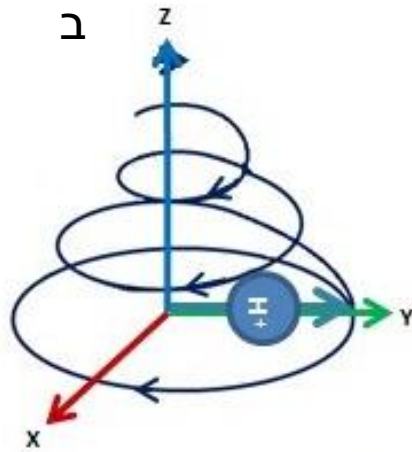


**Oligodendroglioma**

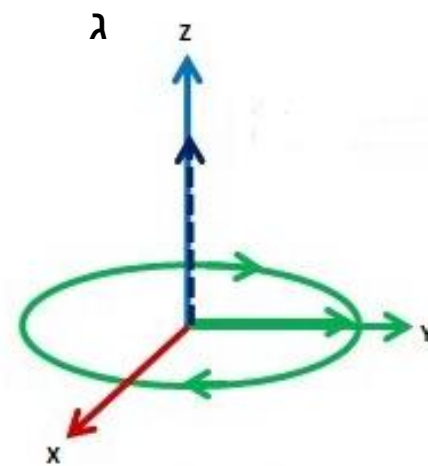
# סיכום 2



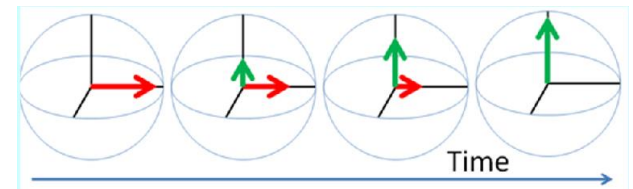
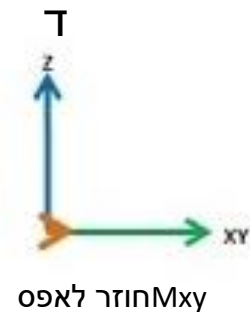
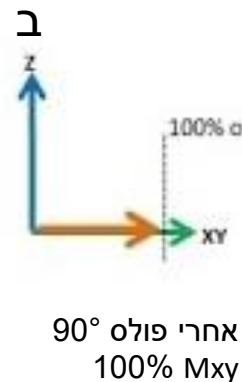
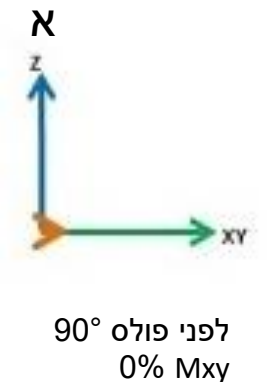
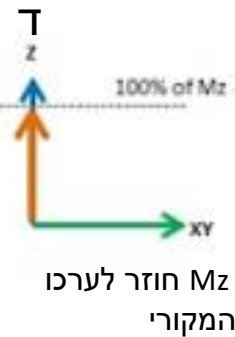
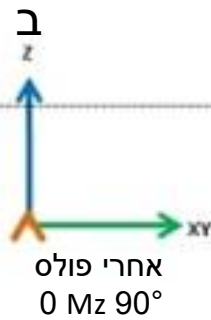
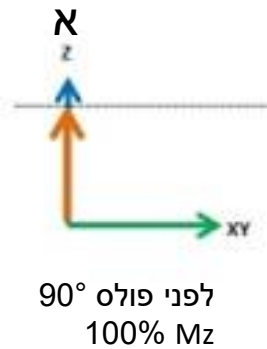
גרעיני המימן מבצעים פרצסיה בתדירות לרמור בכיוון  $B_0(z)$



משדרים פולס  $90^\circ$  והגרעינים מתחילים לנטות ספירלית לכיוון XY



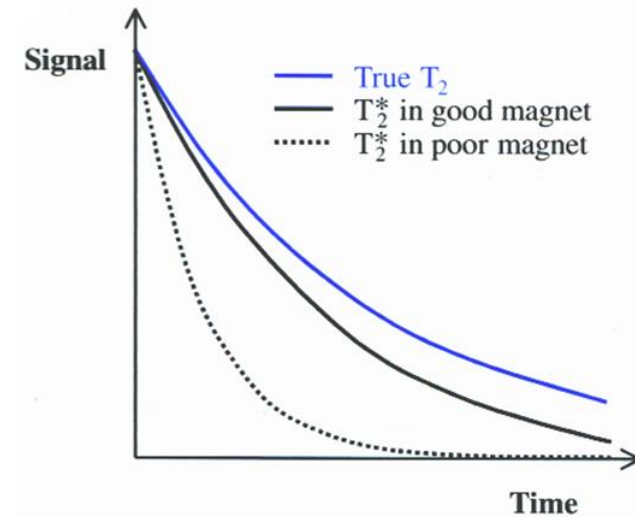
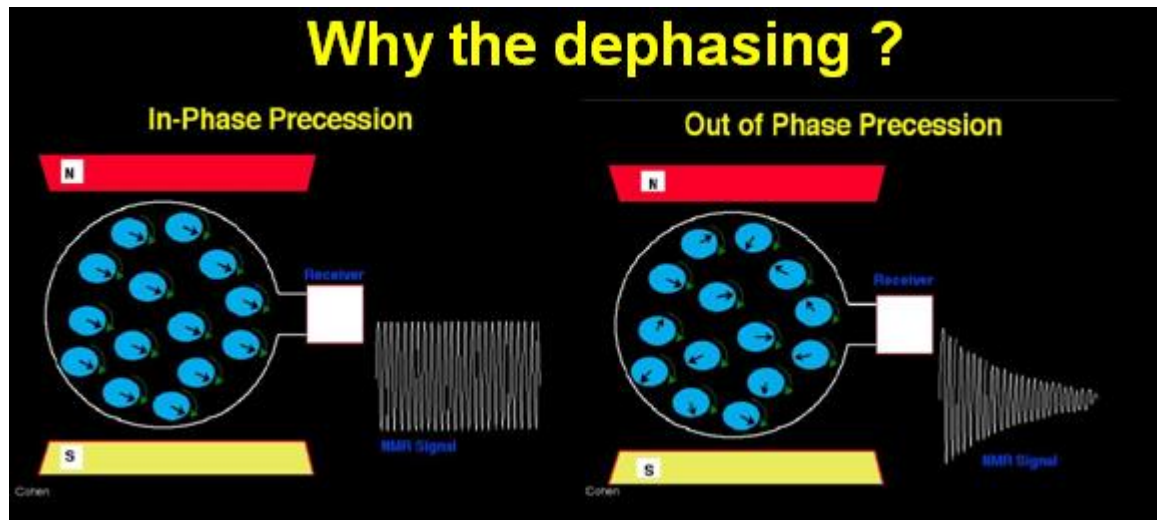
הגרעינים ב XY נמצאים בפאזה



יש להדגיש שהרלקסציה הרוחבית והאורכית מתרחשות בו זמנית

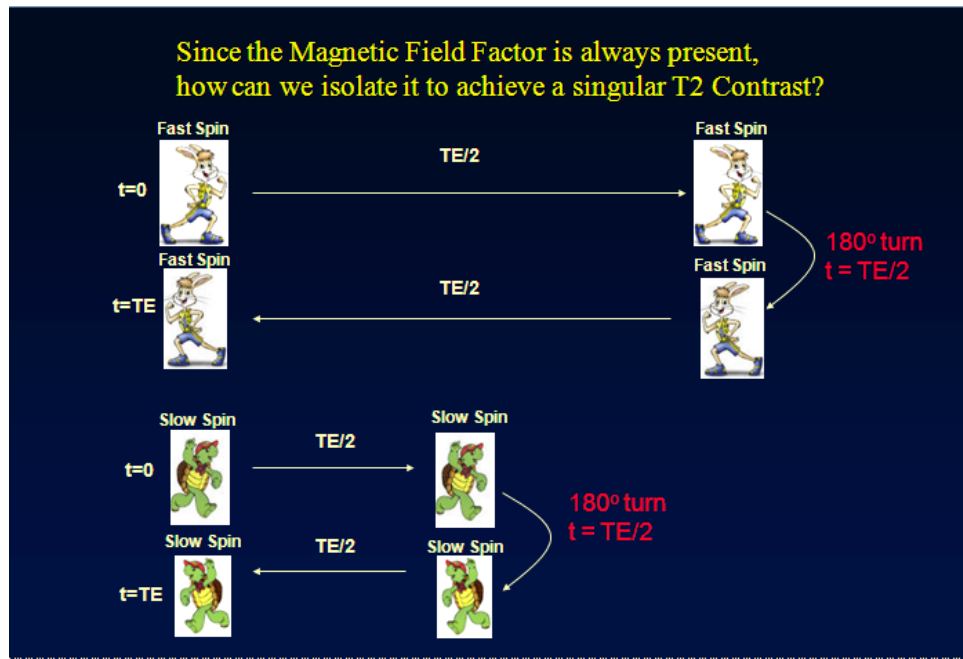
$$T_1 \geq T_2 > T_2^*$$

# מה גורם לדעיכת המגנטיזציה הרוחבית



על מנת לנטרל את אי ההומגניות של השדה משתמשים ברצף ספין אקו

דעיכת המגנטיזציה הרוחבית כתוצאה מתהליכי  $T_2$ ,  $T_2^*$ .  
ככל שהמגנט פחות הומוגני דעיכת הסיגנל מהירה יותר

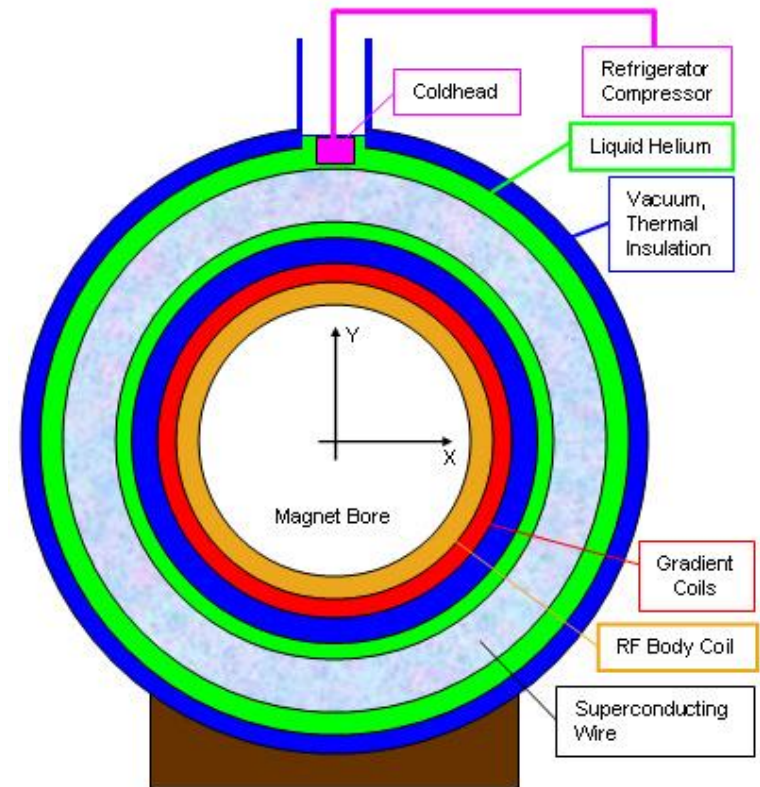
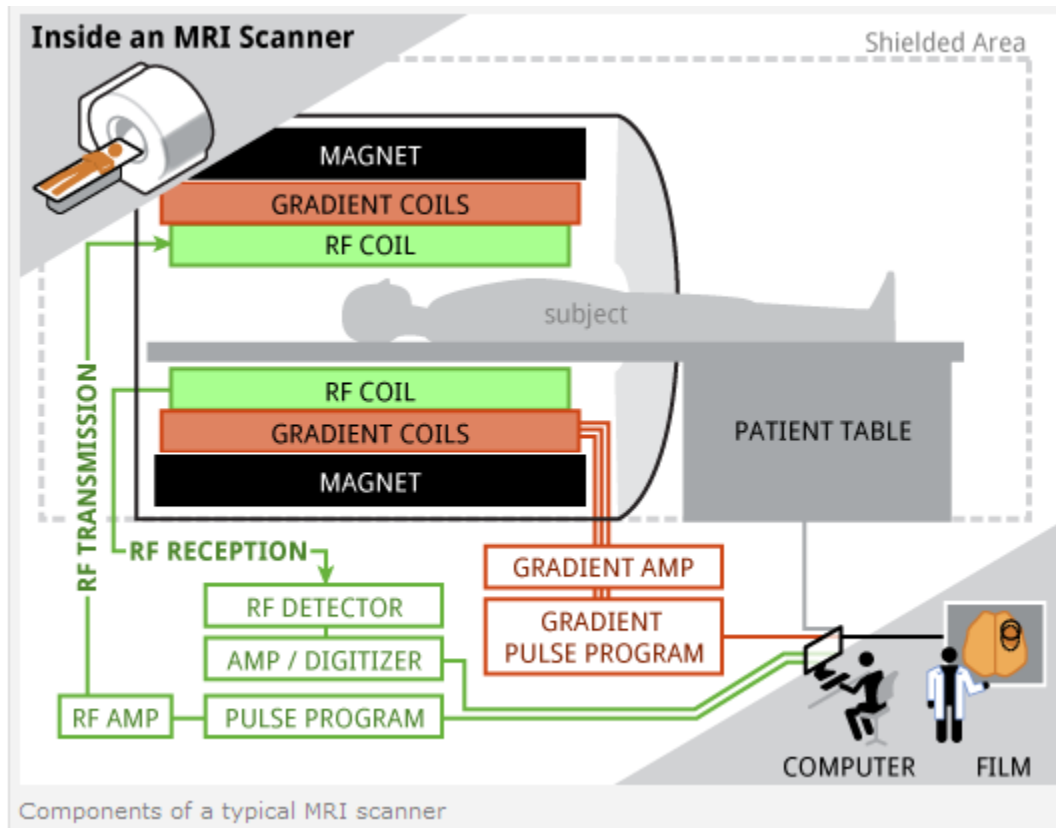


שלושת הקונטרסטים הבסיסיים שניתן לקבל ברצף ספין אקו

| T1 | T2 | PD |
|----|----|----|
|    |    |    |



# מבנה מכשיר MRI



מכשיר ה-MRI בנוי בצורת תעלה גלילית ארוכה וסגורה (Bore).  
במהלך הבדיקה הנבדק שוכב על מיטה שנעה באופן אוטומטי אל תוך  
המכשיר.

המרכיבים העיקריים של המכשיר הם:

1- המגנט הוא המרכיב העיקרי והחשוב ביותר במכשיר.

2- גרדיאנטים, שדות מגנטיים משתנים.

3- סלילי RF שמשדרים וקולטים גלי רדיו.



# Open

# Closed

# Dynamic MRI



בשכיבה

בעמידה

# Extremity MRI



The 1.0 T extremity MR scanner.

בין מכשירי MRI ניתן להבחין בין מכשיר פתוח לבין מכשיר סגור .

רוב המכשירים הם מכשירים סגורים

עוצמתו המגנטית של המכשיר הסגור לרוב היא 1.5 - 3 טסלה בעוד של הפתוח עד 1 טסלה

ההדמיה במכשיר הפתוח פחותה מזו המתקבלת בבדיקות הנערכות במכשיר הסגור

היתרון של המכשיר הפתוח שהוא זול ופחות קלאוסטרופובי למרות שיש מכשירים סגורים

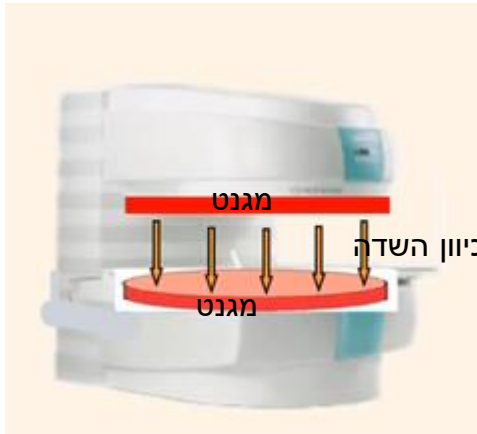
בעלי גליל רחב ( 70ס"מ ) וקצר .

יש מכשירים ייעודיים כמו למשל לגפיים

# סוגי המגנטים העיקריים ב- MRI

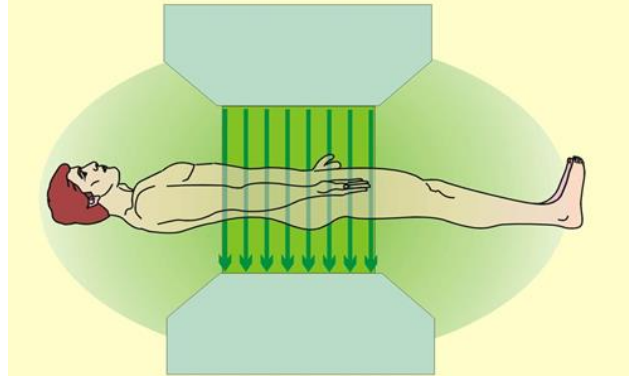
קבוע

Permanent



התנגדות

PERMANENT or RESISTIVE  
MAGNETS



על מוליך

Superconductive



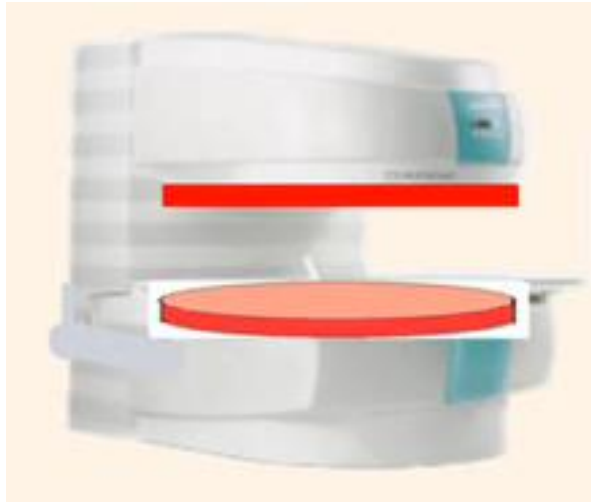
שני המגנטים ההתנגדותי והקבוע בדרך כלל נועדו לייצר שדות מגנטיים אנכיים הפועלים בין שני הקטבים המגנטיים בעוד המגנט העל מוליך מייצר שדה אופקי.

מגנט קבוע הוא חפץ העשוי חומר פרומגנטי , כגון ברזל שעבר תהליך של מגנט קבוע

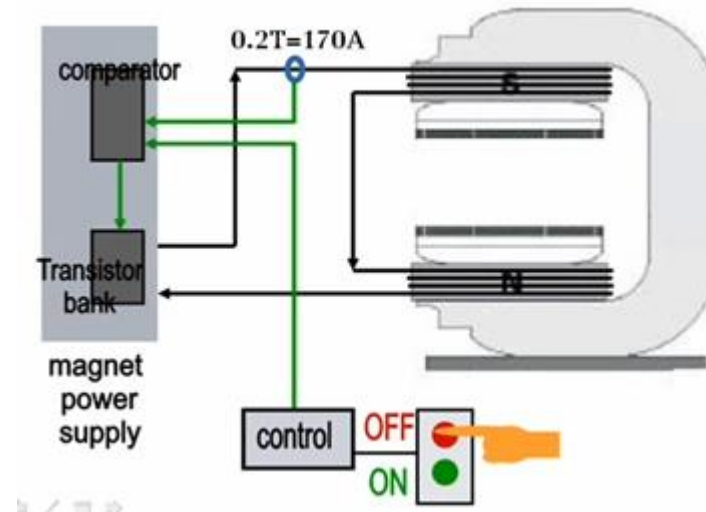
מגנט התנגדותי הוא אלקטרומגנט שנוצר ע"י העברת זרם חשמלי דרך לולאה של חוט לרוב נחושת ויוצרים שדה מגנטי . בגלל שיש התנגדות לזרימה של החשמל דרך החוט , מגנט זה מתחמם כאשר הוא פועל וחייבים לקרר אותו .

מגנט על מוליך הוא אלקטרומגנט שמקורר לדרגת האפס המוחלט והוא הנפוץ ביותר במכשירי ה- MRI

# Permanent



## Resistive



## Superconductive



יתרונות: זול , מבנה פתוח  
 , אין צורך בקירור

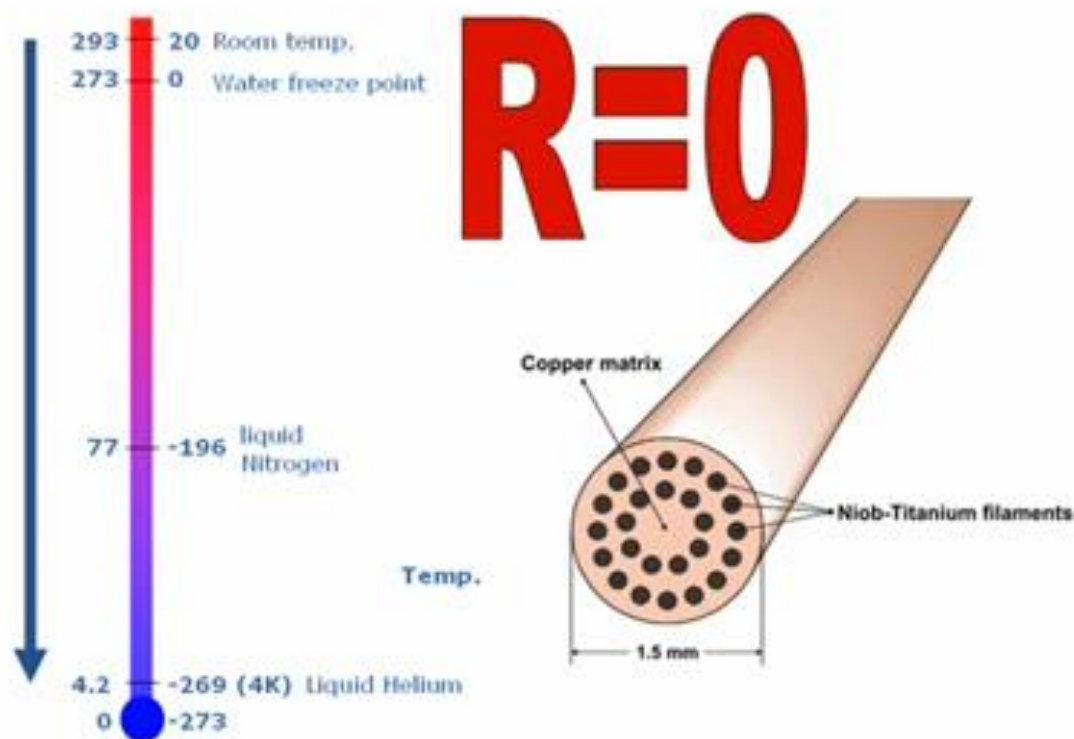
חסרונות : אי אפשר לבטל את השדה המגנטי , שדה מגנטי מוגבל , יחס אות לרעש נמוך , רגיש לשינויי טמפרטורה והומוגניות בינונית

יתרונות : ניתן לכבות את  
השדה המגנטי , קל  
להתקנה , מבנה פתוח

חסרונות : שדה מגנטי  
מוגבל , יחס אות לרעש  
נמוך , צריכת חשמל גבוהה  
וצורך בקירור

יתרונות: שדה מגנטי חזק ,  
הומוגניות גבוהה , יחס אות  
לרעש גבוה , MRS

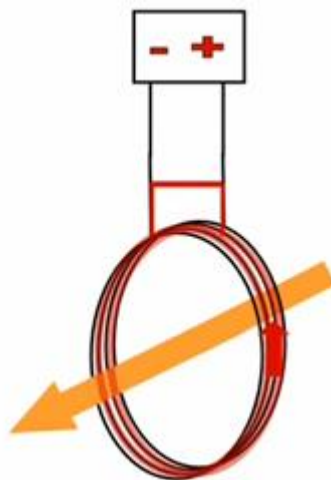
חסרונות : יקר , רעש חזק ,  
קלאוסטרופביה



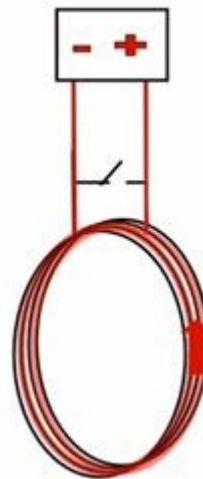
מגנט על מוליך הוא אלקטרומגנט שעשוי מסליל מוליך על לרוב סגסוגת טיטניום וניאוביום, שמקוררים לדרגת האפס המוחלט ( $-269^{\circ}\text{C}$ ). מוליכי-על הם חומרים שאין להם התנגדות לזרימה של חשמל מתחת לטמפרטורה מסוימת.



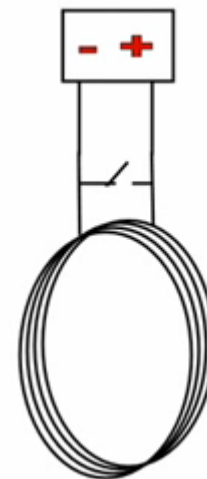
הזרם החשמלי מתחיל לזרום במעגל סגור  
מה שהופך אותו להיות זרם נצחי כל עוד  
הסליל מקורר בהליום נוזלי



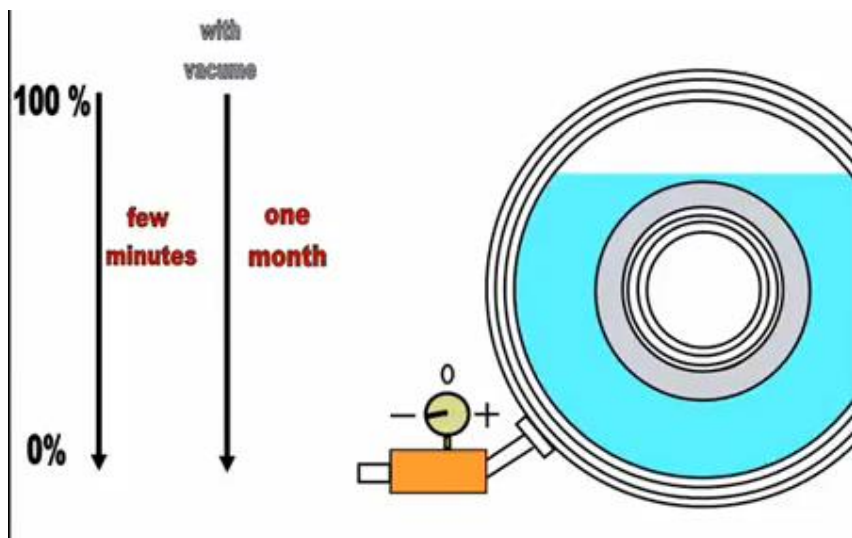
אחרי שמגיעים לזרם הרצוי  
סוגרים את המתג



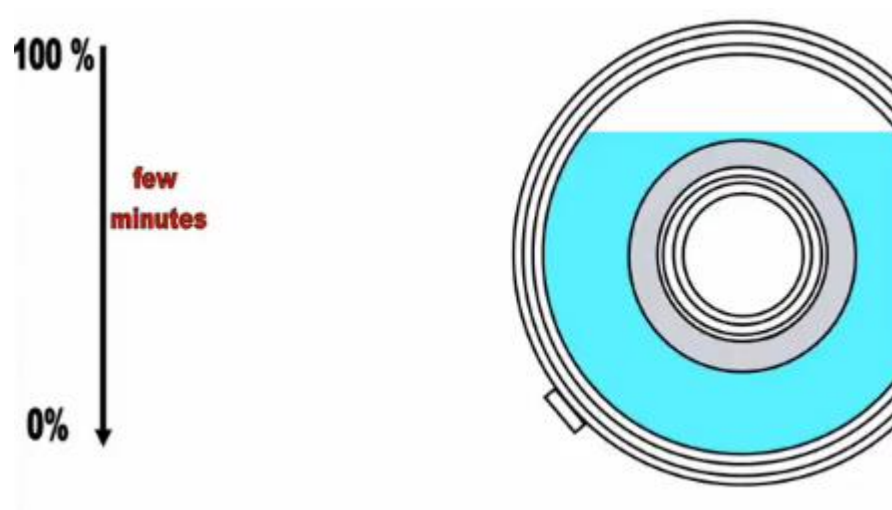
הזרם יזרום בסליל



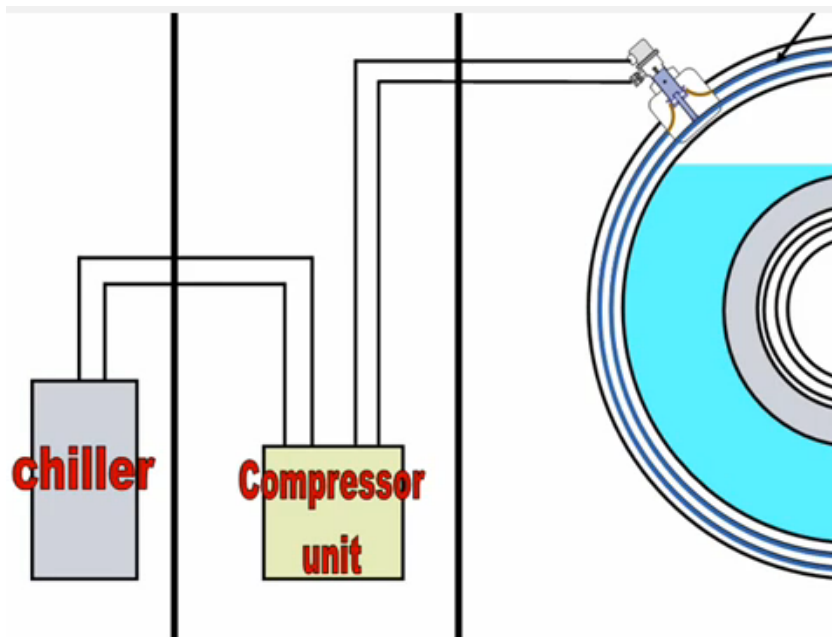
המשמעות היא אם מספקים  
לסליל זרם חשמלי



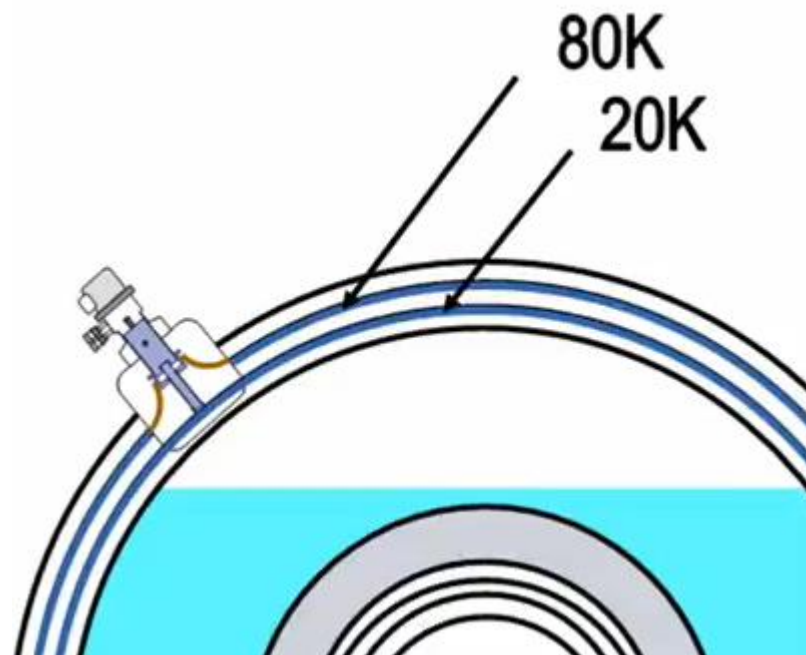
אם מרוקנים את האוויר מהשכבות שסביב נוזל ההליום ויצרים ווקום  
הנוזל יתאדה במהלך חודש



מסביב למגנט יש נוזל הליום ומסביב לנוזל ההליום יש שכבות בידוד  
אך זה לא מספיק כי נוזל ההליום יהפוך לגז במשך כמה דקות

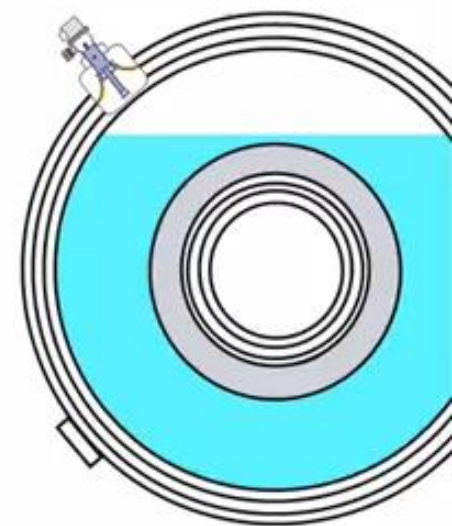
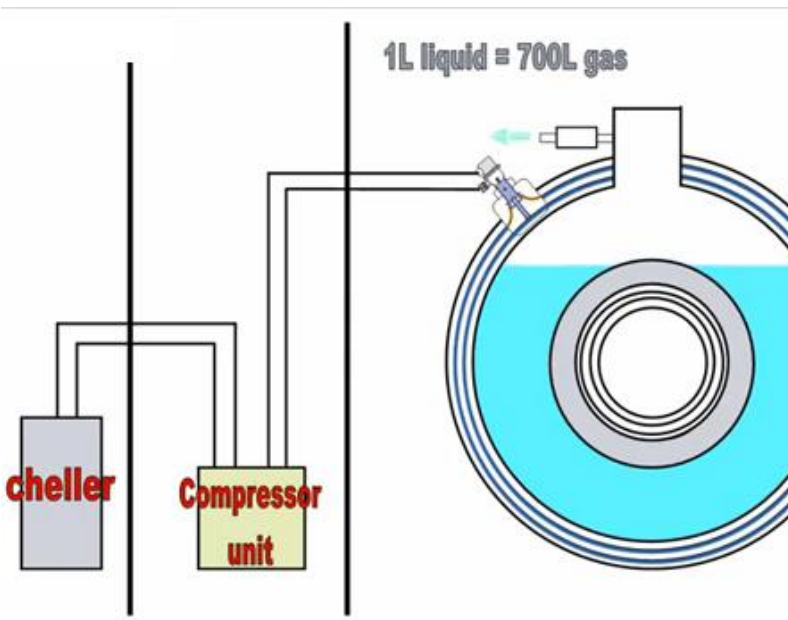


ה- Cold Head מקבל את גז ההיליום מהקומפרסור שמתחמם עם הזמן ולכן חייבים לקרר אותו וזה מתבצע ע"י ה- Chiller



בעבר היו ממלאים מסביב לנוזל ההיליום חנקן נוזלי על מנת לשמור על סביבה קרה, כיום משתמשים ב- Cold Head שמכניס גז היליום בין השכבות שמסביב לנוזל ההיליום ומבודדות אותו מהסביבה החיצונית

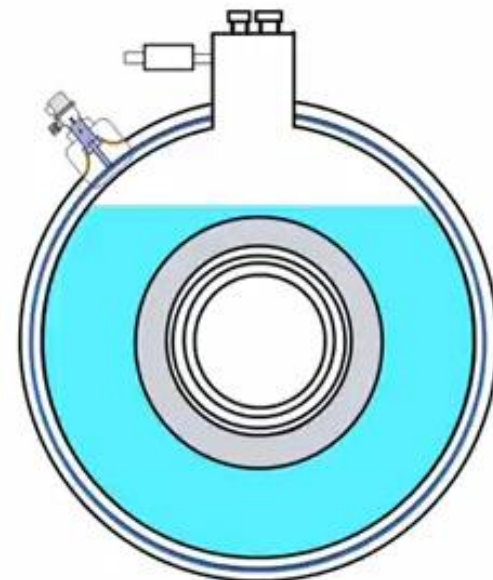
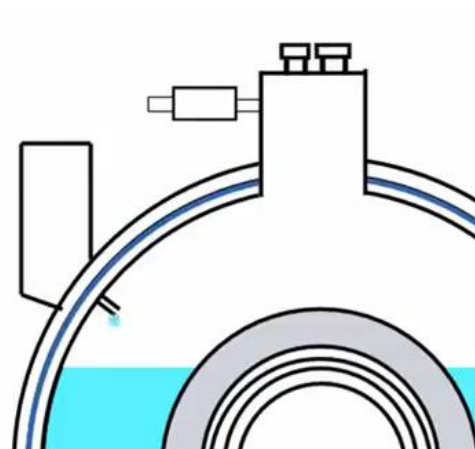
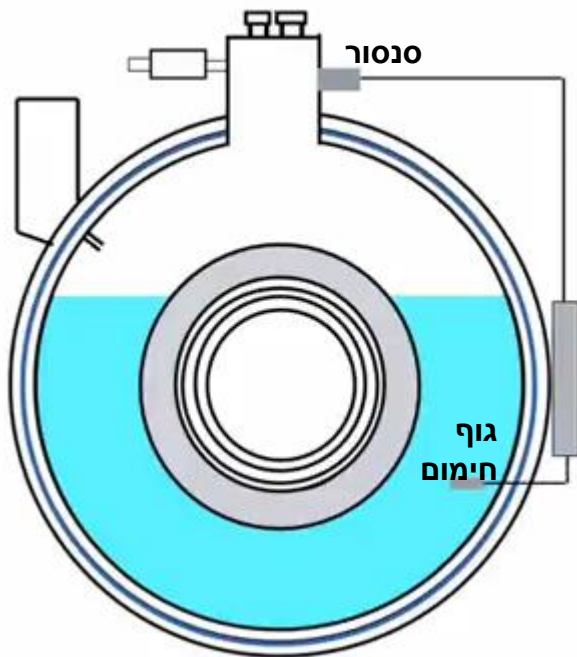




עם ווקום יחד עם Cold Head מאבדים את נוזל ההיליום במשך שנה וחצי

אם נוזל ההיליום יתאדה יתר על המידה הוא עלול לפוצץ את המכשיר ולכן יש שסתום , כשהלחץ עולה מעל ערך מסויים הוא נפתח ומוציא את הגז החוצה .  
 גובה נוזל ההיליום יכול לרדת עד גבול מסויים מבלי שהמגנט יאבד את מוליכות העל שלו כי גז ההיליום שנמצא בשכבה העליונה של הנוזל מספיק קר על מנת לשמור על המגנט וכמובן שאם יורד מתחת לגבול מסויים המגנט מאבד את התכונות שלו כעל מוליך .

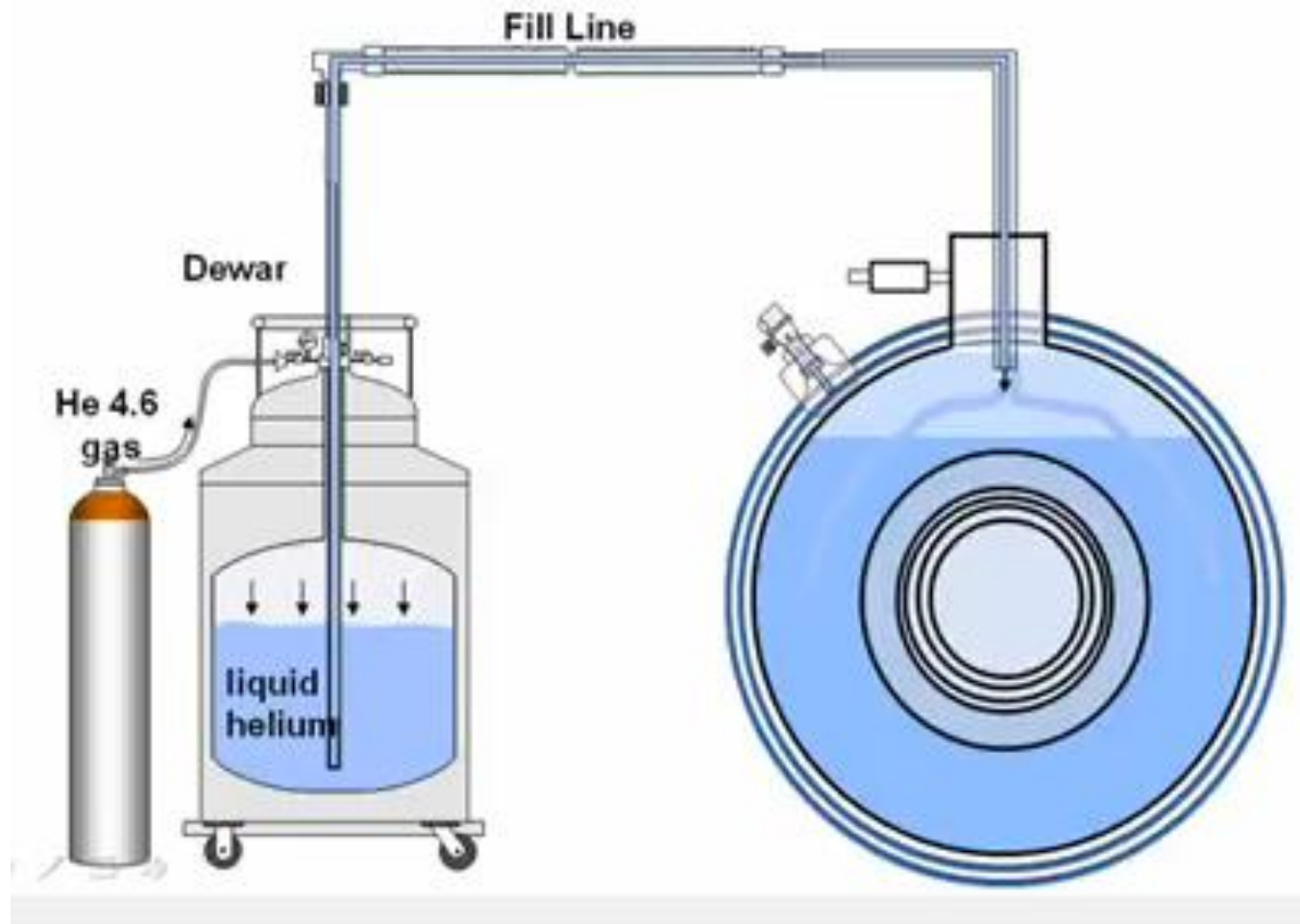




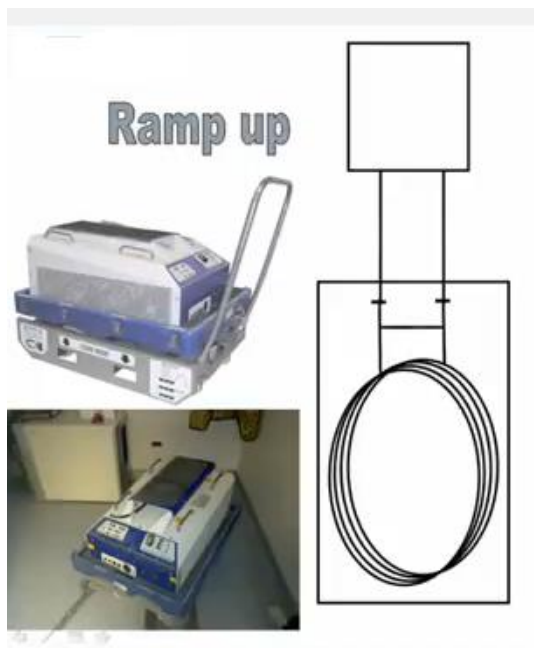
ניתן לעבות את הגז עד גבול מסויים משום שאם כל הגז יהפוך לנוזל יוצר ווקום שישאב אליו אוויר חיצוני שיהפך לקרח

כיום יש Cold Head חדש שמעבה את גז ההליום והופך אותו לנוזל כמו כן השאירו רק שכבה אחת מסביב לנוזל ההליום במקום שתי שכבות עם טמפרטורה של 50K.

לכן יש סנסור ששומר על הלחץ בתוך המתקן ובמידה והגז יורד מתחת לסף מסוים יש מנגנון שמחמם את נוזל ההליום וכך מעלה את הלחץ לסף מסוים וכך נשמר לחץ מסוים כל הזמן



בכל זאת יש איבוד מסוים של נוזל ההליום ולכן מדי כמה חודשים יש למלא נוזל הליום ולשם כך מביאים מיכל הליום נוזלי ומחברים אותו עם מיכל המכשיר ע"י צינור ומחברים את מיכל ההליום עם בלון גז ההליום מה שמעלה את הלחץ במיכל מה שגורם לנוזל שבתוכו לעבור בצינור ומשם למיכל המכשיר

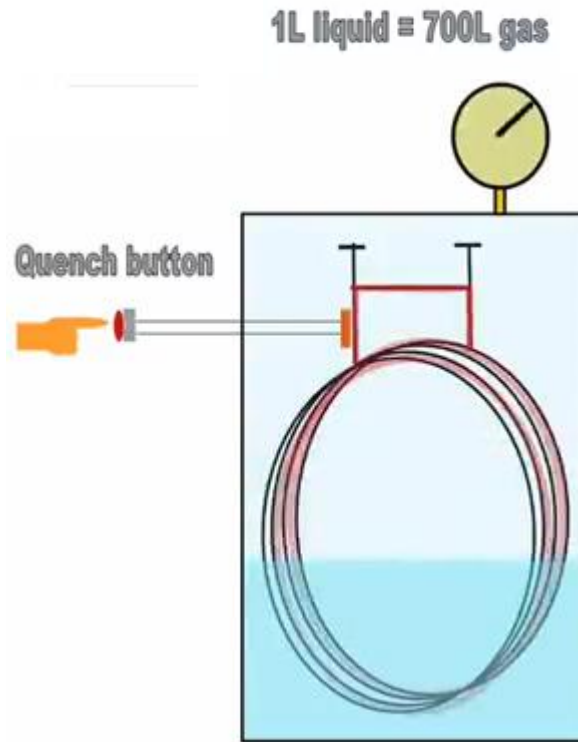


במידה והתרחשה תאונה כמו המקרים שבתמונות ולא מסכנת אף אחד אז מזמינים איש שירות של המכשיר ומוציא את הזרם מהמגנט ואז מסירים את החפצים שהתמגנטו ואחר כך מחזירים את הזרם מחדש. והתהליך הזה עלול להימשך יום או יומיים . אבל במידה והחפץ מסכן את הנבדק או אחד מהצוות הרפואי מבצעים Quench .

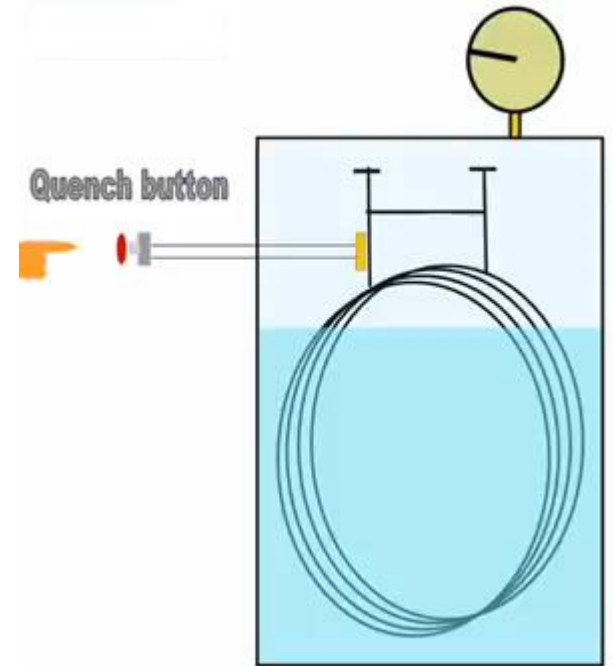
המכשיר שדרכו מזרימים את הזרם או מרוקנים אותו



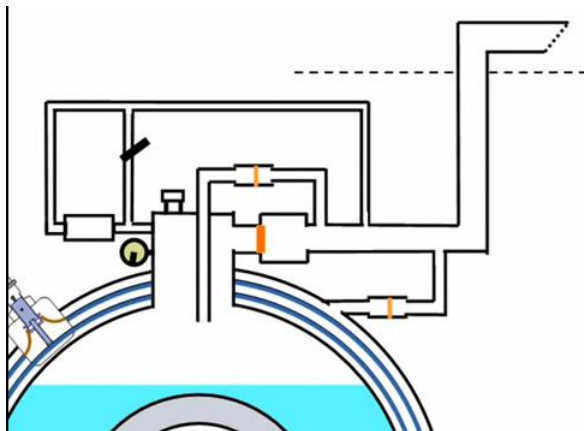
השסתום הקטן שמווסת את הלחץ בפנים  
עלול להיות לא מספיק כי הלחץ עצום מה  
שעלול לפוצץ את המכשיר



החום מאדה את נוזל ההליום מה  
שמעלה את הלחץ בתוך המיכל,  
וניתן לראות זאת במונה שלמעלה ,



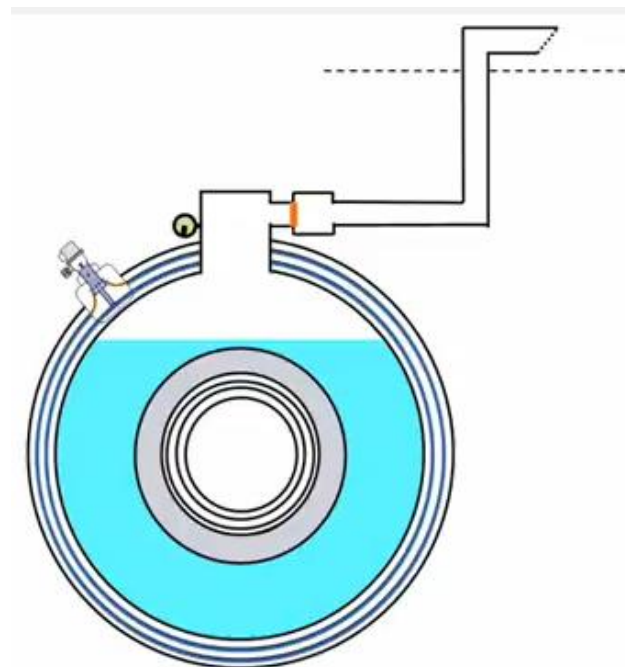
כפתור הקוונץ מוריד את הזרם תוך 10-15 שניות  
ע"י חימום הסליל ואז הזרם עובר התנגדות מה  
שמייצר חום בסליל .



זה המבנה הסופי של ההגנות של המכשיר  
מפני שינוי הלחץ במיכל ההליום



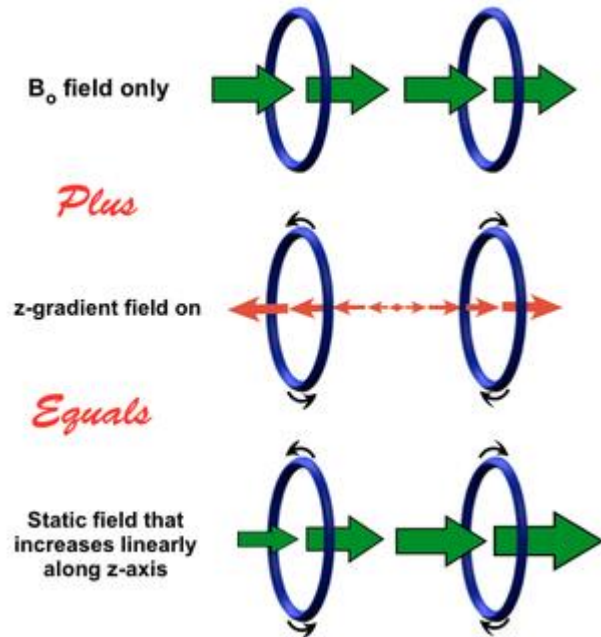
יציאת גז ההליום דרך צינור הקוונץ  
מחוץ לבניין



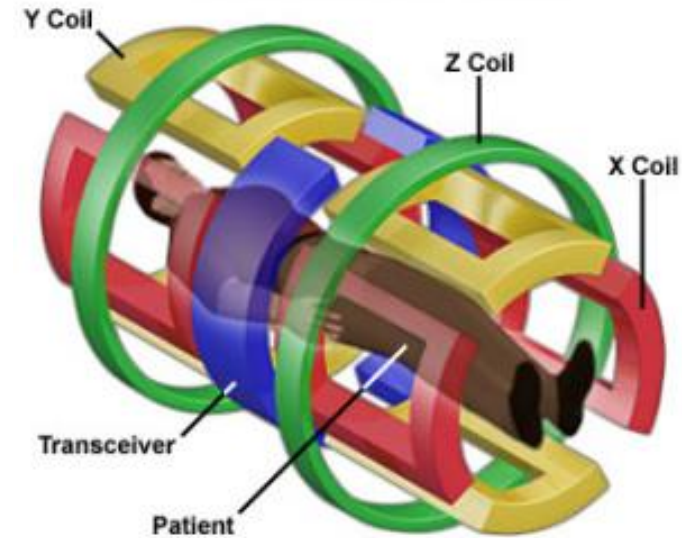
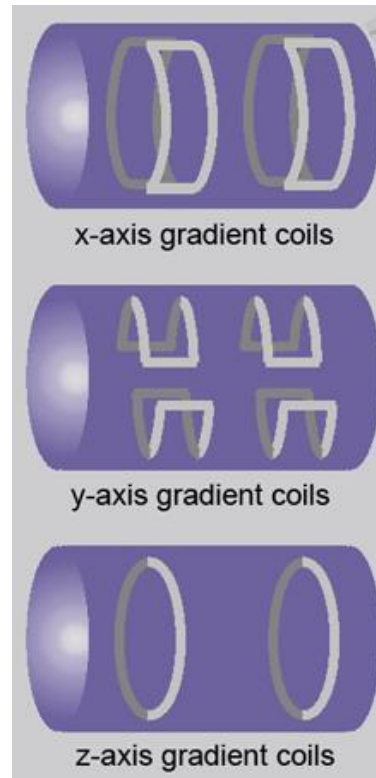
לכן יש שסתום נוסף שמחובר לצינור שמגיע עד  
מחוץ לבניין ודרכו יוצא הגז והוא בנוי בצורה  
שהגשם או משהו אחר לא יכנס אליו ובקצה שלו יש  
רשת למניעת כניסת ציפורים



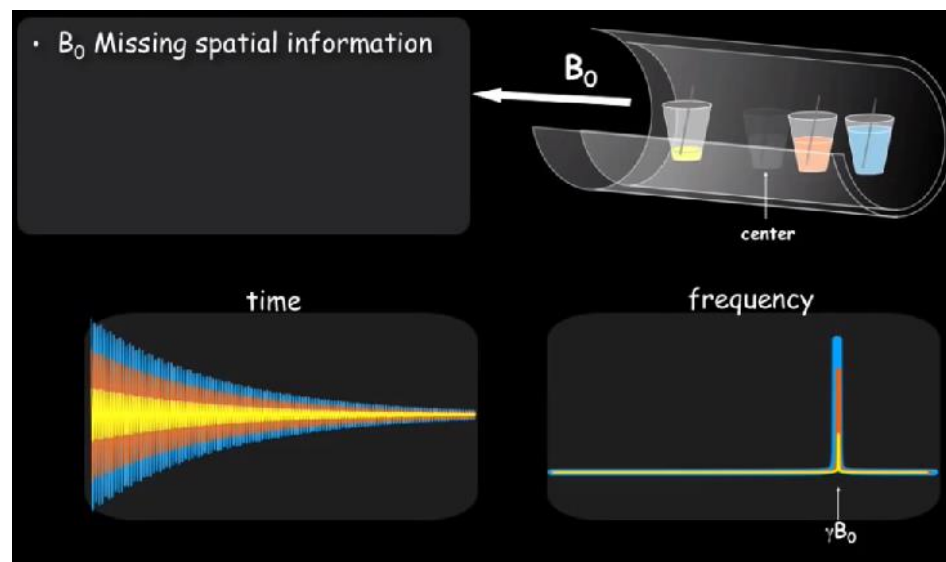
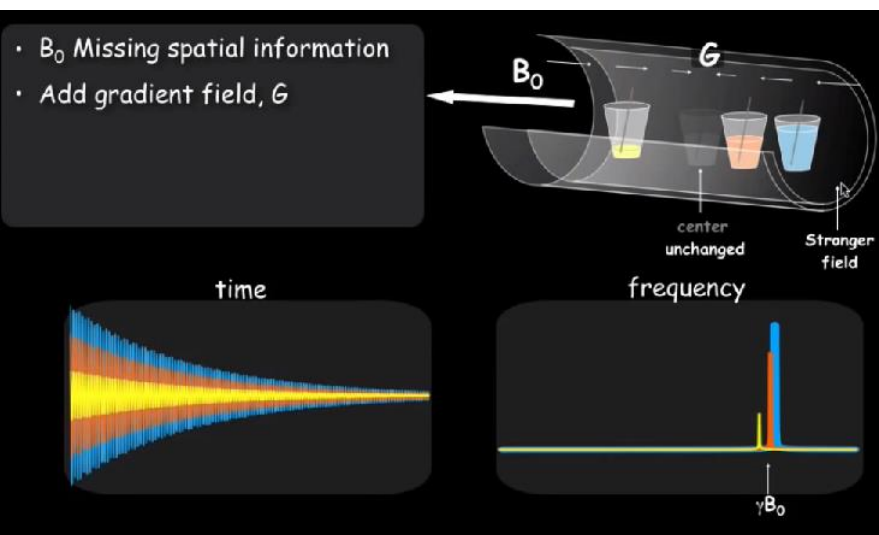
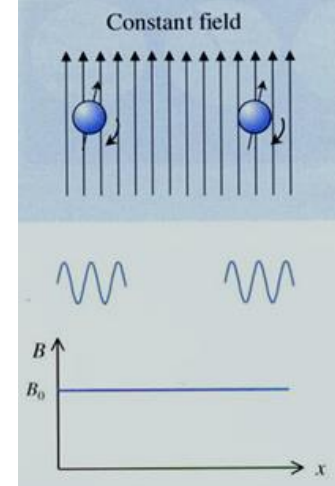
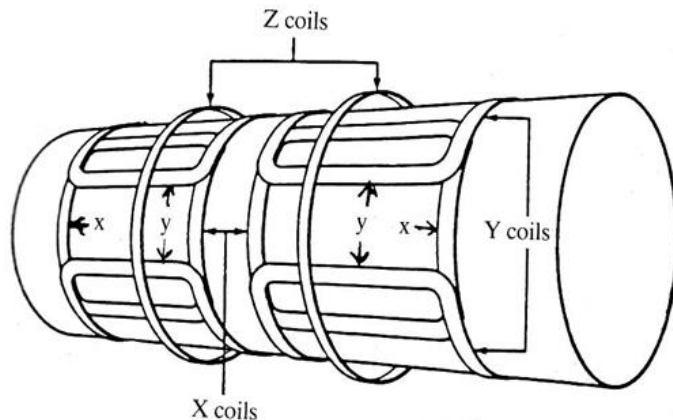
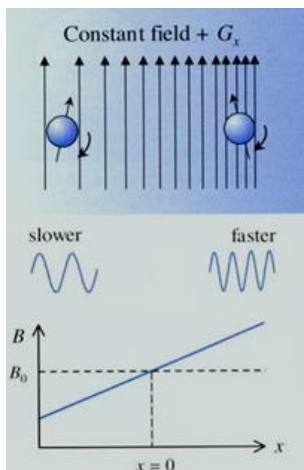
# גרדיאנטים



התרשים מראה איך גרדיאנט Z כשמתווסף לשדה המגנטי  $B_0$  מייצר שדה שגדל לינארית מ  $-Z$  אל  $+Z$



במכשיר ה-MRI בנוסף למגנט הקבוע והדי אחד ישנם גרדיאנטים שמייצרים שדה מגנטי המשתנה ממקום למקום, השדה משתנה בצורה לינארית בחלל המגנט ולכן שדה זה נקרא גרדיאנט, שיפוע. כתוצאה מהגרדיאנט משתנה תדר הפרצסיה ממקום למקום. הגרדיאנטים מייצרים שונות מגנטית כך שהספינים מבצעים פרצסיה בתדרים ייחודיים בהתאם למיקומם

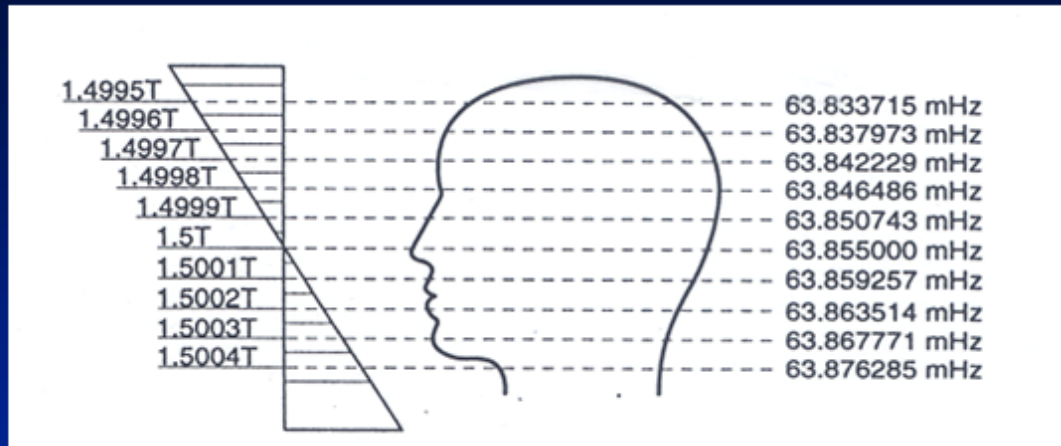


אך בהימצאם של שלושה גרדיאנטים  $G_x, G_y, G_z$  שעוצמתם חלשה בהרבה לעומת השדה המגנטי הקבוע, יוצר שיפוע מזערי אך משמעותי בשדה המגנטי באופן כזה ששלושת הרקמות המרוחקות זו מזו מבחינות בעוצמת שדה טיפה שונה ומכאן שלשלושתן תדירויות שונות במקצת

כי אם השדה המגנטי הקבוע הוא די הומוגני לא ניתן לקבוע מאיפה אנו מקבלים את הסיגנל משום שאם ישנן שלוש רקמות הנמצאות במרחק מה זו מזו עוצמת השדה ששלושתן מרגישות הינה זהה אז התדירויות שלהן תהיינה זהות

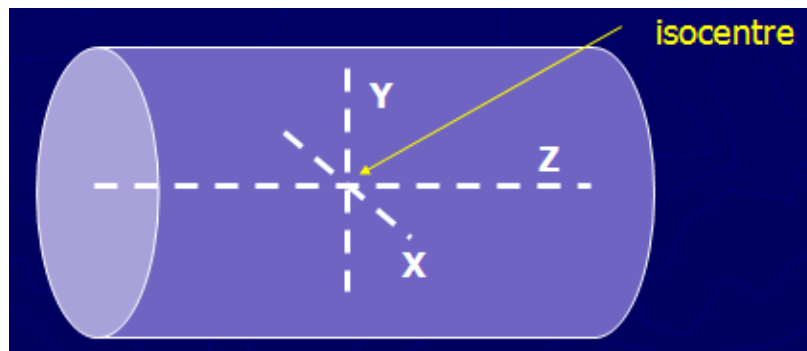


# Gz Gradient Example

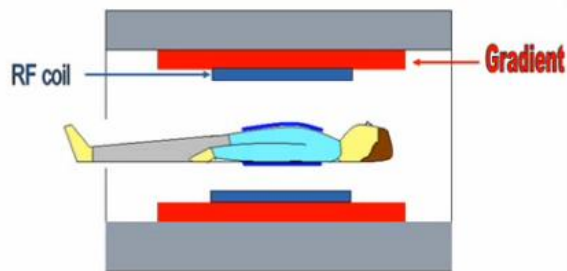


The effects of the main magnetic field and the applied slice gradient. In this example, the local magnetic field changes in one-Gauss increments accompanied by a change in the precessional frequency from chin to the top of the head.

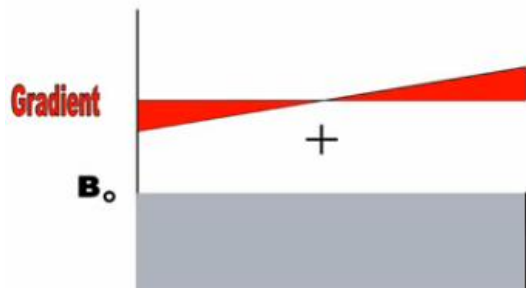
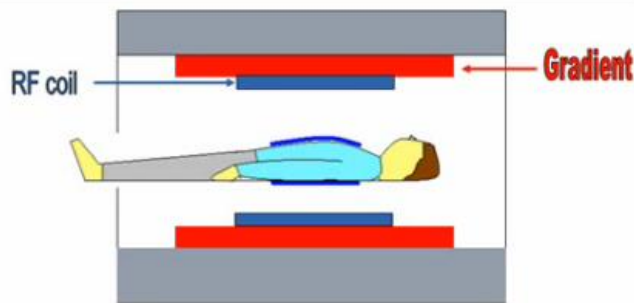
השפעת הפעלת  
גרדיאנט בוחר החתך  
גרדיאנט Z במקרה  
והחתך במישור  
האקסיאלי בבדיקת  
המוח. שינוי של גאוס  
אחד בין חתך לחתך  
ושינוי התדר בהתאם



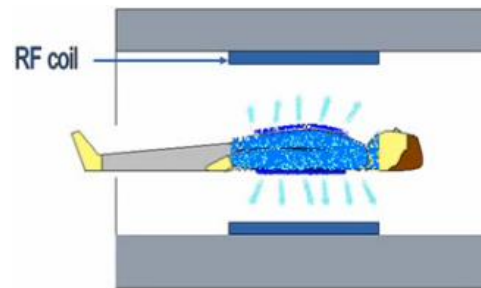
ה Isocenter של המגנט היא נקודת  
מרכז כל צירי הגרדיאנטים עם המגנט.  
בנקודה זו עוצמת השדה לא משתנה  
אפילו בזמן הפעלת הגרדיאנט. היא  
תמיד אותה עוצמה של B0



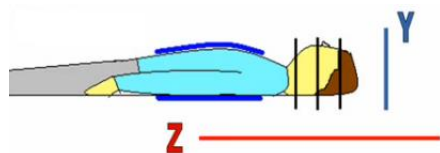
השדה המגנטי החיצוני נהיה קצת חזק יותר מהמרכז ואל הקצה בצד אחד וחלש יותר בצד השני



כשמוסיפים את הגרדיאנט שהוא שדה מגנטי משתנה לשדה המגנטי החיצוני



ללא נוכחות גרדיאנט כל הספינים שחשופים לגלי הרדיו עוברים אקסטציה ומחזירים סיגנל ולא נוכל לקבל חתכים



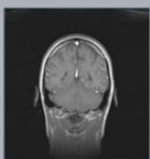
SAGITTAL

CORONAL

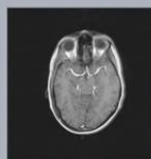
TRANSVERSE



X gradient as Slice Selection

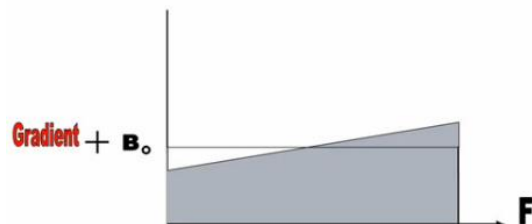
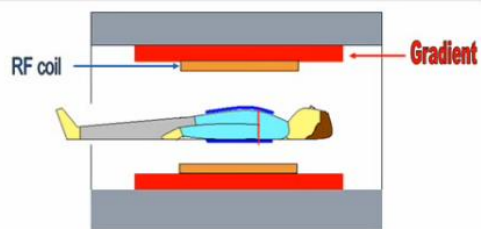


Y gradient as Slice Selection

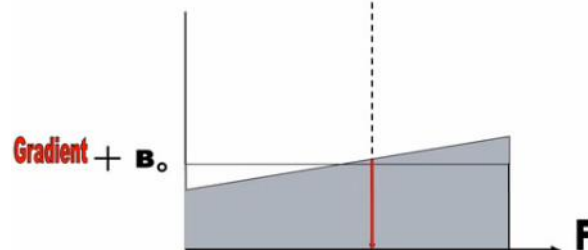
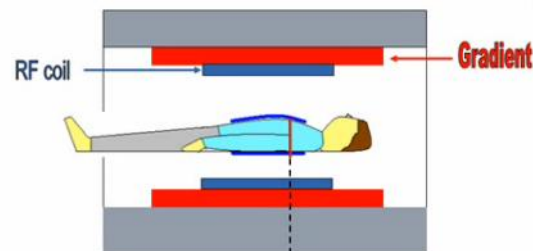


Z gradient as Slice Selection

באופן כללי גרדיאנט Z בן חתכים אקסיאלים, Y קורונליים ו-X סגיתלים

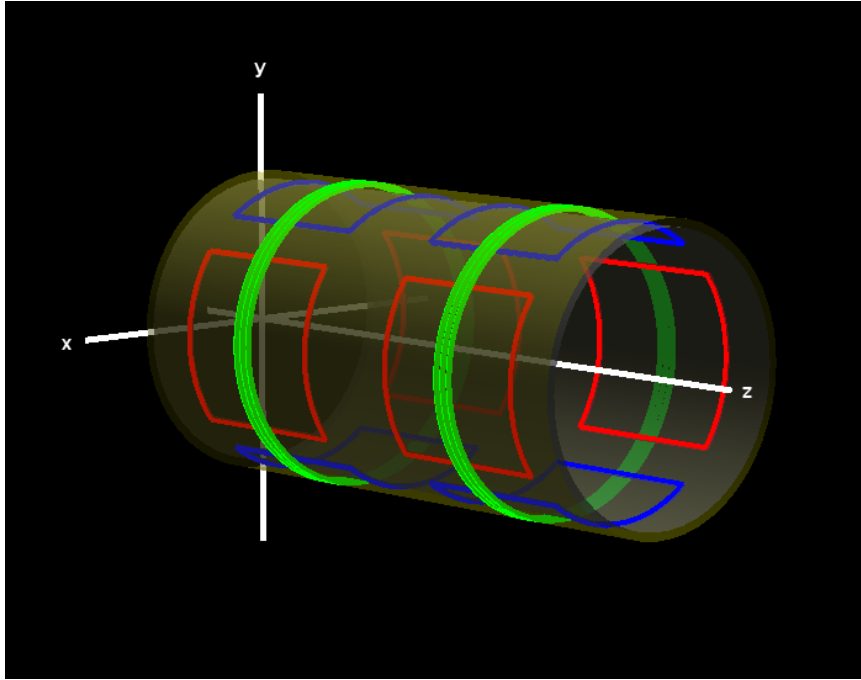


רק הספינים שיש להם אותה תדירות של גל הרדיו עוברים אקסטציה ומחזירים סיגנל



המשמעות שהגוף חשוף לשדה מגנטי משתנה ותדירות הספינים משתנה בהתאם למיקומם במגנט ולכן כשמשרדים גל רדיו בתדירות מסוימת

# RF coils



הגרדיאנטים ממוקמים מעל סליל הגוף



סליל גוף

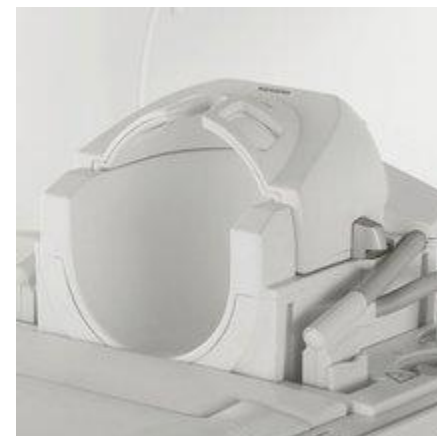
סלילי RF הם האנטנה של מכשיר ה-MRI. ישנם סלילים שמשדרים Transmitter וקולטים Receiver גלי רדיו. וישנם סלילים שרק קולטים ובמצב הזה סליל הגוף Body Coil שמשדר. ישנם עיצובים רבים ושונים של סלילים שמוותאמים לאיברים השונים אבל הם מתחלקים לשתי קטגוריות עיקריות סליל משטח Surface Coil וסליל נפח Volume coil. הסלילים מותאמים לחוזק המגנט ולכן לא ניתן להעביר סלילים של 1.5 טסלה למכשיר 3 טסלה



סליל שורש כף יד



סליל ברך



סליל ראש



סליל גוף



סליל עמוד שדרה



סליל לולאה

סליל משטח כפי שהשם מרמז , מונח על פני השטח של האיבר המצולם ובגלל שהסליל מונח בצמוד לאיבר ה- SNR שלו גבוה אך הוא מכסה שטח מוגבל ובשביל לצלם שטח גדול יותר ישנם סלילים עם מערך של סלילי שטח שיש ביניהם חפיפה כמו סליל עמוד שדרה . סלילים מסוג הזה רק קולטים .  
סלילי נפח מקיפים את השטח המצולם כמו סלילי הראש והברך שהם בדרך כלל משדרים וקולטים . ככל שהקוטר של הסליל קטן ה- SNR גבוה .



סליל קרסול



סליל כתף



סליל שדיים



סליל אנדורקטלי



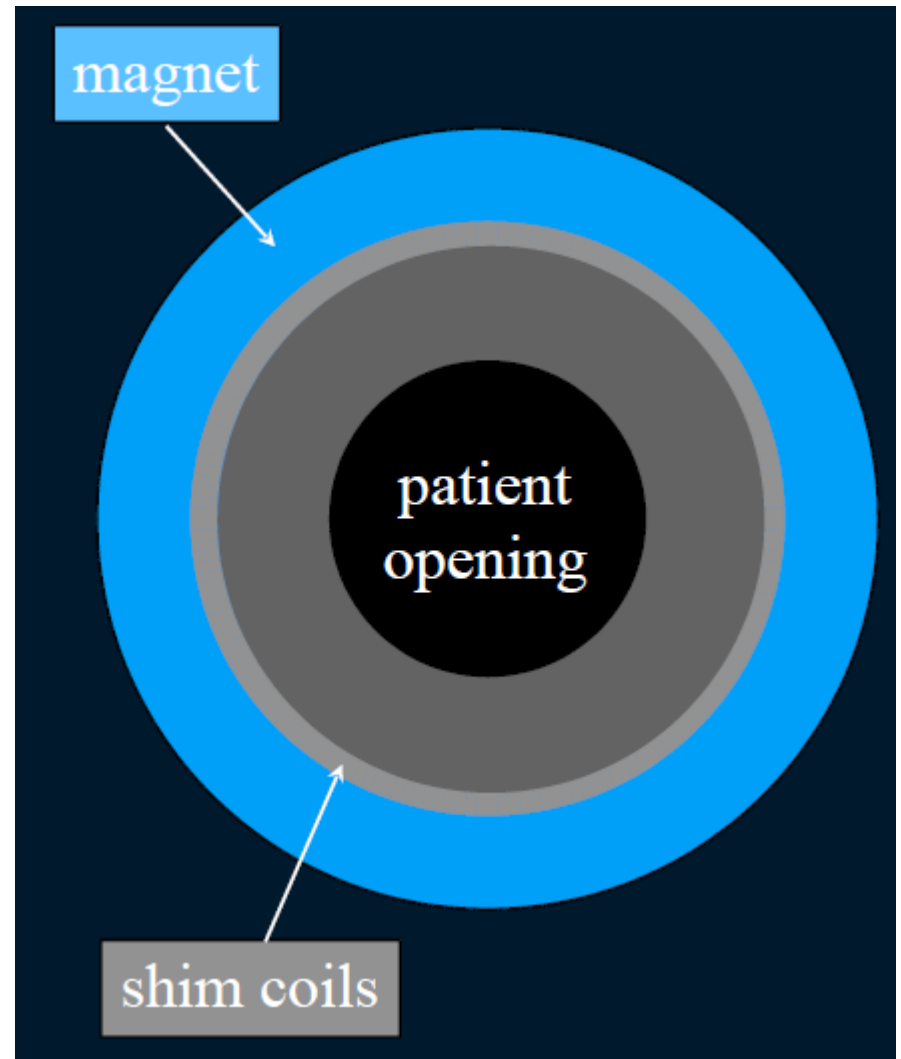
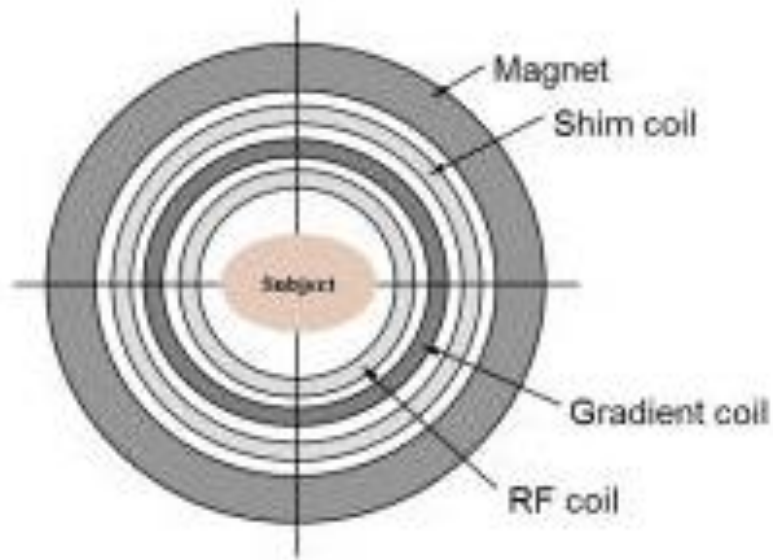
סליל מפרקי TMJ



סליל אנגיו פריפריאלי

באופן כללי ככל שהסליל קטן ה-SNR גבוה , ככל שהסליל קרוב יותר לאובייקט המצולם ה-SNR גבוה , הסליל המתאים ומיקומו מאד קריטיים לקבלת תמונה איכותית

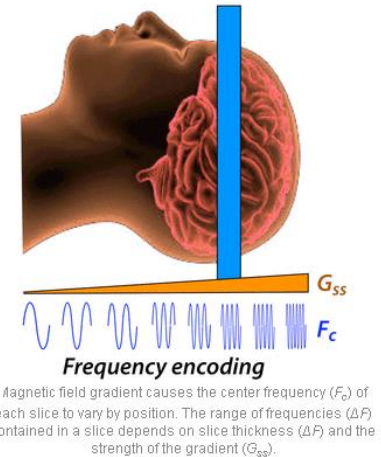
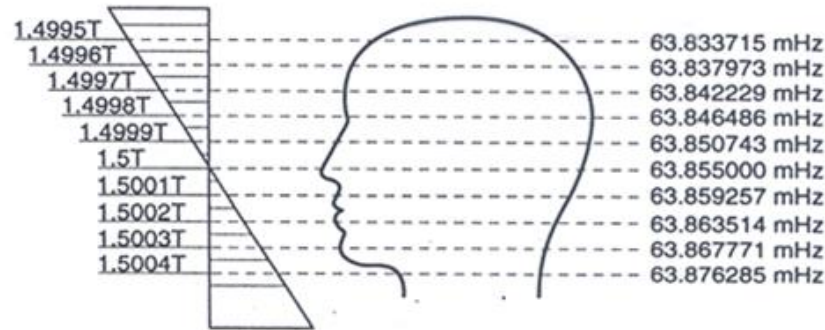
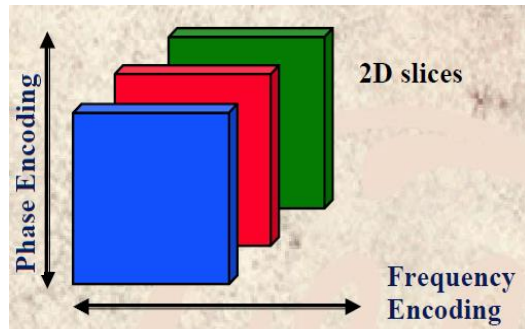
## Shim Coils



ב- MRI ההומוגניות של השדה קריטית, מיקום הנבדק בתוך המכשיר יוצר סוספטיביליות של השדה ומפחית את ההומוגניות. שימינג מתייחס להתאמות Adjustments שמבוצעות לשיפור ההומוגניות של השדה המגנטי. השימינג יכול להיות פסיבי או אקטיבי. השימינג הפסיבי נעשה במהלך התקנת המכשיר ע"י הנחת חתיכות מתכת קרוב למיקום הגרדיאנטים. השימינג האקטיבי מספק תיקון שדה נוסף סביב האובייקט המצולם באמצעות Shim Coils שמופעלים ע"י זרמים חשמליים. השימינג האקטיבי מבוצע בכל פעם שמתחילים בדיקה חדשה ואפילו רצף חדש



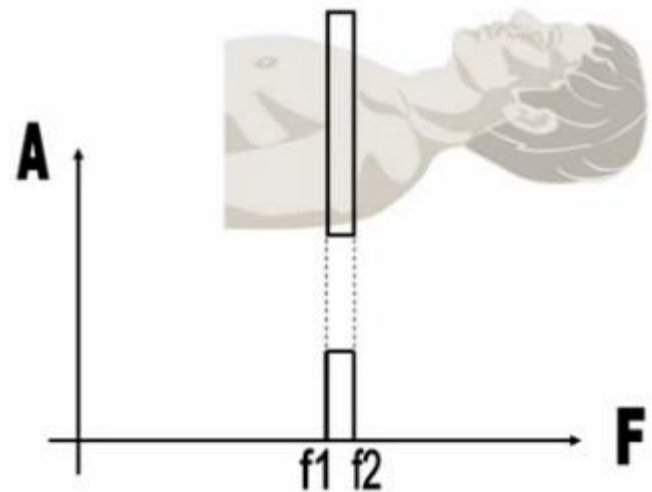
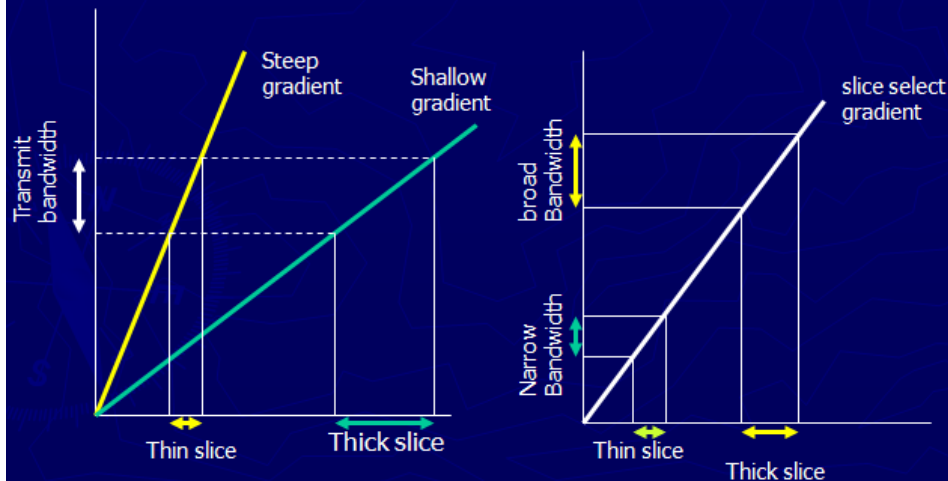
# Image Encoding קידוד התמונה



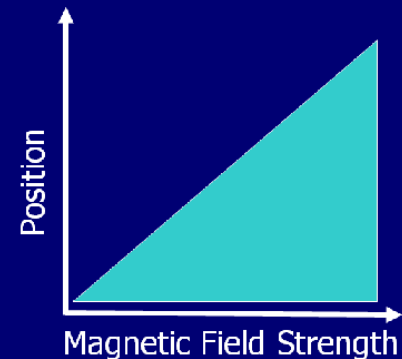
הצעד הראשון בקידוד התמונה , הוא בחירת מישור החתך ע"י Slice Selection Gradient הגרדיאנט מופעל בניצב למישור החתך ולכן הספינים משנים את תדירותם בהתאם למיקומם לאורך גרדיאנט בוחר החתך , בו זמנית פולס ה- RF משודר בתדירות הספינים שנמצאים בחתך הרצוי ולכן רק הספינים שבתוך החתך מגיבים לפולס .  
לכל חתך יש תדר מרכזי שונה שנקבע ע"י מיקומו לאורך הגרדיאנט .  
בדוגמא למעלה מצולם המוח וגרדיאנט בוחר החתך מופעל לאורך ציר Z במקביל ל-  $B_0$  .



- ▶ To achieve thin slices, a steep slice select slope and/or narrow bandwidth is applied
- ▶ To achieve thick slices, a shallow slice select slope and/or broad transmit bandwidth is applied.

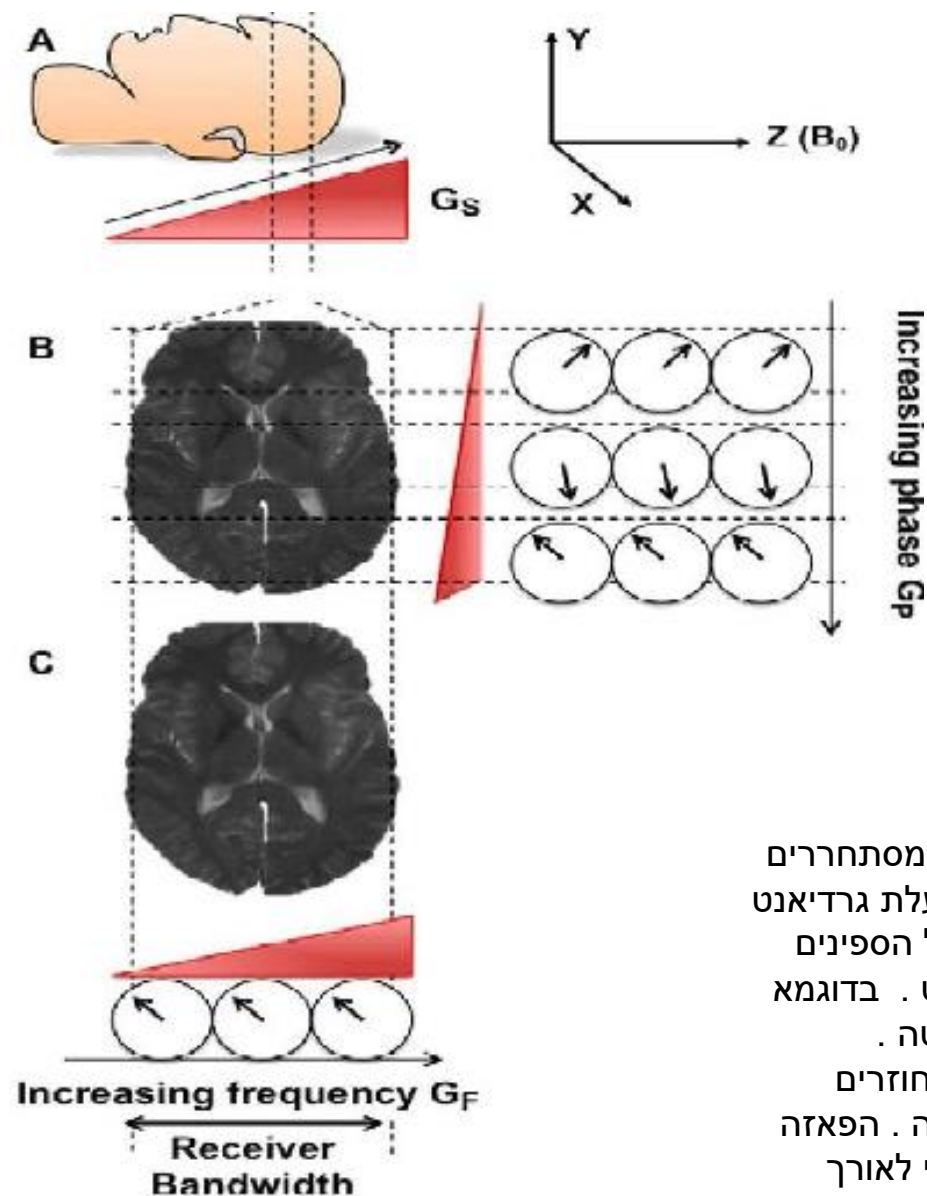


So how do we get spatial information?  
Back to the Larmor equation..  $\omega = \gamma B$

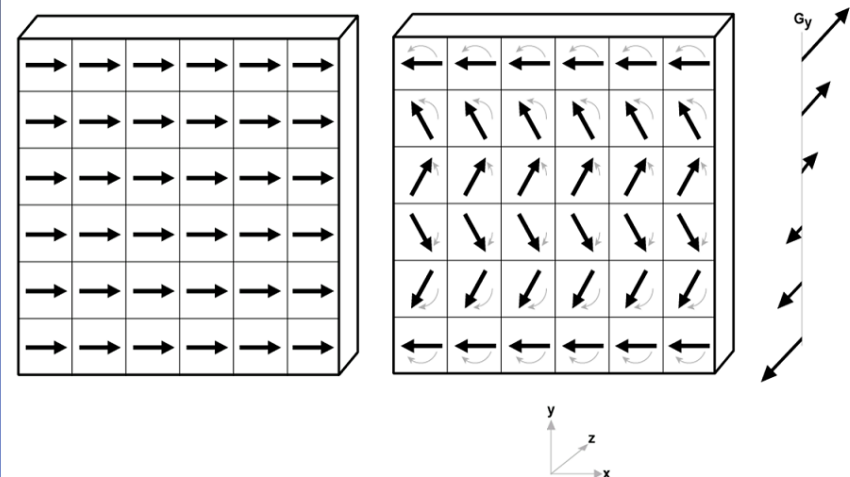


i.e. 1 Gauss will increase the frequency by 4.3kHz.  
Typical gradient strengths are 2-5 Gauss/cm.

לכל חתך יש עובי ולכן מכיל טווח תדירויות סביב התדר המרכזי עובי החתך נקבע ע"י הגרדיאנט וטווח התדירויות : אם שיפוע הגרדיאנט קבוע , ככל שטווח התדירויות רחב ככל שהעובי גדול וההפך , אם טווח התדירויות קבוע אז ככל שהגרדיאנט חזק יותר , תלול העובי קטן יותר וההפך .

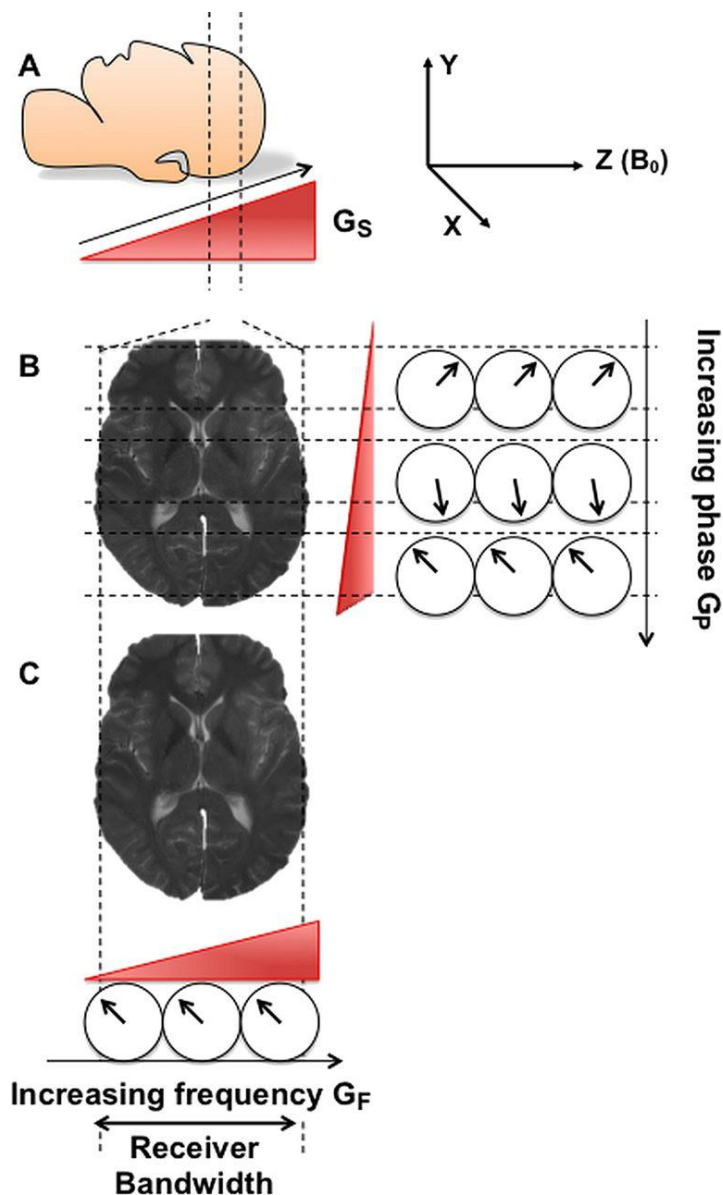


## Phase Encoding: Apply $G_y$ before Freq. encoding

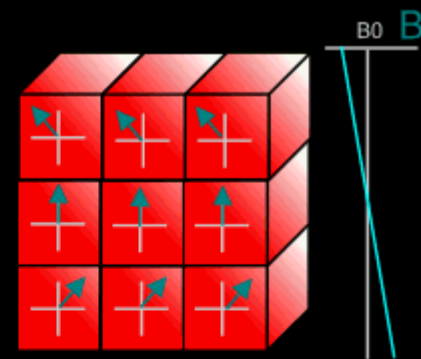


לאחר פולס ה-RF הספינים בחתך מסתחררים באותה תדירות ואותה פאזה. הפעלת גרדיאנט בציר  $Y$  גורמת לשינויי מהירויות של הספינים בהתאם למיקומם לאורך הגרדיאנט. בדוגמא שלנו המהירות גדלה מלמעלה למטה. כשמכבים את הגרדיאנט הספינים חוזרים לאותה תדירות אך לא אותה פאזה. הפאזה של הספינים משתנה באופן ליניארי לאורך גרדיאנט  $Y$ . ככל שהגרדיאנט חזק יותר הפרש הפאזות גדול יותר.

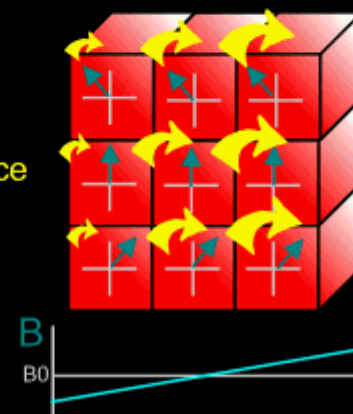
גרדיאנט זה נקרא גרדיאנט מקודד הפאזה  
Phase Encoding Gradient



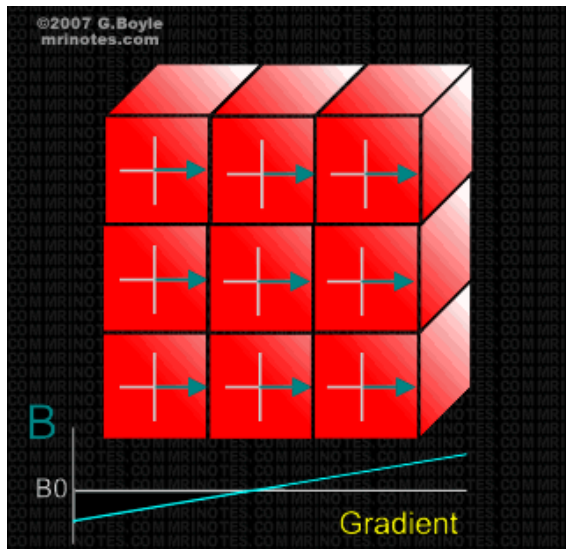
First do a phase encoding step, to introduce phase difference between rows.....



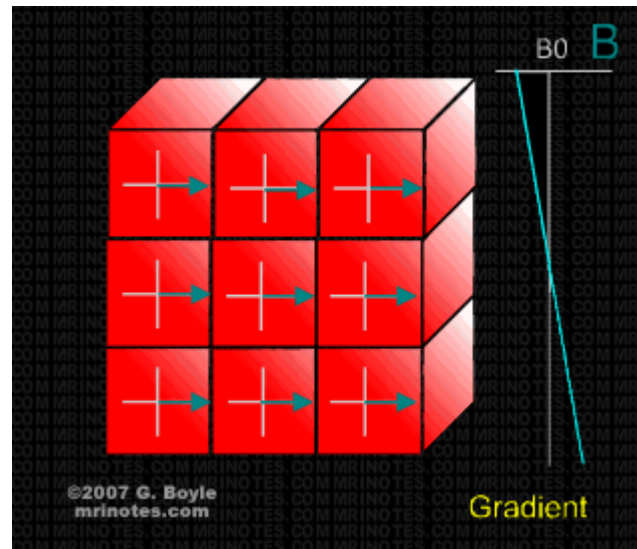
....then during echo readout, do a frequency encoding step to introduce a frequency difference between columns.



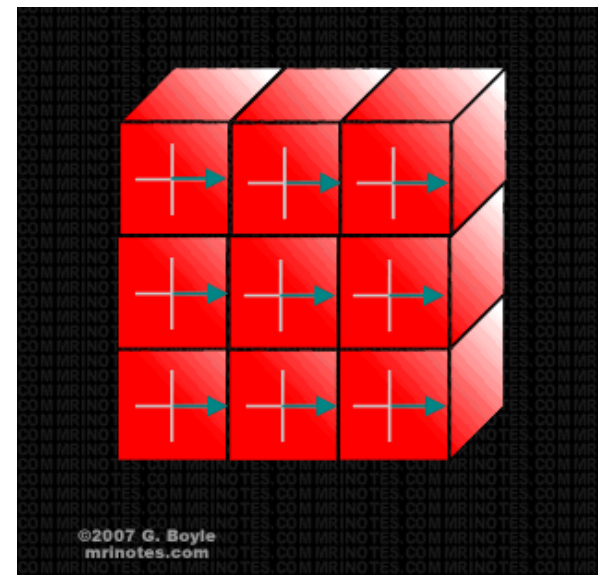
גרדיאנט מקודד התדירות Frequency Encoding Gradient מופעל בניצב לגרדיאנט מקודד הפאזה וגורם לספינים להסתחרר בתדירויות שונות בהתאם למיקומם לאורך גרדיאנט  $X$  מה שמאפשר הבחנה של הסיגנל במישור השלישי. גרדיאנט מקודד התדירות מופעל בזמן קריאת הסיגנל ולכן נקרא גם Readout Gradient



הפעלת גרדיאנט מקודד התדירות



הפעלת גרדיאנט מקודד הפאזה



דוגמא לבחירת חתך 3x3 ווקסלים  
לספינים אותה תדירות ופאזה

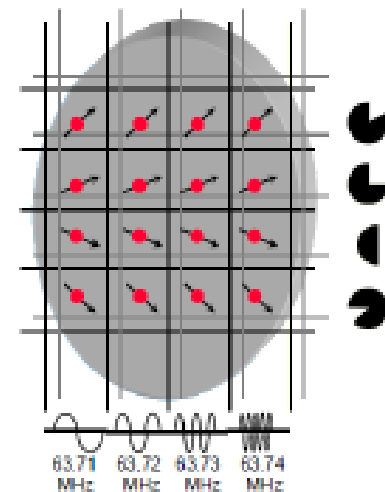
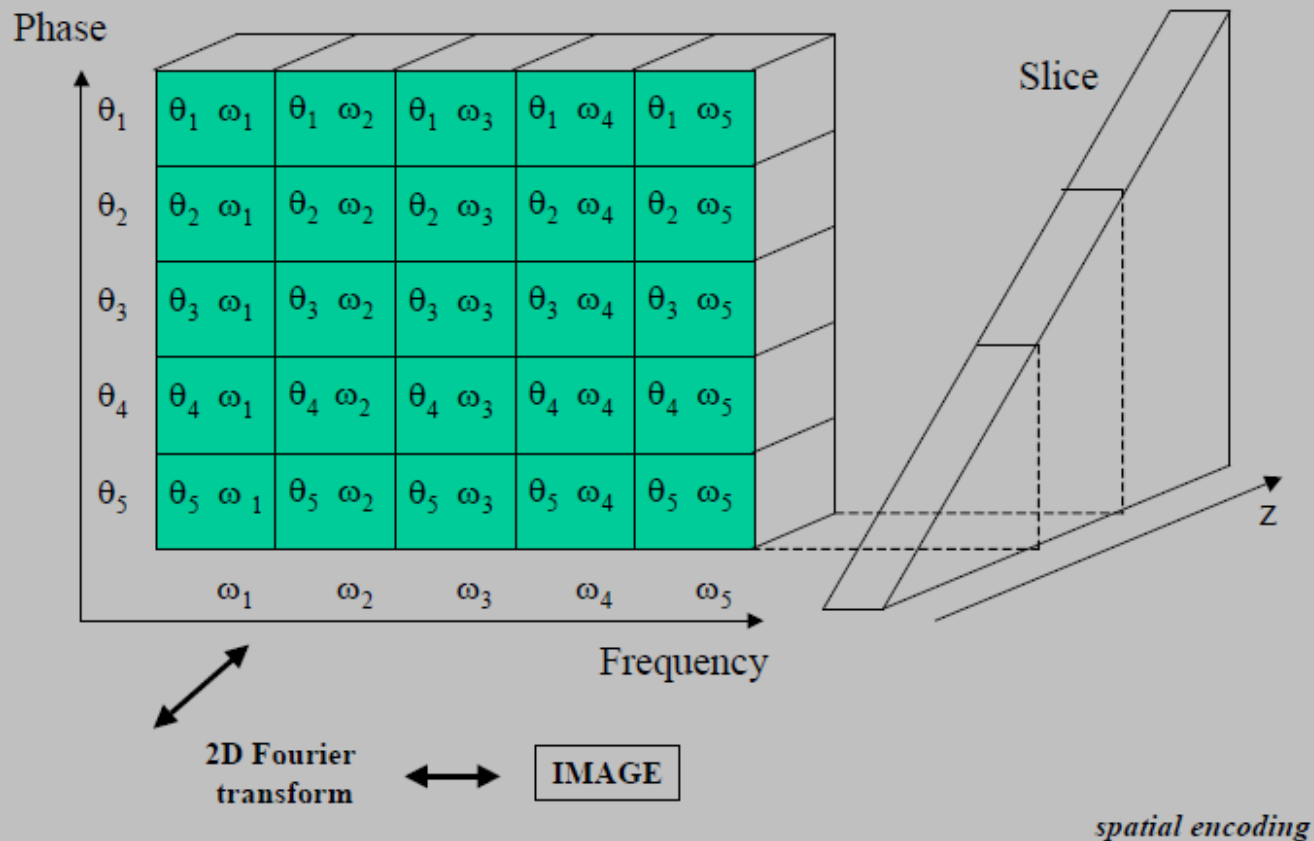
|   |   |   |    |   |    |    |    |    |                      |
|---|---|---|----|---|----|----|----|----|----------------------|
| 0 | 0 | 0 | -1 | 0 | +1 | 0  | +1 | +2 | - frequency encode + |
| 0 | 0 | 0 | -1 | 0 | +1 | -1 | 0  | +1 |                      |
| 0 | 0 | 0 | -1 | 0 | +1 | -2 | -1 | 0  |                      |

Example nine-pixel image slice. Frequency encoding in two directions within an image slice does not produce unique Larmor frequencies related to position. It becomes impossible to deduce unique signal intensity values for image pixels.

קידוד תדירות בשני כיוונים  
אינו מייצר תדירויות לרמור  
ייחודיות ושני פיקסלים שונים  
יכולים לקבל אותה תדירות  
ולכן משתמשים בקידוד  
פאזה ותדירות

# סיכום הקידוד המרחבי

## Spatial encoding: summary

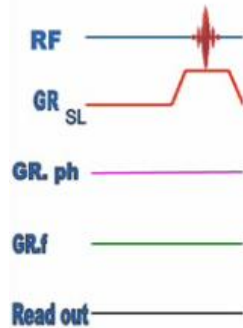


z-gradient -> slice selection  
y-gradient -> different phases  
x-gradient -> different frequencies

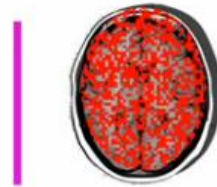
מה שאנו מקבלים בסופו של דבר, תערובת של סיגנלים שונים עם תדירויות שונות (עמודות) ופאזות שונות (שורות), הכל בהתאם למיקום שלהם. עוצמתו של כל פיקסל בתמונה תלויה במספר גורמים, כמות המימנים, זמני הרלקסציה, מקדם הדיפוזיה, הזרימה ועוד.

# רצף MRI בסיסי

## Excitation

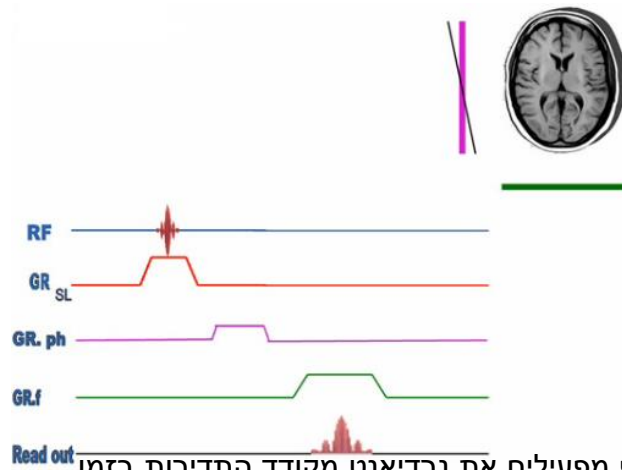


Phase Gradient



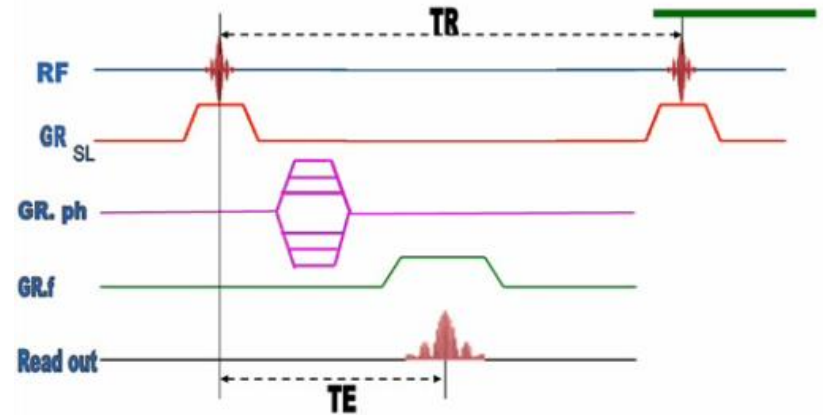
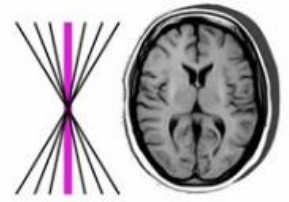
Frequency Gradient

בהתחלה משדרים גל רדיו בו זמנית שמפעילים את גרדיאנט בוחר החתך וכך מעוררים את הספינים בחתך הנבחר



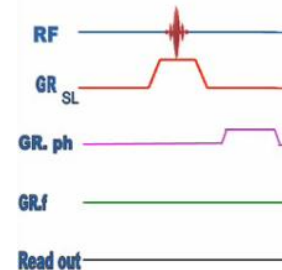
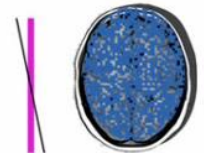
ולבסוף מפעילים את גרדיאנט מקודד התדירות בזמן קריאת הסיגנל. השלבים האלה חוזרים על עצמם כל TR בהבדל אחד והוא שינוי הפאזה

## Sequence



כל רצף בנוי משידור גל רדיו ושימוש בגרדיאנטים השונים

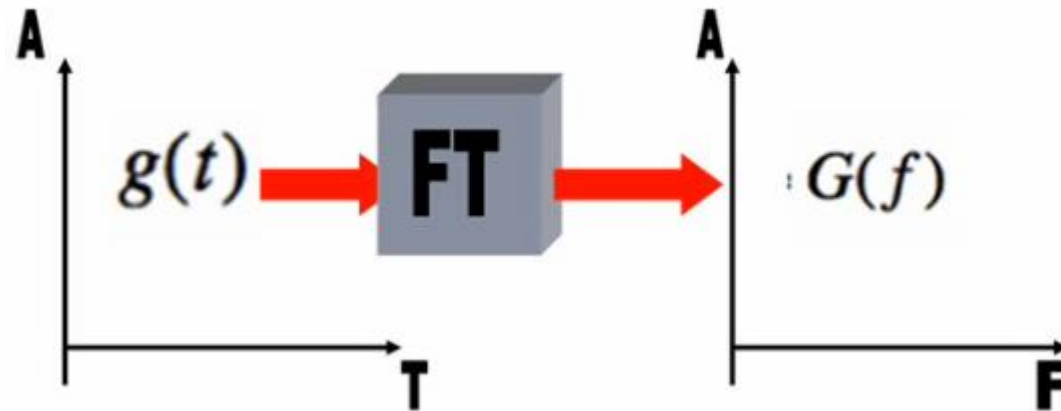
## Relaxation



בשלב השני מפעילים את גרדיאנט מקודד הפאזה בזמן הרלקסציה

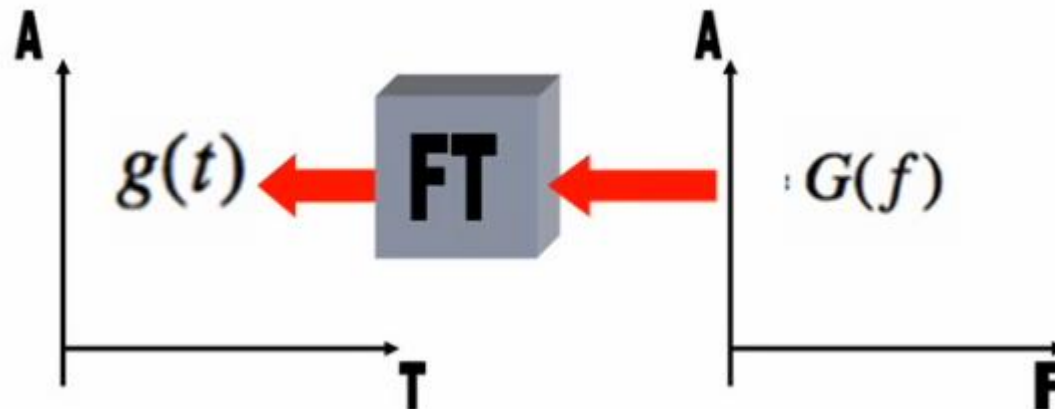


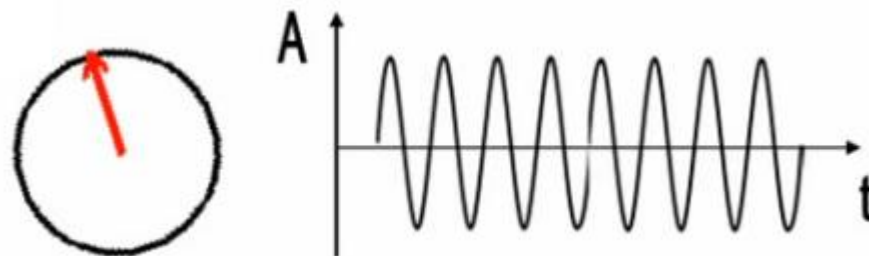
# התמרת פורייה



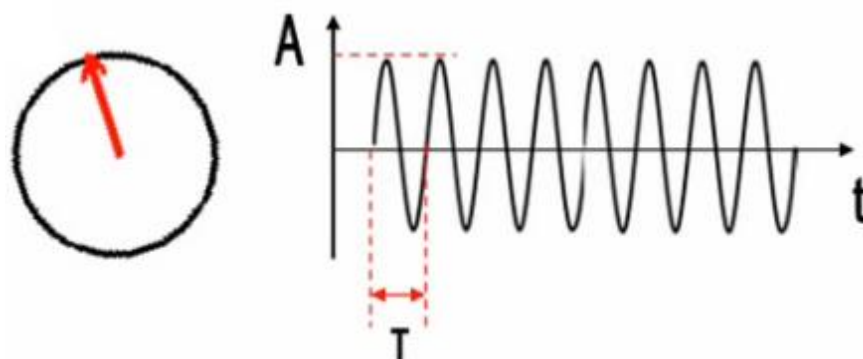
סיגנל ה-MR הוא סכום כל הסיגנלים עם התדירויות, הפאזות והאמפליטודות השונות... הסיגנל הכולל שנקלט באנטנה הוא סכום של תדרים רבים. סיגנל ה-MRI משתנה עם הזמן. התמרת פורייה Fourier Transform היא טכניקה מתמטית המאפשרת פירוק סיגנל למרכיביו הבסיסיים.

התמרת פורייה מאפשרת המרת סיגנל ממרחב הזמן למרחב התדר וההפך. רעיון פירוק הגל למרכיבים שלו מוכרת לנו מהפריזמה שמפרקת את האור הלבן לצבעים המרכיבים אותו, כשלכל צבע התדירות שלו

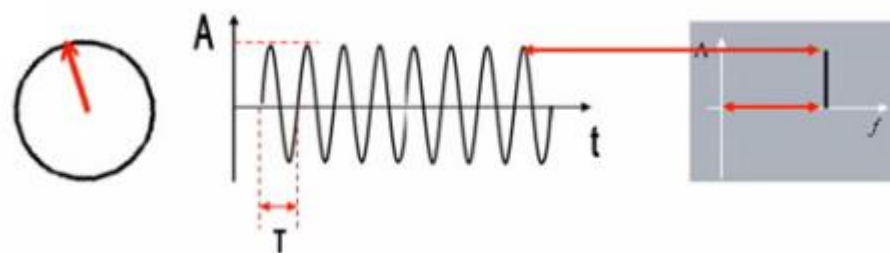




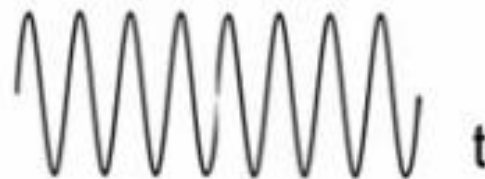
נניח ויש לנו ויקטור מגנטיזציה שמייצר סיגנל שמשתנה בזמן



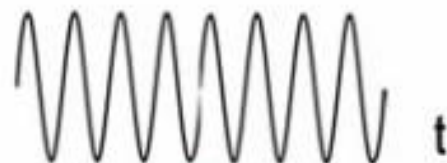
מה שמבדיל בין סיגנל לסיגנל אחר זה האמפליטודה והתדירות



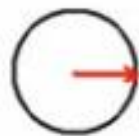
התמרת פורייה מעבירה את הסיגנל ממרחב הזמן למרחב התדר. גובה העמוד במרחב התדר שווה לגובה האמפליטודה והמרחק שלו מנקודת האפס מייצג את התדירות.



נניח ויש לנו שלושה ויקטורים בגדלים שונים ותדירויות שונות אז התמרת פורייה ממקמת כל עמוד במרחב התדירות בהתאם לתדירות שלו ובהתאם לגובה האמפליטודה .



+



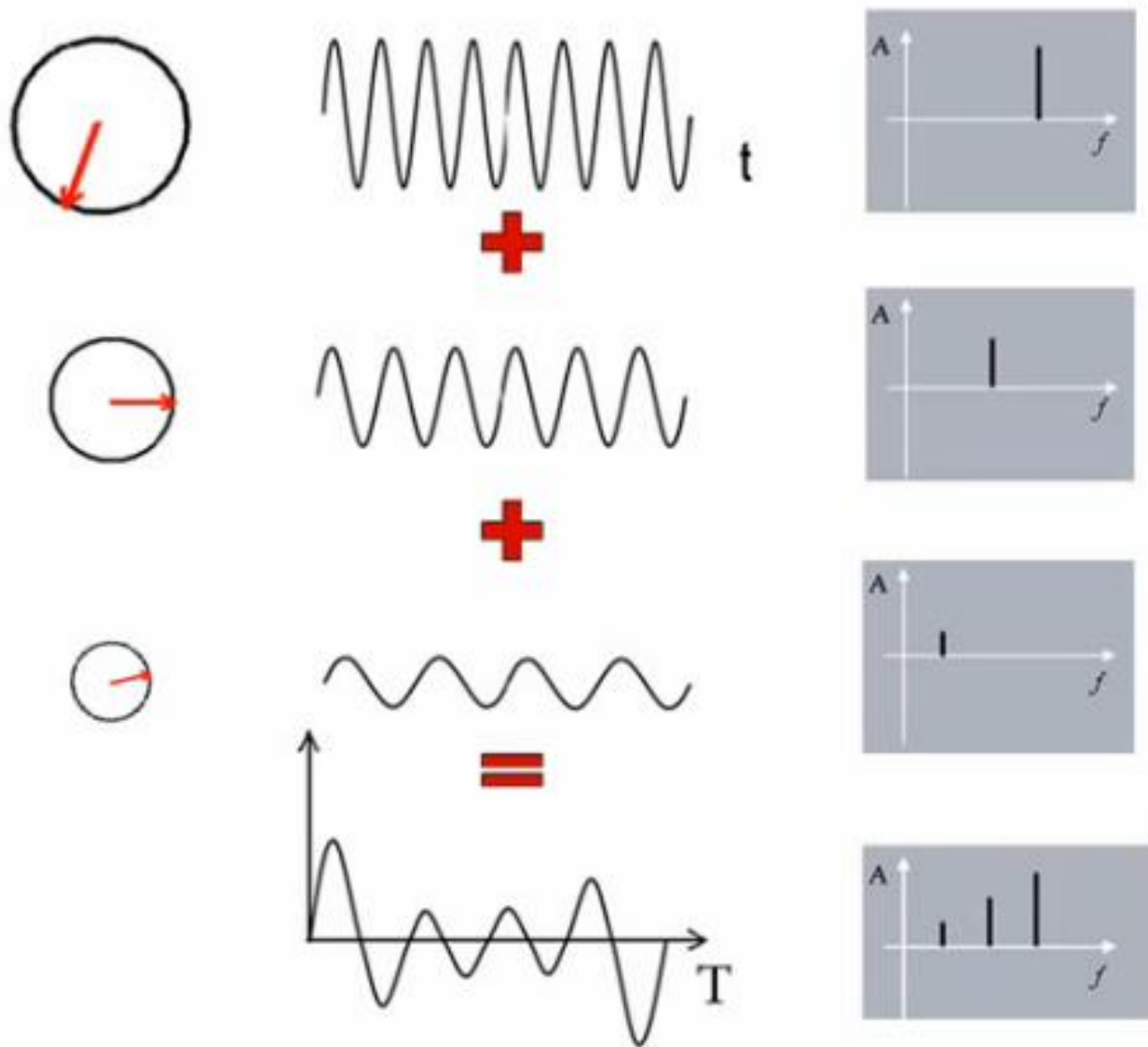
+



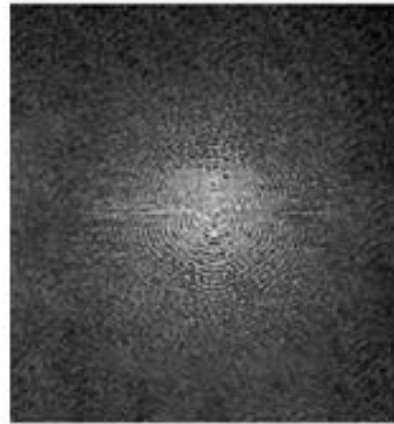
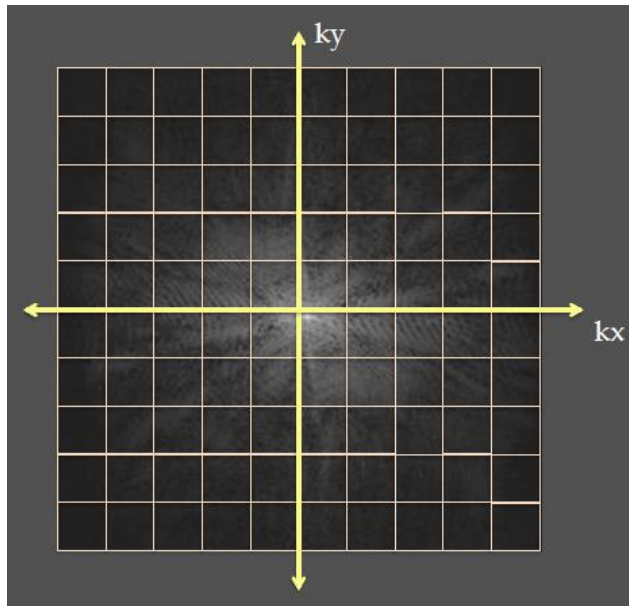
=



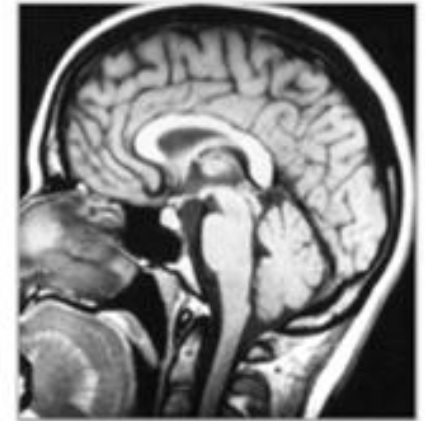
ואם שלושת הויקטורים משדרים בו זמנית אז הסיגנל שנקבל הוא סכום כל הסיגנלים יחד



אם מבצעים התמרת פורייה על הסיגנל שהוא סכום הסיגנלים, נקבל את המרכיבים של הסיגנל המורכב



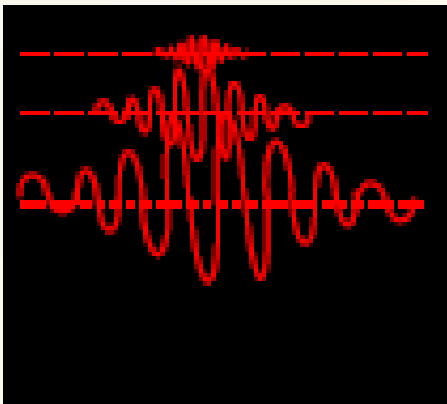
FT  
↔



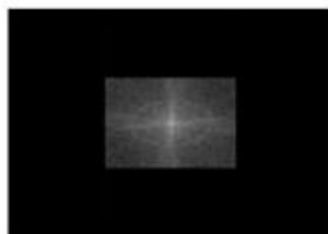
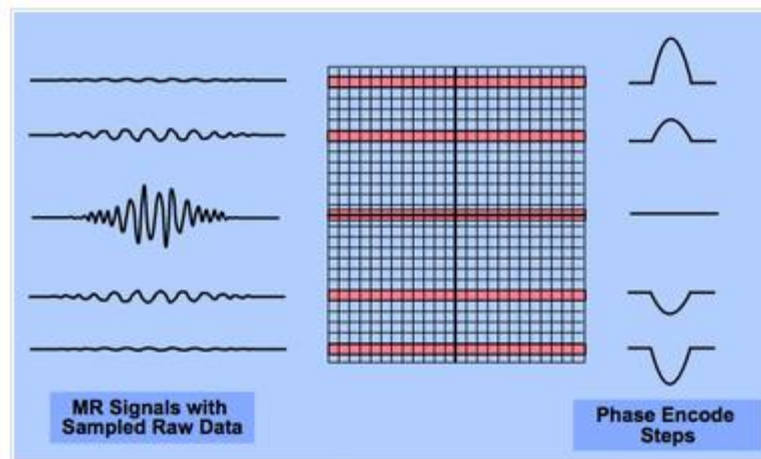
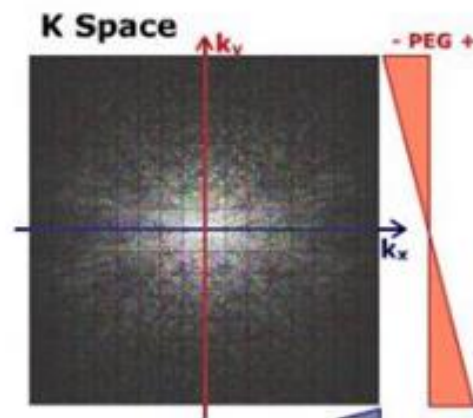
K-space is the Fourier transform of the MR image.

מרחב K מייצג את המטריצה , שבו נשמרים הנתונים לפני התמרת פורייה .  
מרחב K מוגדר על ידי המרחב שמכוסה בנתוני קידוד הפאזה והתדירות .  
הקשר בין מרחב K לתמונה הוא התמרת פורייה .  
נקודה במטריצת הנתונים הגולמית אינה מתאימה לנקודה במטריצת התמונה.

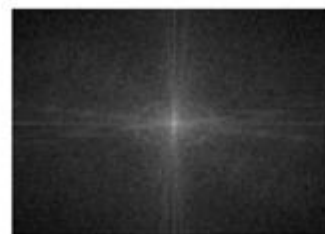




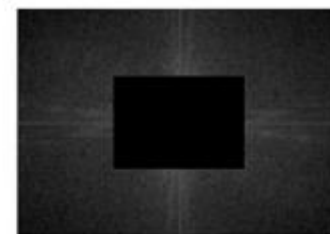
signals in K-space



מרכז מרחב K



מרחב K מלא

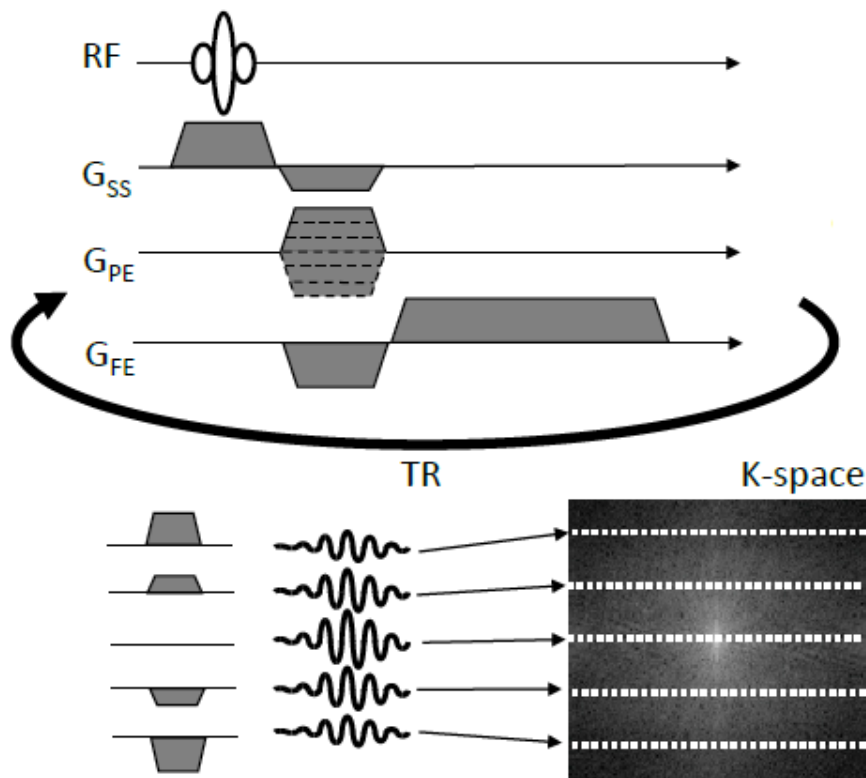


הפריפריה של מרחב K

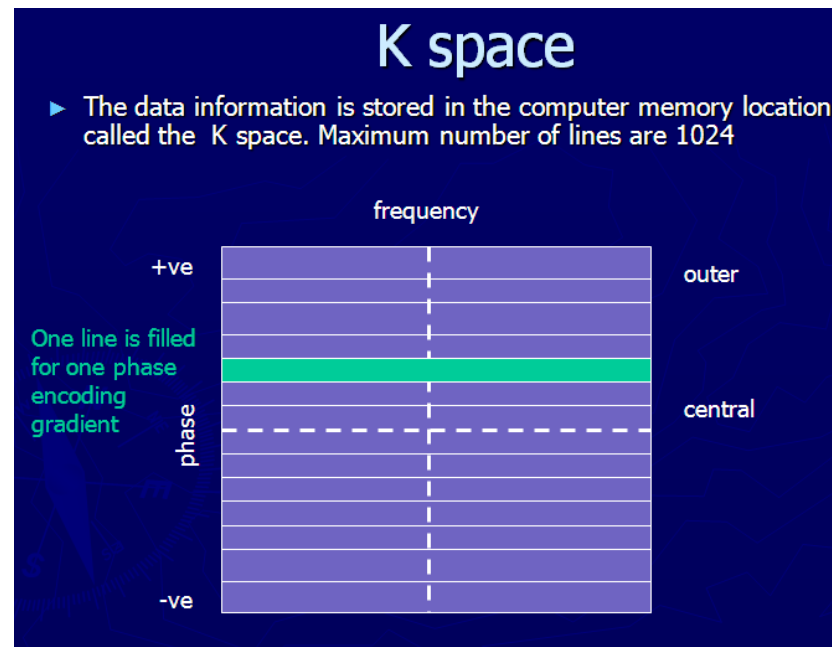


המידע שבמרכז מרחב K קובע בעיקר את הקונטרסט של התמונה והוא מתקבל ע"י גרדיאנט קידוד פאזה רדוד שיפוע רדוד גורם לשינויי פאזה קטנים, לכן לסיגנל המתקבל יש אמפליטודת סיגנל גבוהה שתורמת במידה רבה לסיגנל ולקונטרסט של התמונה

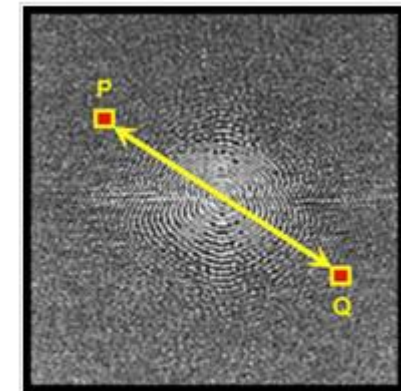
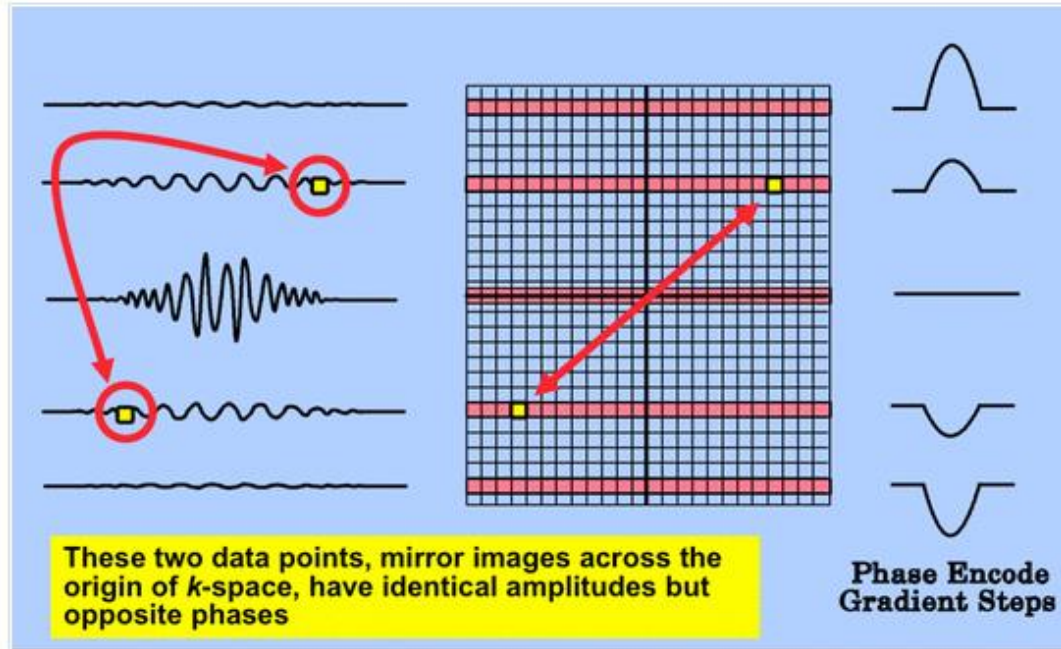
המידע שבפריפריה קובע את הרזולוציה. המידע שבפריפריה מתקבל ע"י שיפוע גרדיאנט פאזה תלול שגורם לשינויי פאזה גדולים ולכן לסיגנל המתקבל יש אמפליטודה נמוכה, שינויי פאזה גדולים משמעותם ששתי נקודות קרובות בנבדק יש להן הבדלי פאזה ולכן ניתן להבדיל ביניהן.



Phase encoding gradient determines which line of k-space is filled



מידת השינוי בפאזה ע"י גרדיאנט מקודד הפאזה קובעת איזה שורה מתמלאת במרחב K. בכל פאזה מתמלאת שורה במרחב K. המספר המקסימאלי של השורות הוא 1024



Conjugate symmetry of P and Q. If the data for one is known, the other can be calculated.

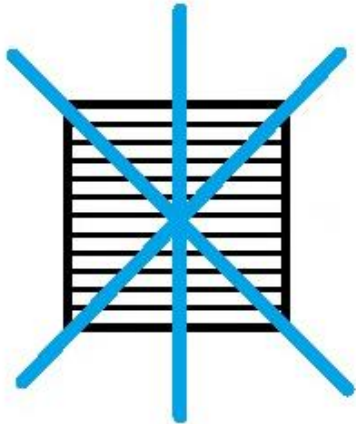
Conjugate (Hermitian) symmetry of  $k$ -space. Mirror image locations across the origin of  $k$ -space have real components of the same sign but imaginary components of the opposite sign.

מרחב  $K$  סימטרי , החלק התחתון הוא כמו מראה לחלק העליון וצד שמאל כמו מראה לצד ימין

# שיטות למילוי מרחב K

## Radial

K space Filling



מילוי מרחב K בצורה  
רדיאלית משמש להפחתת  
תנועה

## Elliptical

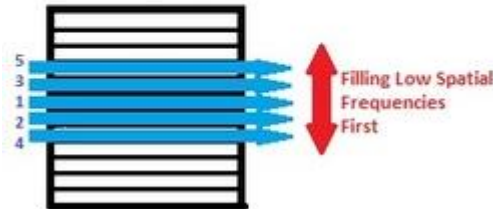
K space Filling



בשיטה זו מתחילים  
מהמרכז ואל הפריפריה  
בצורה ספירלית ושיטה זו  
מתאימה גם לאנגיו עם  
חומר ניגוד

## Centric

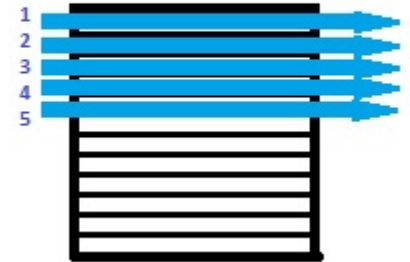
K space Filling



בשיטה זו ממלאים את מרכז  
מרחב K בהתחלה וממשיכים  
לקצוות וזו שיטה מתאימה  
לרצפי אנגיו עם חומר ניגוד כי  
חשוב לנו הקונטרסט

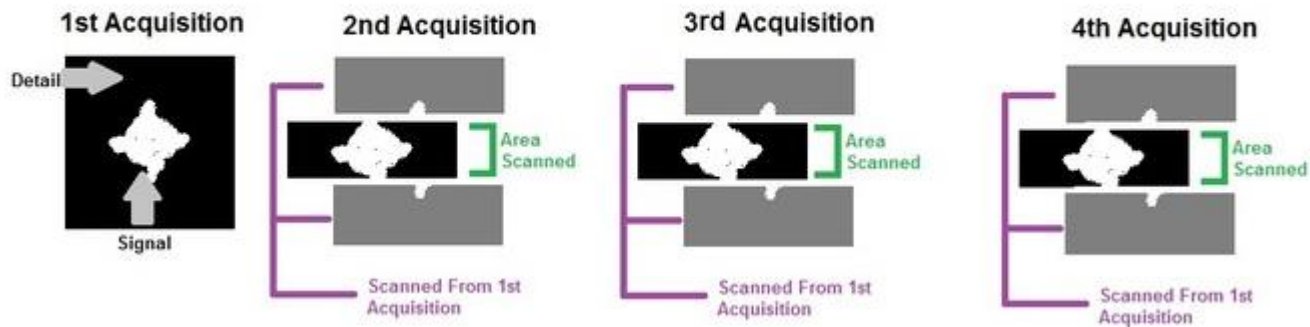
## Linear

K space Filling



זוהי שיטת סטנדרטית למילוי מרחב  
K שבה מתמלאת שורה שורה  
מקצה לקצה עד מילוי מרחב K

## Keyhole K space Filling



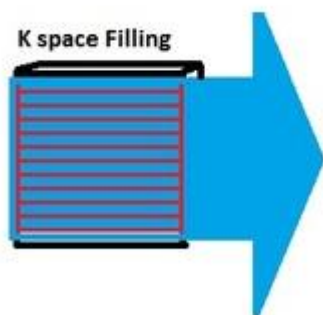
שיטה זו משמשת להדמיה דינמית שבה רוכשים תמונה לפני הזרקת חומר ניגוד עם מלוא מרחב K ולאחר הזרקת חומר  
הניגוד רוכשים רק את המרכז, משמעות הדבר שאנו אוספים מספר רב של פעמים אותה תמונה כשחומר הניגוד נכנס  
ויוצא מהרקמה וזה מאפשר לנו לראות תגובת הרקמה לחומר הניגוד לאורך זמן. ולבסוף מוסיפים את התמונה שנרכשה  
לפני מתן החומר עם התמונות שאחרי, זה מיועד לסריקות מהירות עם רזולוציה גבוהה

## 2D Sequential



רכישת נתונים רציפה 2D כרוכה במילוי שורה אחת של מרחב  $k$  בחתך הראשון, ולאחר מכן עוברת למרחב  $k$  הבא בחתך השני ומילוי שורה אחת וכן הלאה, ולאחר מילוי שורה ראשונה בכל החתכים ממלאים שורה שנייה באותה צורה וכן הלאה.

## 3D Volumetric



רכישת נתונים נפחית 3D כרוכה בעירור בנפח של רקמה והפרדת החתכים.

## Partial Echo

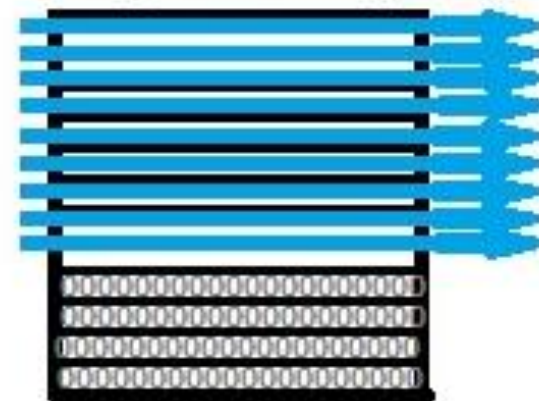
### K space Filling



הד חלקי היא טכניקה דומה למחצית פורייה. זו טכניקה שמאפשרת לקצר את זמן הסריקה על ידי מילוי רק מחצית וקצת ממרחב  $k$  בכיוון התדר. מאחר שצד ימין וצד שמאל של מרחב  $k$  הם תמונות ראי של אחד לשני.

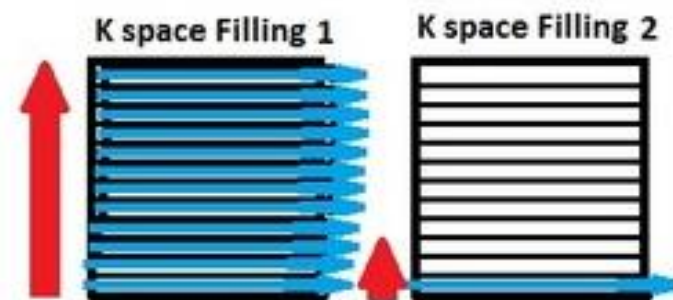
## Half Fourier/ Partial Fourier

### K space Filling



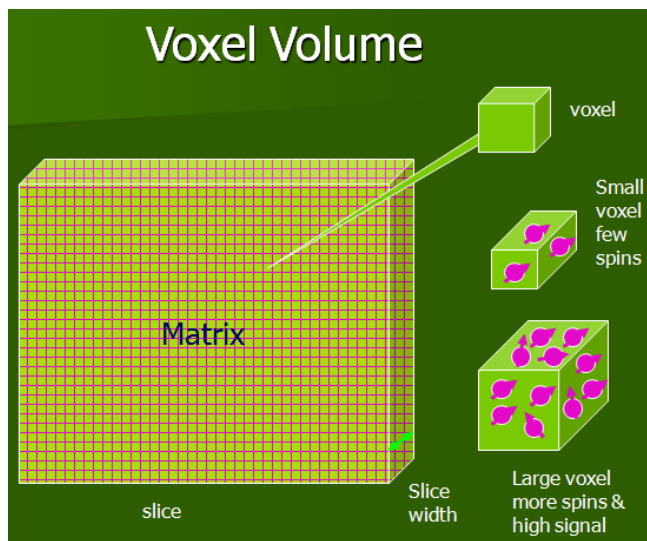
מחצית פורייה היא טכניקה שבה אנחנו יכולים לקצר את זמן הסריקה שלנו על ידי מילוי רק מחצית וקצת ממרחב  $k$  בכיוון קידוד הפאזה. החצי השני של מרחב  $k$  מחושב אז מהנתונים האלה. משום שהמחצית העליונה והתחתונה של מרחב  $k$ , תמונת מראה של אחד לשני עם קטבים שונים.

## 2D Volumetric

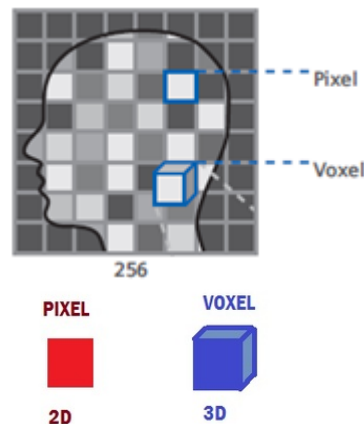


רכישת נתונים נפחית 2D כרוכה במילוי מרחב  $k$  שלם אחד, לפני שעוברת למרחב  $k$  הבא.





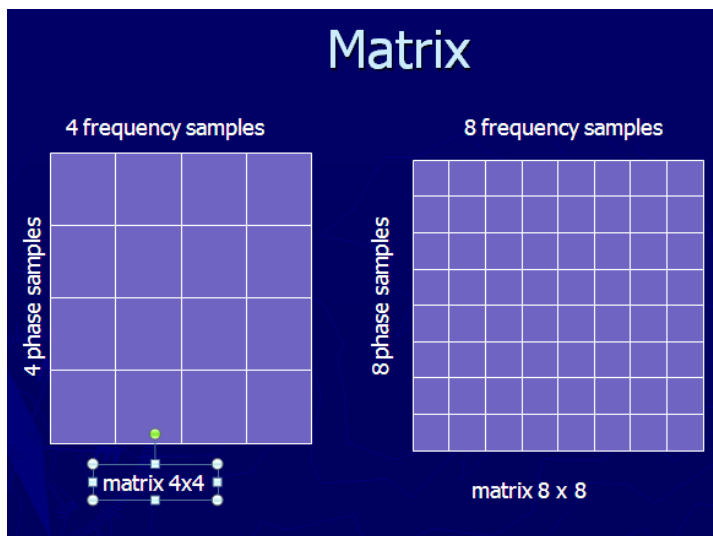
הפיקסל Pixel הוא אלמנט תמונה, Picture Element, אלמנט דו ממדי הקטן ביותר של התמונה



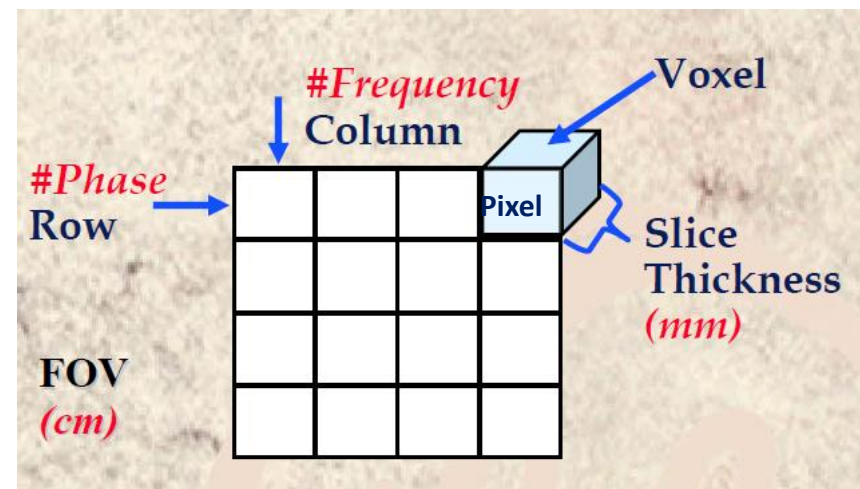
הווקסל Voxel הוא אלמנט נפח Volume Element (ווקסל = פיקסל תלת-מימדי)



גודל השדה המצולם נקרא Field Of View (FOV) והוא המרחק (בסנטימטר או מ"מ) שעל פניו תמונת ה-MRI נרכשת או מוצגת ה-FOV מחולק לפיקסלים

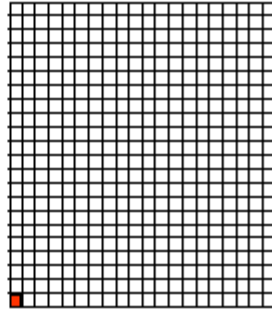
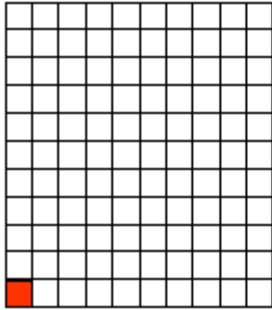


ערך קידוד הפאזה קובע כמה פיקסלים בכל עמודה וערך קידוד התדירות קובע כמה פיקסלים בכל שורה. ערך הפאזה לעולם לא יכול להיות גדול יותר מערך התדירות

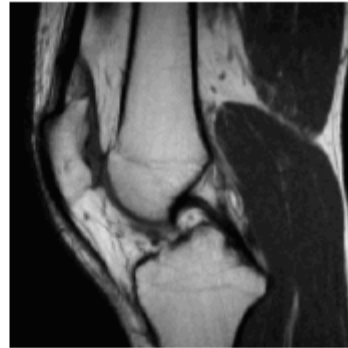


מספר הפיקסלים שורות ועמודות נקרא מטריצה Matrix, מטריצת התמונה משמשת לתיאור ריבועים \ קוביות (פיקסלים \ ווקסלים) של המידע בתמונה.



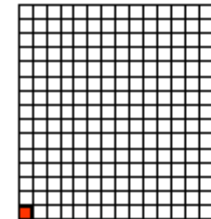


MX 32 x 256

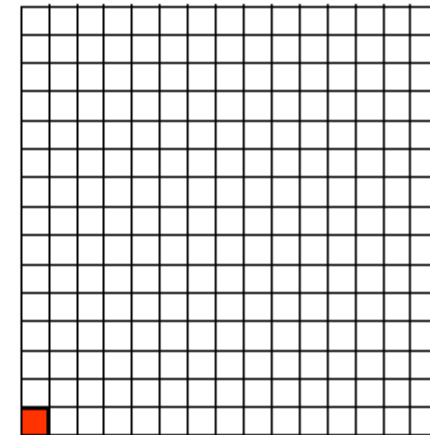


MX 256 x 256

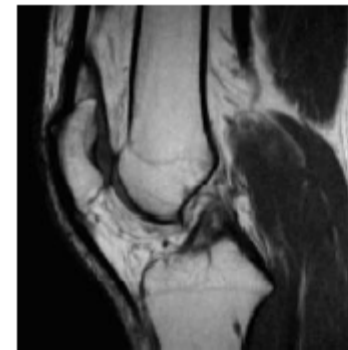
הגדלת המטריצה בכל כיוון מקטינה את הווקסל וכתוצאה מכך הרזולוציה גדלה, הסיגנל פוחת, כי בווקסל קטן יש פחות פרוטונים והגדלת המטריצה בכיוון הפאזה מאריכה את זמן הסריקה. התמונה מצד ימין עם מטריצה גבוהה יותר בכיוון הפאזה ולכן היא חדה יותר בהשוואה לתמונה מצד שמאל אבל זמן הסריקה ארוך יותר



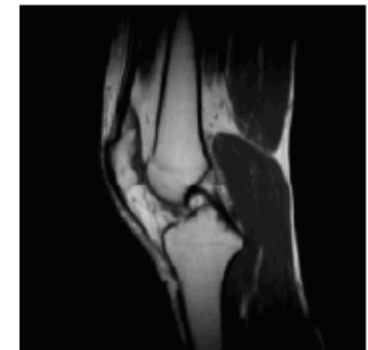
FOV 10  
MX 256 x 256



FOV 25  
MX 256 x 256



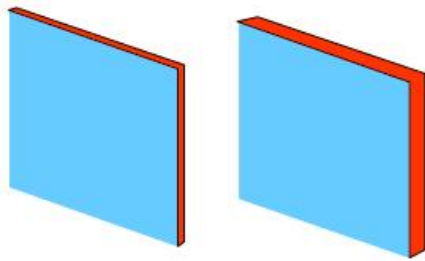
FOV 10 cm



FOV 25 cm

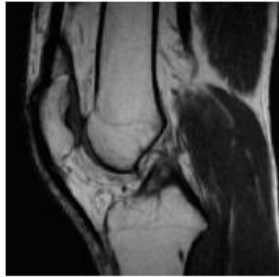
גודל המטריצה הוא מספר השורות מוכפלות במספר העמודות. מטריצה 256x256 מורכבת מ-256 שורות ו-256 עמודות

הרזולוציה Resolution היא פונקציה של עובי החתך, גודל המטריצה וגודל השדה, ככל שעובי החתך קטן יותר, גודל השדה קטן יותר והמטריצה גבוהה הרזולוציה גבוהה יותר

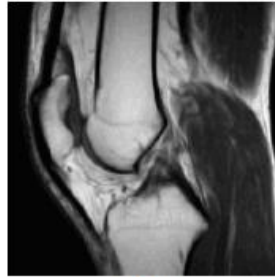


ST 5 mm

ST 10 mm

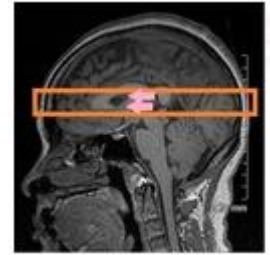
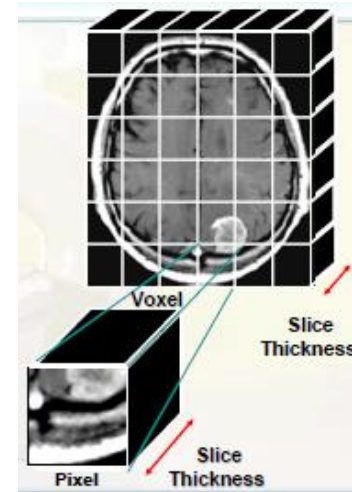
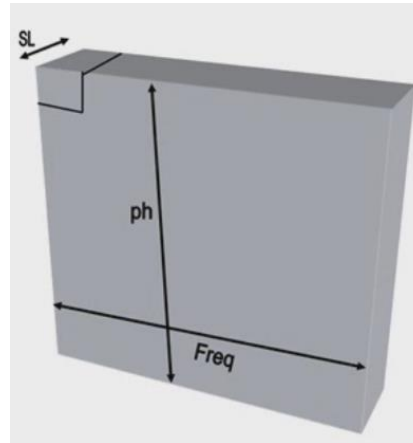


ST 5

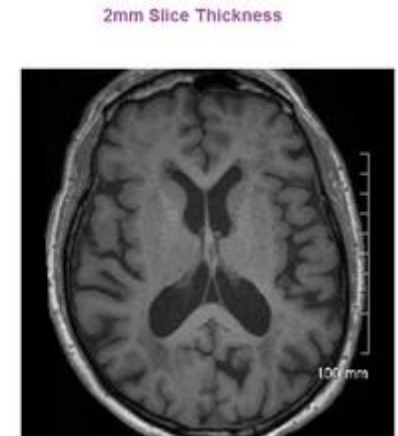


ST 10

עובי החתך משפיע על הסיגנל כמו כן על החדות של התמונה  
ע"י שינוי עובי חתך מ- 10 ל- 5 מ"מ מאבדים 50% סיגנל  
הגדלת עובי החתך גורמת להגדלת הווקסל לכן יותר  
פרוטונים תורמים לסיגנל, להפחתת הרזולוציה. ולכן  
התמונה שלצד ימין יש יותר סיגנל אבל פחות חדות



עומק החתך נקרא עובי החתך  
Slice Thickness

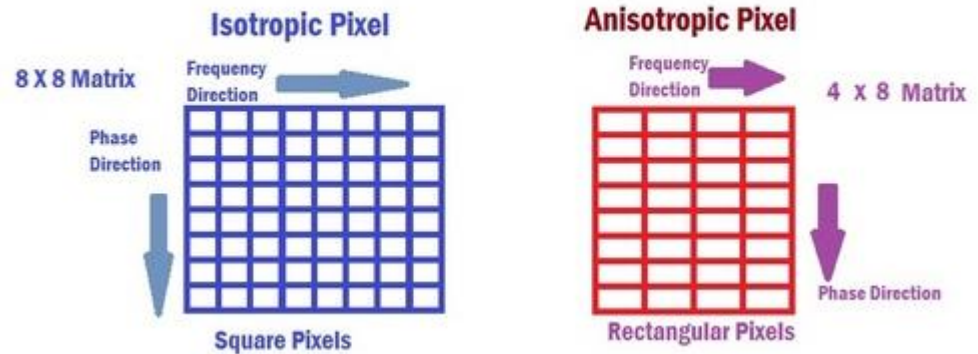


על ידי הגדלת עובי החתך, רקמות רבות ומסוגים שונים יכנסו  
לתמונה הדו ממדית וזה יכול לגרום לטשטוש התמונה הידוע כ-  
partial voluming

Voxel volume =

$\frac{FOV}{\text{phase}} \times \frac{FOV}{\text{freq}} \times \text{slice}$

Isotropic voxels occur when all sides (height, width, depth) are equal.



אם ערך קידוד הפאזה שווה לערך קידוד התדירות נקבל פיקסל ריבועי isotropic pixel ואם לא , נקבל פיקסל מלבני Anisotropic pixel

ניתן לחשב את גודל הפיקסל ע"י  $\text{Pixel size} = FOV / \text{frequency} / \text{phase value}$

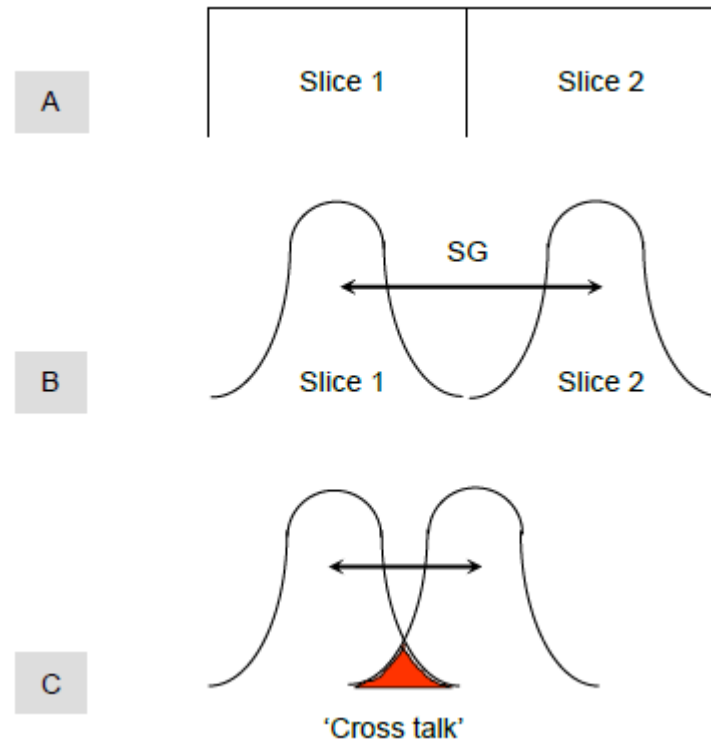
למשל :  $\text{Frequency}=256, \text{Phase}=192, \text{FOV}=200$

$200/256 = \text{Frequency direction}$       $200/192 = \text{Phase direction}$

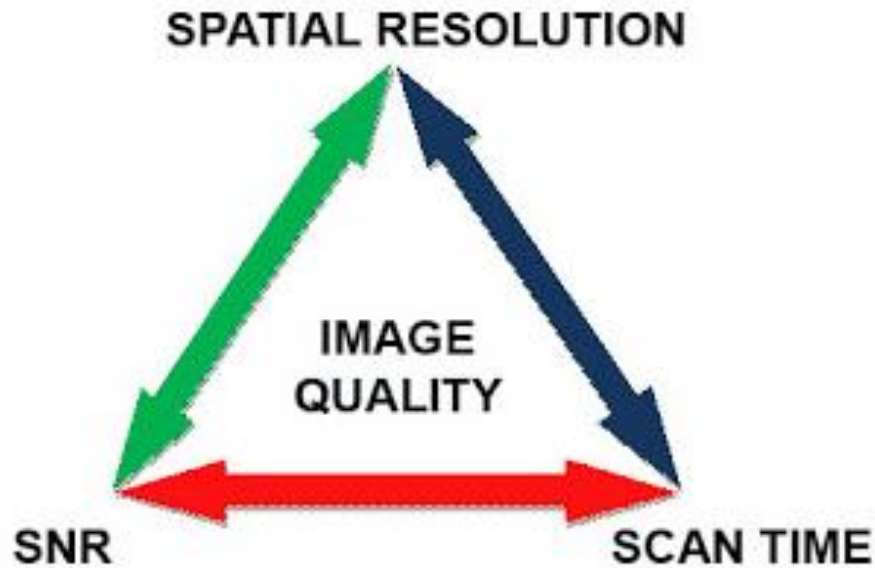
זה מייצר פיקסל מלבני  $78\text{mm} \times 1.04\text{mm}$

אבל אם נניח שיש לנו :  $\text{Frequency}=256, \text{Phase}=256, \text{FOV}=200$

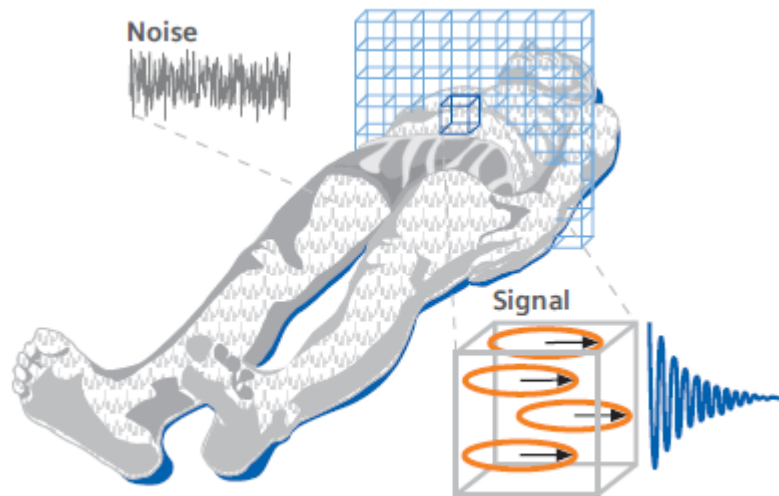
זה מייצר לנו פיקסל ריבועי  $78\text{mm} \times 78\text{mm}$ . ואם נדאג שעובי החתך יהיה גם  $78\text{mm}$ . נקבל ווקסל איזוטרופי isotropic voxel



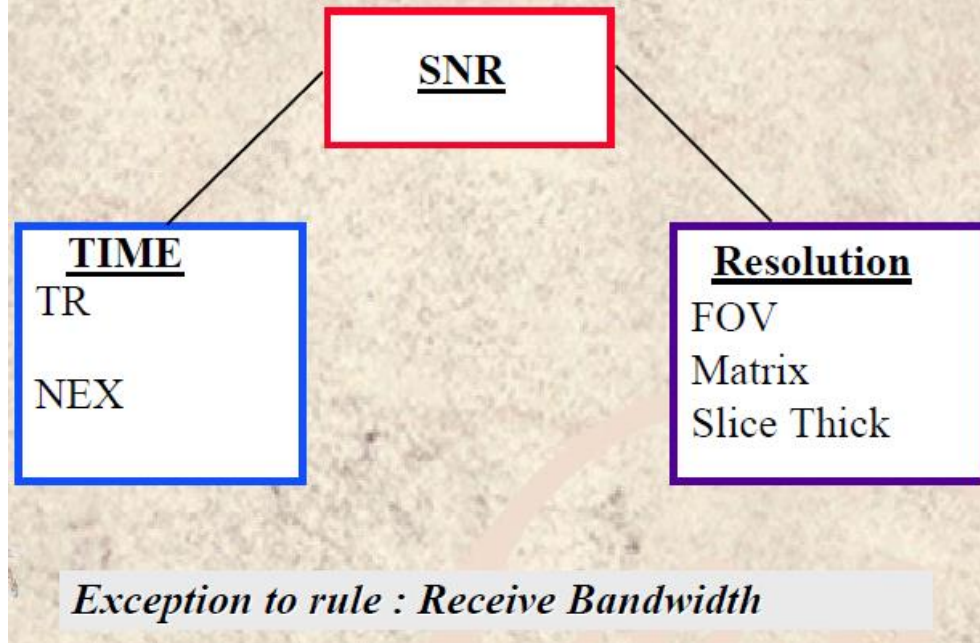
Slice gap מתאר את כמות השטח בין החתכים. בעולם אידיאלי לפולס ה-RF שמייצר את החתך, ה-Slice Profile, פרופיל החתך מושלם שמבטיח חתכים רציפים ללא פער ביניהם כמו ב-A. בעולם האמיתי פרופיל החתך כמו שמוצג ב-B ישנו פער בין החתכים ועל מנת למזער את הפער הפרופילים של החתכים צריכים להתקרב זה לזה וזה אפשרי, הבעיה שזה יוצר שטח חופף הידוע כ-Cross Talk כמו ב-C ועל מנת למזער את ה-Cross Talk חייב להיות פער בין החתכים. ישנן דרכים אחרות לסרוק ללא פער, דרך אחת לסרוק בשיטת Interleave שבה נסרקים בהתחלה החתכים האי זוגיים ואחר כך החתכים הזוגיים, דרך אחרת לסרוק בתלת מימד.



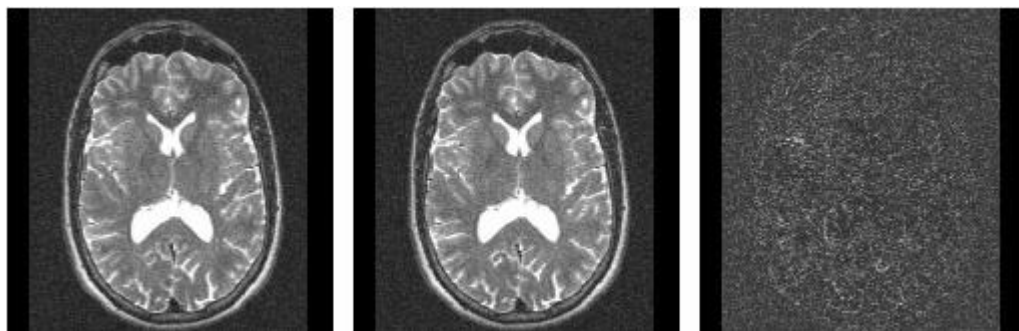
תמונה איכותית מושגת ע"י הגדלת SNR ע"י הגדלת מספר המיצועים אבל משלמים על זה בזמן . דרך אחרת היא ע"י הגדלת הווקסל אבל משלמים ברזולוציה .  
אין ארוחות חנם , שינוי פרמטר אחד משפיע על פרמטר אחר . אנחנו צריכים לאזן בין שלושת הפרמטרים ולקבל תמונה טובה עם רזולוציה מספקת וזמן סביר . יש לזכור שזמן סריקה ארוך מגביר את הפוטנציאל לארטיפקט תנועה Motion Artifact .



## Signal to Noise Ratio

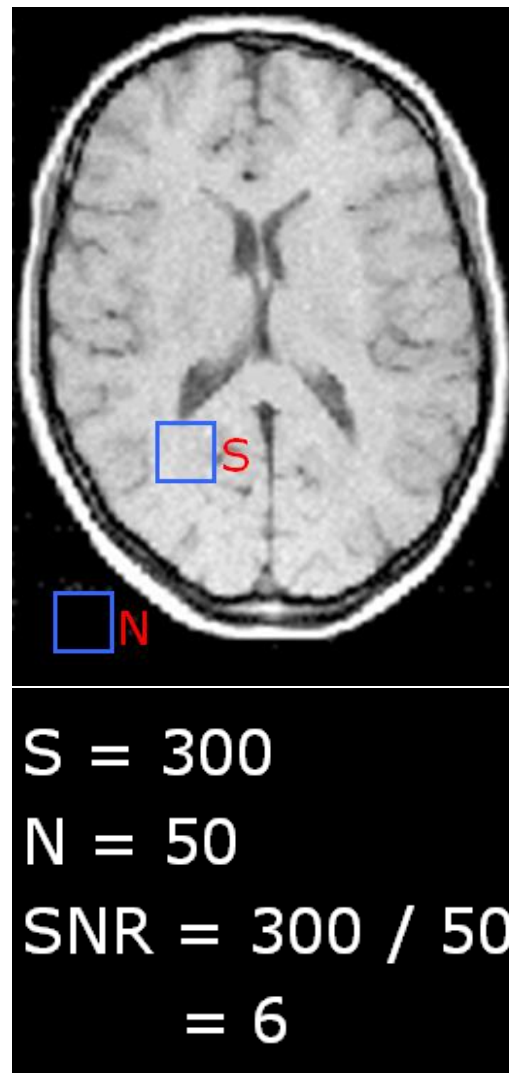
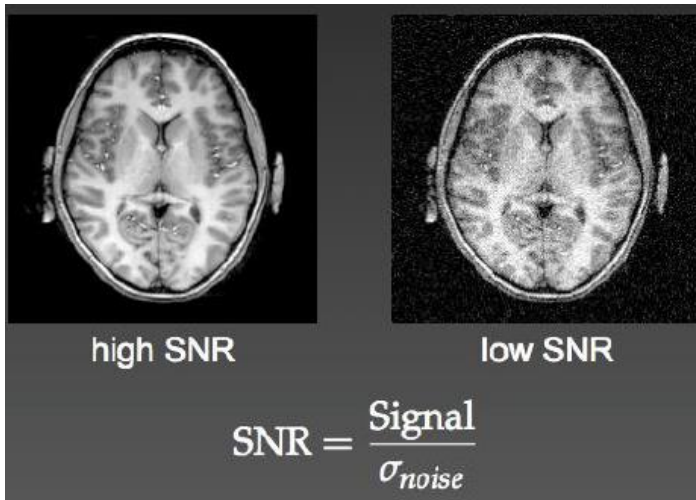


רעש הוא דבר לא רצוי בתמונה שגורם לתמונה רועשת שיכול להיווצר מכמה סיבות כמו מהנבדק עצמו ( פליטת RF בגלל תנועה תרמית ) , בגלל האלקטרוניקה של המכשיר והסביבה . יחס אות לרעש נמדד ע"י חישוב ההפרש בעוצמת האות בין איזור העניין והרקע.



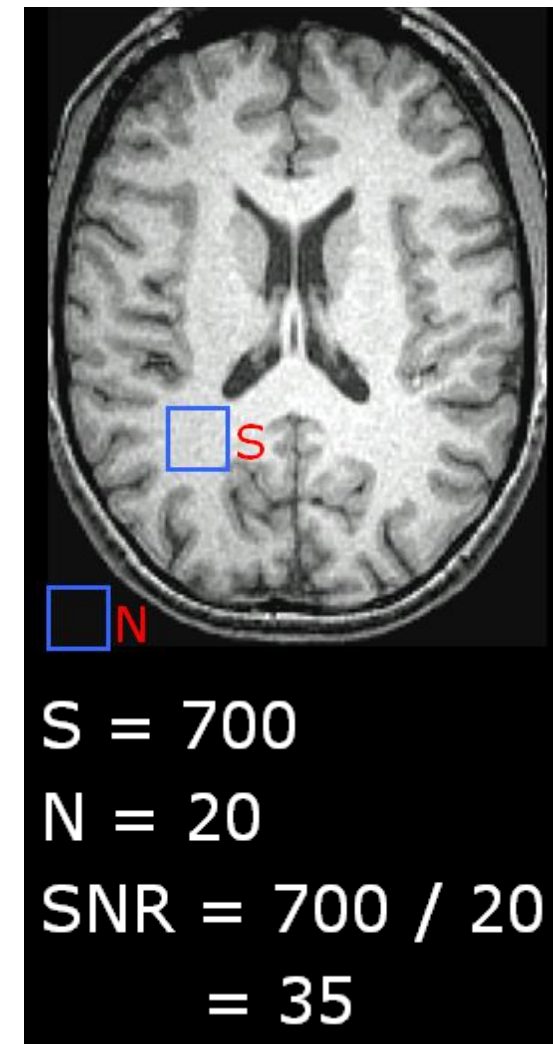
שתי התמונות משמאל נרכשו באותה הדרך ולאחר מכן הוחסרו אחת מהשנייה ומה שנותר זה רעש הרקע



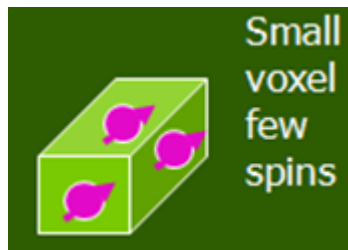
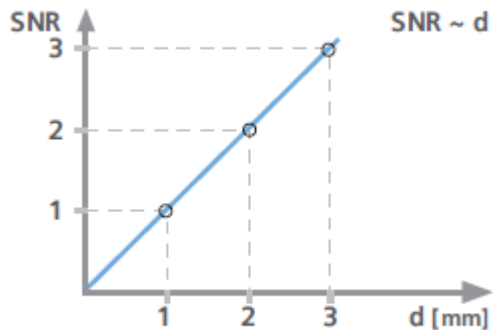


Mean Signal

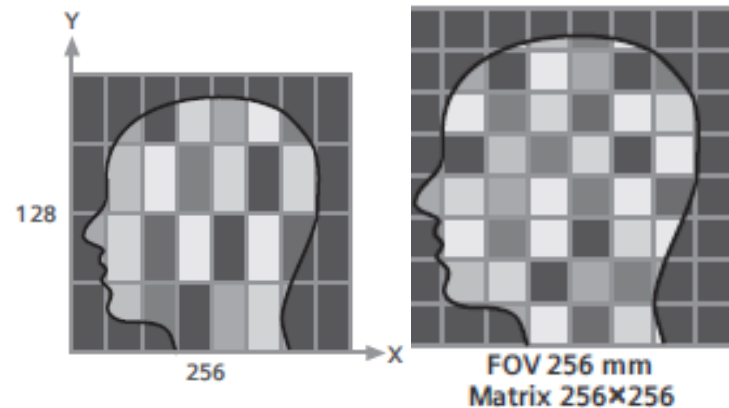
Standard Deviation of Background Noise



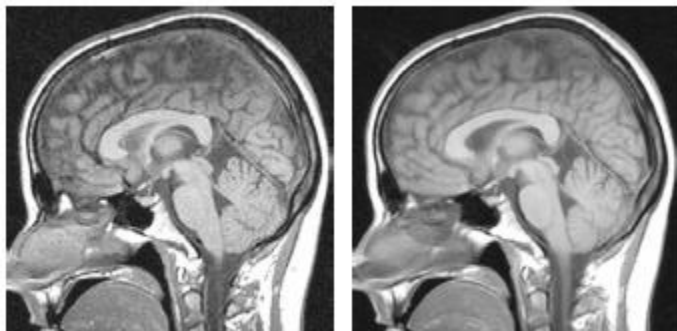
SNR קובע כמה מגורענת תהיה התמונה . כלל שה- SNR נמוך ככל שהתמונה מגורענת יותר . SNR מחושב ע"י חישוב היחס בין הסיגנל באזור העניין בתמונה לסיגנל שברקע . כל סיגנל ברקע אמור להיות רעש



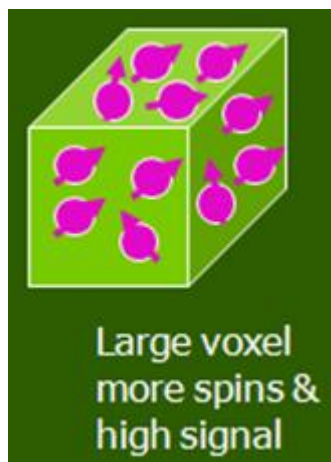
ווקסל קטן מעט ספינים  
, סיגנל חלש



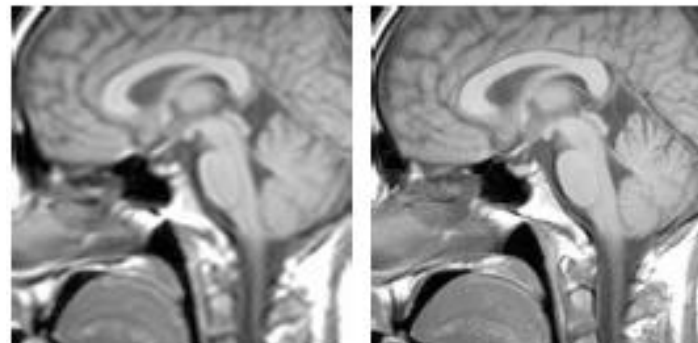
יחס האות לרעש עומד ביחס ישר לגודל הווקסל



התמונה הימנית עבה פי שלוש מהשמאלית והתוצאה  
פי שלוש פעמים ביחס אות לרעש

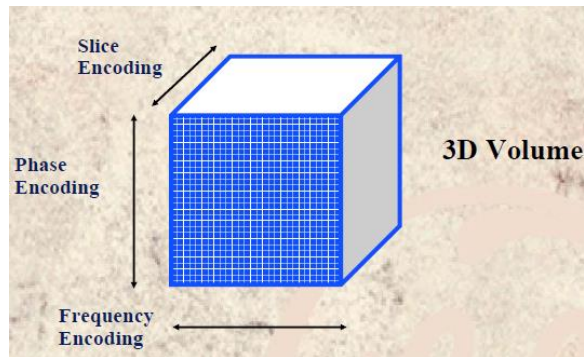
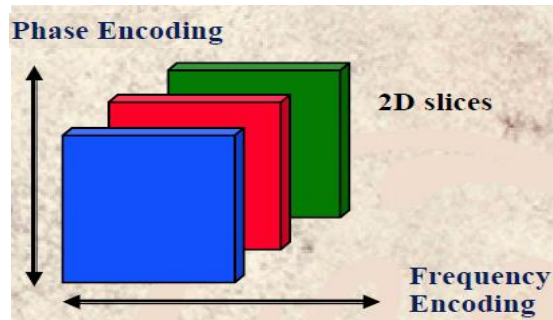
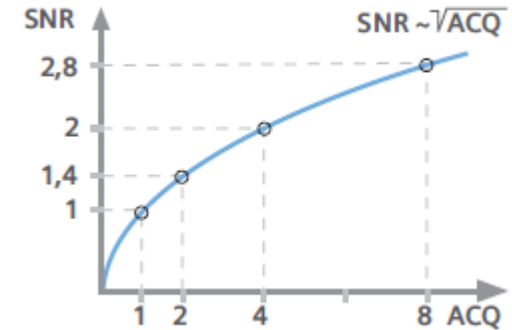
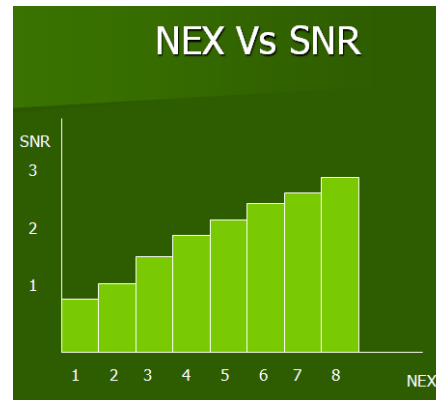
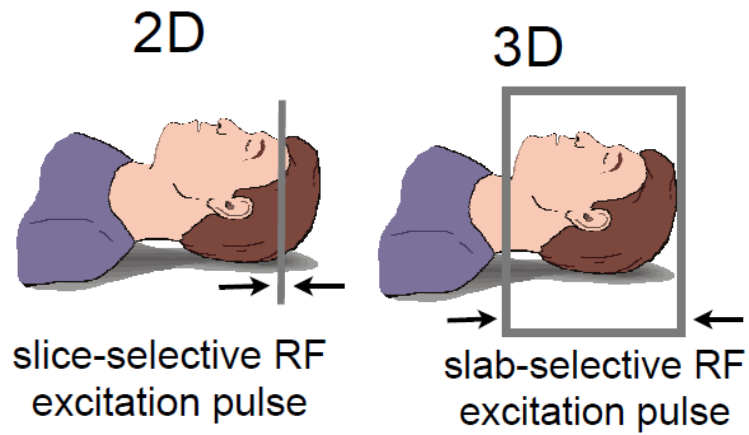


ווקסל גדול, הרבה  
ספינים, סיגנל חזק

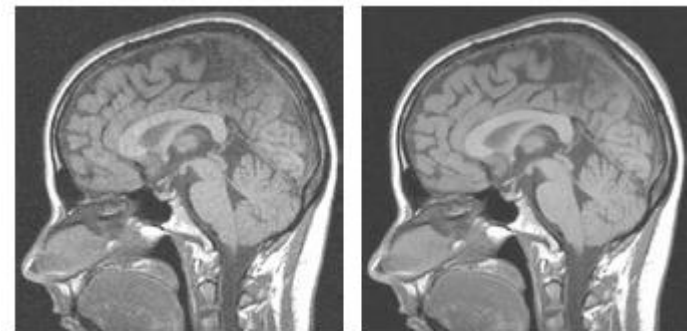


גודל המטריצה לא רק קובע את הרזולוציה אלא גם משפיע  
על יחס האות לרעש. ככל שהווקסל קטן יותר הרזולוציה  
גבוהה יותר אך יחס אות לרעש קטן יותר.  
התמונה מצד שמאל עם מטריצה 128 ו-SNR גבוה לעומת  
הימנית עם מטריצה 256, רזולוציה גבוהה יותר אך SNR  
נמוך יותר

כל פרמטר שמשנה את הווקסל משנה SNR

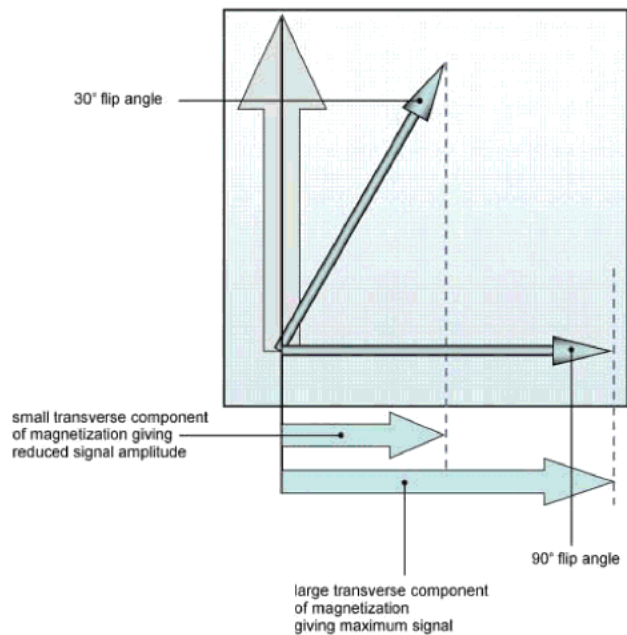


יחס האות לרעש פרופורציונלי לשורש המיצועים , Averages  
החסרון שהזמן עולה פרופורציונלית למיצועים

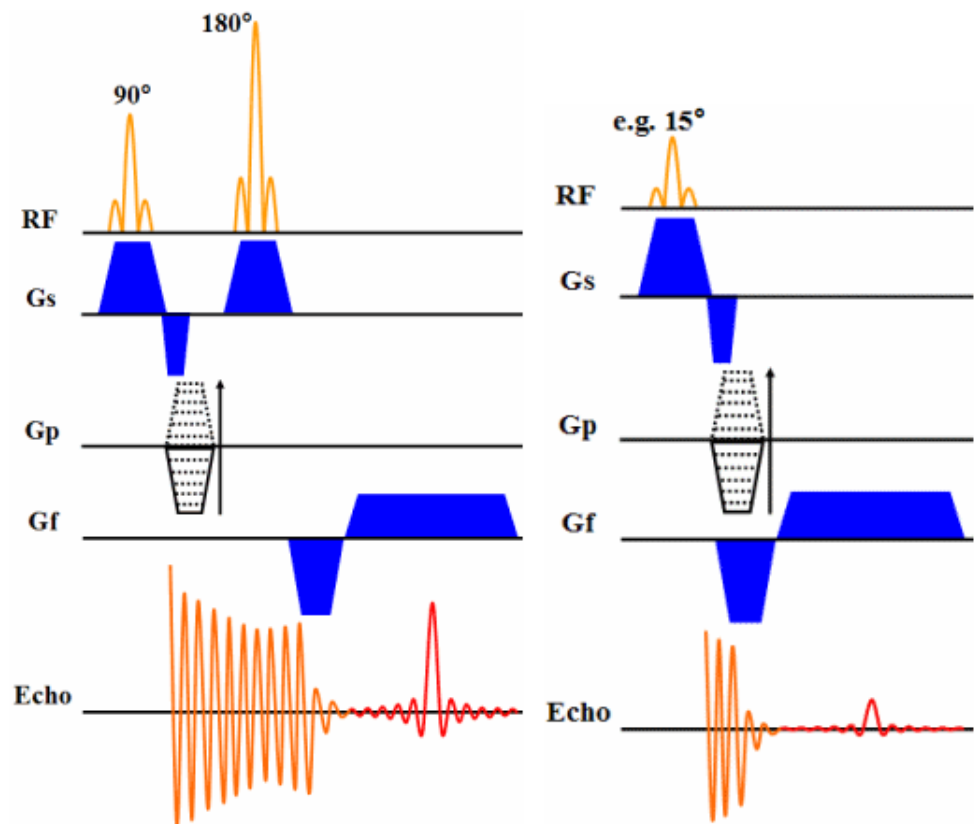


התמונה הימנית עם 4 מיצועים לעומת  
השמאלית שעם מיצוע 1 ולכן הסיגנל פי 2

ב- 3D בכל TR הסיגנל מגיע מכל הנפח ולא מחתך בודד  
ולכן יותר סיגנל נמדד ופחות רעש

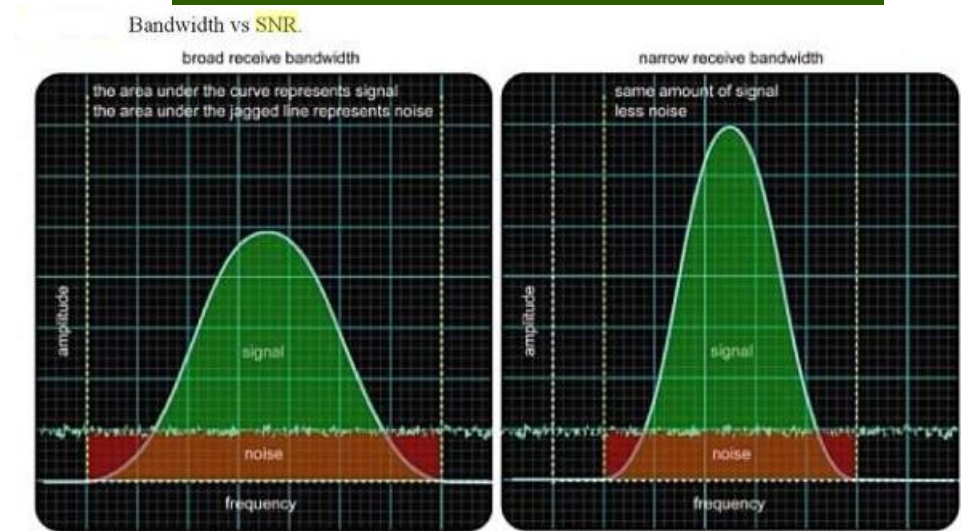
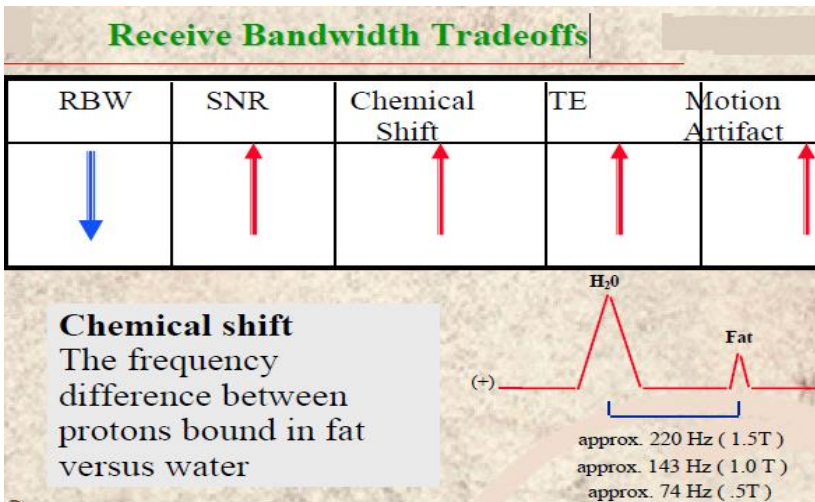
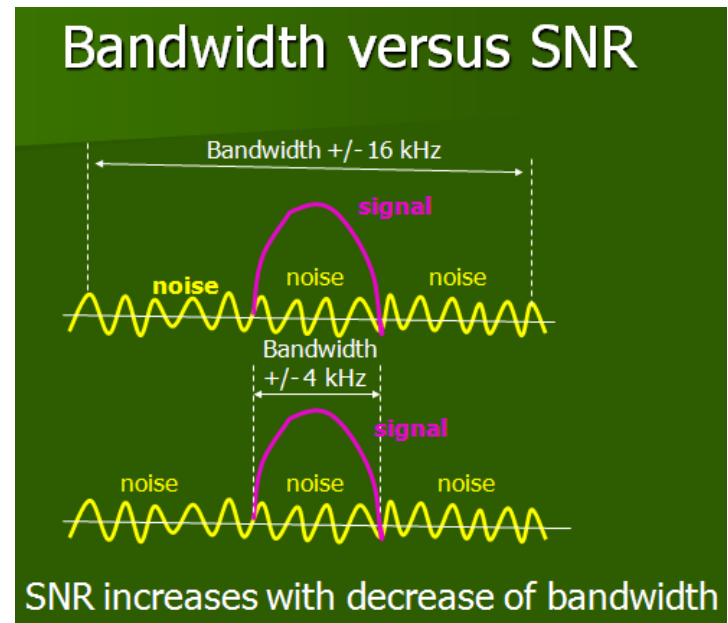
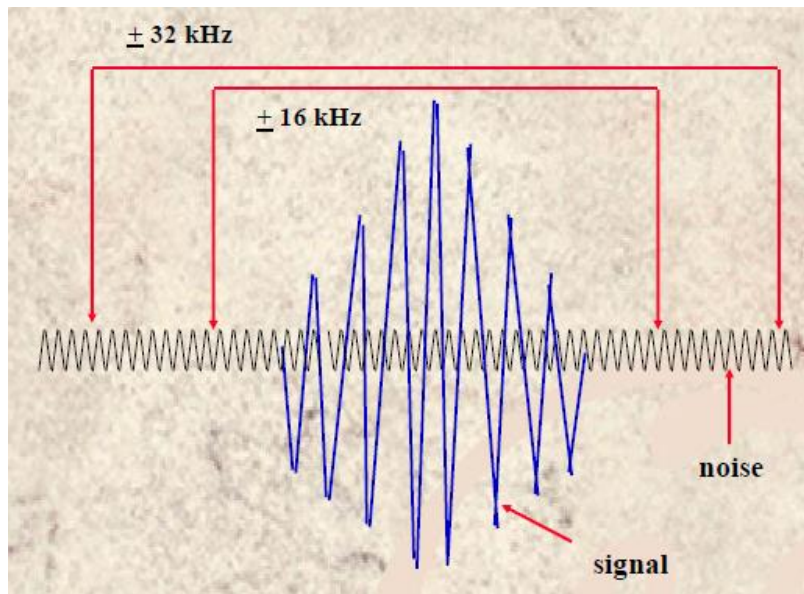


זזית 90 מייצרת יותר סיגנל מאשר זזית 30



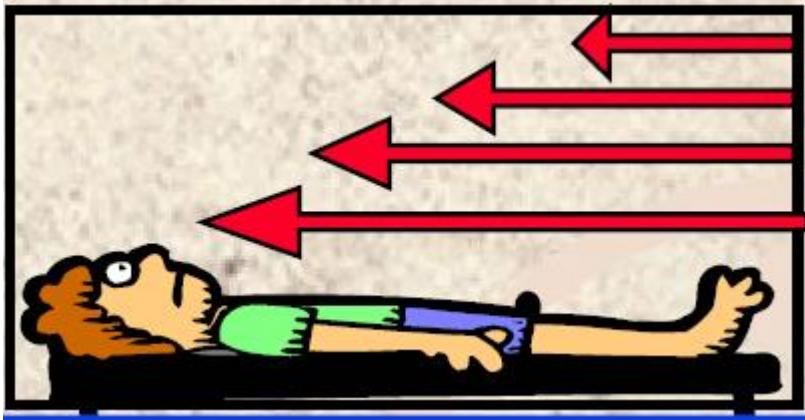
בספין אקו יש פולס 90 ( בגרדיאנט אקו פחות מ- 90 ) ובספין אקו יש פולס 180 שמכניס את הספינים לפאזה מחדש לעומת זאת בגרדיאנט אקו אין פולס 180 ולכן הסיגנל בספין אקו חזק יותר



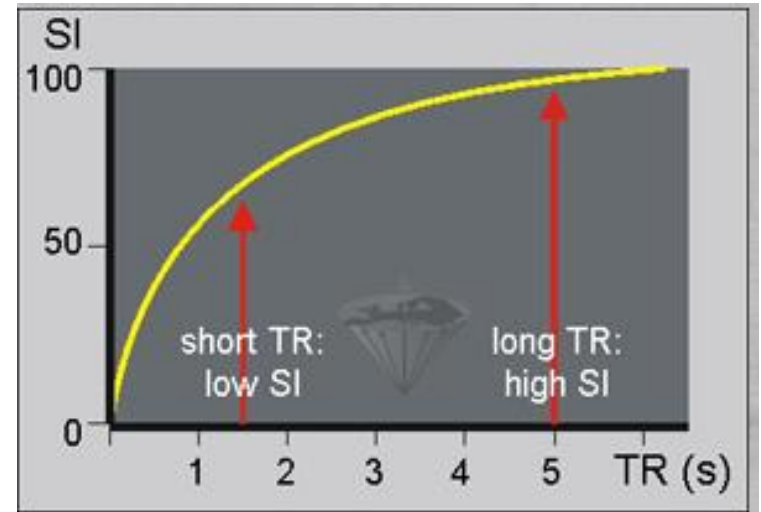


זה טווח התדרים שנדגם במהלך קריאת הסיגנל , צמצום רוחב הפס מוריד את הרעש ביחס לסיגנל אך מעלה TE ואת ההיסט הכימי

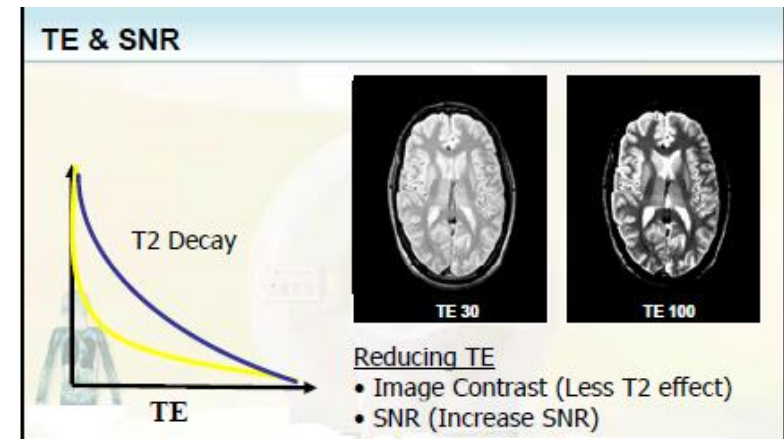
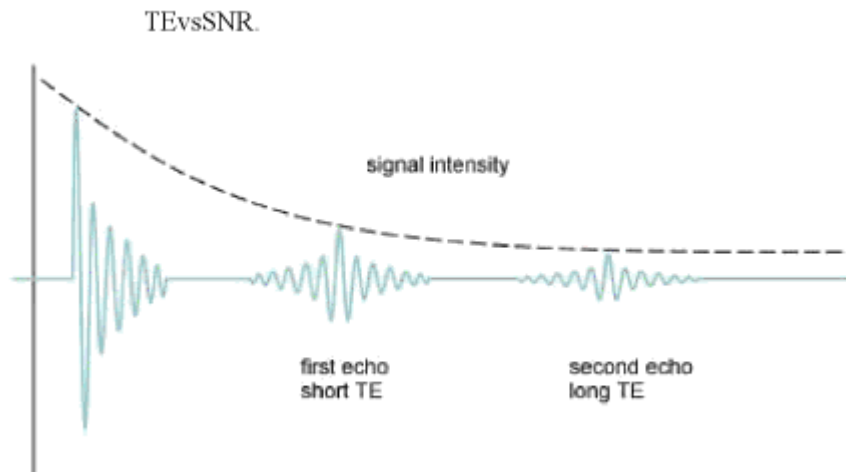
Chemical Shift



כלל שעוצמת המגנט חזקה יותר ככל שיש יותר פרוטונים בכיוון השדה המגנטי מה שמייצר יותר סיגנל

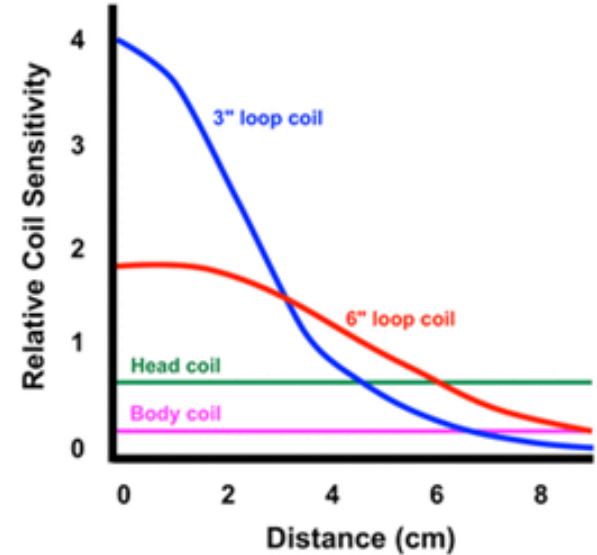
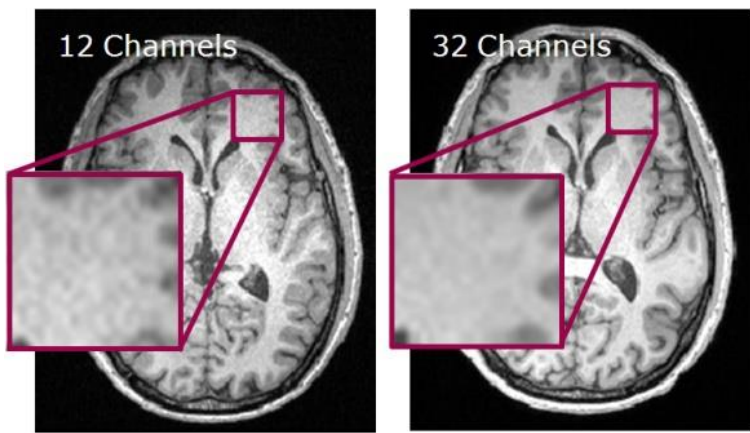


כלל שה-TR ארוך יותר, המגנטיזציה האורכית מתאוששת יותר ולכן יותר פרוטונים יוטו למישור הרחבי עם הפולס הבא והמשמעות סיגנל חזק יותר



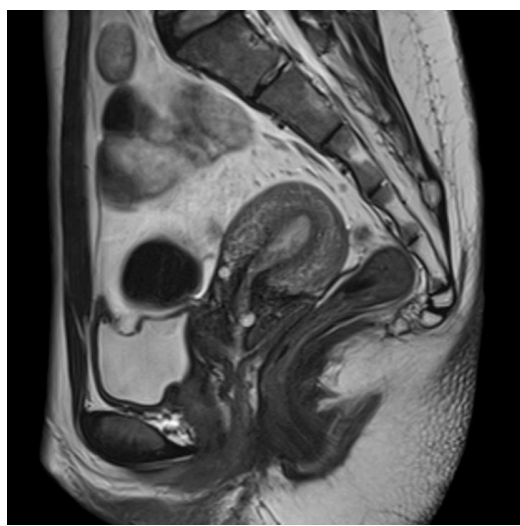
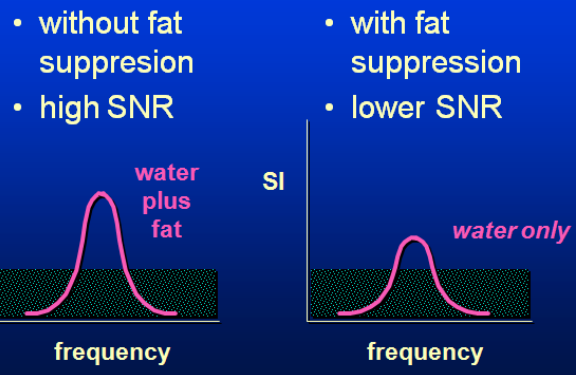
SNR עומד ביחס הפוך ל-TE כי ככל שעובר זמן יש יותר Dephasing. החסרון ב-TE קצר פחות T2





יחס אות לרעש לסלילים בגדלים שונים. SNR של סלילי משטח גבוהה יותר משל סלילים אחרים אך הרגישות שלהם נופלת באופן משמעותי עם עלייה בעומק מפני השטח. באופן כללי ככל שהסליל מקיף וקרוב יותר לאנטומיה המצולמת ה-SNR עולה. כמו כן ככל שיש יותר ערוצים SNR עולה.

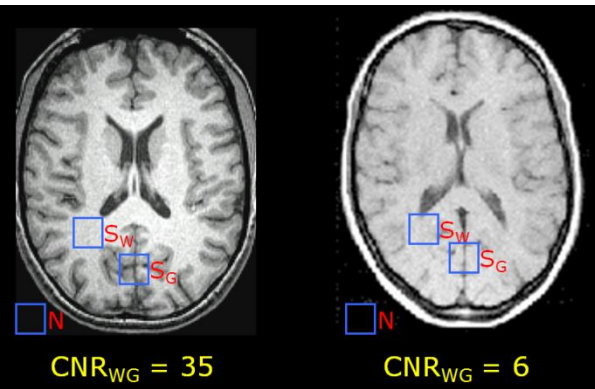
## Fat Suppression



לתמונה בלי החסרת שומן יש יותר SNR

אזורים עם צפיפות פרוטונים נמוכה מייצרים סיגנל חלש  
לעומת אזורים עם צפיפות פרוטונים גבוהה

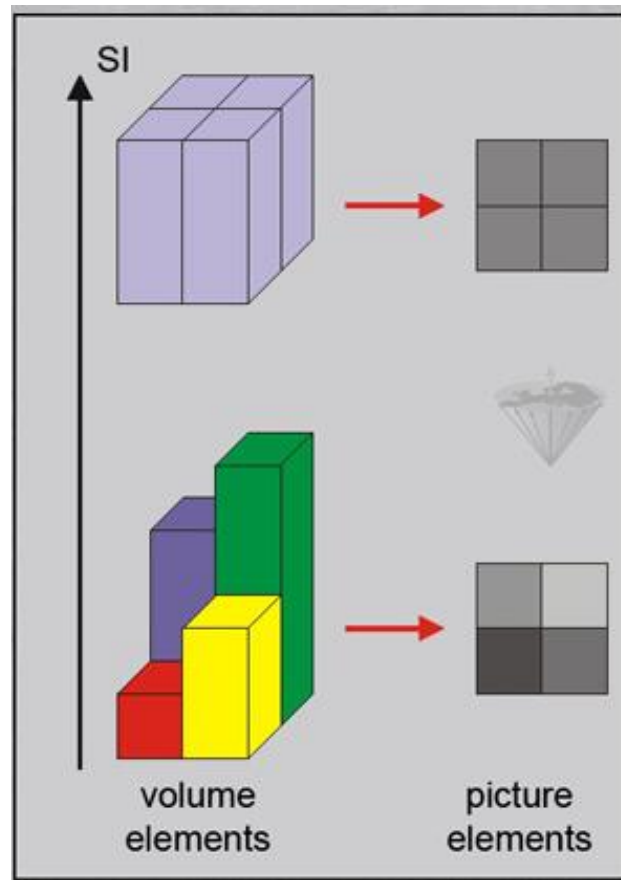
# Contrast To Noise



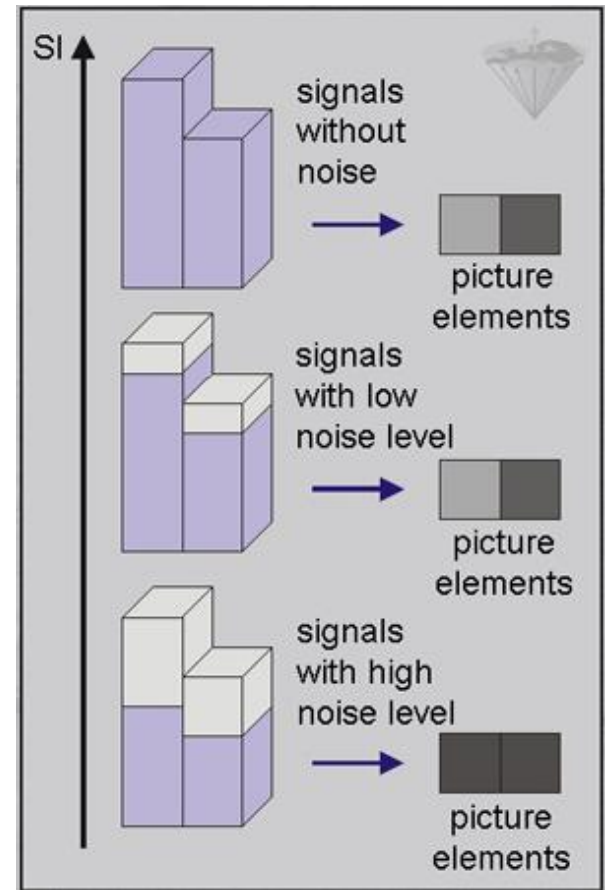
בעוד ה SNR הוא פרמטר חשוב במיוחד , הוא לא החשוב ביותר , Contrast To Noise (CNR) , הוא הפרמטר החשוב ביותר . CNR הוא הפרש SNR בין שתי רקמות . CNR חשוב מאד כי הוא שמאפשר להבחין בין הרקמות השונות ובין רקמה נורמלית לפתולוגית .



מצד אחד רוצים SNR גבוה אבל לא מעוניינים בסיגל גבוה מכל הרקמות כמו התמונה העליונה משמאל ולא רוצים סיגל חלש כמו תמונה עליונה מימין . אנחנו צריכים תמונה עם קונטרסט בין הרקמות כמו התמונה התחתונה הגורמים שמשיפיעים ע SNR משפיעים על CNR.



אם אין הבדלי סיגל בין שני פיקסלים שכנים לא ניתן להבחין ביניהם ולא קיים קונטרסט ביניהם , ככל שיש הבדל בעוצמת הסיגל בין שני הפיקסלים , הקונטרסט טוב יותר . במקרה הראשון יש ארבעה ווקסלים עם אותה עוצמת סיגל וכתוצאה מכך לא ניתן להבחין ביניהם ובמקרה השני יש להם עוצמות סיגל שונות ולכן ניתן להבחין ביניהם



בלי רעש ניתן להבחין בקלות בין שתי רקמות שכנות עם עוצמת סיגל שונה כמו בתמונה העליונה , אם רמת הרעש נמוכה , קונטרסט לרעש מספק כמו התמונה האמצעית עדיין ניתן להבחין ביניהם אך במקרה ורמת הרעש גבוהה וה- SNR נמוך כמו בתמונה התחתונה , קשה עד בלתי אפשרי להבחין בין הרקמות

קונטרסט התמונה ב- MRI תלוי במספר רב של גורמים , גורמים פנימיים שתלויים ברקמה וחיצוניים שיכולים להשפיע על הגורמים הפנימיים .

## גורמים חיצוניים

Magnetic field strength

- static field

- gradient field

Magnetic field homogeneity

Hardware and software parameters

- coil selection

- number of slices acquired

- slice thickness and gap

- slice location

- slice orientation

- number of averages or excitations

- RF pulse shape (#sinc lobes)

- RF transmitter bandwidth

- RF receive bandwidth

- pixel size

- matrix size

- field of view

RF pulse sequences

- inversion recovery

- spin echo

- gradient recalled echo

- fast scan sequences

- echoplanar (single shot techniques)

Pulse sequence parameters

- repetition time (TR)

- echo time (TE)

- inversion time (TI)

- flip angle ( $\alpha$ )

- echo train length

Contrast enhancing agents

גורמים פנימיים

Proton density

$T_1$  relaxation

$T_2$  relaxation

$T_2^*$  relaxation

Diffusion

Perfusion

Magnetization transfer

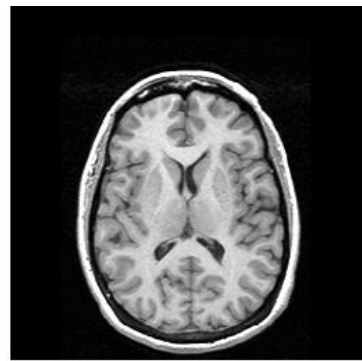
Chemical Shift

Flow (Blood, CSF)

זו רשימה חלקית של הגורמים ועל הרנטגנאי להיות מודע לכל הגורמים כי שינוי בפרמטר אחד או יותר עלול לשנות לגמרי את הקונטרסט ואפילו אם נריץ אותם פרמטרים בשני מכשירים שונים על אותו נבדק יתכן ולא נקבל אותו קונטרסט בדיוק

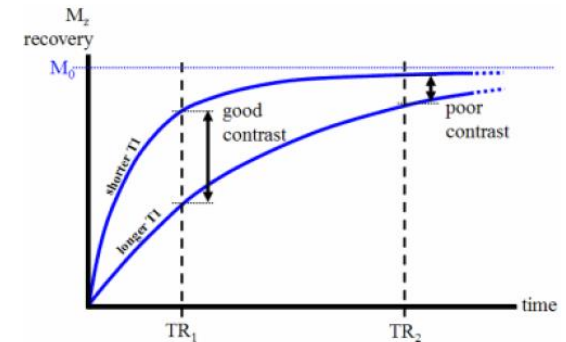
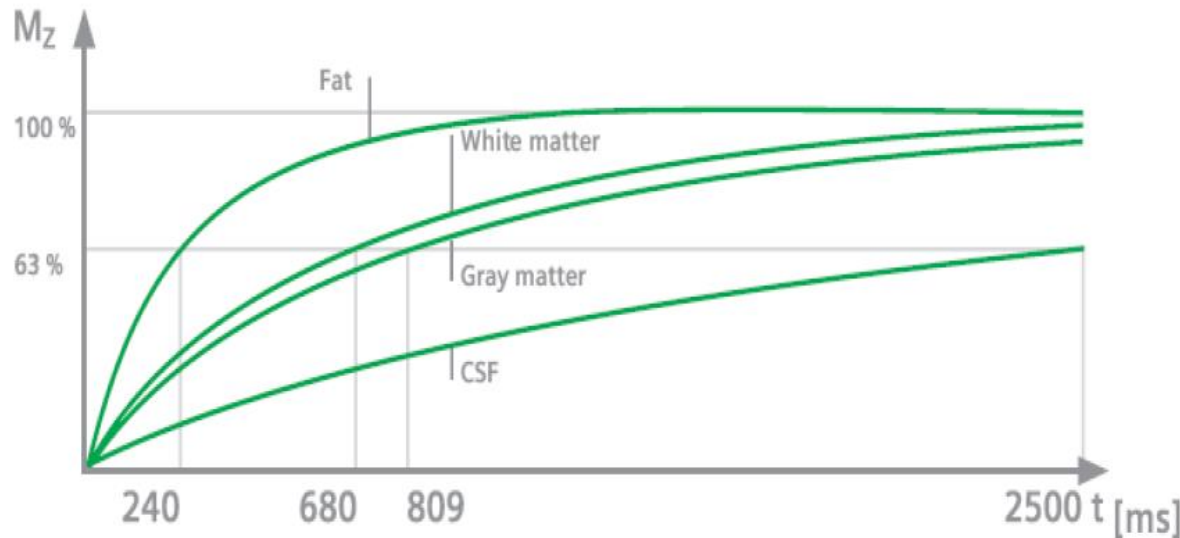
# MRI Contrast

## Recovery of $M_z$ – Time constant $T_1$

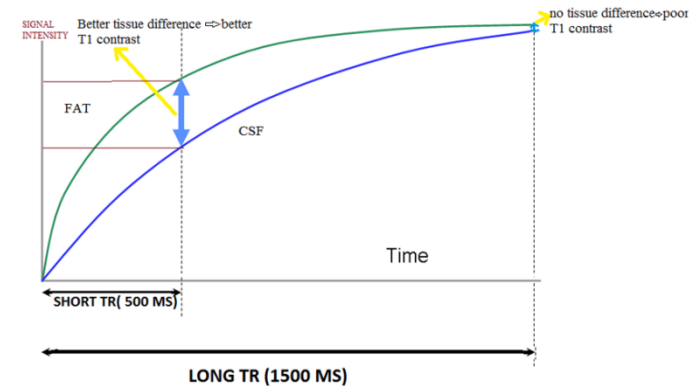
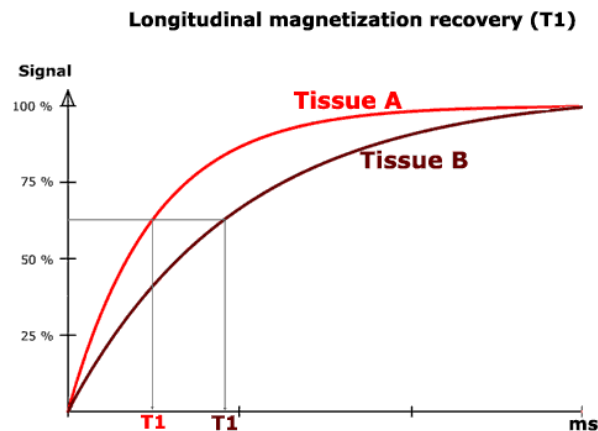


## Image contrast: $T_1$

התאוששות המגנטיזציה האורכית ( $M_z$ ) לרקמות עם זמני רלקסציה  $T_1$  שונים

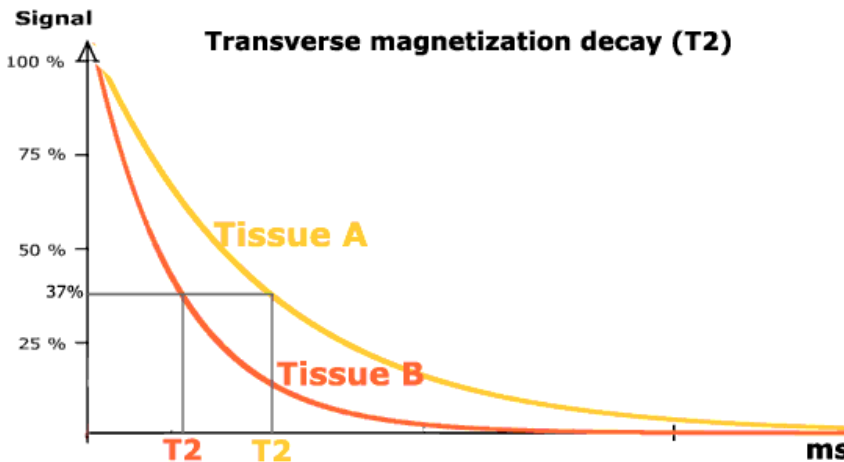
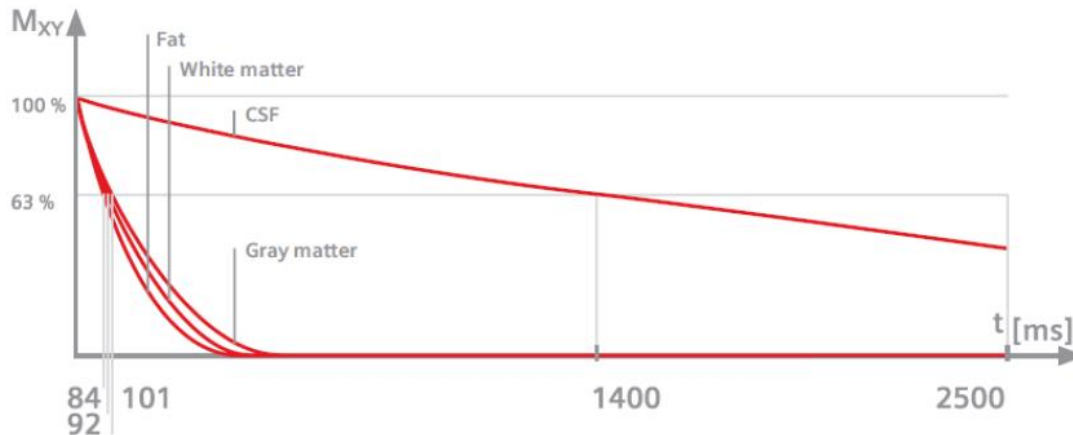
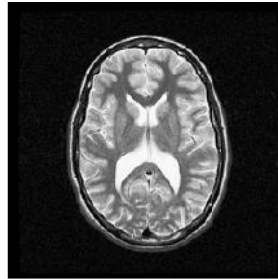


הקונטרסט בין רקמות עם זמני  $T_1$  שונים מקסימאלי עם TR קצר ומינימאלי עם TR ארוך



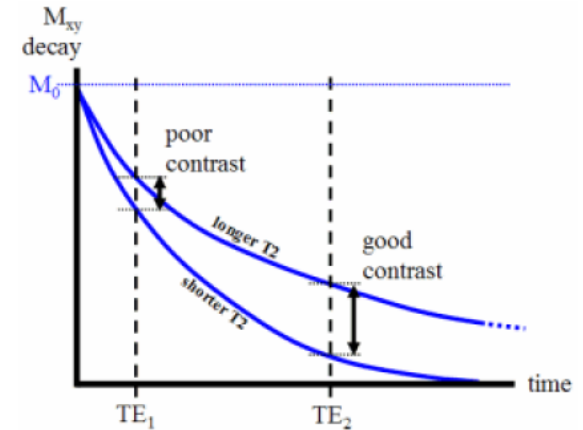
# MRI contrast

Decay of  $M_{xy}$  – Time constant  $T_2$



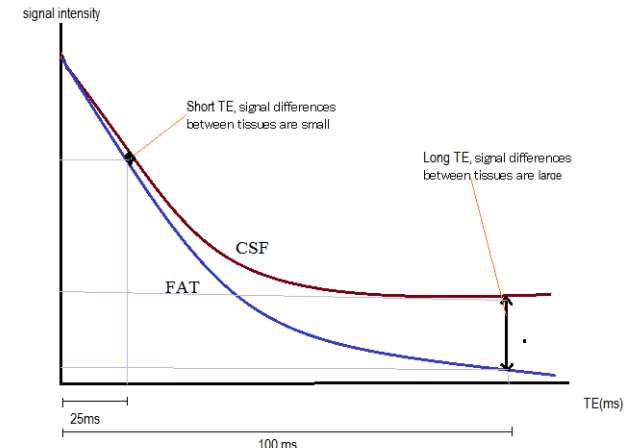
## Image Contrast: $T_2$

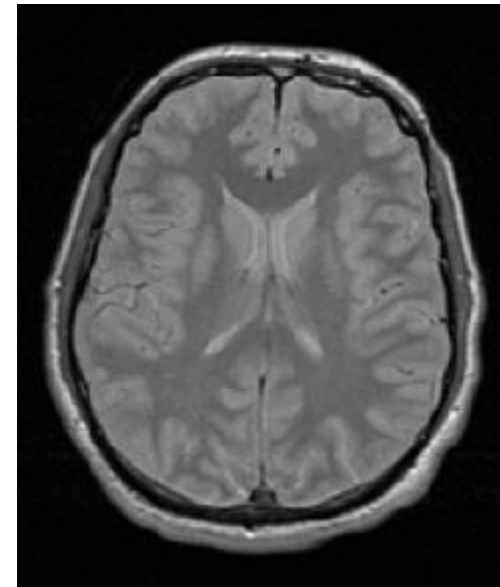
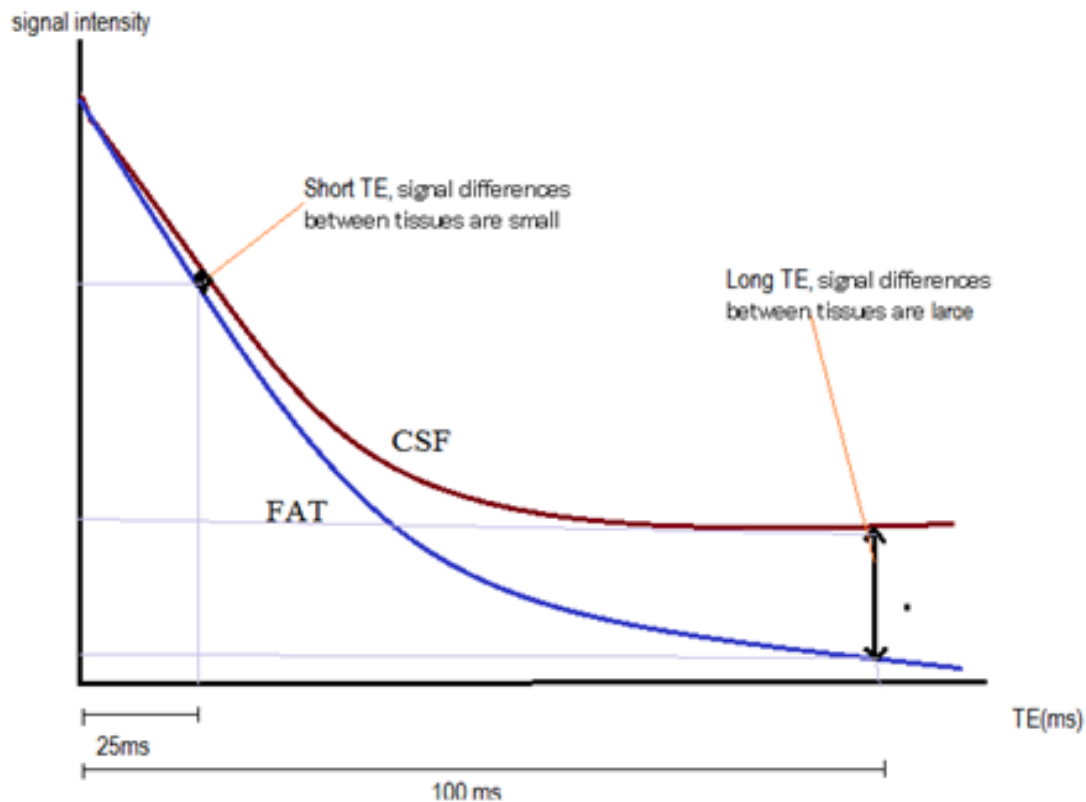
דעיכת המגנטיזציה הרוחבית לרקמות עם זמני רלקסציה  $T_2$  שונים



הקונטרסט בין רקמות עם זמני  $T_2$  שונים מכסימאלי עם  $TE$  ארוך ומינימאלי עם  $TE$  קצר

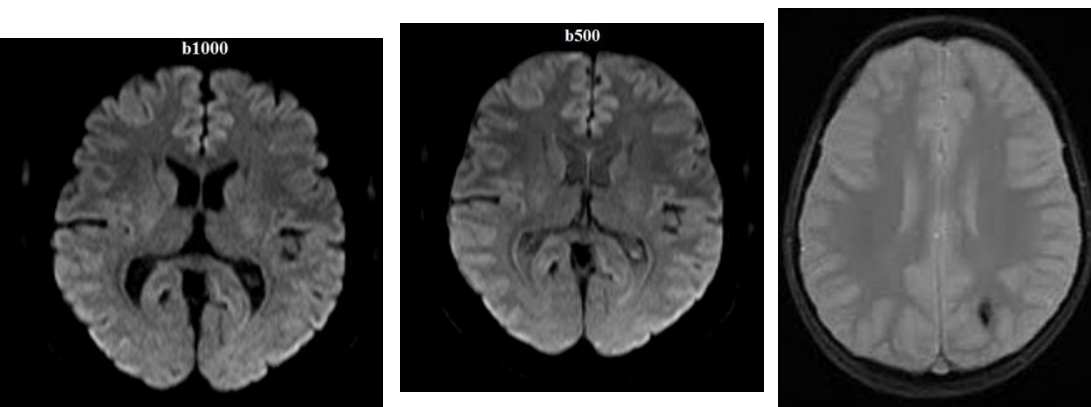
Short  $TE \rightarrow$  low  $T_2$  weighting  
Long  $TE \rightarrow$  strong  $T_2$  weighting





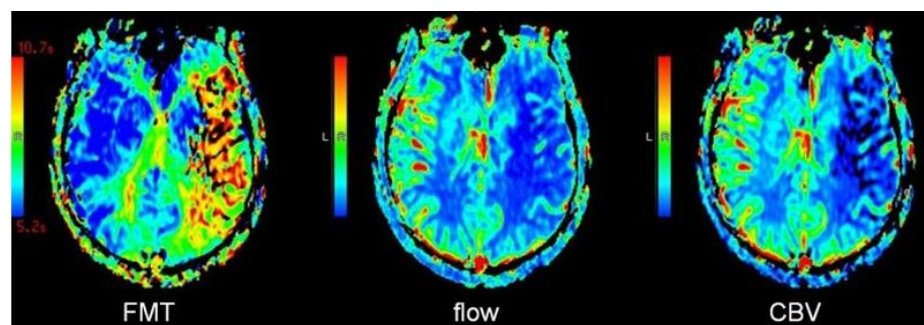
שקלול צפיפות הפרוטונים מושג ע"י בחירת פרמטרים שמפחיתים את הסיגנל כתוצאה מזמני רלקסציה .  
 TR ארוך מפחית את ההבדלים כתוצאה מרלקסצית T1  
 TE קצר מפחית את ההבדלים כתוצאה מרלקסצית T2  
 השינויים בסיגנל בעיקר כתוצאה מהבדלים בצפיפות הפרוטונים



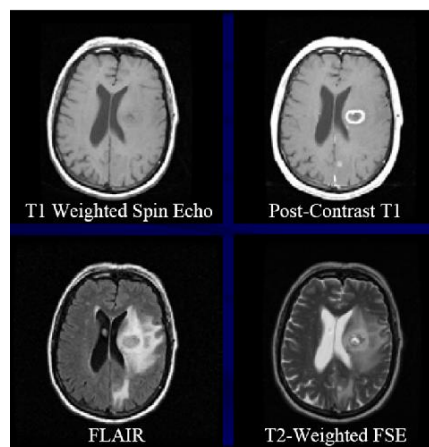


Diffusion weighted (DW)

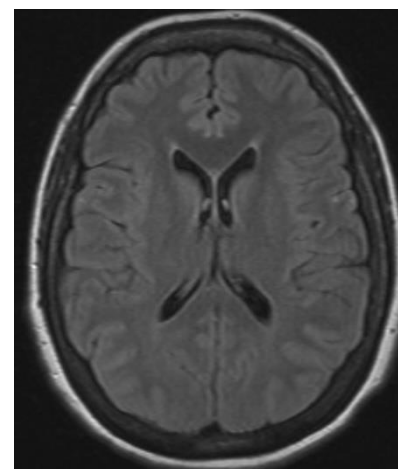
T2\*



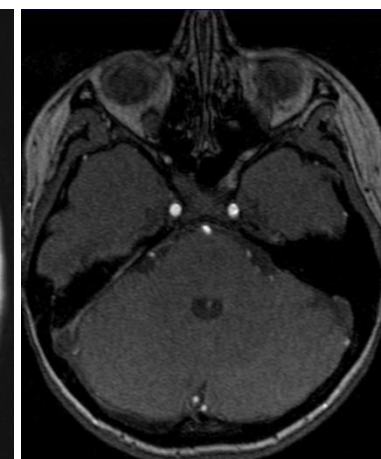
*perfusion*



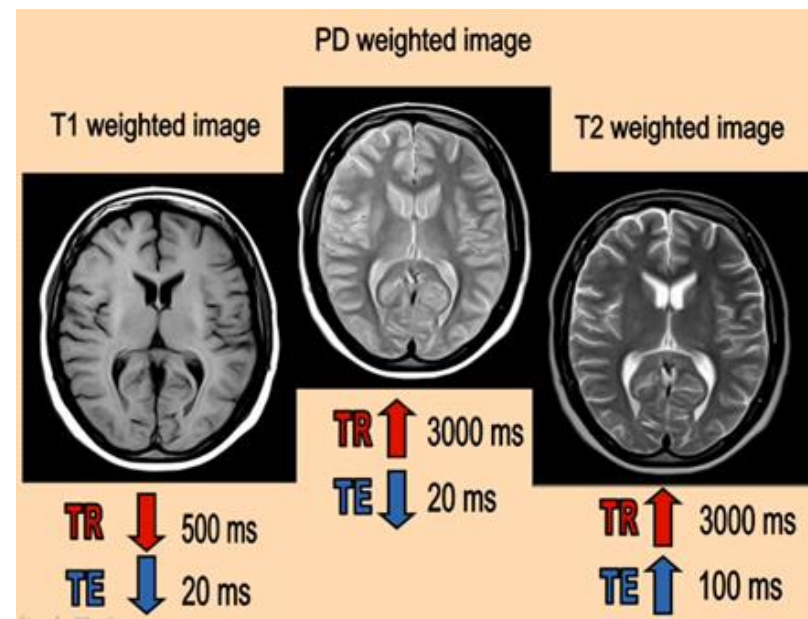
STIR



FLAIR

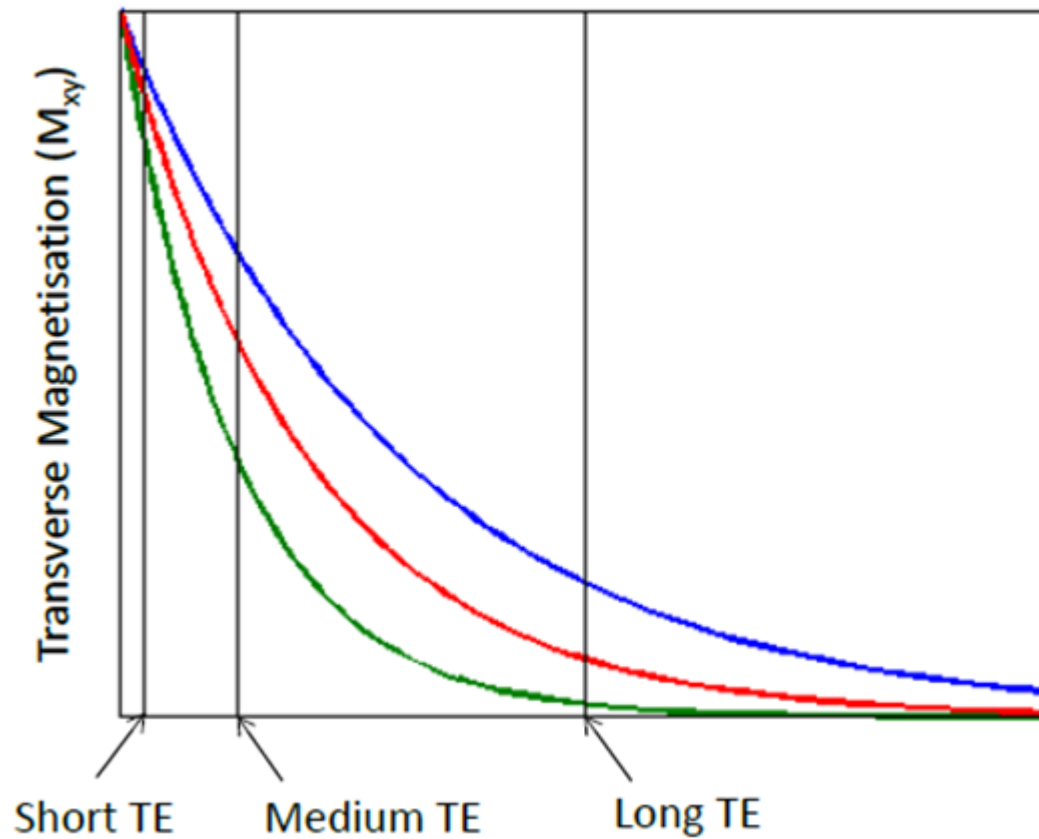


MRA

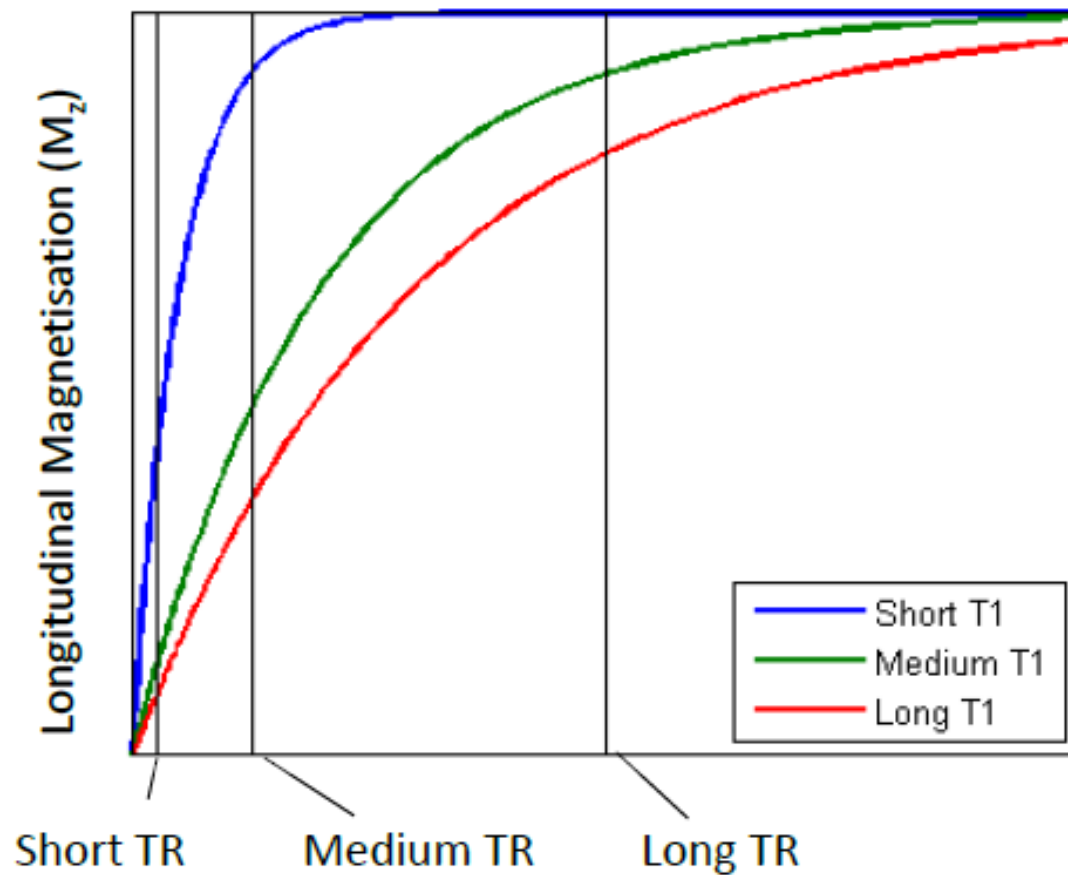


אומנם T1, T2 ו-PD הם הקונטרסטים  
הבסיסיים אך יש עוד כמו:

# Echo Time

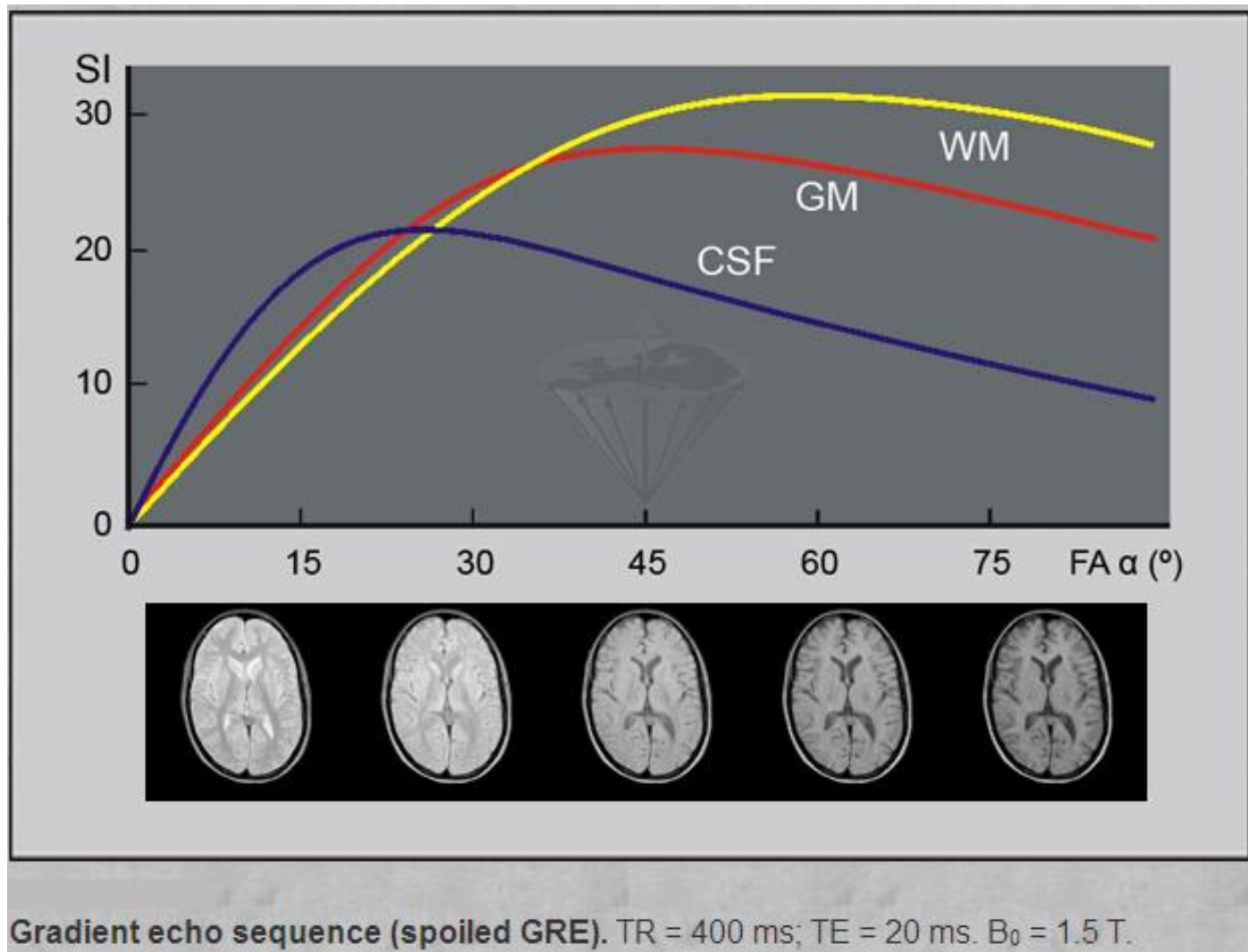


TE קצר מפחית את ההבדלים בסיגנל כתוצאה מדעיכת המגנטיזציה הרוחבית ומקבלים SNR גבוה  
TE ארוך מגביר את ההבדלים בסיגנל כתוצאה מדעיכת המגנטיזציה הרוחבית ומקבלים SNR נמוך  
TE צריך להיות אופטימאלי לשקלול התמונה ו-SNR



TR ארוך מאפשר התאוששות המגנטיזציה האורכית לכל הרקמות ולכן הסיגנל גבוה מכל הרקמות אבל הבדלים ב-  $T_1$  נמוכים. TR קצר מגביר את ההבדלים ב-  $T_1$  ומפחית SNR.

# Flip Angle



הגרף מראה את השינוי בסיגנל כתוצאה מהשינוי ב- Flip Angle ברצף גרדיאנט אקו באופן כללי זווית קטנה קונטרסט PD דומיננטי ובזווית גדולה קונטרסט T1 דומיננטי

## T1WI

|              |   |
|--------------|---|
| Dark         | Air, mineral rich tissue (cortical bone, stones), fast-flowing blood  |
| Low          | Collagenous tissue (ligaments, tendons, scars), high free water tissue (kidneys, gonads, edema, fluids [urine, bile], simple cysts, bladder, gallbladder, spleen, CSF), high bound water tissues (liver, pancreas, adrenals, hyaline cartilage, muscle) |
| Intermediate | Proteinaceous tissue (abscess, complex cysts, synovial fluid)   |
| Bright       | Fat, fatty bone marrow, blood products (methemoglobin [methHb]), slow-flowing blood, radiation change, paramagnetic contrast agents   |

## T2WI

|              |  |
|--------------|--|
| Dark         | Air, mineral rich tissue (cortical bone, stones), fast-flowing blood   |
| Low          | Collagenous tissue (ligaments, tendons, scars), bone islands   |
| Low          | High bound water tissues (liver, pancreas, adrenals, hyaline cartilage, muscle)  |
| Intermediate | Fat, fatty bone marrow   |
| Bright       | High free water tissue (kidneys, gonads, edema, fluids (urine, bile), simple cysts, bladder, gallbladder, spleen, CSF), proteinaceous tissue, blood products (oxyhemoglobin, extracellular methHb) |

התרשים מראה עוצמות סיגנל לרקמות שונות בשקלול T1 , T2



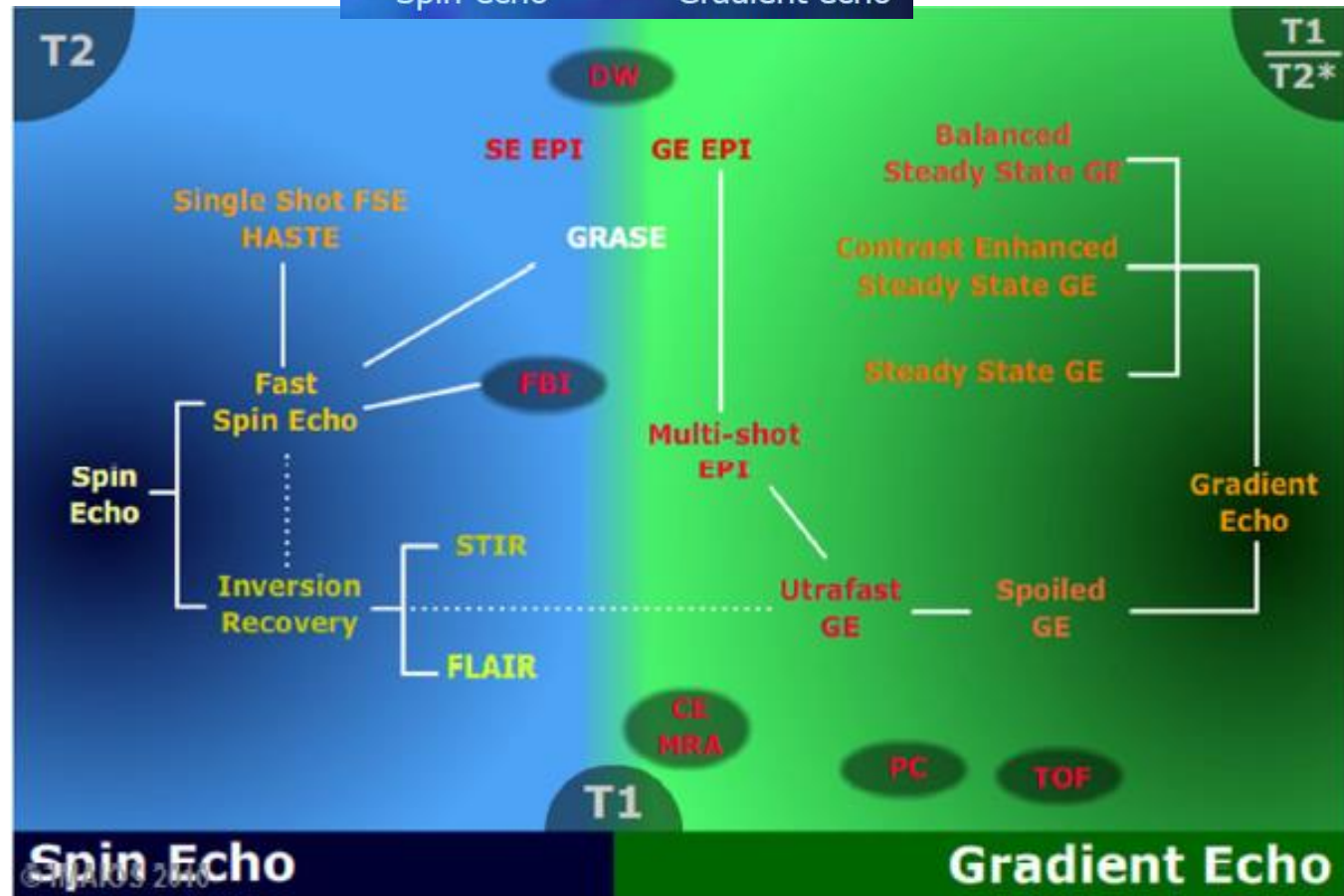
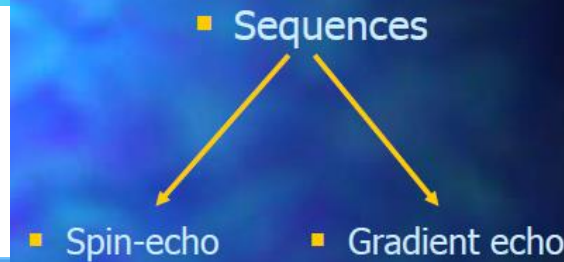
## אין ארוחות חיים , יתרונות וחסרונות הפרמטרים הבאים :

Parameters and their trade-offs

| Parameter                   | Advantages  | Disadvantages  |
|-----------------------------|---|--|
| TR increased                | Increased SNR<br>Increased number of slices per acquisition   | Increased scan time<br>Decreased T1 weighting  |
| TR decreased                | Decreased scan time<br>Increased T1 weighting   | Decreased SNR<br>Decreased number of slices per acquisition  |
| TE increased                | Increased T2 weighting  | Decreased SNR  |
| TE decreased                | Increased SNR   | Decreased T2 weighting   |
| NEX increased               | Increased SNR of all tissues<br>Reduced flow artefact due to signal averaging   | Direct proportional increase in scan time  |
| NEX decreased               | Direct proportional decrease in scan time   | Decreased SNR in all tissues Increased flow artefact due to less signal averaging  |
| Slice thickness increased   | Increased SNR in all tissues<br>Increased coverage of anatomy   | Decreased spatial resolution and partial voluming in slice select direction  |
| Slice thickness decreased   | Increased spatial resolution and reduced partial voluming in slice select direction   | Decreased SNR in all tissues Decreased coverage of anatomy   |
| FOV increased               | Increased SNR<br>Increased coverage of anatomy  | Decreased spatial resolution<br>Decreased likelihood of aliasing   |
| FOV decreased               | Decreased SNR in all tissues<br>Decreased coverage of anatomy   | Increased spatial resolution<br>Increased likelihood of aliasing   |
| Matrix increased            | Increased spatial resolution  | Decreased SNR if pixel size decreases. If pixel size remains the same, SNR will increase because more phase encodings are performed. Increased scan time |
| Matrix decreased            | Increased SNR in all tissues if pixel size increases. If pixel size remains the same, SNR decreases as fewer phase encodings are performed. Decreased scan time | Decreased spatial resolution   |
| Receive bandwidth increased | Decrease of minimum TE<br>Decrease in chemical shift  | Decreased SNR  |



# Sequences: *Classification*

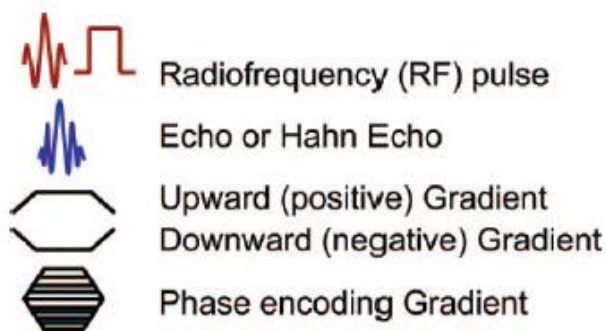
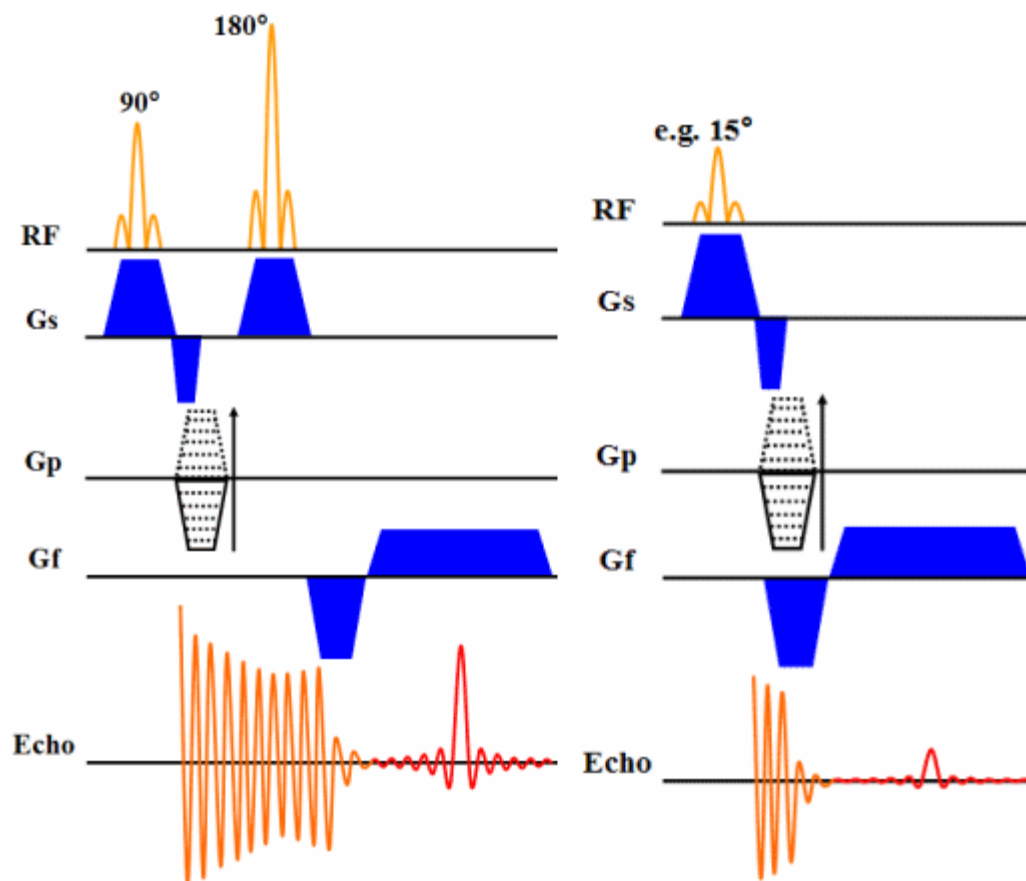


באופן כללי ניתן לחלק את רצפי הפולס ב- MRI לשניים :

Spin Echo and Gradient Echo

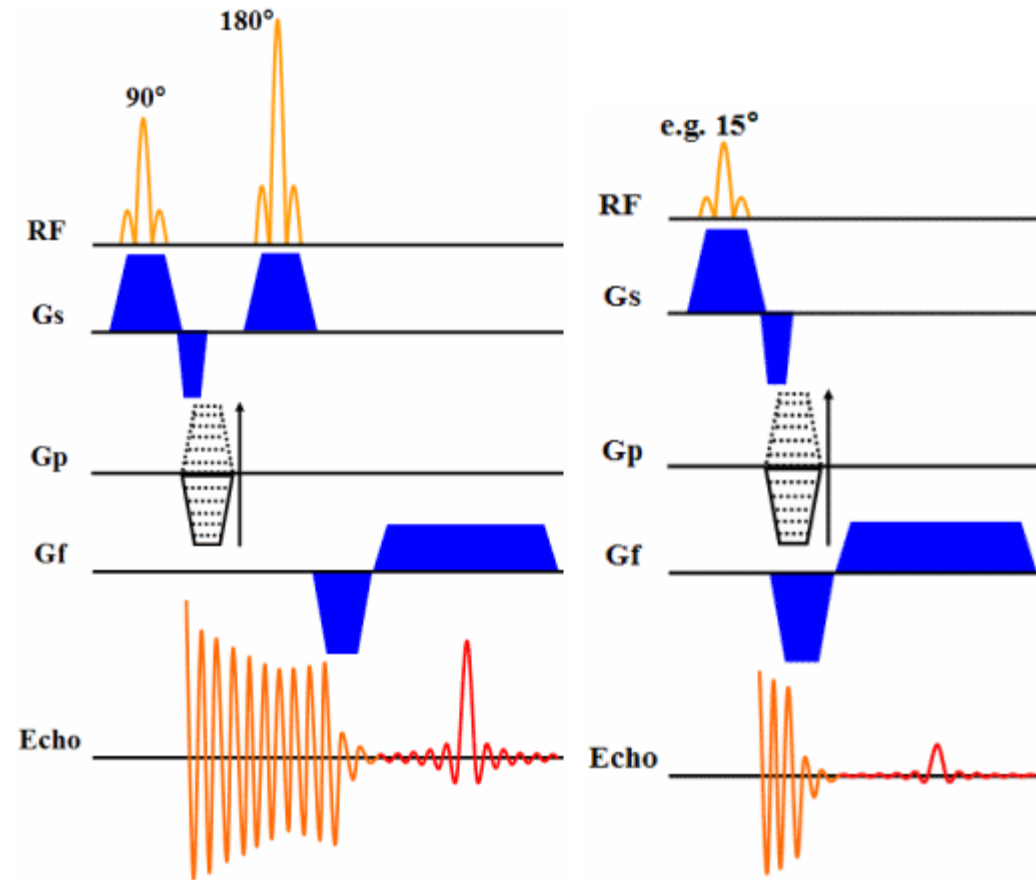
וריאציות שונות פותחו משני הרצפים האלה וישנם רצפים היברידים , ערבוב של שניהם יחד

## A spin echo pulse sequence and a gradient echo pulse sequence:



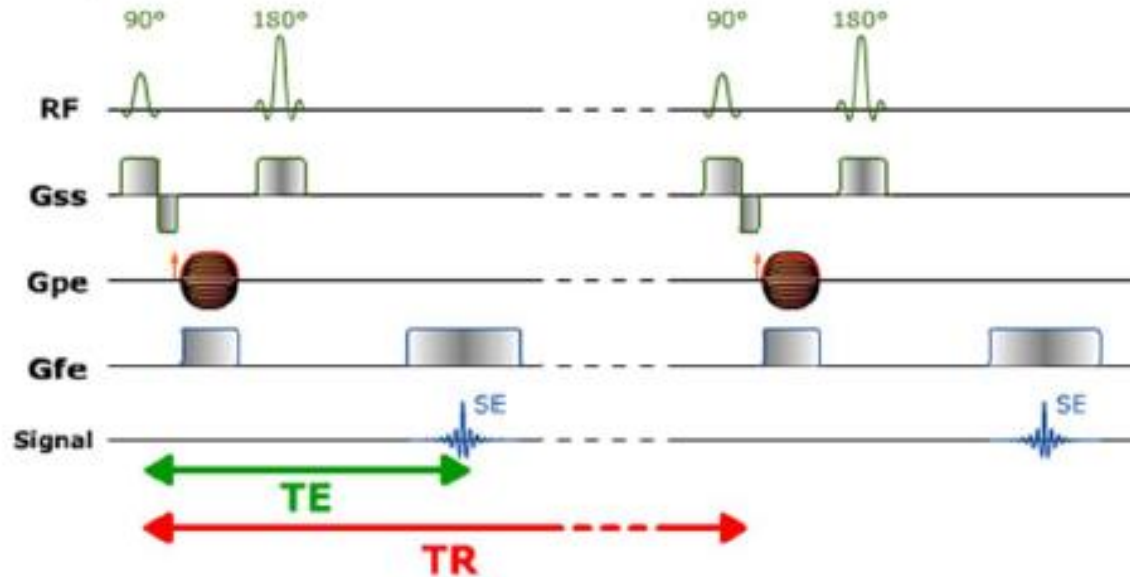
רצף פולס הוא תרשים תזמון של גלי הרדיו, הגרדיאנטים וקריאת הסיגנל השורות נקראות משמאל לימין ומלמעלה למטה. גובה ורוחב פולס ה-RF קובע את העוצמה ומשך הפולס. הגרדיאנט שמופעל בזמן שידור RF הוא גרדיאנט בוחר החתך. הגרדיאנט שמופעל בזמן קריאת הסיגנל הוא גרדיאנט מקודד התדירות. הגרדיאנט שמשנה אמפליטודה בכל TR הוא גרדיאנט מקודד הפאזה. גרדיאנט שמעל הקו חיובי ושמחת לקו שלילי.

A spin echo pulse sequence and a gradient echo pulse sequence:



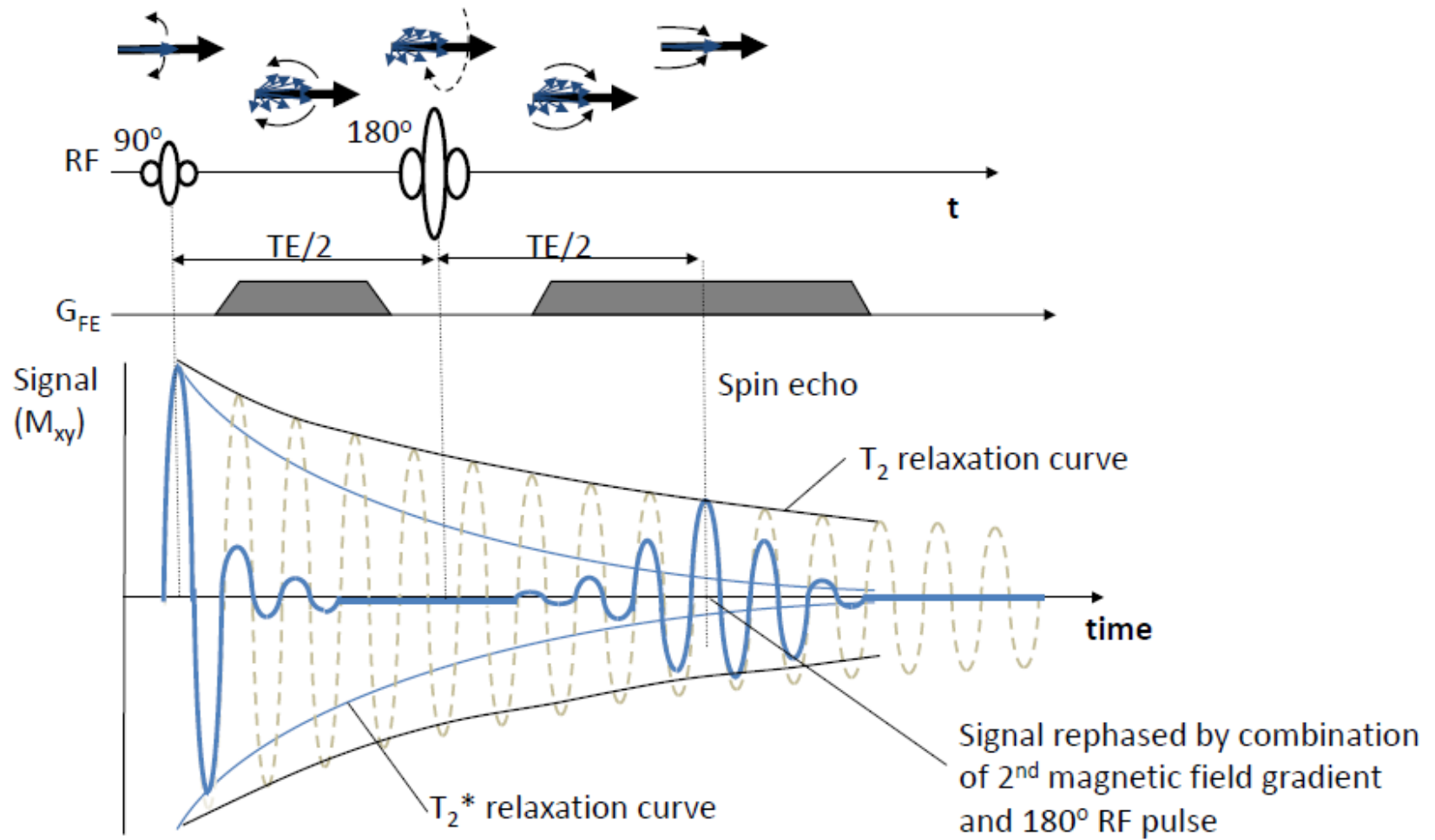
לספין אקו יש פולס עירור  $90^\circ$  ( בד"כ בגרדיאנט אקו פחות מ- $90^\circ$  )  
 בספין אקו משתמשים בפולס  $180^\circ$  על מנת להכניס את הספינים לפאזה בעוד בגרדיאנט אקו לא  
 משתמשים בפולס  $180^\circ$  אלא בגרדיאנט . להבדלים אלה יש מספר השלכות , בגלל שרק פולס אחד  
 משודר וה- Flip Angle קטנה ניתן להשתמש בזמני TE , TR קצרים מה שמקצר משמעותי את זמן  
 הסריקה בגרדיאנט אקו . אבל בגלל שבגרדיאנט אקו משתמשים בגרדיאנט להכנסת הספינים  
 לפאזה ולא בפולס  $180^\circ$  לא מתבטלת היציאה מפאזה כתוצאה מאי הומוגניות של השדה המגנטי  
 ולכן קשה להשיג תמונות בשקלול T2 בגרדיאנט אקו והתמונות ברצף זה בשקלול  $T2^*$  ולכן רצף GE  
 רגיש לאי הומוגניות של השדה וה- SNR בספין אקו גבוה מאשר ב- GE . בגרדיאנט אקו הנבדק  
 חשוף פחות ל- RF . ספין אקו מספק לנו תמונות T1 מצוינות בנוסף לתמונות T2 ..

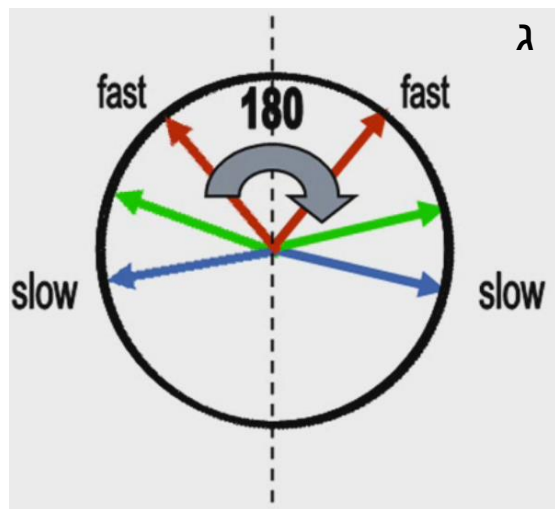
# Spin Echo Imaging



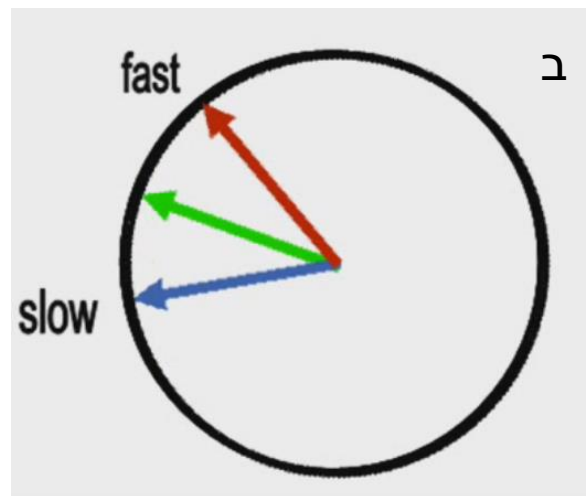
קובעים את ה-TR ו-TE בהתאם לשקלול התמונה הרצוי:  $T_1$ ,  $T_2$  או PD  
 בהתאם למיקום שקובעים בו את ה-TE ממקמים את את Read Out GR  
 באמצע הדרך בין פולס  $90^\circ$  ל-TE,  $TE/2$  ממקמים את פולס  $180^\circ$   
 בכל פעם שמשדרים פולס  $90^\circ$  ו- $180^\circ$  מפעילים גרדיאנט בוחר החתך  
 בכל TR מופעל גרדיאנט מקודד הפאזה בעוצמה שונה ומתמלאת שורה במרחב K  
 ברכישת התמונה ה-RF, Gss, Gfe, קבועים, השינוי רק ב-Gpe  
 גרדיאנט מקודד הפאזה קובע איזה שורה במרחב K מתמלאת

## Spin Echo Formation

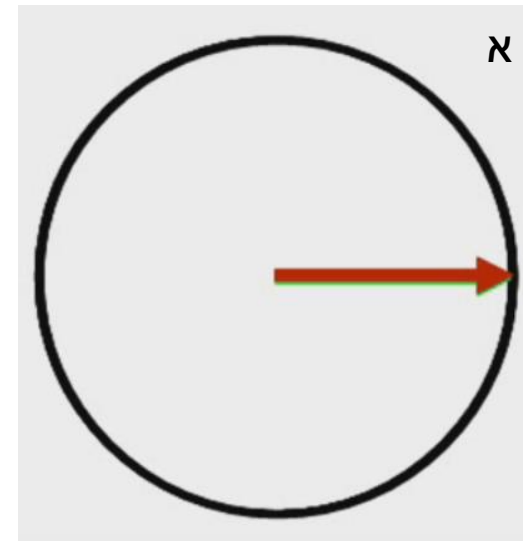




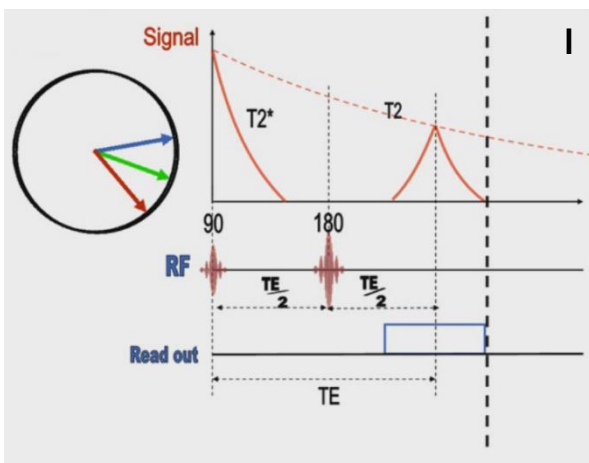
בזמן מסוים משדרים פולס 180 שהופך מיקום הספינים כמו מראה המהיר מאחור והאיטי מלפנים



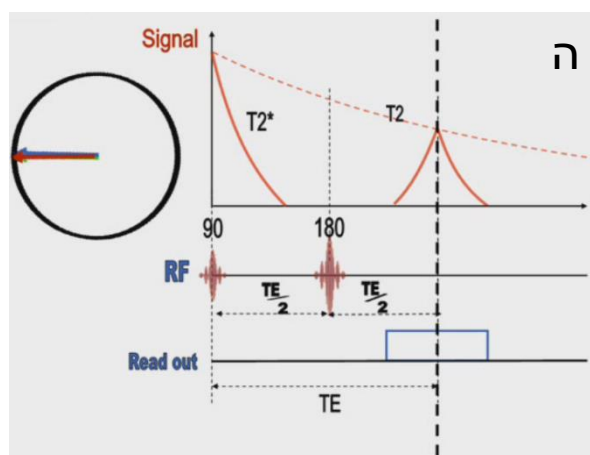
לאחר זמן מה הספינים יוצאים מהפאזה בגלל מהירויות שונות כתוצאה מ-  $t_2^*$



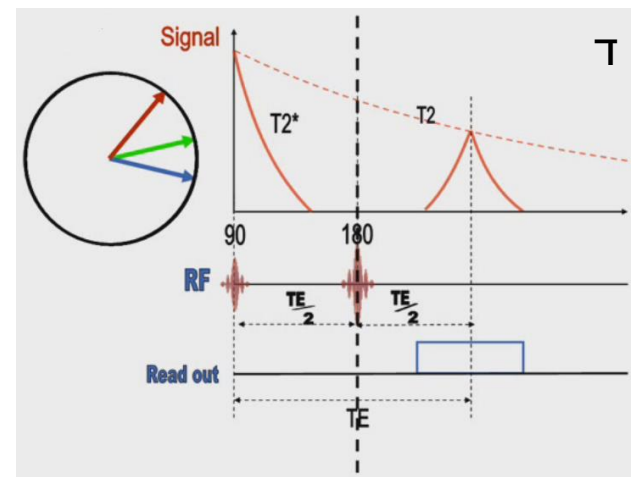
בניח ויש שלושה ספינים באותה פאזה לאחר פולס 90



המהירים שוב יקדימו את האיטיים ותיווצר יציאה מהפאזה, האקו שנוצר נקרא ספין אקו



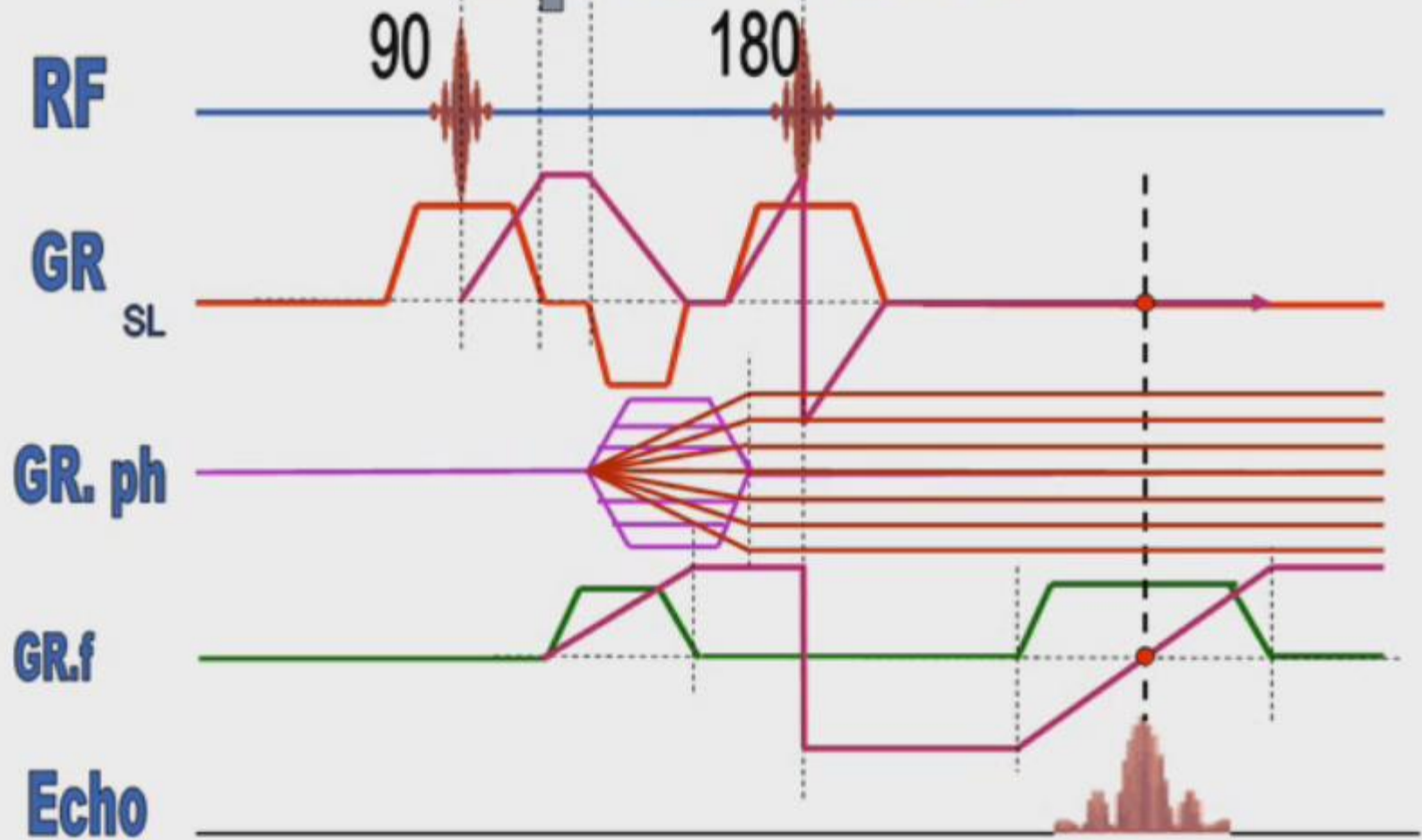
ובנקודה מסוימת המהירים ידביקו את האיטיים וזה מתרחש בדיוק בזמן TE זמן קריאת הסיגנל



פולס 180 ממוקם במחצית זמן TE, לאחר פולס 180 הספינים ימשיכו במהירויות שלהם

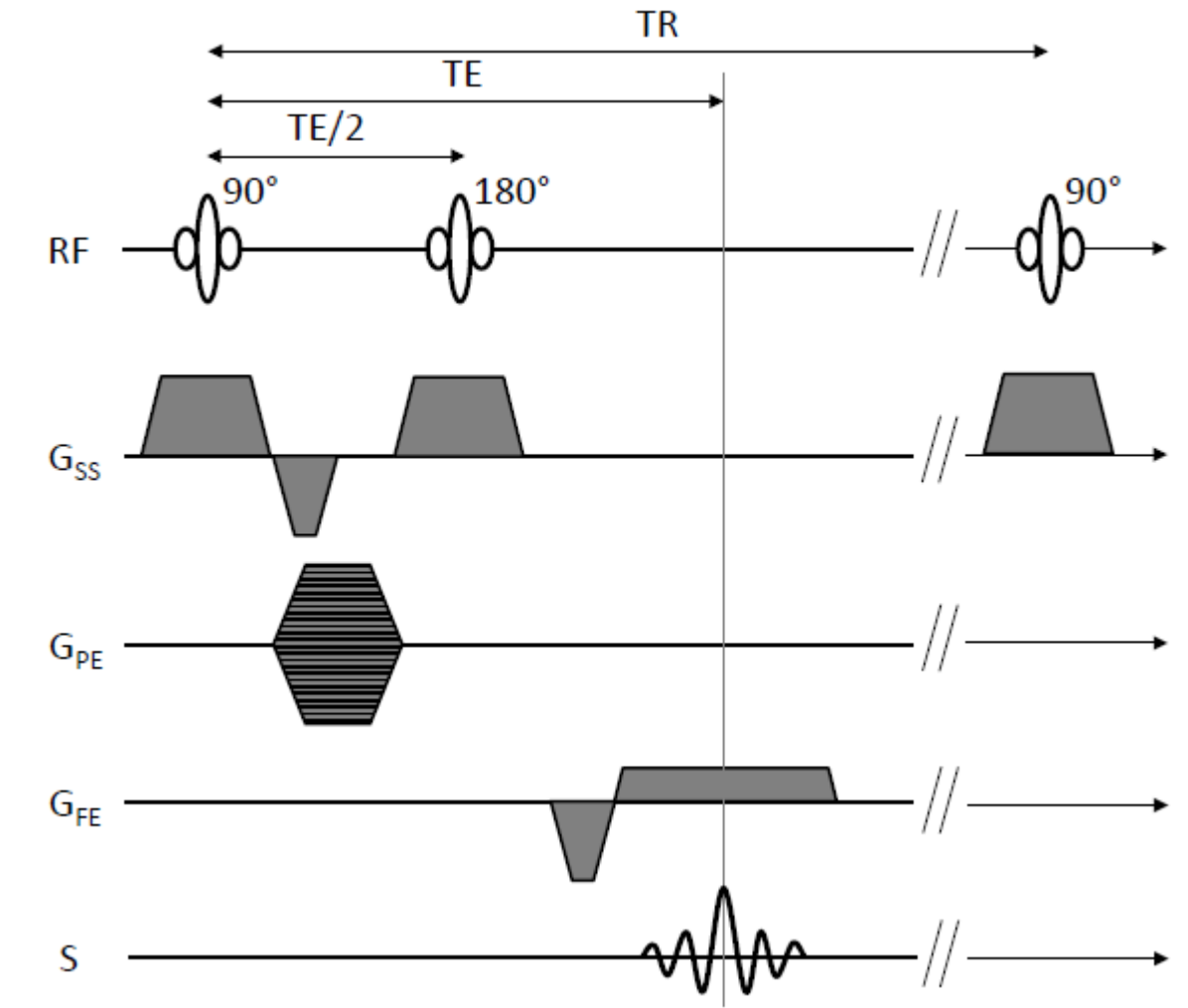


# Spin echo



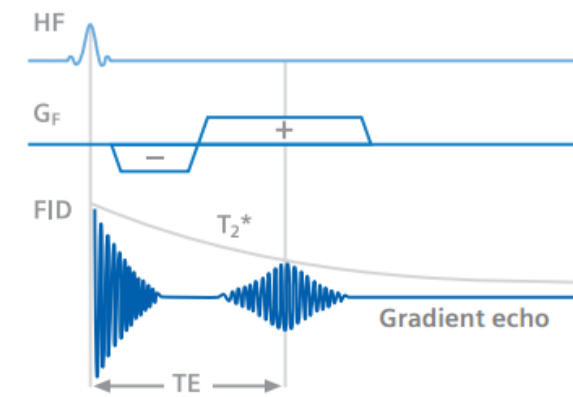
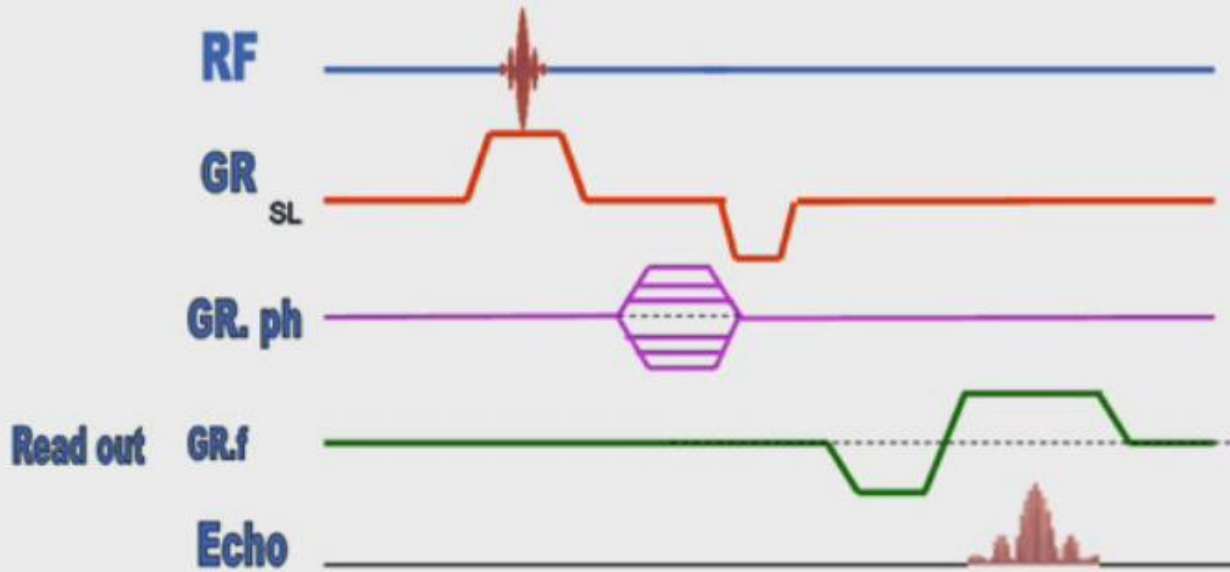
כשמתכננים את רצף ספין אקו, צריך לוודא שבזמן קריאת הסיגנל אין Dephasing בכיוון GR.sl ולא בכיוון GR.f אלא רק בכיוון GR.ph ולכן אחרי גרדיאנט בוחר החתך שמופעל עם פולס 90 יש גרדיאנט שלילי על מנת שהספינים יכנסו לפאזה אחרי הפעלת הגרדיאנט עם פולס 180. באשר לגרדינט מקודד התדירות הוא מופעל בהתחלה לפני פולס ה-180 מה שגורם ליציאה מהפאזה ופולס 180 הופך את הפאזה ועם הפעלת הגרדיאנט שוב לקריאת הסיגנל הספינים נכנסים לפאזה בדיוק בזמן ה-TE.

## SE Pulse Sequence Diagram



אופציה אחרת לתכנון הפעלת גרדיאנט מקודד התדירות היא הפעלת ההתחלתית אחרי פולס  $180$  ואז הגרדיאנט ההתחלתי אמור להיות שלילי. בכל  $TR$  ה-  $RF$ ,  $GR.sl$ ,  $GR.f$  קבועים ומה שמשתנה זה רק  $GR.ph$ .

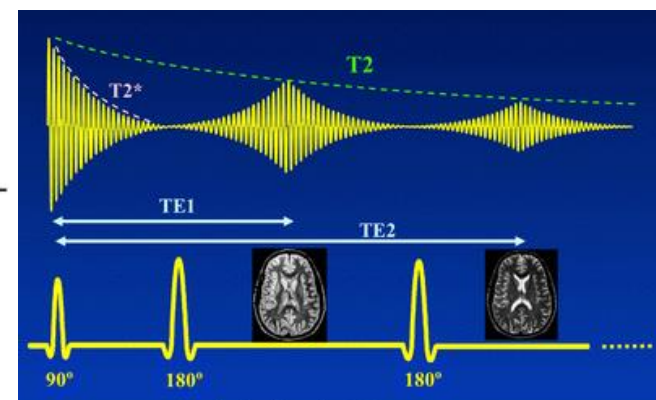
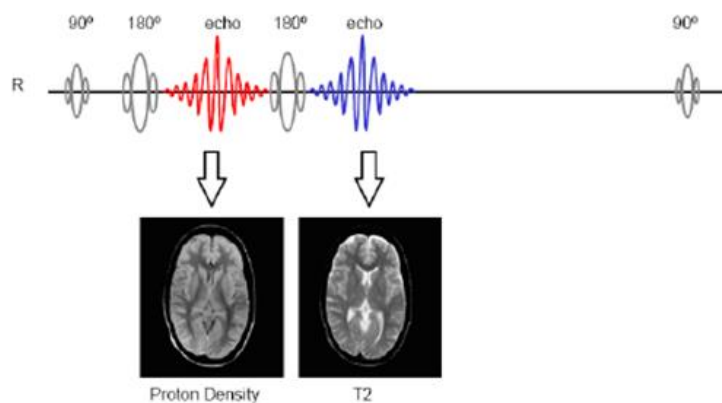
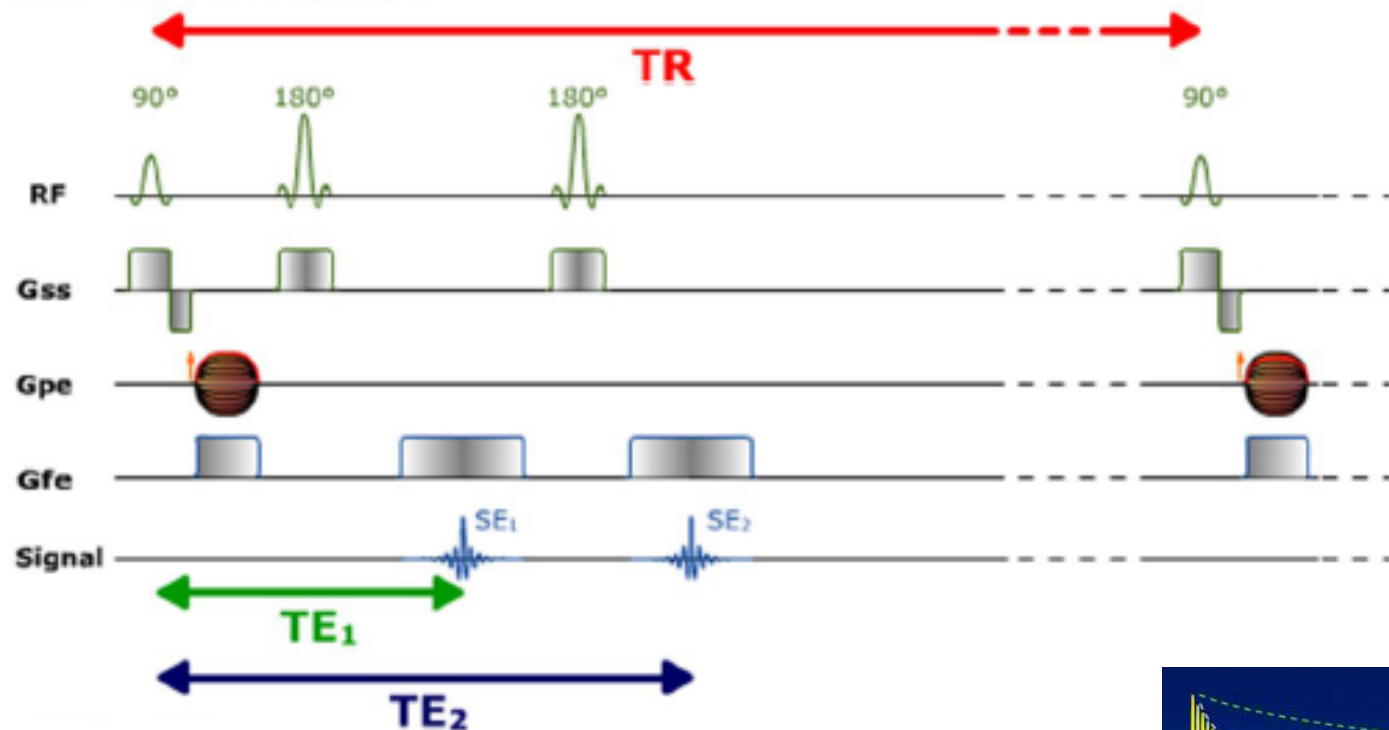
# Gradient echo



גרדיאנט שלילי גורם ליציאה מהירה מהפאזה של הספינים (יותר מהירה מהיציאה הרגילה שלהם) וזה מחסל את ה-FID. ע"י היפוך הקוטביות של הגרדיאנט, לחיובי, הספינים נכנסים לפאזה מחדשת Rephasing. קריאת הסיגנל מתרחשת במהלך ה-Rephasing. בגלל שהאקו נוצר ע"י הגרדיאנט הוא נקרא גרדיאנט אקו

רצף גרדיאנט אקו מתחיל עם פולס RF שבדרך כלל פחות מ-90 שיחד איתו מופעל גרדיאנט בוחר החתך שגורם Dephasing ולכן מופעל לאחר מכן הגרדיאנט בכיוון השלילי וגורם Rephasing. גרדיאנט מקודד הפאזה מופעל כפי שמופעל בספין אקו ובאשר לגרדיאנט מקודד התדירות בגלל שאין פולס 180, לפני שמופעל לקריאת הסיגנל הוא מופעל בכיוון השלילי מה שגורם ל Dephasing והפעלתו בזמן הקריאה גורמת Rephasing וכך בזמן קריאת הסיגנל אין Dephasing בכיוון GR.SL ולא בכיוון GR.f

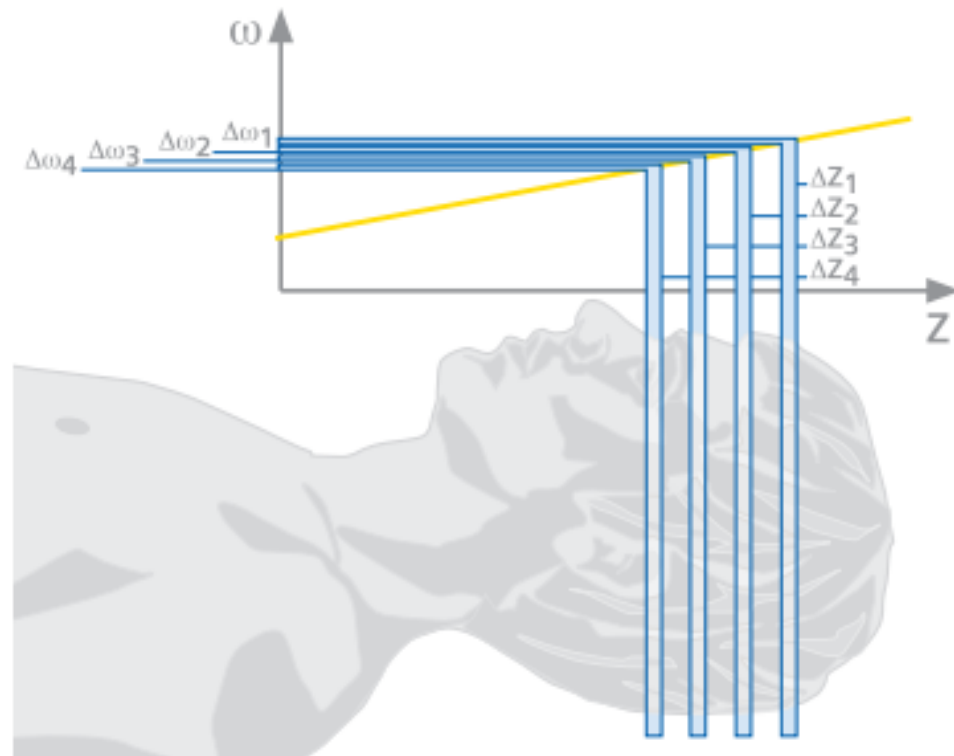
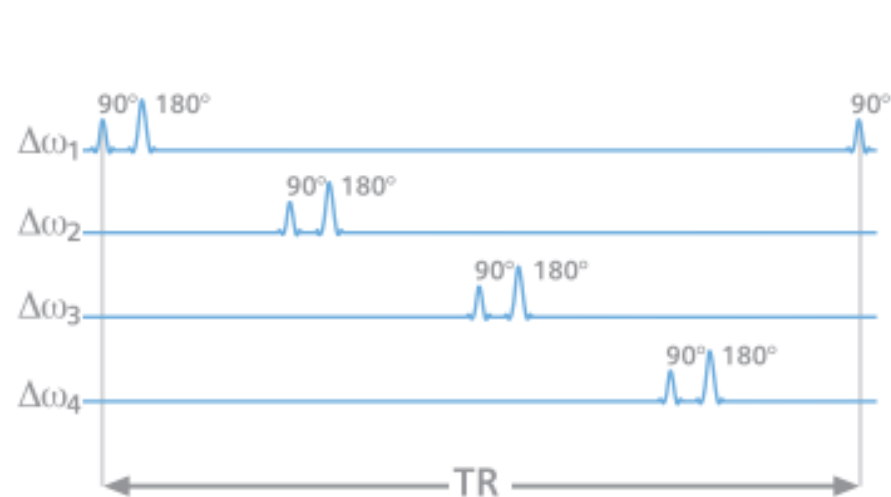
## Multi-echo SE sequences



A double-echo SE sequence

ניתן לקבל ברצף אחד יותר מ-TE אחד ע"י שידור שני פולסים או יותר של 180 ועם כל פולס לבחור TE שונה . בדוגמא למעלה ניתן לראות שני קונטרסטים שונים של pd וגם t2 .

# MULTISLICE SEQUENCE



זמן ההד TE בדרך כלל קצר באופן משמעותי מזמן החזרה TR . במהלך מרווח הזמן בין קריאת הסיגנל לפולס ה-RF הבא , אנחנו יכולים לעורר חתכים אחרים ( למשל Z1-Z4 )  
 למשל : אם יש לנו TR 400 יחד עם TE 20 אז תיאורטית אנחנו יכולים לעורר 20 חתכים (400/20) בזמן TR אחד .  
 בפועל פחות מעשרים כי כל חתר צריך יותר מ- 20ms .

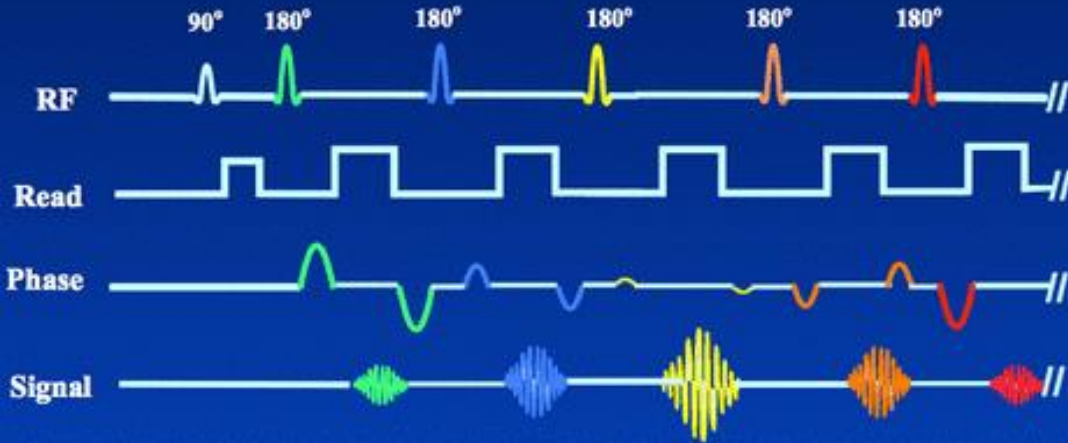
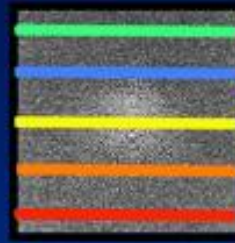
$$\text{2D: } TR \times \text{Phase Matrix} \times \text{NEX} = \text{Acquisition Time}$$

$$\text{3D: } TR \times \text{Phase Matrix} \times \text{NEX} \times \# \text{ of Slices} = \text{Acq. Time}$$

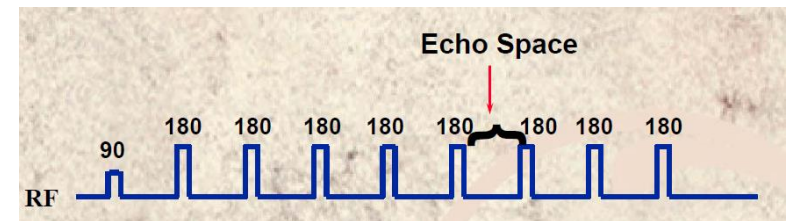
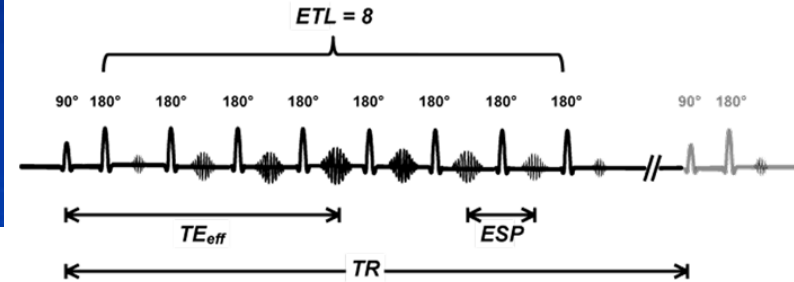
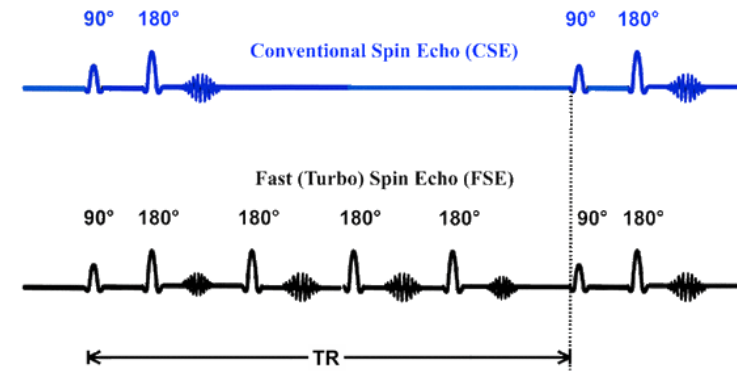
ספין אקו קונבנציונלי הינו רצף ארוך מבחינת זמן לכן פותחו רצפי ספין אקו קצרים יותר

# Fast Spin Echo Pulse Sequence

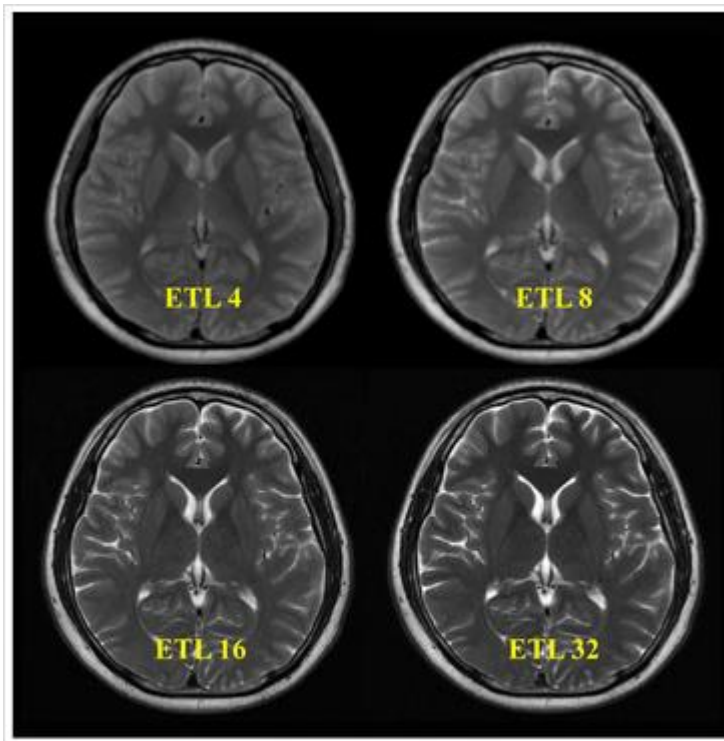
Lines of K-space filled "simultaneously"



Fast (Turbo) Spin Echo הוא רצף ספין אקו ואחריו מספר 180 עוקבים כשכל פולס 180 מייצר אקו. מספר האקואים במהלך TR אחד נקרא Turbo Factor או Echo Train Length (ETL). הזמן בין אקו לאקו נקרא Echo Space. לכל אקו יש TE שונה ומה שקובע את שקלול התמונה הוא האקו שממלא את מרכז מרחב K, TE זה נקרא Effective TE. האקואים נראים שונים בגלל דרגת קידוד פאזה שונה. ה- Effective TE שממלא מרכז מרחב K וקובע את הקונטרסט נרכש כשגרידאנט הפאזה קרוב לאפס ולכן האמפליטודה של הסיגנל הכי מכסימלית. רצף FSE עם טורבו פקטור 8 קצר יותר מרצף ספין אקו קונבנציונאלי פי 8.



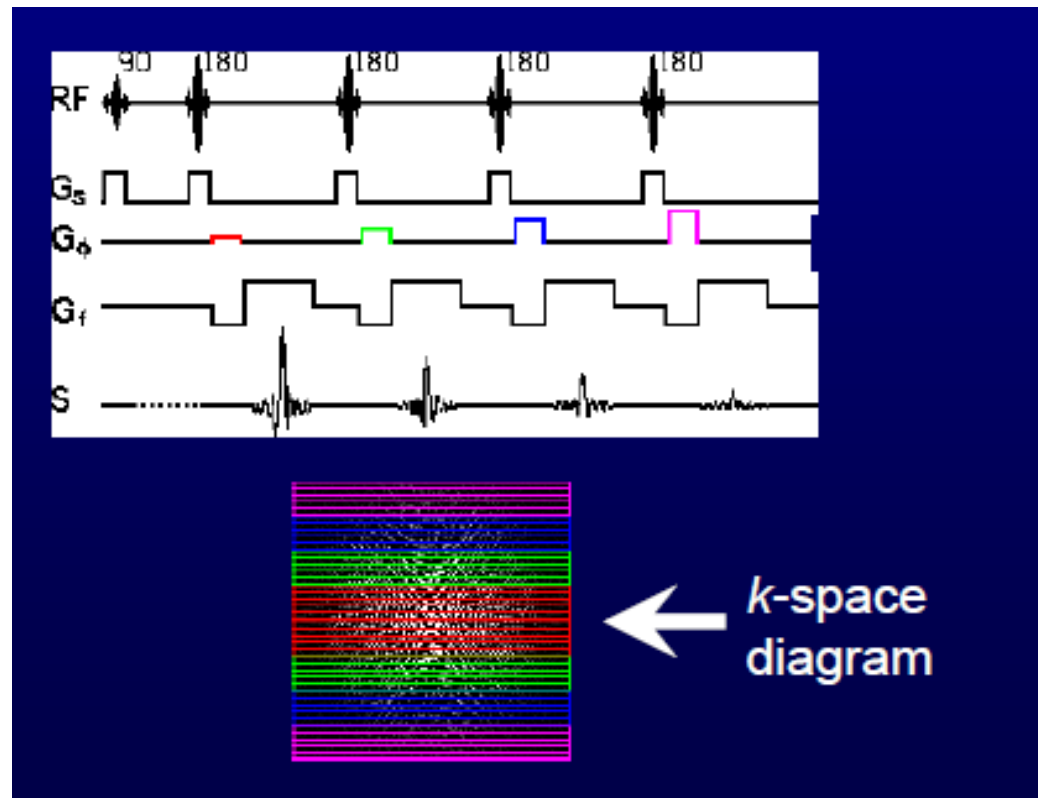




Increased T2 weighting with increasing ETL.

All images  $TR=4000$  and other parameters unchanged

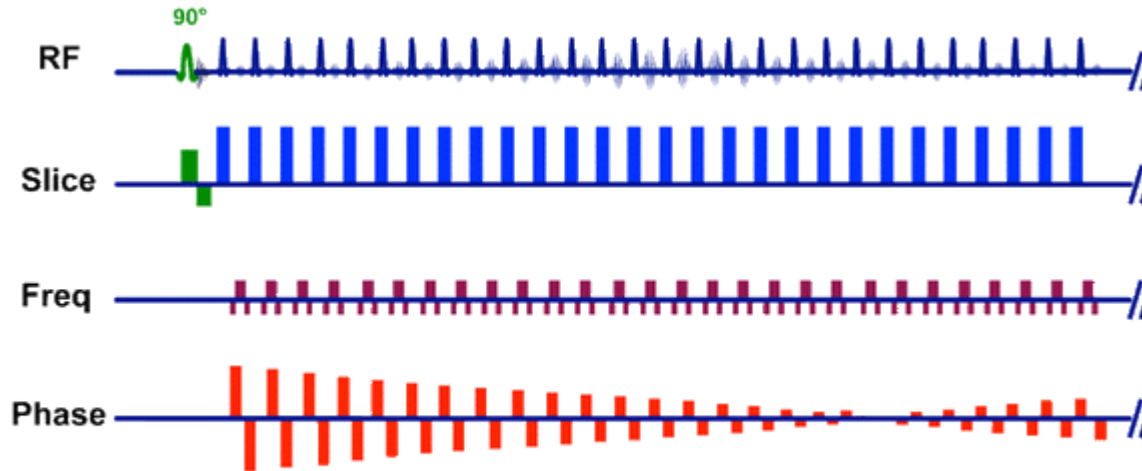
ככל שה-Echo Train ארוך ככל שיש יותר דעיכת T2 מה שמשפיע על קונטרסט התמונה והתמונה תראה מטושטשת בנוסף לכך השומן יראה יותר בהיר בהשוואה ל-SE.



TE האפקטיבי נרכש עם אמפליטודת גרדיאנט הפאזה הכי נמוכה (אדום) והוא ממלא את מרכז מרחב K בעוד TE שנרכש עם אמפליטודה גבוהה ממלא את הקצוות.

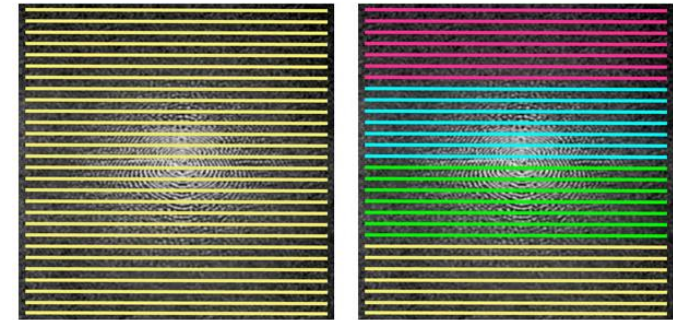
החיסכון בזמן מאפשר שיפור הרזולוציה והוספת מיצועים כמו כן הרצף הזה פחות מושפע מסוספטיביליות מה שעושה אותו טוב להדגמת בסיס הגולגולת ואיברים עם מתכות אבל מצד שני היתרון הזה הוא חיסרון כשרוצים להדגים דימומים וקליסיפיקציות חיסרון נוסף לרצף זה הוא SAR גבוה.

# HASTE/SS-FSE



Representative HASTE/SS-FSE pulse sequence.

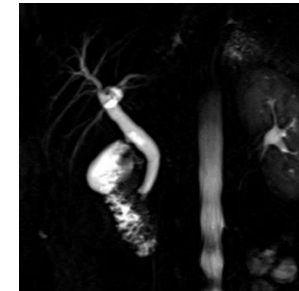
Note asymmetric sampling in phase-encode direction. The peripheral lines on one side of  $k$ -space are not sampled but estimated by conjugate symmetry.



Single Shot

Multi-Shot

**Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo** (Single-shot fast spin echo, **SS-FSE**) היא שיטה שבה ממלאים את מרחב K של התמונה עם TR אחד וזה מצריך Echo Train אורך 128 , 256 ואפילו יותר . FSE היא טכניקת Multi Shot כלומר על מנת למלא את מרחב K יש צורך בכמה TR בעוד ב-HASTE ב-TR אחד ממלאים את מרחב K . כדי למזער את מספר השורות הנדגמות ב-HASTE , דוגמים קצת יותר ממחצית מרחב K ומנצלים את הסימטריות של מרחב K ( Half Fourier ) . רצף זה הוא בעיקר בשקלול T2 כבד כי רוב מרחב K מתמלא ב-TEs ארוכים , רצף זה עם שיטת IR יכול להשיג במידה מסוימת T1 ו-PD . רצף זה טוב להדגמת איברי הבטן ושימושי להדגמת דרכי המרה, דרכי השתן ועוברים . החסרון של שיטה זו , SAR גבוה , רזולוציה נמוכה ותמונה קצת מטושטשת כתוצאה מ-Echo Train (בקצה SNR נמוך כתוצאה מ-T2 ולכן הסיגנל פוחת עם הזמן והגבולות לא ברורים) .

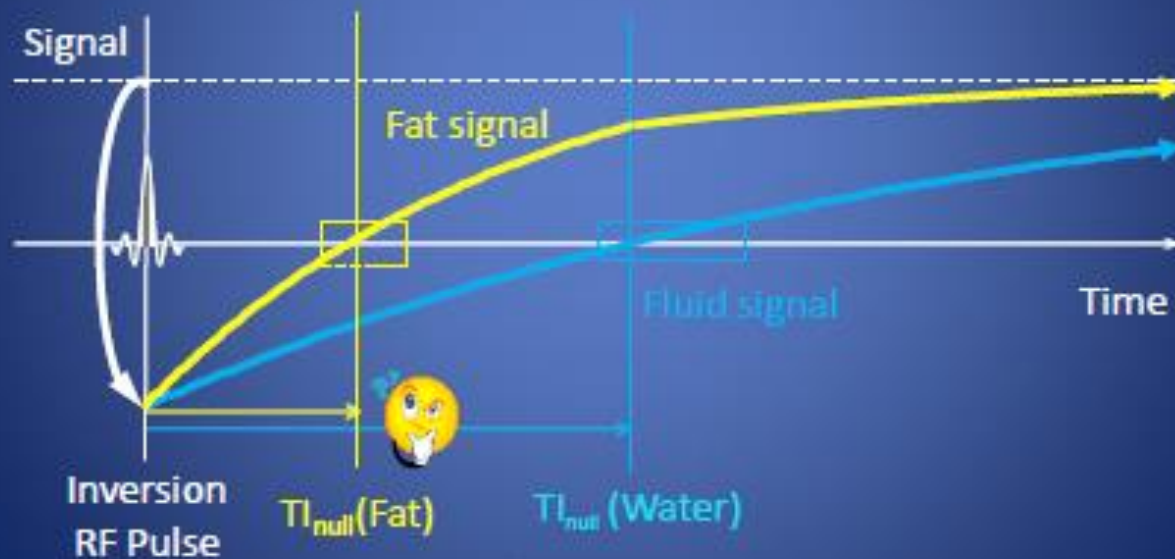


Horseshoe kidney

# STIR, and compare with FLAIR

STIR/TRIM : Short Tau Inversion Recovery,

FLAIR: FLuid Attenuated Inversion Recovery, "Dark Fluid"



$T_1$  of Various Tissue Types

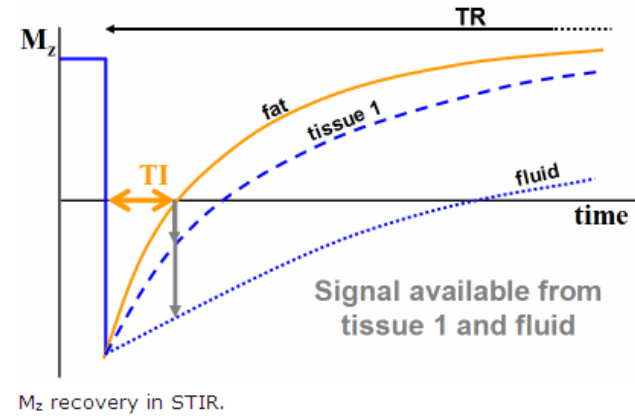
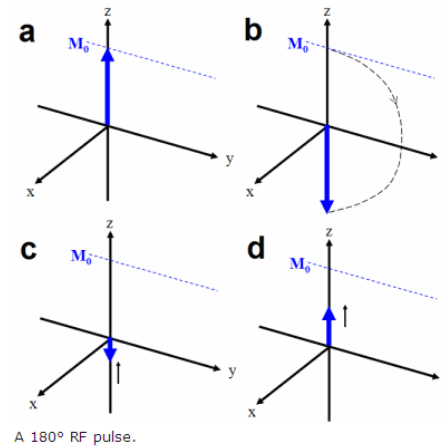
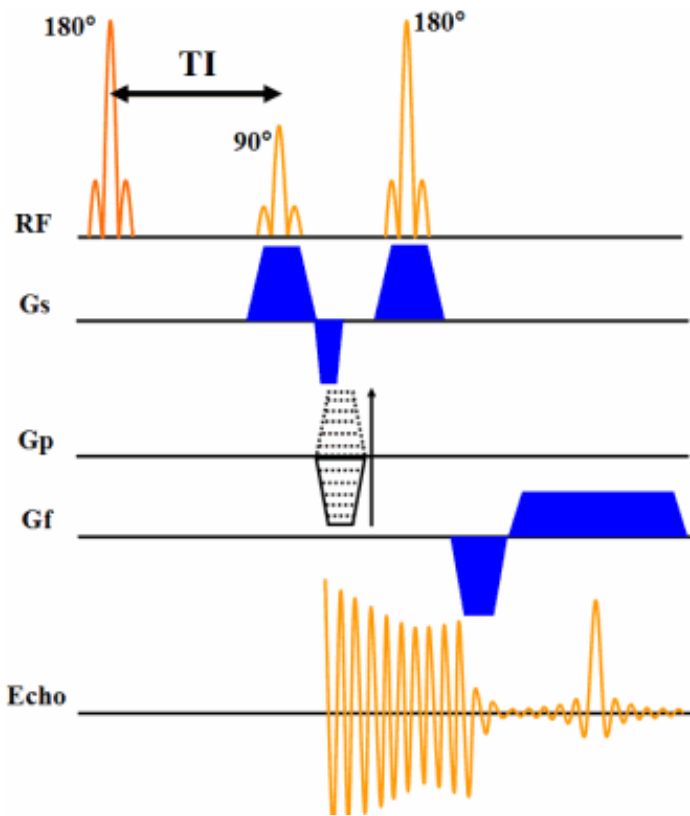
| Tissue | $T_1$ @ 1.5T (msec) | $T_1$ @ 3.0T (msec) |
|--------|---------------------|---------------------|
| CSF    | 4400                | 4500                |
| WM     | 780                 | 850                 |
| GM     | 920                 | 1330                |
| Blood  | 1200                | 1500                |
| Muscle | 870                 | 1160                |
| Fat    | 220                 | 260                 |

$$TI_{null} = 0.69 \times T1$$

שיטת Inversion Recovery מכפילה את המרחק להתאוששות Recovery של הספינים מה שמאפשר יותר זמן להבדלי  $T_1$ .

פולס 180 הראשון הופך את וקטור המגנטיזציה האורכי מ-  $+Z$  ל-  $-Z$  לפני שידור פולס 90. פולס 90 משודר לאחר 0.69 מזמן  $T_1$  של הרקמה שמעוניינים לדכא אותה.

# STIR

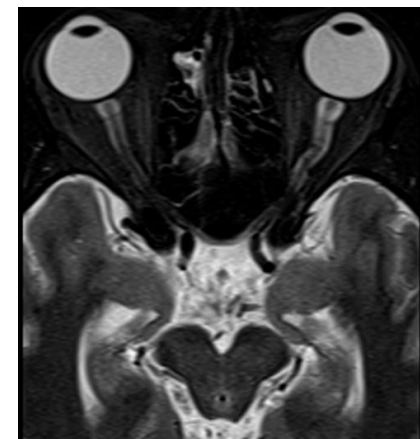
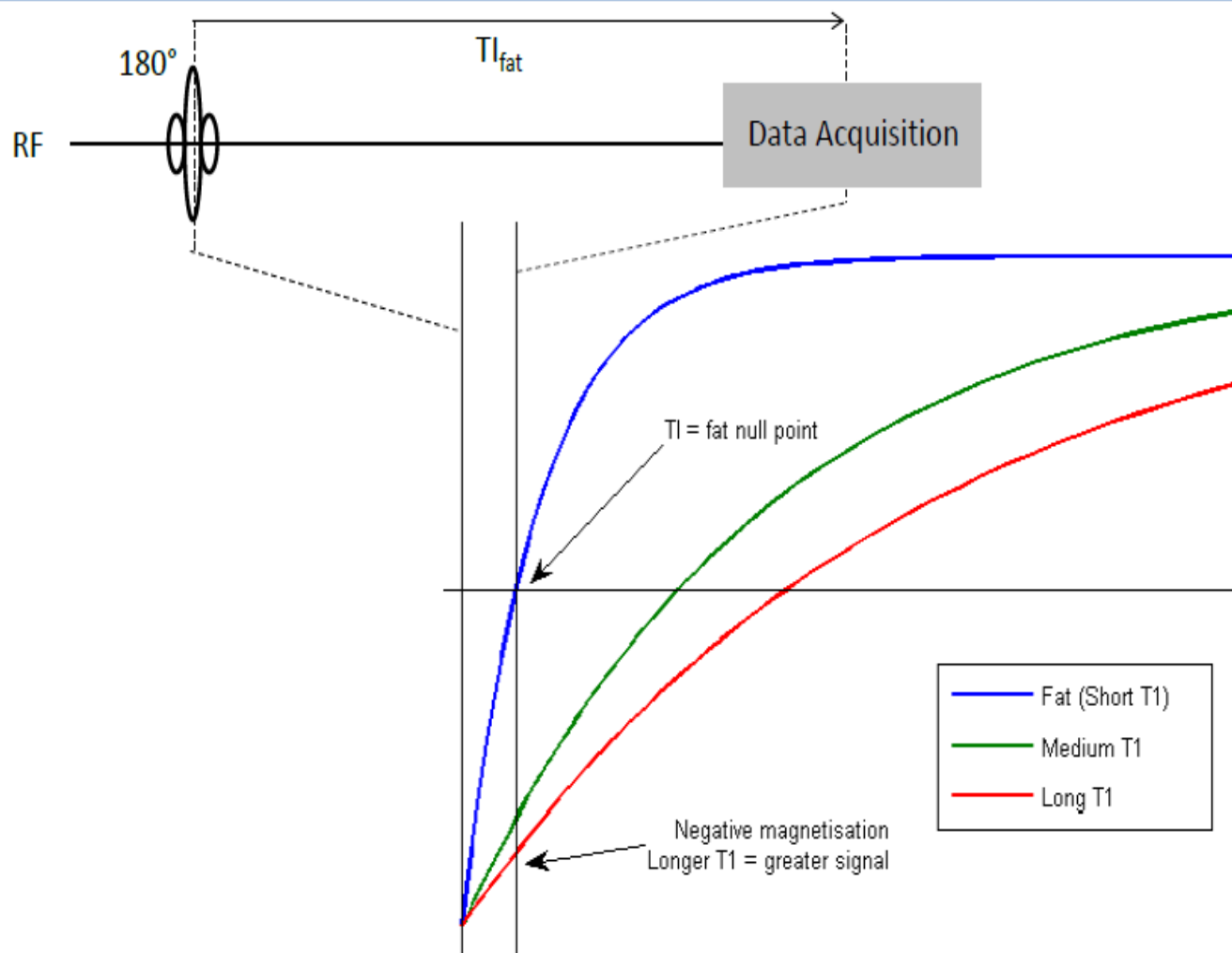


## Typical $T_1$ and $T_2$ values in human tissues at 1.5 T

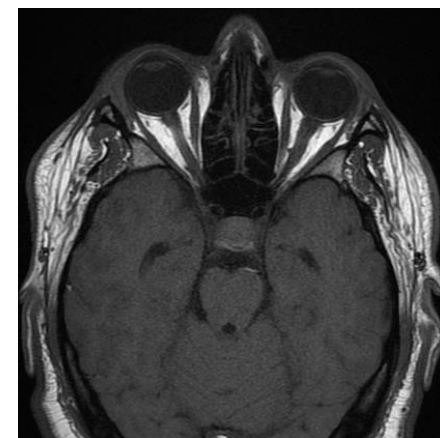
| Tissue                    | $T_1$ (ms) | $T_2$ (ms) |
|---------------------------|------------|------------|
| Muscle                    | 870        | 50         |
| Fat                       | 260        | 80         |
| Liver                     | 490        | 40         |
| Blood (oxygenated)        | 1200       | 200        |
| Blood (deoxygenated)      | 1200       | 125        |
| White matter              | 790        | 90         |
| Gray matter               | 920        | 100        |
| Cerebrospinal fluid (CSF) | 4000       | 2000       |

STIR (Short TI Inversion Recovery), רצף זה הוא ספין אקו שקודם לו פולס  $180^\circ$ . פולס  $180^\circ$  הופך את המגנטיזציה האורכית שאחר כך מתחילה לחזור לשיווי המשקל שלה ( $M_0$ ) לפי רלקסציה  $T_1$ . הזמן בין פולס  $180^\circ$  ההתחלתי לפולס  $90^\circ$  נקרא (TI) Inversion Time וזה הזמן שבו השומן חוצה נקודת האפס כך שכאשר פולס  $90^\circ$  מופעל לא תהיה מגנטיזציה אורכית של השומן שתוטה למישור הרוחבי ולכן נקבל סיגנל מכל הרקמות מלבד השומן ולכן רצף זה משמש לביטול סיגנל מהשומן. היות וזמני הרלקסציה  $T_1$  תלויים בשדה המגנטי ה-TI במכשיר 1.5 טסלה בערך 160-180 msec. (0,69 x 260).

# STIR – Fat Nulling



STIR

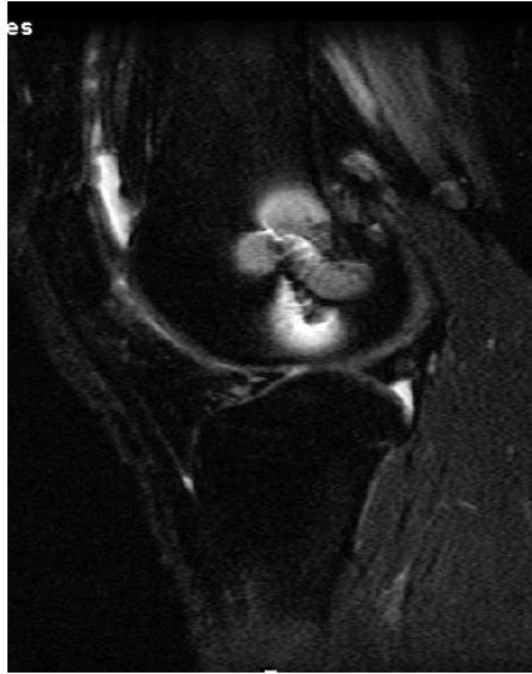


T1 רגיל

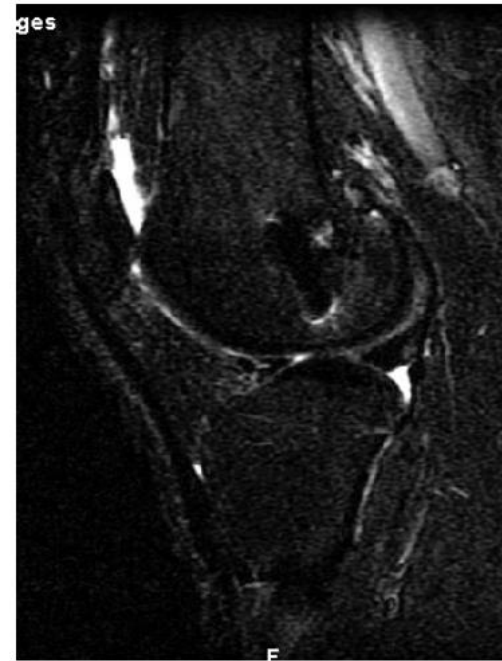
בניגוד לשקלול T1 רגיל רקמות עם T1 ארוך מייצרות את הסיגנל הכי גבוה



# Fat Suppression near $B_0$ Inhomogeneity



*Fat Sat*



*STIR*

דיכוי השומן ע"י STIR יחסית אחיד והוא פחות מושפע מאי הומוגניות של השדה ולכן יש לו עדיפות על שיטות דיכוי שומן שונות כמו Fat Sat במיוחד כשיש מתכות או מעבר רקמה אוויר כמו בסינוסים או כשמצלמים שטח גדול .

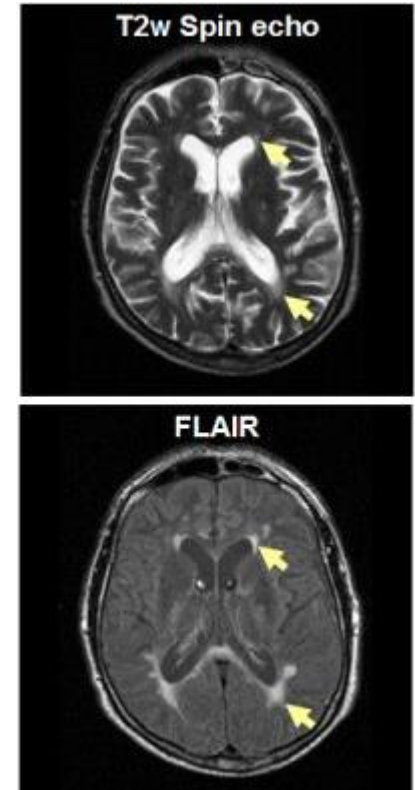
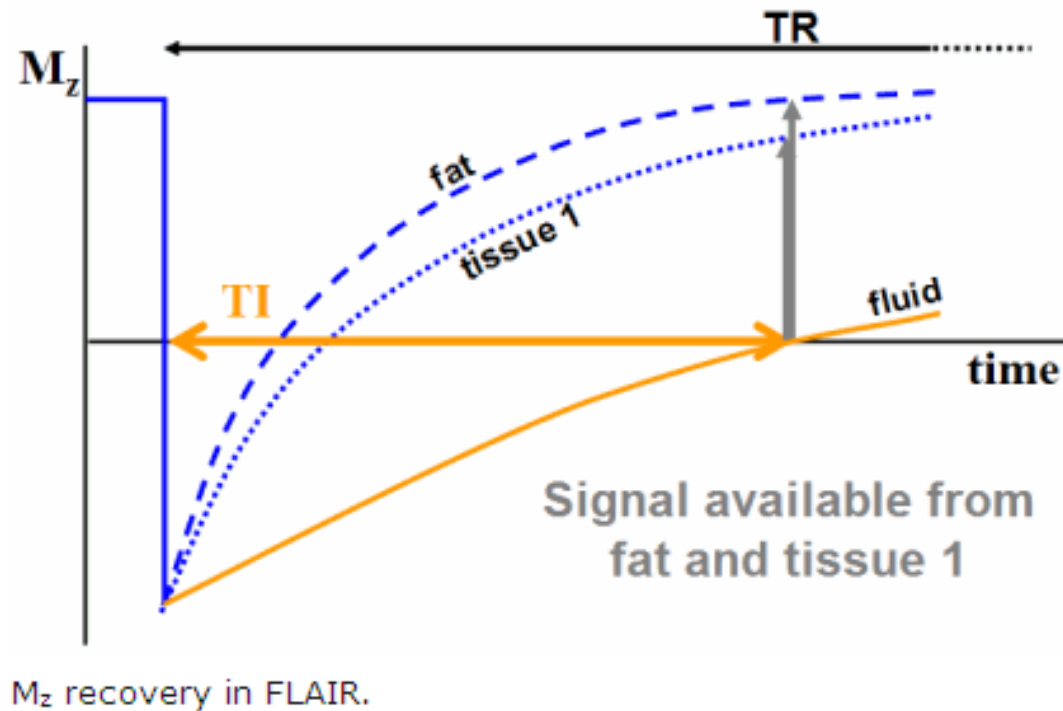
STIR לא יכול לשמש לדיכוי שומן אחרי מתן חומר ניגוד כי הוא אינו מדכא רק שומן אלא כל רקמה שה- T1 שלה קרוב לשומן והיות וגדוליניום מקצר T1 אז גם פתולוגיות עלולות לעבור דיכוי ואז לא לראות אותן .

באופן כללי בשיטת IR ניתן לדכא שומן , מים , סיליקון , סליין ועוד .

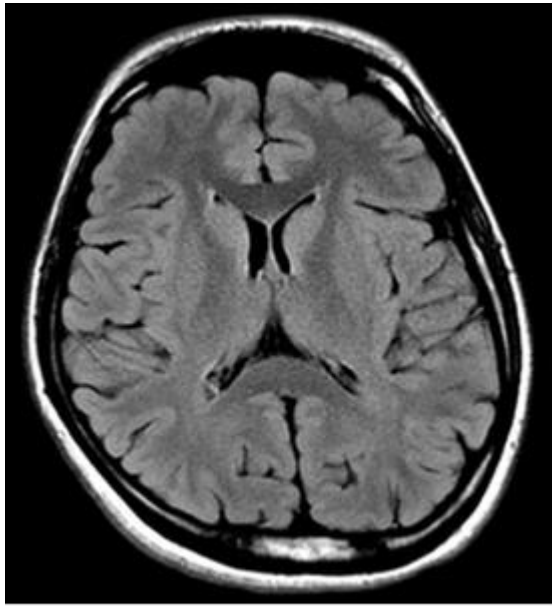
בגלל דיכוי הסיגנל מהשומן ה- SNR של רצף זה יחסית נמוך . כמו כן זמן הסריקה ארוך יחסית והרזולוציה יחסית נמוכה וברצף הזה יש ארטיפקט זרימה .



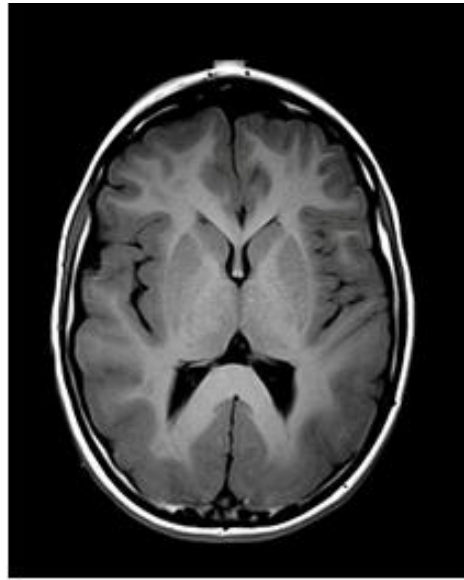
# FLAIR



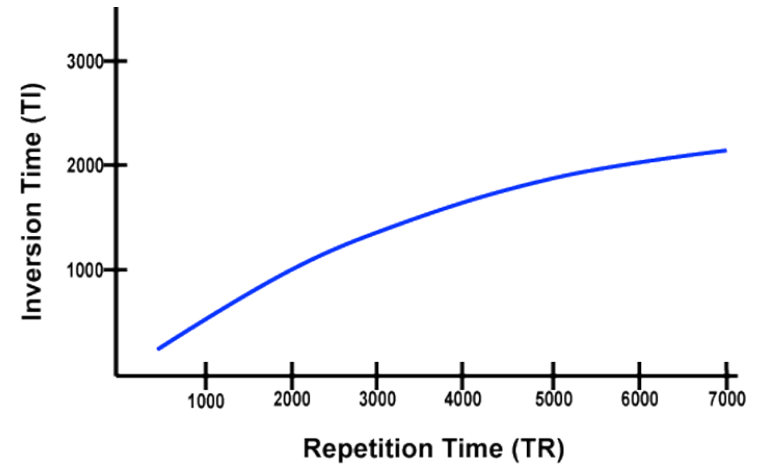
fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) עוד וריאציה של IR . ברצף זה  
 הסיגנל מהנוזל מדוכא ע"י TI ארוך  
 רצף זה שימושי בהדמיית המוח ועמוד השדרה משום שהסיגנל מה- CSF מדוכא  
 וכך רואים את הלזיות שצמודות ל- CSF.



T2-FLAIR brain image



T1-FLAIR brain image at 3T with  
TR=2100, TE=9, TI=880.



בשיטת IR ניתן לקבל T1 או T2 FLAIR , תלוי ב-  
TR , TI , TE הנבחר.

ה- TI תלוי ב- TR . לכן צריך להימנע מהורדת TR  
ב- FLAIR על מנת לקצר זמן הסריקה כי זה משנה  
את הקונטרסט של התמונה . ב- T1 FLAIR ה- TE  
וה- TR יחסית קצרים על מנת להקטין T2  
במכשיר 1.5 T1 FLAIR , TE10 T1 900 , TR 2000

. T2 FLAIR , TI 2500 TE 100 TR 9000 .

כמו כן ניתן לקבל T1 STIR או T2 . ב- STIR

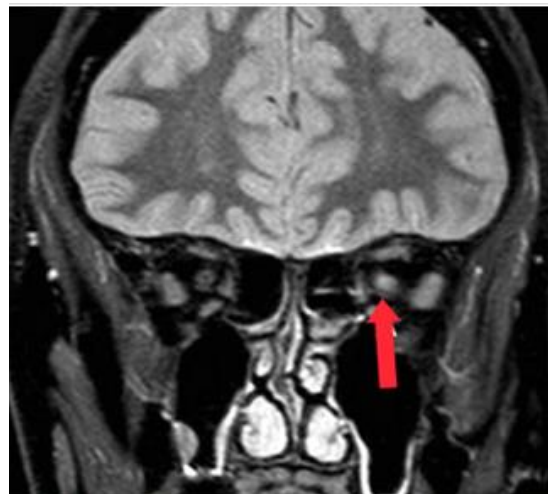
TR + TI של T1 STIR או T2 די קרובים

. TR > 3000 וה- TI בסביבות 160 וההבדל ב- TE .

בערך 30 לעומת 90



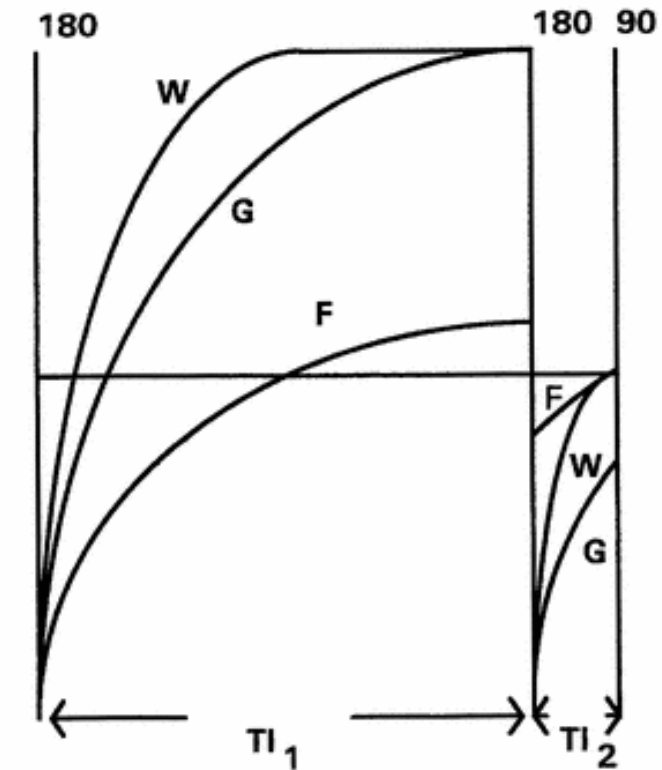
STIR T2



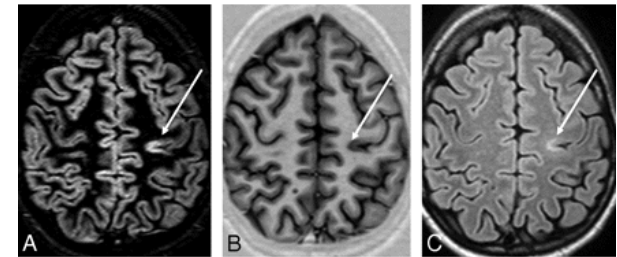
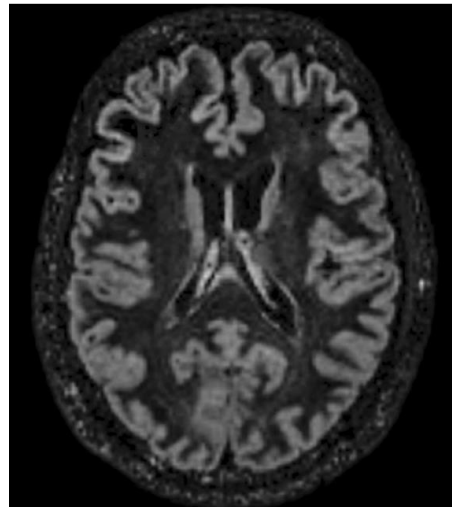
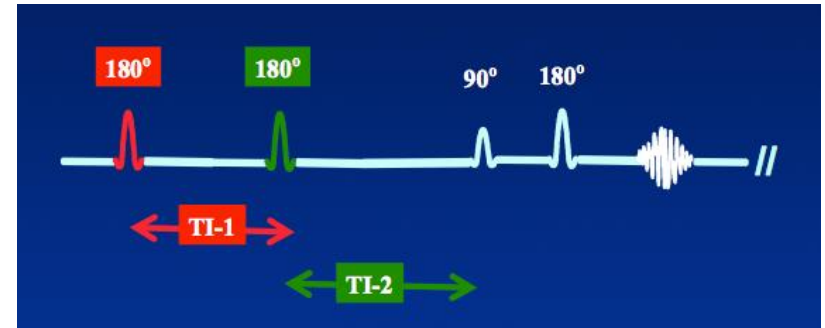
STIR image with excellent fat suppression, allowing optic  
neuritis to be well seen.

STIR T1

## Double Inversion Recovery



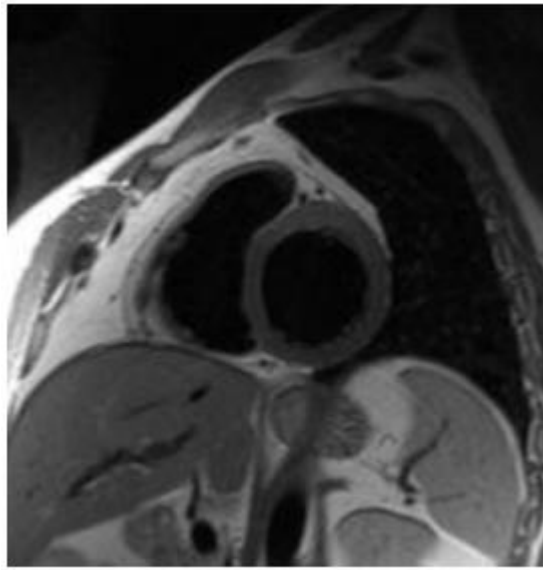
The evolution of  $M_z$  through the inverting intervals  $TI_1$  and  $TI_2$  is sketched for cerebrospinal fluid (F), gray (G), and white (W) matter.



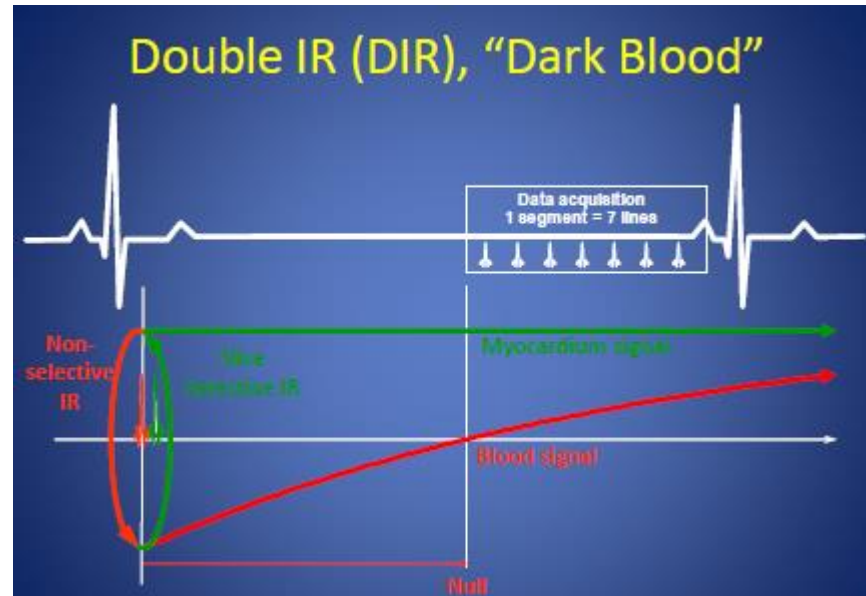
ניתן לראות בבירור את נגע הטרשת הנפוצה בתמונת FLAIR אך ב-DIR עוד יותר

וריאנט אחר של IR הוא Double Inversion Recovery (DIR), כאן משתמשים בשני פולסי היפוך של 180 עוקבים ולא סלקטיביים, כלומר שהופכים את וקטור המגנטיזציה לכלל הרקמות, ובמקרה הזה מיועד לדיכוי שתי הרקמות CSF והחומר הלבן, רצף זה מוצלח כששתי הרקמות המדוכאות בעלות זמני T1 שונים. ורצף זה מתאים למגנט 3T ולא 1.5T בגלל SNR נמוך כתוצאה משני פולסי ההיפוך. זמני T1 של החומר הלבן בשלושה טסלה, 830 ms, החומר האפור 1250 ms, CSF 4300 ms. אחרי פולס 180 הראשון המגנטיזציה האורכית של החומר הלבן והאפור כמעט משתקמת לגמרי בעוד של CSF משתקמת חלקית. פולס 180 השני מיועד לדיכוי המגנטיזציה של החומר הלבן וצריך להיות מתוזמן למעבר CSF והחומר הלבן בנקודת האפס. לחומר האפור יש זמן T1 ארוך יחסית ללבן ונשאר שלילי ומייצר סיגנל כשפולס 90 משודר. רוב השימוש ברצף זה להדמיית המוח ועמוד השדרה לזיהוי תהליכים דלקתיים כגון טרשת נפוצה.

# Double Inversion Recovery ( Dark Blood )

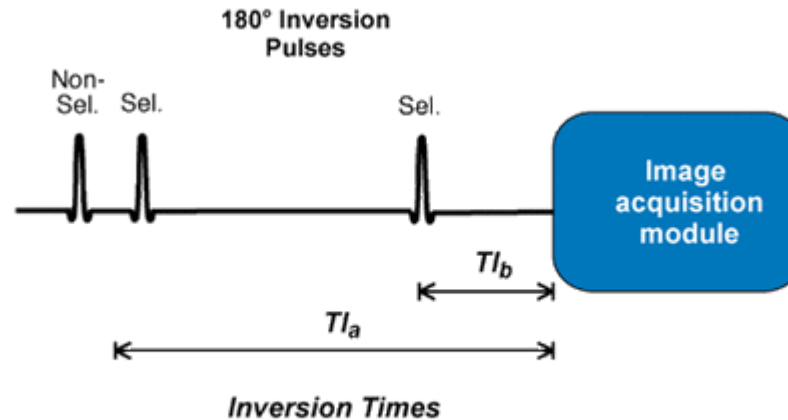


Black blood DIR image of heart

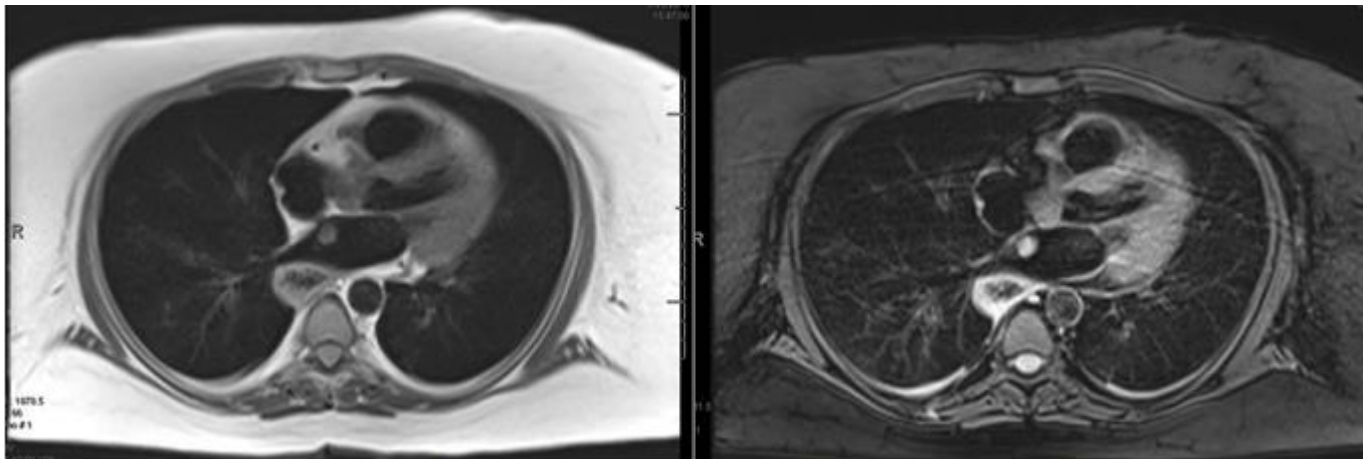


טכניקת DIR אחרת משמשת בד"כ להדמיית הלב וכלי הדם . בשיטה זו משודרים שני פולסי היפוך עוקבים בזמן קצר אחד אחרי השני , הפולס הראשון לא סלקטיבי , כלומר הפולס הופך את המגנטיזציה לכל החתכים בתוך הנפח המצולם , הפולס השני הוא סלקטיבי , כלומר הוא מחזיר את המגנטיזציה של הרקמות בחתך הספיציפי לכיוון +Z כך ששריר הלב ורקמות יחסית נייחות הסיגנל שלהם נשמר בעוד הסיגנל מהדם שזורם מדוכא ומופיע שחור בתמונה , ( דם שחור , Dark Blood ) . למרות שמשמשים בשני פולסי 180 , האמת היא שרק חומר אחד ( הדם ) מדוכא ולכן יש רק TI אחד כך שרצף זה מתנהג יותר כמו IR בודד ולא DIR כמו שבמוח .

# Triple Inversion Recovery



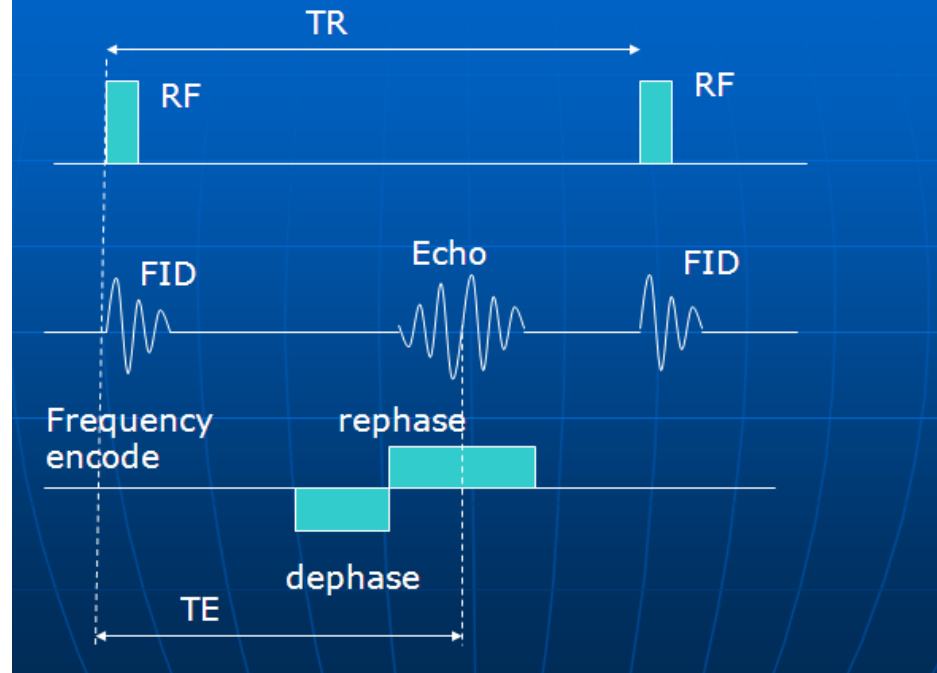
Triple IR sequence is similar to a double IR sequence with an additional 180°-pulse at time  $Tl_b$  to suppress fat.



T1-weighted double IR image (left) vs T2-weighted triple IR image (right)

ניתן להשתמש בפולס  $180^\circ$  שלישי מה שמייצר **triple inversion recovery (TIR)** שמשמש בדרך כלל לדיכוי שומן קרום הלב pericardial fat שזה שילוב של תמונת STIR + DIR. ברצף זה יש שני  $Tl$ , הראשון לדיכוי הסיגנל מהדם והשני לדיכוי הסיגנל מהשומן.

# Conventional gradient echo

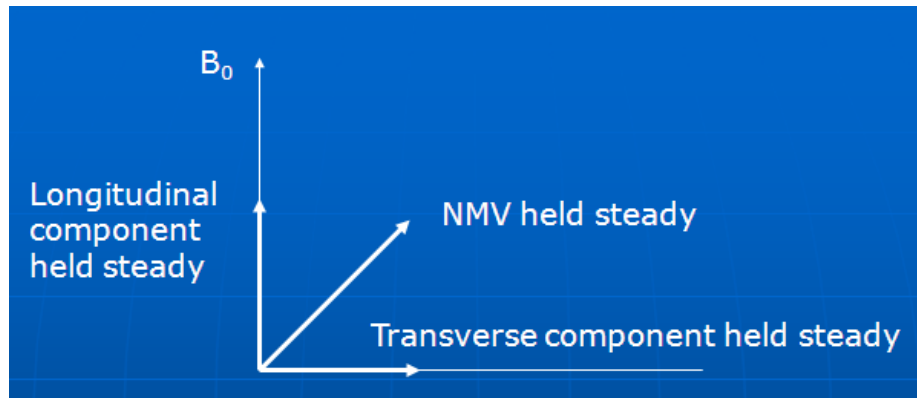


| Weighting      | FA (°) | $T_E$ (ms) | $T_R$ (ms) |
|----------------|--------|------------|------------|
| Proton-density | 15-20  | < 10       | 500        |
| $T_2^*$        | 15-20  | 25-30      | 500        |
| $T_1$          | 80+    | < 10       | 100-150    |

השימוש בזווית קטנה וגרדיאנט במקום פולס 180 ו-  $TR$  קצר מאפשר שימוש נרחב בסריקות מהירות כולל סריקות בתלת מימד. ישנן הרבה וריאציות ברצף זה והוא שימושי מאד במיוחד בסריקות החזה, הבטן והאגן, באנגיוגרפיה ובדיקות דינמיות



# The Steady State



| Sequence   | Siemens                         | GE                     | Philips          |
|--|---------------------------------|------------------------|------------------|
| Generic Gradient Echo                                | GRE                             | GRE                    | FFE              |
| RF-Spoiled GRE                                       | FLASH                           | SPGR                   | T1-FFE           |
| Coherent GRE with "FID" Refocusing                   | FISP                            | GRASS                  | FFE              |
| Coherent GRE with "Echo" Refocusing                  | PSIF                            | SSFP                   | T2-FFE           |
| Coherent GRE with Balanced "FID/Echo" Refocusing     | True FISP                       | FIESTA                 | Balanced FFE     |
| Coherent Balanced GRE using Dual-excitation          | CISS                            | FIESTA-C               | ---              |
| Coherent Double GRE using Combined "FIDs" & "Echoes" | DESS                            | MENSA                  | ---              |
| Spoiled GRE using Combined Multiple FIDs             | MEDIC                           | MERGE                  | M-FFE            |
| Ultrafast GRE  | TurboFLASH (2D)<br>MP-RAGE (3D) | Fast GRE<br>BRAVO (3D) | TFE<br>3D T1-TFE |
| Spoiled 3D GRE Variants                              | VIBE                            | FAME/LAVA              | THRIVE           |
| GRE Plus SE with Combined Signal                     | TGSE                            | ---                    | GRASE            |

זהו שלב שבו ה-TR קצר מזמני  $T_1$ ,  $T_2$  של הרקמות. אין זמן למגנטיזציה הרוחבית לדעוך לגמרי לפני פולס RF הבא ולכן במצב זה המגנטיזציה הרוחבית והאורכית קיימות יחד כל הזמן.  $\text{Flip Angle } 30^\circ - 45^\circ$  יחד עם TR 20 - 50 מביא למצב זה. מגנטיזציה רוחבית זאת נקראת residual transverse magnetization (RTM) והיא משפיעה על קונטרסט התמונה וגורמת לרקמות עם  $T_2$  ארוך להיראות בהירות בתמונה כי לרקמות עם  $T_2$  ארוך יש יותר RTM. רצפי גרדיאנט אקו מסווגים לפי האם RTM בפאזה (coherent) או ללא פאזה (incoherent). out of phase (incoherent). Coherent Gradient Echo מייצר בעיקר תמונות בשקלול  $T_2^*$ , בגלל שהנוזל בהיר רצפים מסוג זה נותנים אפקט אנגיוגרפי, מילוגרפי וארטרוגרפי.

Incoherent (Spoiled) RTM, ישנן שתי שיטות לקלקול RTM, RF spoiling או Gradient spoiling והמטרה שהשפעת RTM תהיה מינימאלית על קונטרסט התמונה ולכן בשיטה זו מקבלים בעיקר תמונות בשקלול  $T_1$  ועם Gradient Spoiling ניתן להשיג גם תמונות בשקלול  $T_2^*$  (כי GS פחות יעיל מאשר RF Spoiling ויותר  $T_2^*$  קיים בסיגנל).

## רצפי גרדיאנט אקו עם קלקול שארית המגנטיזציה הרוחבית

### Spoiling

“Destroy” transverse magnetization ( $M_{xy}$ ) before next excitation.

- Use  $TR \gg T_2$  or  $T_2^*$  (transverse relaxation)
- “Crusher” gradient(s) (gradient spoiling)
- Change the phase RF excitation pulse (RF spoiling)

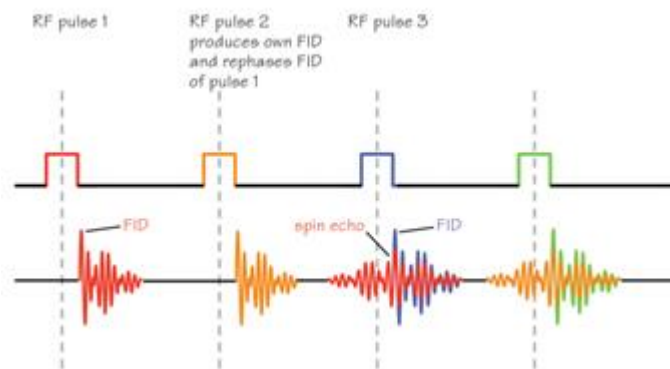
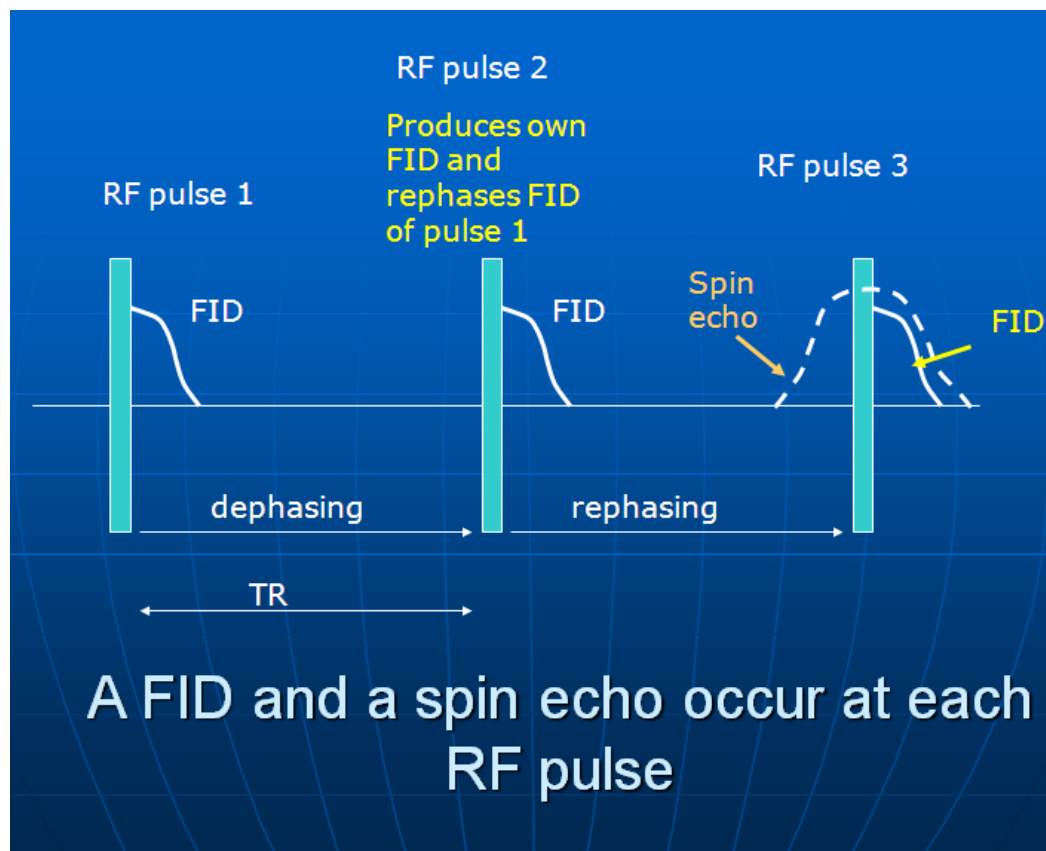


### Spoiled Gradient Echo Sequences

1. 2D/3D Spoiled GRE (FLASH/SPGR/T1-FFE)
  - T1w imaging; T1 mapping,  $B_1$  mapping; Susceptibility Weighted Imaging (SWI)
2. 3D Spoiled GRE w. partial  $K$ -space Acquisition (VIBE/LAVA/THRIVE)
  - Breath hold and dynamic studies; DCE MRI / perfusion
3. IR-prepped Spoiled GRE (IR-SPGR/MP-RAGE/IR-TFE)
  - Improve T1 contrast
4. Multi-echo Spoiled GRE (Dual FFE, MEDIC, ...)
  - In & Out of Phase, DIXON;  $B_0$  mapping;  $T_2^*$  mapping

### Spoiled Gradient Echo Sequences

5. MR Angiography and Flow Quantification
  - 3D Time-of-flight MRA
  - Contrast Enhanced MRA
  - Phase contrast MRA
6. Motion Quantification
  - MR Elastography;
  - DENSE ...



במצב Steady State כל שני פולסי RF מייצרים Spin Echo שנקרא Hahn or stimulated echo כי כששולחים את הפולס הבא עדיין יש מגנטיזציה רוחבית שנוצרה מהפולס הקודם והפולס הבא גורם Rephasing ומייצר ספין אקו, ישנה חפיפה בין הספין אקו ל- FID . ה- FID מכיל  $T_2^*$  או  $T_1$ , תלוי ב- TE וה- Stimulated Echo  $T_2^*$  ו-  $T_2$ .

## רצפי גרדיאנט אקו עם שימור שארית המגנטיזציה הרוחבית

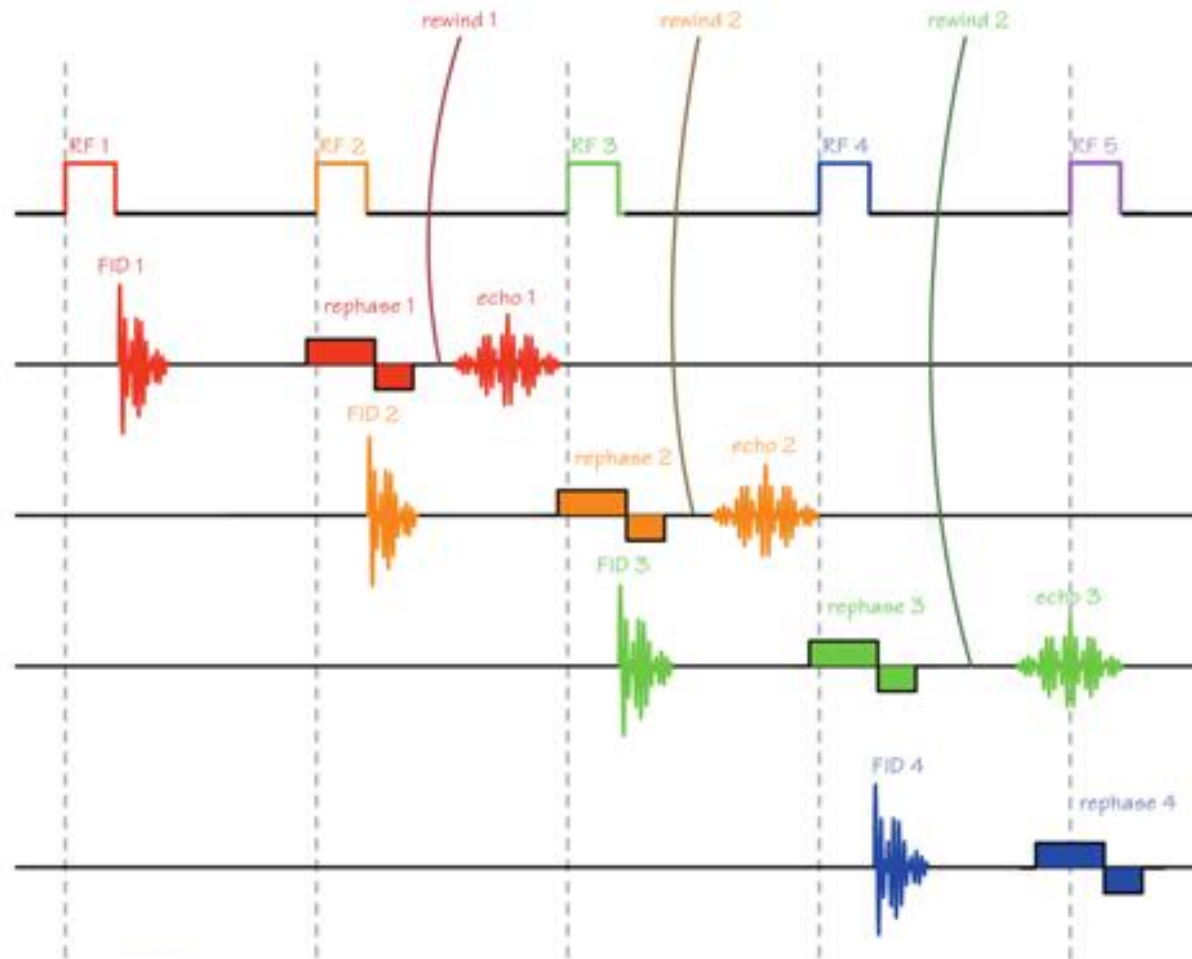
### Un-spoiled Gradient Echo Sequence

1. FISP/GRASS/FFE
2. PSIF/SSFP/T2-FFE
3. TrueFISP/FIESTA/b-FFE
  - Bright blood sequence for cardiac imaging
  - *Non contrast enhanced renal MRA*
  - *Localizer*
4. CISS/FIESTA-C
  - IAC imaging
5. DESS
  - Joint imaging

| Generic Name  | Refocused Signal(s)                               | Common Acronyms                |
|---------------|---|--------------------------------|
| SSFP-FID      | FID (S+) alone                                    | FISP, GRASS, FFE               |
| SSFP-Echo     | SE/STE (S-) alone                                 | PSIF, SSFP, T2-FFE             |
| SSFP-Double   | FID and SE/STE acquired separately, then combined | DESS, MENSA                    |
| SSFP-Balanced | FID and SE/STE together                           | TrueFISP, FIESTA, Balanced-FFE |

רצפים מסוג זה נבדלים ביניהם לפי הסיגנל הנקלט , ב- FISP דוגמים רק FID לעומת זאת ב- PSIF דוגמים רק את האקו . ב- DESS דוגמים בנפרד את ה- FID ואת האקו ואחר כך משלבים ביניהם . ב- TrueFISP דוגמים את ה- FID ואת האקו יחד.

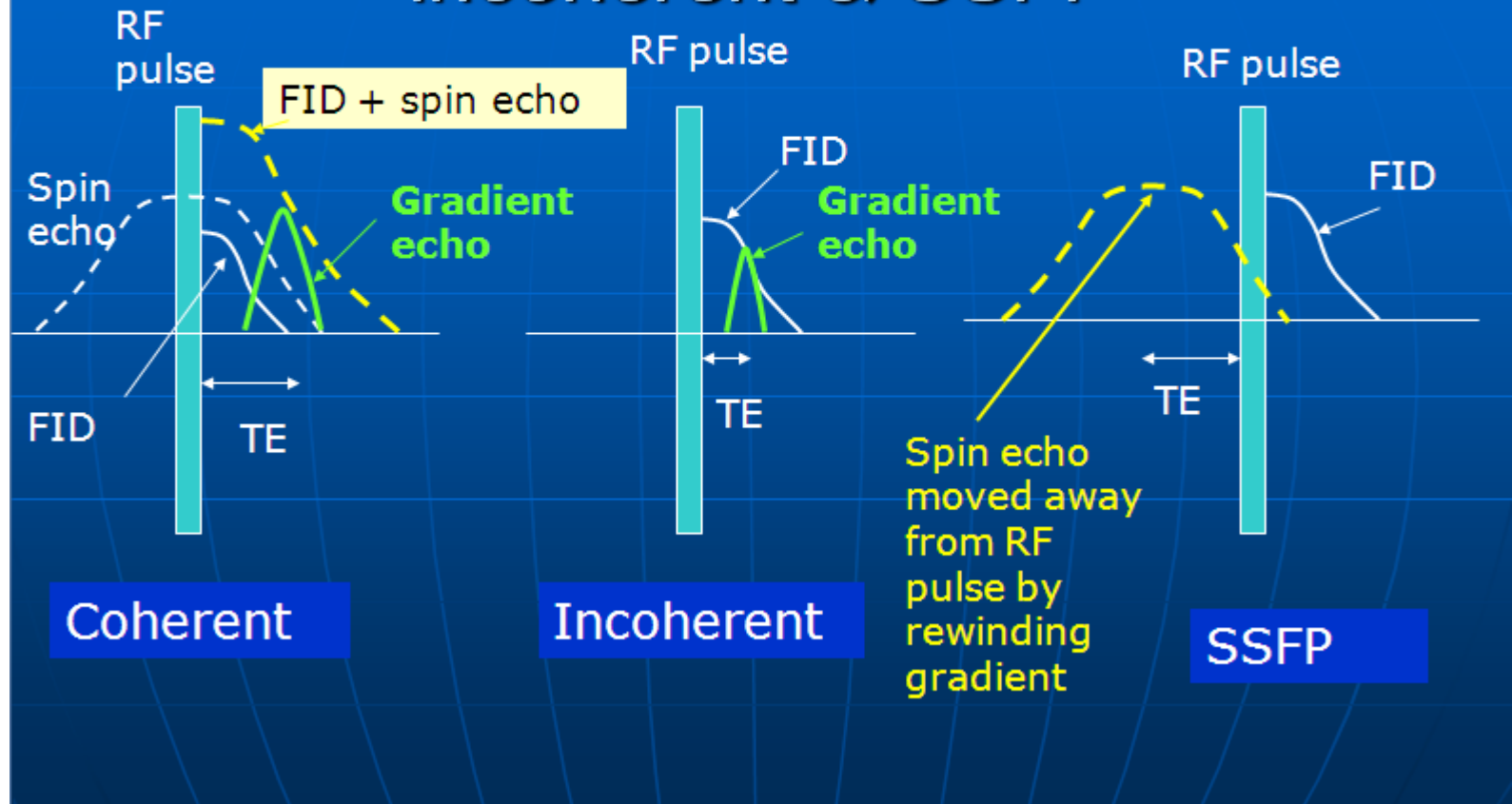
## Steady-state free precession



בגרדיאנט אקו SSFP ניתן להשיג תמונות בשקלול T2 ע"י זירוז התרחשות ה- Stimulated Echo  
 ע"י Rewinder Gradient וככה מפרידים בין האקו ל- FID מה שמאפשר קבלת האקו ללא FID  
 וקבלת תמונות בשקלול T2. רצף SSFP היה שימושי להדמיית המוח והמפרקים אבל הוחלף  
 ע"י FSE משום שהוא מייצר טוב יותר T2 בזמנים קצרים.



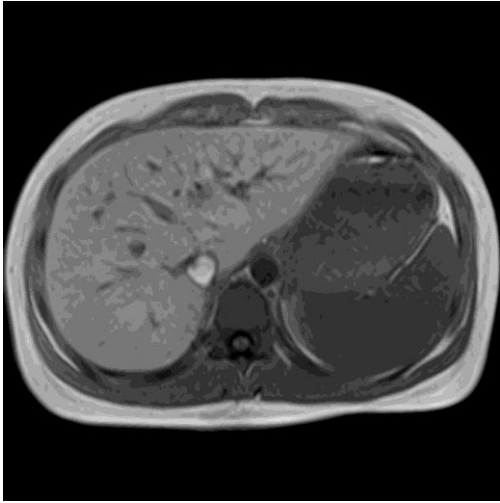
# Comparison between Coherent, incoherent & SSFP



Coherent Gradient Echo דוגמים FID ו- Stimulated Echo להפקת  $T_1$  או  $T_2^*$ , תלוי ב- TE הנבחר  
 Incoherent Gradient Echo דוגמים רק FID להפקת בעיקר תמונות בשקלול  $T_1$   
 SSFP דוגמים רק את ה- Stimulated Echo להפקת תמונות בשקלול  $T_2$ .



## T1 FLASH



Abdomen, T1 FLASH



Abdomen T1 FLASH FatSat



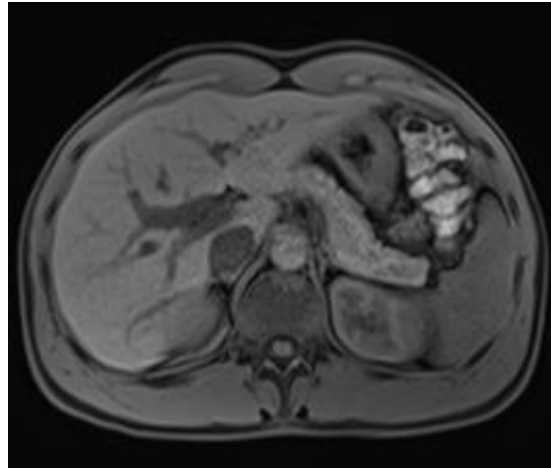
Head, T1 Flash

Fast low angle shot (FLASH) רצף גרדיאנט אקו שבו המגנטיזציה הרוחבית מבוטלת ע"י גרדיאנט חזק (spoiler gradient), הרצף הזה מספק קונטרסט של T1 והוא הנפוץ בהדמיית הבטן, החזה וכלי הדם. ניתן להשתמש ברצף זה עם החסרת שומן.

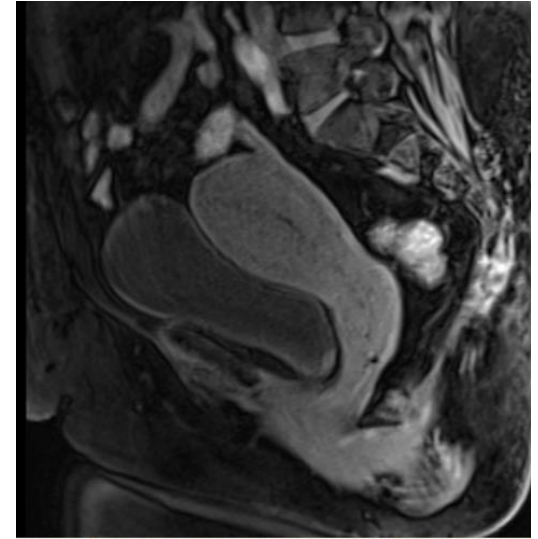
# VIBE



Abdomen, T1 3D VIBE FatSat



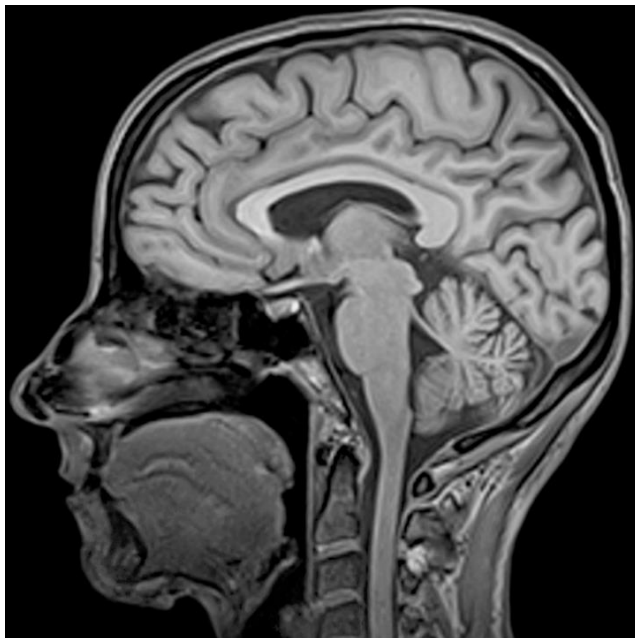
Abdomen, T1 3D VIBE FatSat



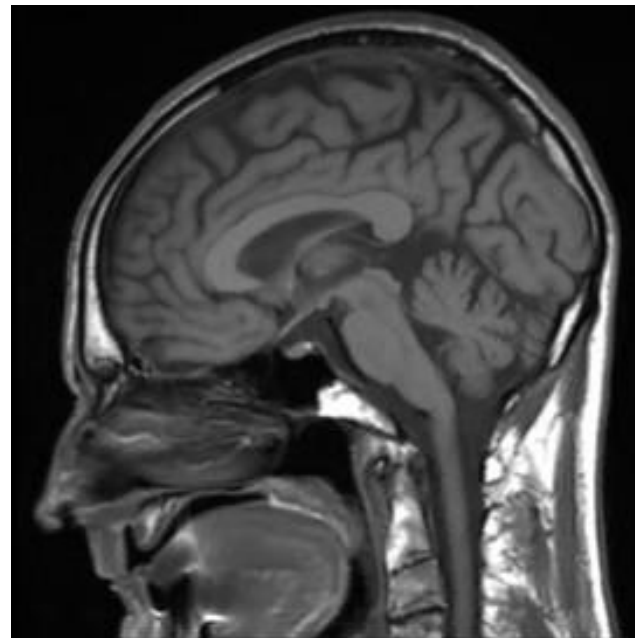
Pelvis, T1 3D VIBE FatSat

Volumetric interpolated breath-hold examination (VIBE) הוא רצף פולס שבו המגנטיזציה הרוחבית מבוטלת ע"י פולס RF. רצף זה מייצר T1 תלת מימדי שמשתמש באינטרפולציה ו\ או בטכניקת partial Fourier. ניתן להשתמש בעובי חתך קטן 2-3 מ"מ ה-SNR ברצף זה גבוה מרצף FLASH וכמובן שיש להריץ אותו עם החזקת נשימה. רצף זה שימושי להדמיית החזה, הבטן והאגן. לרוב משתמשים ברצף זה יחד עם החסרת שומן.

# MPRAGE



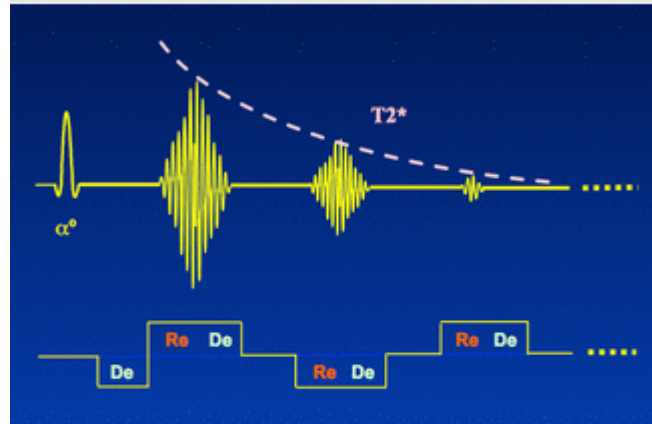
Head, T1 3D MPRAGE



T1W\_SE sag

Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo Imaging (MPRAGE) טכניקת Turbo FLASH עם היפוך magnetization prepared inversion pulses, 180 . משדרים פולס 180 ואחריו רצף גרדיאנט אקו . על מנת לייצר תמונות תלת מימדיות מבוצע קידוד פאזה שני בכיוון בחירת החתך . רצף זה שימושי להדמיה תלת ממדית של המוח ברזולוציה גבוהה ( isotropic ) ולכן ניתן לבצע שחזורים בממדים האחרים . בהשוואה עם SE T1 רצף זה מייצר איכות תמונה גבוהה יותר וקונטרסט טוב יותר בין החומר הלבן לאפור .

# Axial T2\*



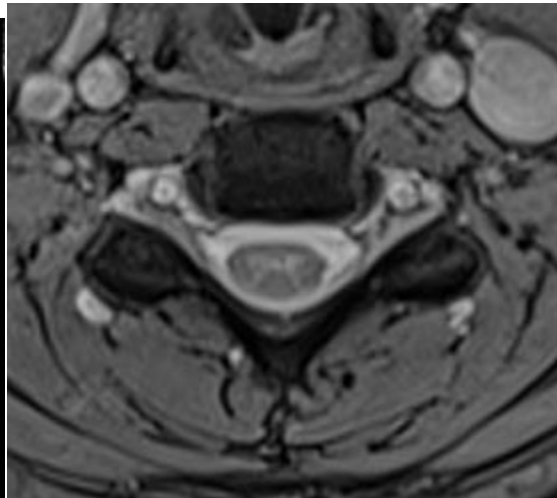
MERGE/MEDIC pulse sequence.

De = dephase, Re = rephase gradient lobes.

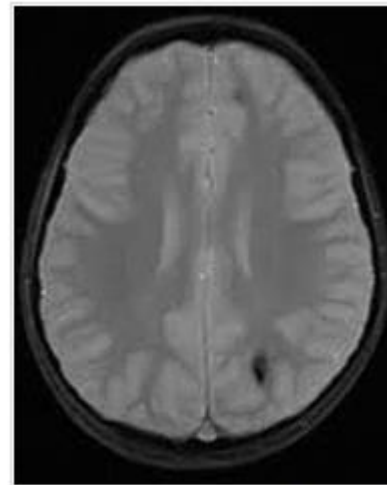
Typical parameters TR=500-1000, TE=5-20,  $\alpha = 20-30^\circ$



MERGE Hindfoot image



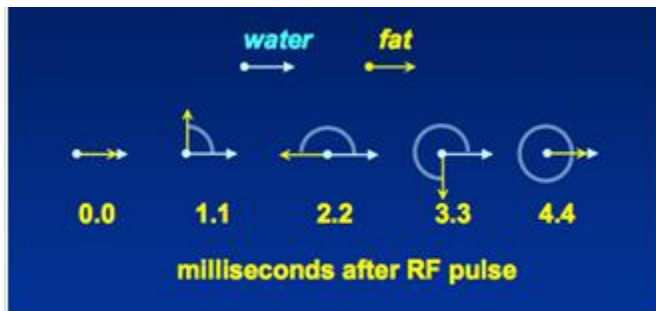
MEDIC C-spine image



T2\* image showing low signal area due to old blood products.

רגיש לשינויים בסוספטיביליות המגנטית כמו ברזל בדם, רצף זה מיועד בעיקר לאיתור דימומים או הסתיידויות, מלפורמציות וסקולריות, קברנומות, אנורזמות כמו כן לאבחנה בין גידולים כמו שונומה למנגיומה (ברוב השונומות יש דימומים). רצף זה מיועד בעיקר להדמיית המוח ועמוד השדרה כמו כן להדגמת סחוסים גידים ורצועות. רצף ("Multi-Echo Data Image Combination") MEDIC הוא רצף T2\*.

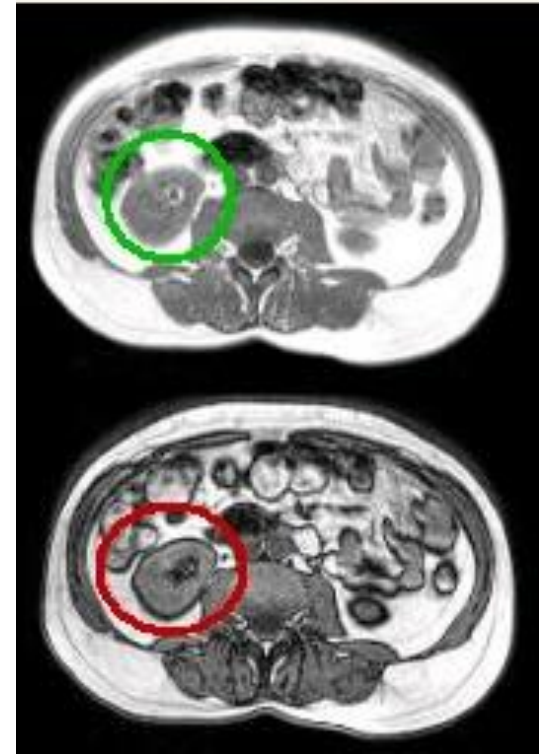
# In Out OF Phase



Phase-cycling between fat and water at 1.5T

כדי לפשט המספר עוגל ל-4.4 במקום 4.5

in phase



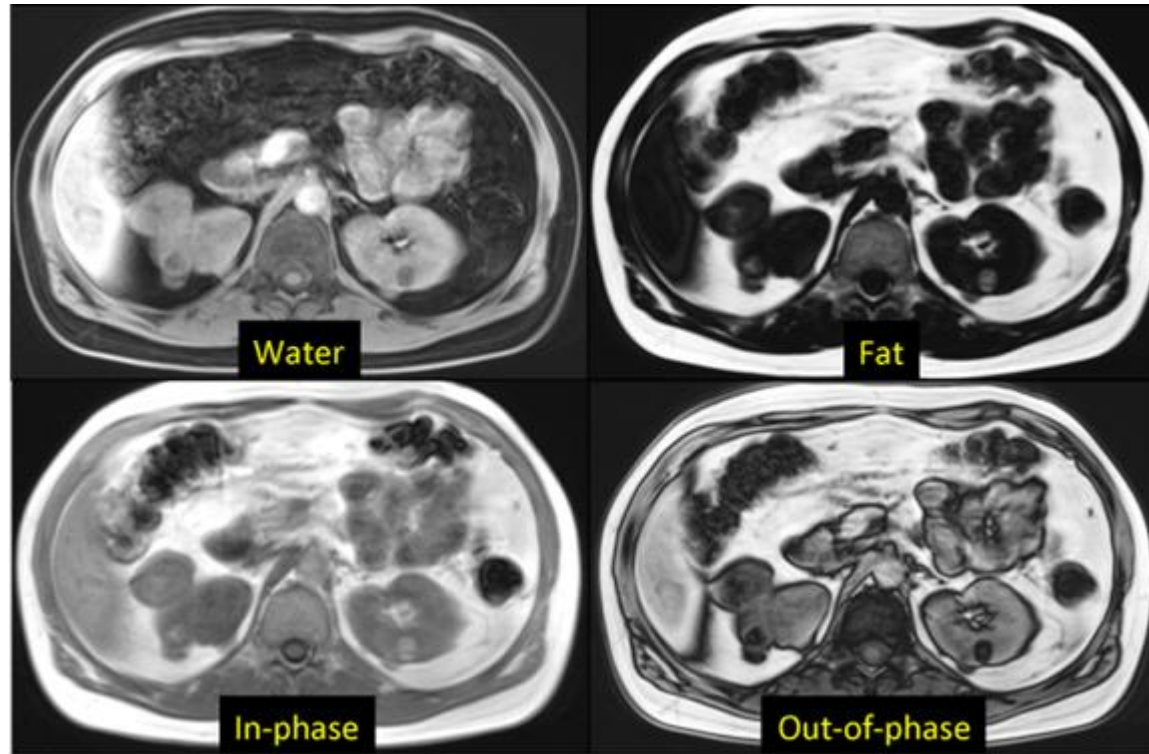
out of phase

תדירות הפרצסיה של פרוטוני המימן גבוה משל השומן ב- 220 Hz במכשיר 1.5 טסלה , ( היות ותדירות הפרצסיה שונה בהתאם לחוזק המגנט , במגנט 3 טסלה ההפרש 440 הרץ ). מיד אחרי פולס RF הסיפינים של השומן והמים נמצאים באותה פאזה In Phase ואחרי 2.5 מילישניות מחוץ לפאזה Out Of Phase ואחרי עוד 2.5 מילישניות בפאזה וכן הלאה . אז רצף זה מנצל את העובדה הזו על מנת לקבל בזמני Tes שונים תמונות פעם כשהשומן והמים באותה פאזה ופעם כשהם לא בפאזה .

ב out phase יראה הגבול של האיברים שמוקפים בשומן כשחור כגון הכליות , הגבול השחור לא יראה ברצף ספין אקו קונבנציונלי בגלל פולס ה 180 שאינו נמצא בגרדיאנט אקו . ב in phase הגבול יראה לבן בגלל שהסיגנל של המים והשומן מתאסף יחד בניגוד ל out phase שהסיגנל מוחסר .

זהו סוג רצף של גרדיאנט אקו שעיקר השימוש בו בבדיקות הבטן ובמיוחד לבדיקות הכבד והאדרנל . ההבדלים בעוצמת הסיגנל בין התמונות in/out יכולים לעזור בדפרנציה בין נגע ממאיר לשפיר .

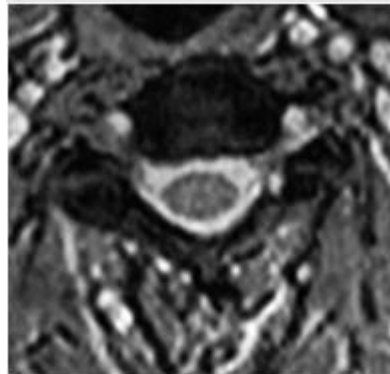
# Dixon



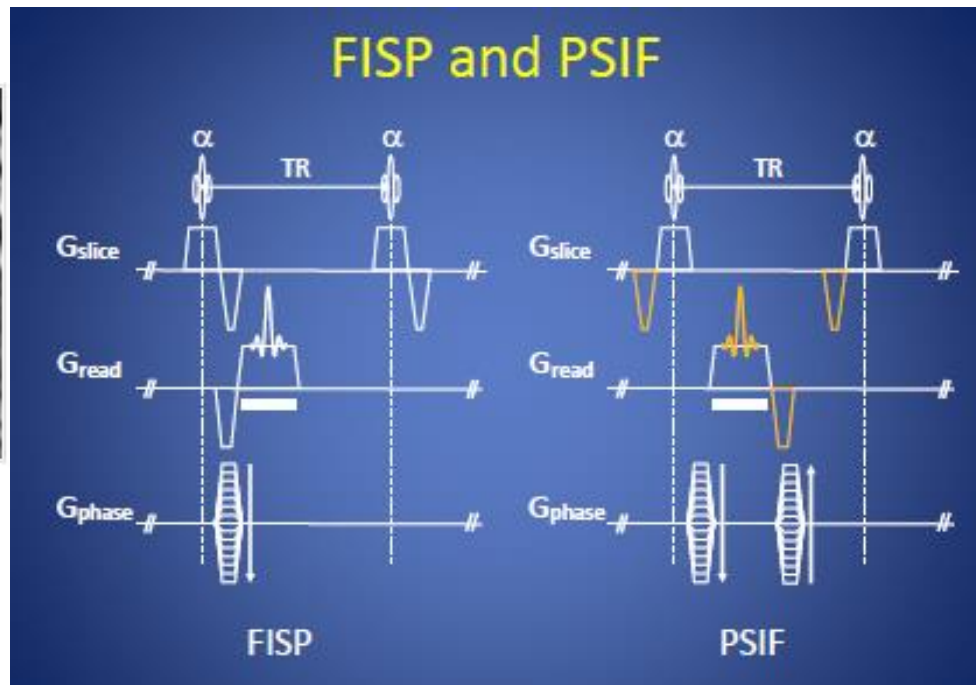
גם רצף זה מנצל את ההיסט הכימי chemical shift בין השומן למים ומייצר תמונה In phase ותמונה Out OF phase ואז ע"י חישוב ניתן לקבל תמונה עם דיכוי שומן ותמונה של שומן. שיטת הדיקסון משתלבת עם רצף VIBE ושימושית בעיקר להדמיית הבטן.



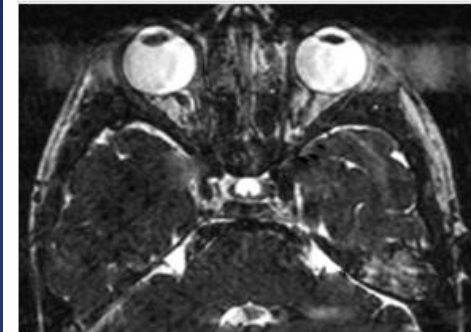
## FISP (Fast Imaging with Steady-state Precession)



1.5-mm thick cervical spine axial image from a 3D GRASS acquisition with TR/TE=35/15



## PSIF (REVERSE Fast Imaging with Steady-state Precession)



PSIF image (TR=20, TE=35,  $\alpha=70^\circ$ ). Fluids are bright with poor contrast elsewhere. Note motion artifacts from eyes and CSF).

ברצף FISP דוגמים את ה-FID ולרוב משתמשים ברצף FISP ליצירת תמונות משוקללות  $T2^*$  אם כי משקלים אחרים אפשריים. רצף זה כמעט ולא נמצא בשימוש בגלל שהוחלף ברצף TrueFISP.

PSIF היפוך האותיות של FISP בגלל שדיאגרמת הפולס שלו היא תמונת ראי של FISP. ברצף PSIF דוגמים רק את הספין אקו שהוא חלש יותר מהספין אקו האמיתי, המשמעות SNR נמוך. ברצף זה קולטים את הסיגנל שנוצר כתוצאה מהאקו ללא ה-FID. ברצף זה ה- $TR < TE < 2TR$ . ב-PSIF הסיגנל המתקבל הוא גבוה בנוזלים כמו CSF ולכן הוא שימש בעבר לבדיקות כמו Cisternography & Myelography, בעוד שהסיגנל מהנוזלים הוא גבוה הקונטרסט של הרקמות הרכות הוא חלש. בגלל שה-TE יחסית ארוך יש הרבה ארטיפקטים של זרימה ויחס אות לרעש נמוך, חסרונות אלה הגבילו את השימוש ברצף הזה.

# TrueFISP

## Balanced SSFP



TrueFISP/FIESTA/bFFE

- Combines signal from both partial SE and GRE.
- Typically with large  $\alpha$  and short TR
- $S \approx \rho \frac{T_2}{T_1}$  for  $\alpha \approx 90$  &  $TR \ll T_2, T_1$
- Bright fluid
- Fast acquisition and high SNR
- Susceptible to off-resonance artifact.
- Can be SAR intensive

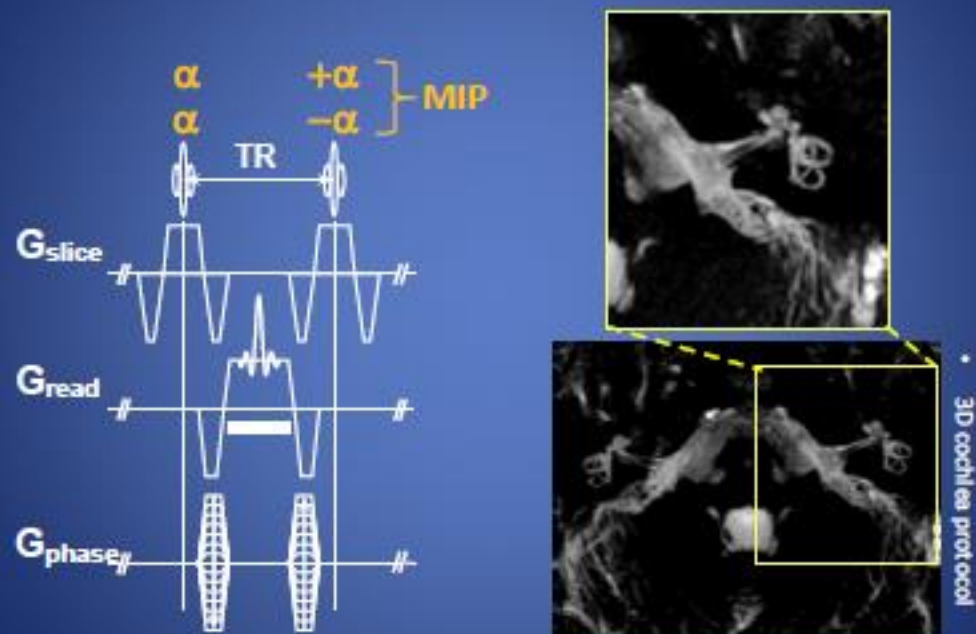
## Balanced SSFP Applications

- Imaging of Fluid
  - Cardiac (Bright blood imaging)
  - MSK (Fluid in the joint space)
  - Non-contrast MRA (High signal from blood)
- Fast acquisition
  - Cardiac (Real-time imaging)
  - Fetal imaging
  - Localizer / Scout

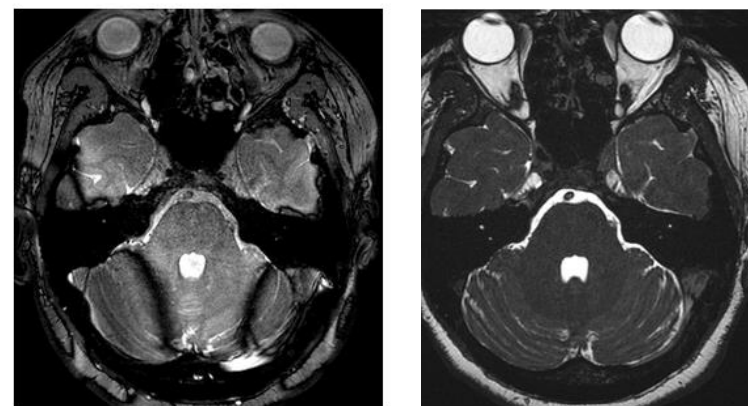
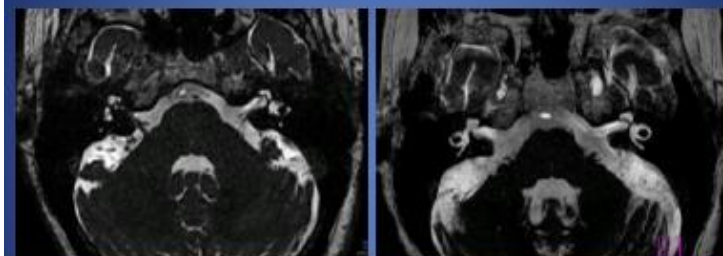
| Tissue     | T2/T1 |
|------------|-------|
| Muscle     | 0.05  |
| Liver      | 0.08  |
| Brain      | 0.11  |
| Fat        | 0.30  |
| CSF/Fluids | 0.70  |

True fast imaging with steady state precession (TrueFISP) ברצף פולס זה דוגמים את הסיגנל מה- FID וה- Stimulated Echo יחד . קונטרסט התמונה ברצף זה הוא פונקציה של  $t_2/t_1$  Ratio .  
 ברקמות עם זמני T2 & T1 דומים , עוצמת הסיגנל גבוהה . בגוף שלנו לשומן ולמים יש את הדמיון הזה . לשומן יש קבועי רלקסציה T1 & T2 קצרים ולמים ארוכים ולכן מייצרים עוצמת סיגנל גבוהה . רקמות אחרות כמו רקמת שריר מחזירות עוצמת סיגנל נמוכה בגלל שזמני ה T2 & T1 לא דומים .  
 ב- truefisp יש הדגשה במיוחד לנוזלים כגון CSF ודם , מה שהופך את הרצף ליעיל בהדמיית הלב וכלי הדם , יורוגרפי , מיאלוגרפי ואנטרוגרפי .

## CISS – Constructive Interference Steady State



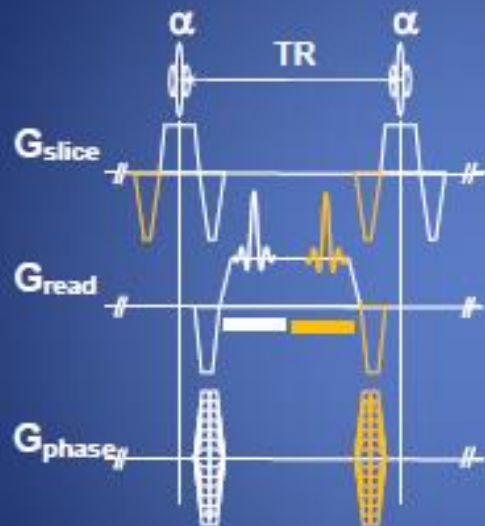
## CISS of IAC



3D FIESTA (TrueFISP) shows phase artifacts at skull base 3D FIESTA-C (CISS) with reduced artifacts

CISS הוא רצף גרדיאנט אקו בשקלול T2 כבד והוא שילוב של שני רצפי פולס TrueFISP שנרכשים בצורה מיוחדת. הקונטרסט ברצף זה נקבע ע"י יחס T2/T1. בגלל יחס T2/T1 גבוה למים אז מקבלים סיגנל גבוה מהנוזלים כמו CSF לעומת זאת ההבחנה בין חומר אפור ללבן למשל היא נמוכה. רצף ה-CISS ממלא תפקיד חשוב בהערכת מבנים שמוקפים ב CSF. ולכן הוא שימושי במיוחד להדמיית מערכת העצבים המרכזית כמו אוזניים, עצבי הראייה, עצב טריגימנאלי, עצבים קרניאלים, היצרות האקוודוקט, תעלת עמוד השדרה ודלק של CSF.

## DESS – Double Echo Steady State



DESS



WE-DESS

## 3D DESS of Wrist



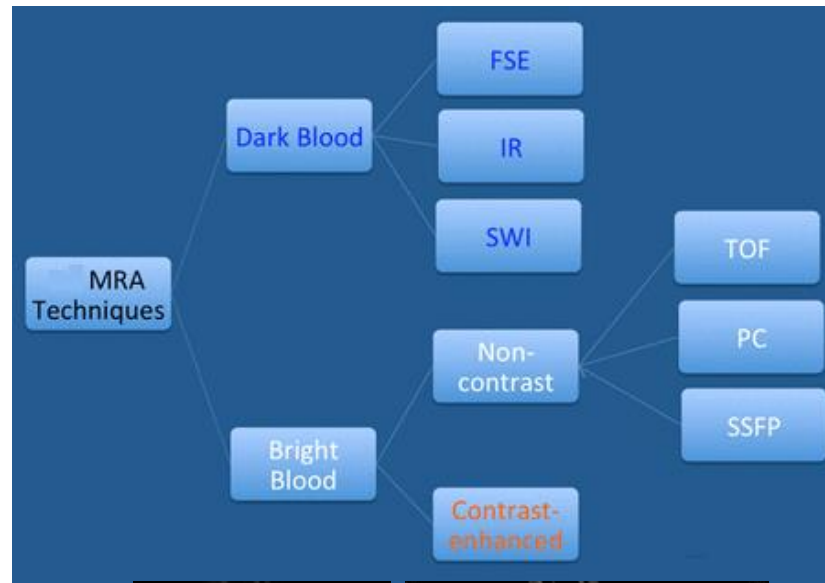
3D DESS.

3D DESS with WE

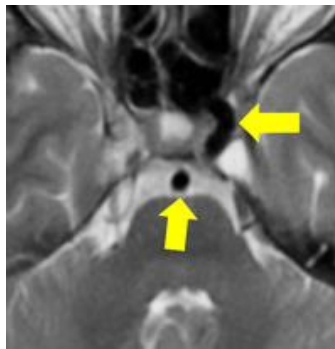
DESS הוא רצף תלת מימדי שמשלב FISP יחד עם PSIF. ברצף זה דוגמים את ה-FID וה-stimulated Echo בנפרד ואז משלבים ביניהם. התמונה המתקבלת היא בשקלול  $T2^*$  שמייצרת סיגנל גבוה בסחוס ובנוזל הסינוביאלי. ל-DESS יתרונות רבים כמו SNR גבוה וקונטרסט גבוה בין סחוס לנוזל. הרצף שימושי להדמיית מפרקים. הרצף רגיש לתנועה ולכן השימוש בו מוגבל בעיקר בבדיקות אורטופדיות כגון הדמיה תלת מימדית לברך.



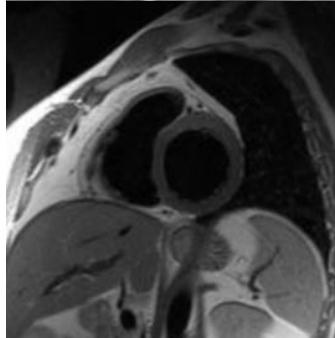
# טכניקות MRA



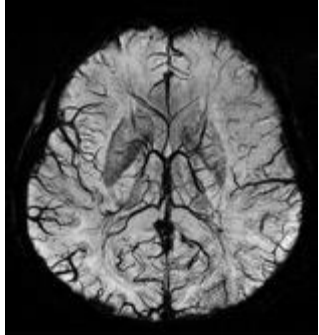
FSE



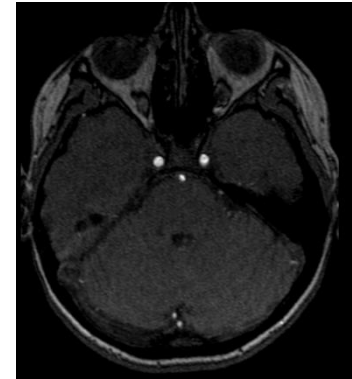
IR



SWI



TOF



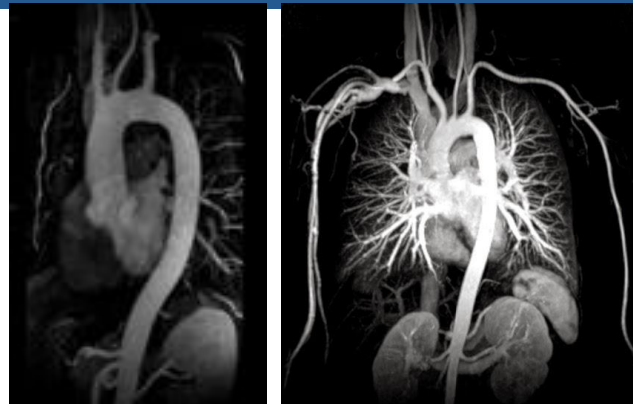
PC



SSFP

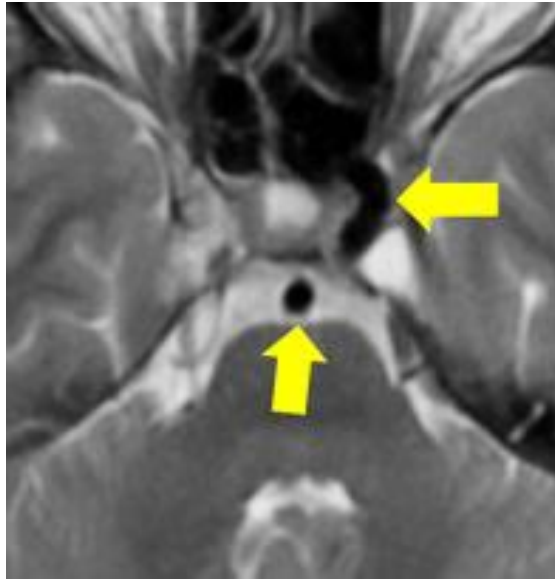


Contrast Enhanced



זרימה היא מנגנון קונטרסט פנימי שמקביל במידה מסוימת ל- T1, T2, PD . עוצמת הסיגנל תלויה ברצף הפולס הנבחר , מהירות וכיוון הזרימה ( אם החתך בניצב לכלי הדם או לאורכו ) ועובי החתך . ישנן טכניקות MRA שבהן הדם מופיע לבן **Bright Blood** וישנן טכניקות שבהן מופיע שחור או כהה **Dark Blood** . בהתאם לטכניקת ההדמיה שמשתמשים בה , הדם עשוי להופיע בהיר או כהה . בטכניקות ספין אקו , כלי הדם בד"כ מופיעים כהים לעומת זאת בטכניקות גרדיאנט אקו מופיעים לבנים .

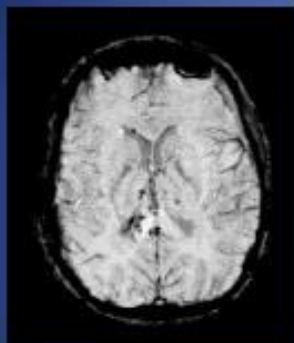
## דם שחור Dark Blood



רצפי דם שחור הם רצפים שנועדו לבטל סיגנל מדם זורם, תמונות דם שחור מאפשרות הערכה אנטומית של הלב וכלי הדם ללא הפרעה מסיגנל של הדם הזורם, רצפים אלה חשובים במיוחד להערכה של נגעים בלב, שריר הלב Myocardium וקרומ הלב Pericardium. בדרך כלל משתמשים ברצף SSFSE עם Double Inversion ועם ECG והחזקת נשימה. הפרוטונים חייבים לחוות את פולס ה-90 ופולס ה-180 כדי ליצור ספין אקו. אם הפרוטונים שזורמים בדם אינם נוכחים בפרוסה מספיק זמן כדי לחוות את שני הפולסים לא ייווצר אקו משמעו לא יהיה סיגנל. לפיכך דרך למזער את הסיגנל מדם זורם היא להקטין את הסיכוי לחוות את שני הפולסים ע"י שימוש בעובי פרוסה קטן, פרוסות או חתכים במאונך לדם הזורם, סריקה בזמן סיסטולה "דם מהיר יותר" ועלייה ב-TE. שיטה אחרת ליצירת העדר סיגנל היא השימוש ב-Presaturation שכוללת שימוש בפולס RF לדיכוי סיגנל מהדם. בעוד הרקמות האחרות חוות את שני הפולסים ומייצרות אקו הדם לא מייצר אקו ולכן מופיע שחור בהשוואה לשאר הרקמות. ברצף ספין אקו 90-180 משתמשים בפולס סלקטיבי לייצור סיגנל ואם דם זורם במרווח הזמן בין הפולסים, התוצאה העדר סיגנל שנקרא Signal Void.

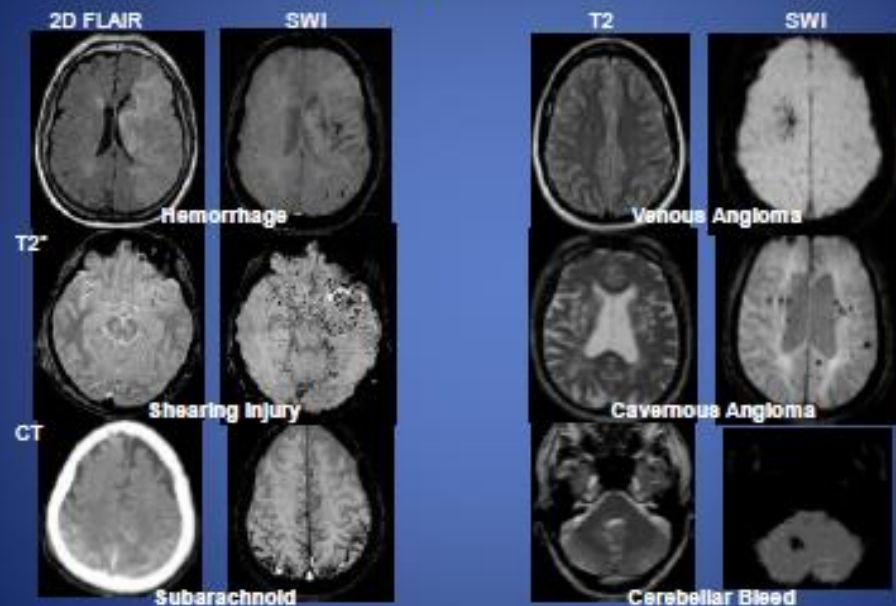


## Susceptibility Weighted Imaging (SWI)



- Fully flow compensated 3D spoiled GRE
- Relatively long TE

## Clinical application of SWI



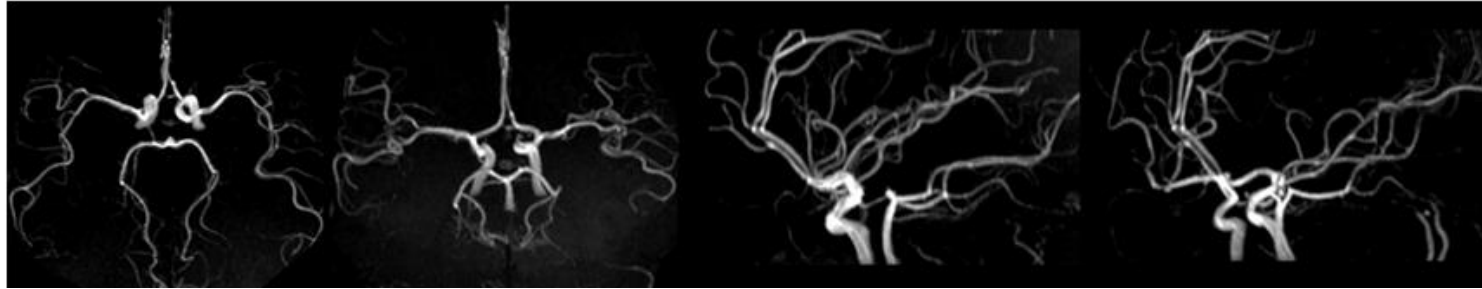
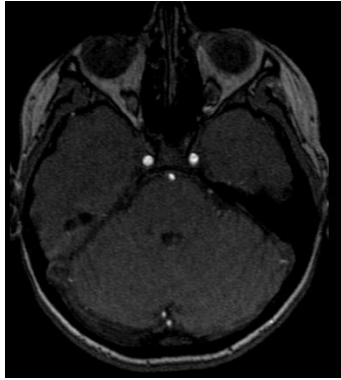
רצף SWI רגיש מאד לחומרים שגורמים להיענות מגנטית ( סוספטיביליות ) כגון דם , ברזל והסתיידות . רצף גרדיאנט אקו תלת מימדי שמזהה אובדן הסיגנל שנוצר ע"י הפרעה להומוגניות של השדה המגנטי susceptibility ולכן הרצף הזה הוא רגיש לזיהוי מוצרי פירוק של הדם והברזל ודימומים , אפילו הקטנים שלא ניתן לזהות אותם ברצפים סטנדרטיים .

הרצף שימושי להדמיית כלי הדם הורידיים במוח , קברנומה , אנגיומה , זיהוי קרישים ופקקת ורידית ובטראומה ומחלות ניווניות של המוח ובאפיון הגידול .

לרצף זה במכשיר 3T עדיפות על מכשיר 1.5T בגלל SNR גבוה וסוספטיביליות גבוה יותר מה שמאפשר הדגמת הורידים ולו הקטנים ביותר .

דם ורידי לא מחומצן Deoxygenated גורם לאי הומוגניות של השדה המגנטי והפחתה ב-  $T2^*$  .

## Time Of Flight ( TOF )



TOF היא השיטה הכי נפוצה מבין השיטות לדימות כלי הדם ללא חומר ניגוד ועיקר השימוש בה עבור כלי הדם במוח , בצוואר ובכלי הדם הפריפריים .

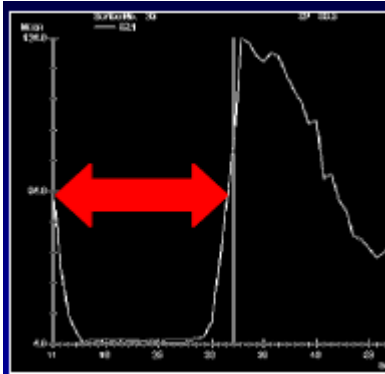
ה- TOF מסתמכת על דיכוי הסיגנל מהרקע והגברת הסיגנל מהדם ע"י שימוש ב- Slice Selective Pulses מהירים . הבסיס של ה- TOF הוא סיגנל גבוה מהדם שזורם ואילו הרקע ( רקמה נייחת ) נותן סיגנל נמוך בגלל הסטורציה שהוא חווה כתוצאה מפולסי RF מהירים . שיטת ה- TOF משתמשת ברצפי Spoiled Gradient Echo עם TR קצר מאד .

ניתן לקבל חתכים חופפים בדו 2D או בתלת מימד 3D . ועל התמונות מבצעים Maximum Intensity Projection (MIP) . ה- 3D נותן יחס לרעש SNR גבוה וחתכים דקים , החיסרון שלו שהוא ארוך יחסית ולכן עיקר השימוש ב- 3D TOF בראש ובצוואר שניתן לקבע אותם ולמנוע תזוזה . 2D TOF אופטימאלי לאזורים שבהם זרימת הדם איטית יותר וכאשר השטח הנבדק גדול כמו ברגליים .

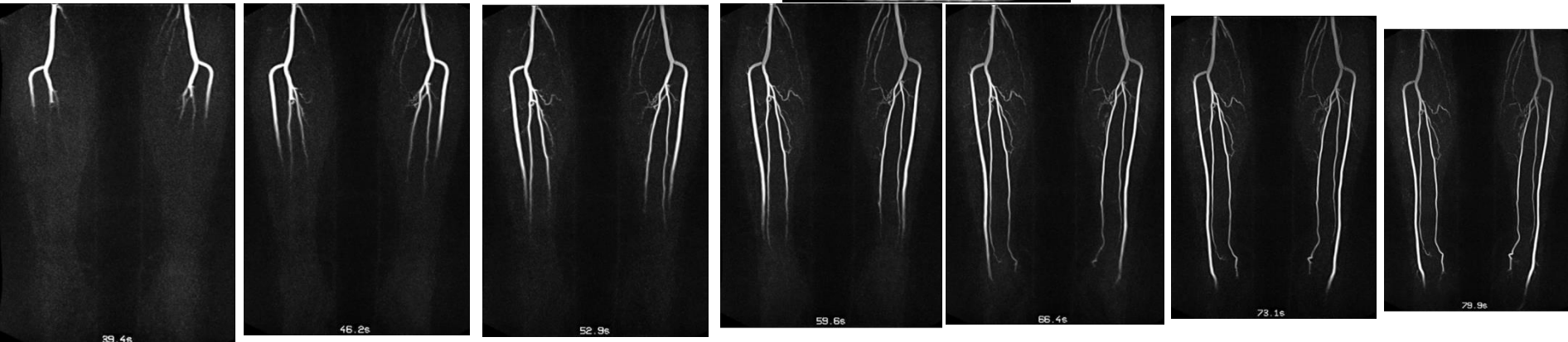
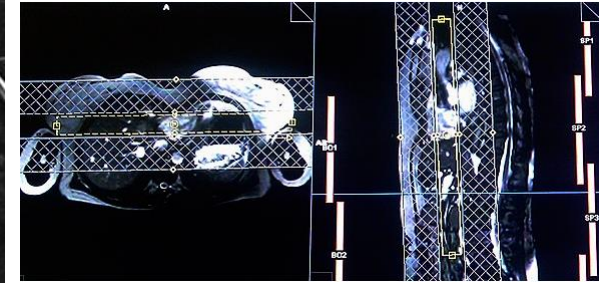
ב- TOF משתמשים ב- Presaturation מעל או מתחת לחתכים בהתאם לכלי הדם הנבדק אם מעוניים בהדמיית עורק מעל איזור הלב אז יש להניח את ה- Presaturation מעל החתכים וכשהעורק הנבדק מתחת ללב מניחים אותו מתחת לחתכים על מנת לבטל את הסיגנל מהוורידים ואם מעוניינים דווקא בהדמיית הוורידים אז מניחים אותו הפוך בשביל לבטל את הסיגנל מהעורקים ואם מעוניינים בהדמיית עורקים וורידים יחד אז לא משתמשים ב- Presaturation

# MRA עם חומר ניגוד

## Test Bolus



## Care Bolus



## Twist

- כיום הולך וגובר השימוש בטכניקות עם חומר ניגוד **CE-MRA** יותר מאשר טכניקות ללא חומר ניגוד **NCE-MRA**. יתרונות ה- **CE-MRA** ביחס לטכניקות אחרות כגון TOF ו-PC כוללים זמן רכישה קצר יותר והפחתה בארטיפקטים שנגרמים כתוצאה מזרימה ופולסציה. כדי להשיג פאזה עורקית בלי האדרה ורידית יש צורך בסריקה מהירה וניתן לעשות זאת ע"י שימוש ברצפי גרדיאנט אקו עם Parallel Imaging ושיטות ספיציפיות למילוי שטח K. ישנן שלוש אופציות עיקריות לביצוע אנגיוגרפיה עם חומר ניגוד: **Twist**, **Care Bolus**, **Test Bolus**.

## diffusion-weighted imaging

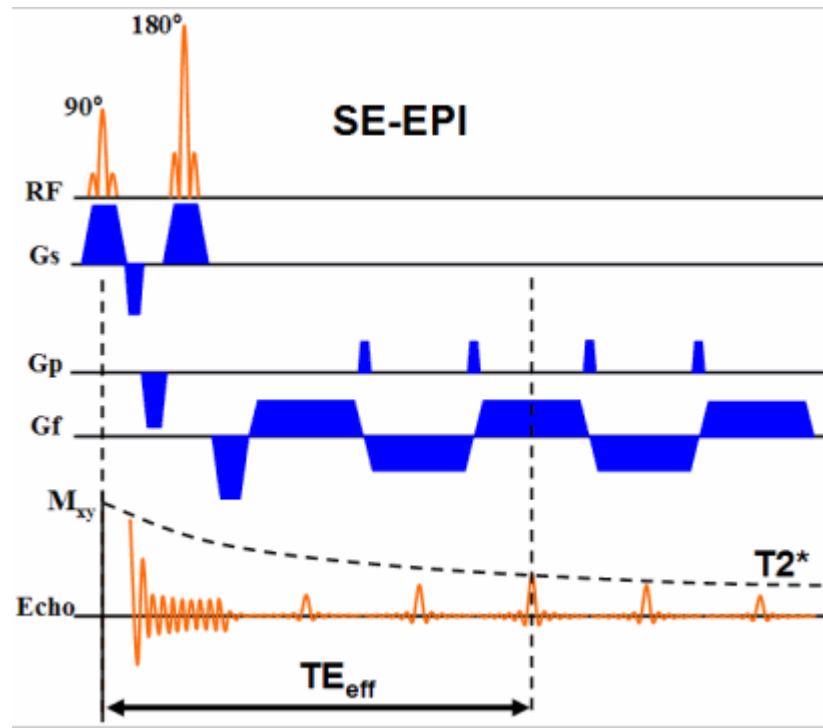
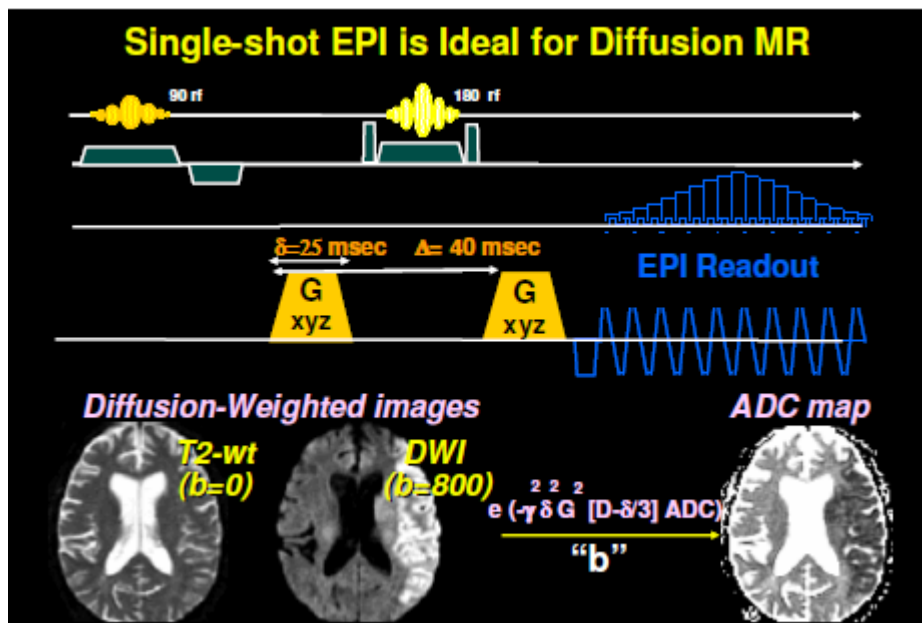


הדמיה בשקלול דיפוזיה מבוססת על עקרון של תנועה בראונית של מולקולות המים, תנועה אקראית מיקרוסקופית של פרוטוני מולקולות המים. הדיפוזיה של מולקולות המים בגוף יכולה להיות חופשית לנוע לכל הכיוונים ( איזוטרופית ) כמו בנוזל ה- CSF, או מוגבלת בכיוון מסוים ( אנאיזוטרופית ) כמו באקסונים.



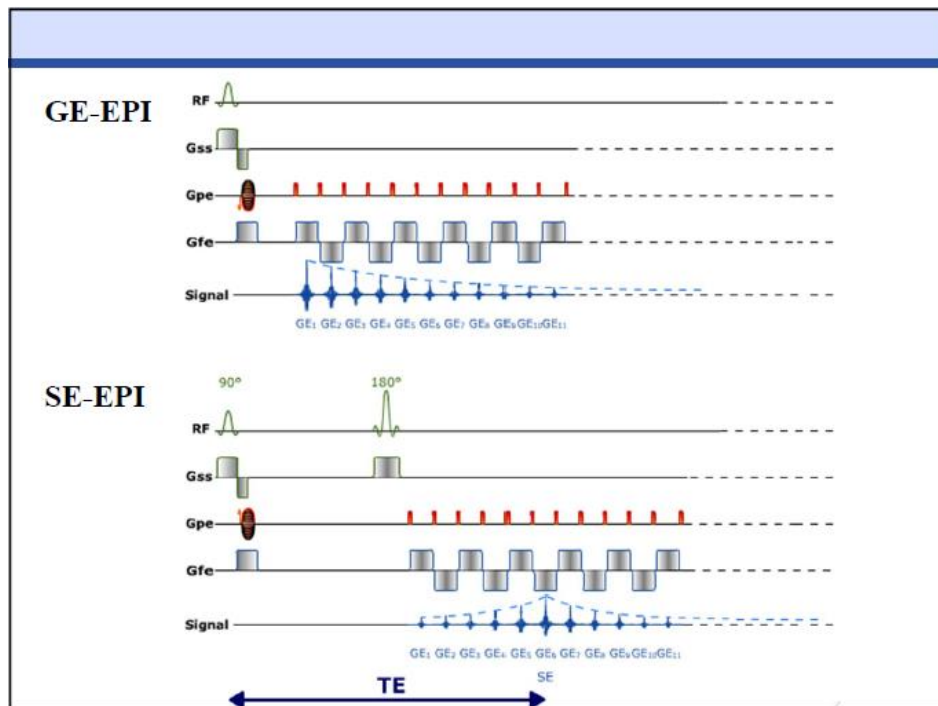
הדיפוזיה היא סמן לבריאות הרקמה ( בריאה או פתולוגית ) ישנם כמה גורמים להגבלת דיפוזיה : הגדלה בנפח התא כמו בבצקת ציטוטוקסית כמו באוטם, הגדלה במספר התאים כמו בגידול, עלייה בצמיגות הנוזל החוץ תאי כמו באבצס.

## Single-shot EPI is Ideal for Diffusion MR

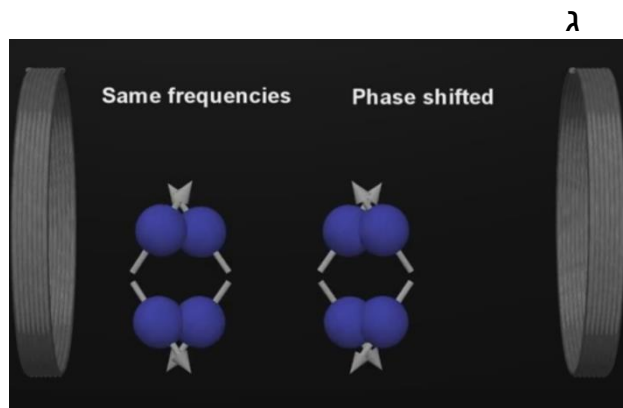


המטרה מרצפי הדיפוזיה היא השגת תמונות עם קונטרסט שמושפע מההבדלים בניידות מולקולות המים וזה נעשה ע"י הפעלת שני גרדיאנטים נוספים לרצף – בדרך כלל רצף מסוג SE-EPI (Spin Echo-Echo Planar Imaging)

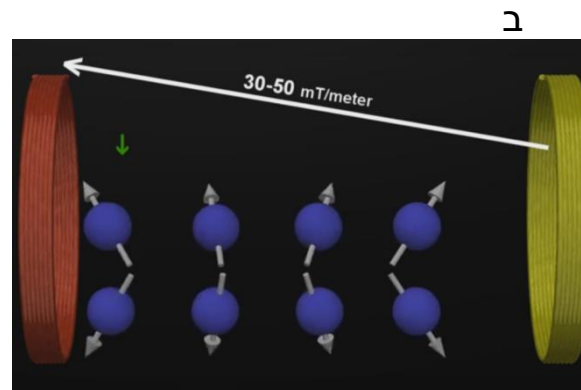
שיטת Echo Planar מתבצעת ע"י שימוש ברצף פולס שבו האקזאים מושגים ע"י Rephasing Gradient במקום פולסי 180 כמו HASTE וזה מושג ע"י גרדיאנט מקודד התדירות



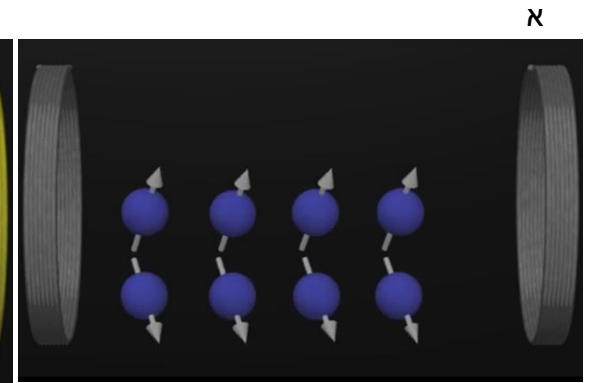




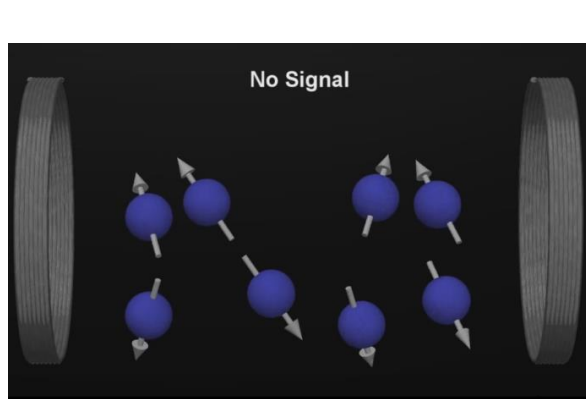
ואחרי שמכבים אותו הספינים חוזרים לאותה תדירות אבל עם הבדל פאזה



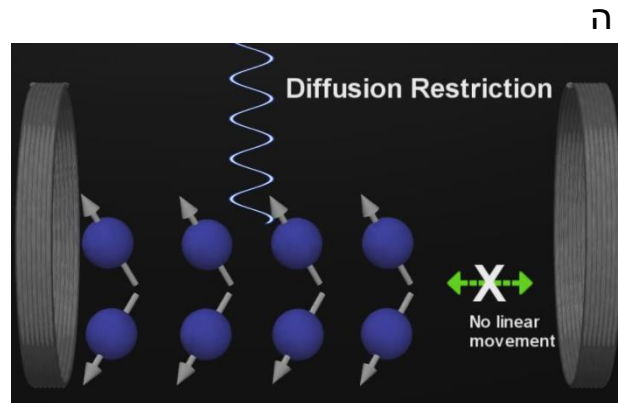
אחרי הפעלת הגרדיאנט הראשון ספינים בצד אחד יהפכו למהירים יותר מהצד השני



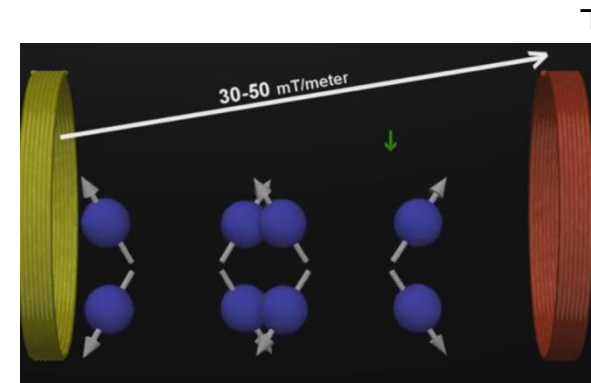
מיד אחרי פולס RF הספינים נמצאים באותה פאזה



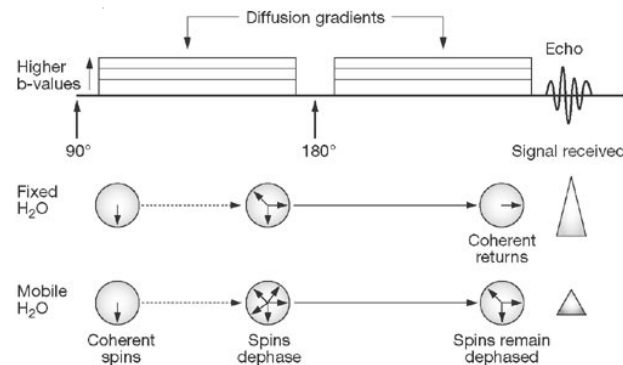
מולקולות המים הנעות ישנו מיקום לפני הפעלת הגרדיאנט ההפוך ולא יכנסו לפאזה ולא ייצרו סיגנל או ייצרו סיגנל חלש



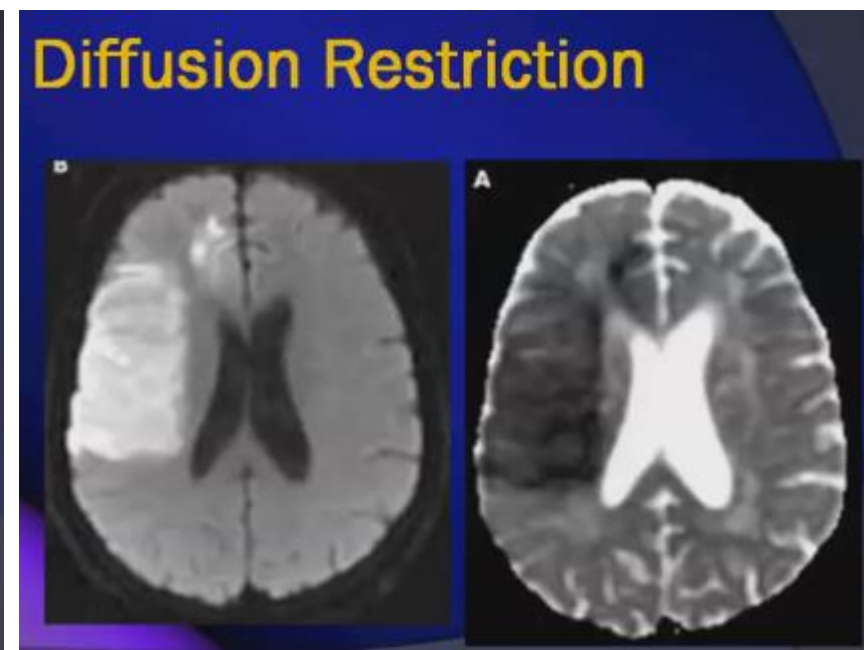
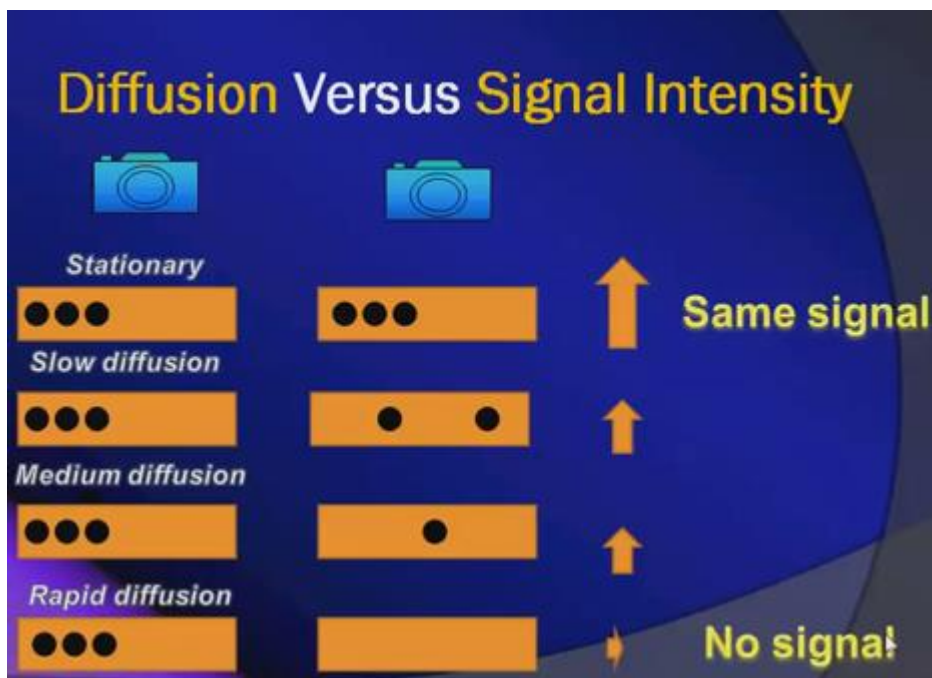
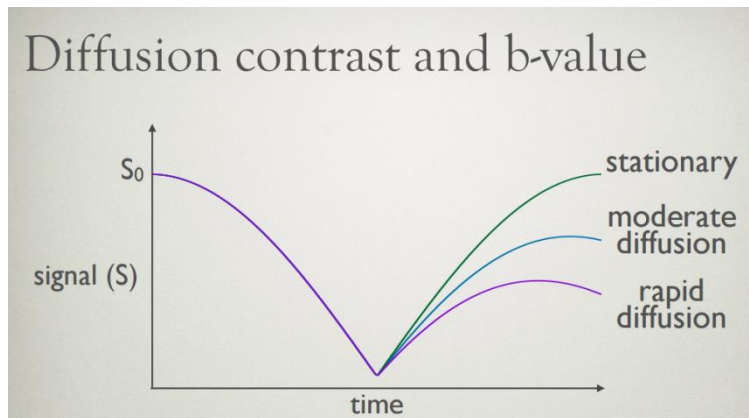
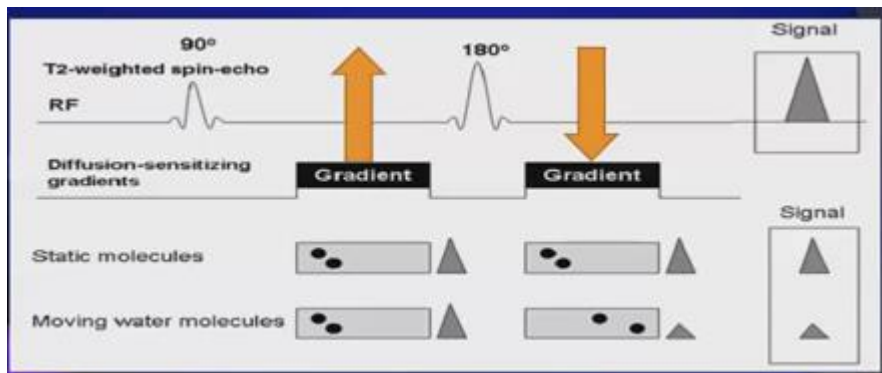
מולקולות המים שלא נעות אחרי כיבוי הגרדיאנט ההפוך נכנסות לפאזה מחדש ומייצרות סיגנל חזק



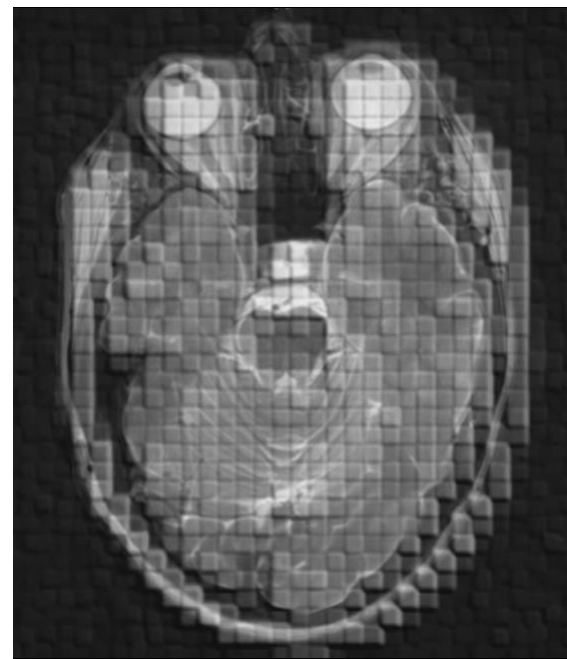
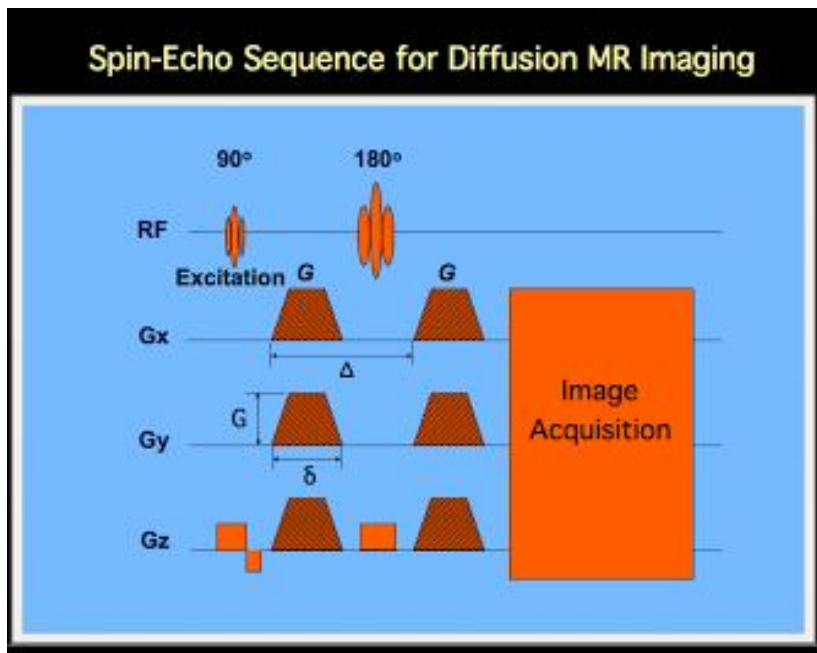
כשמפעילים גרדיאנט הפוך האיטיים הופכים למהירים וההפך



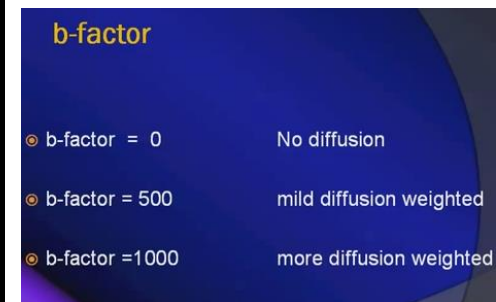
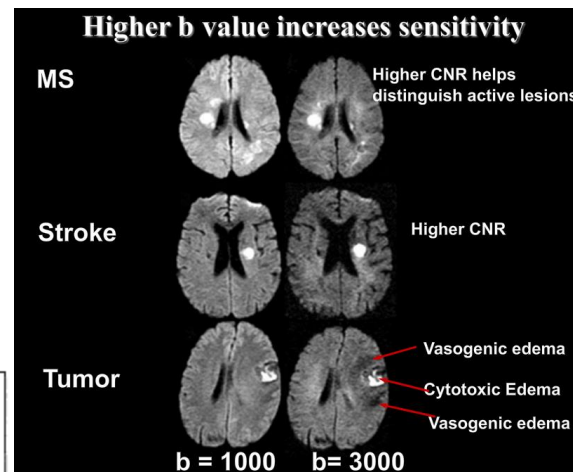
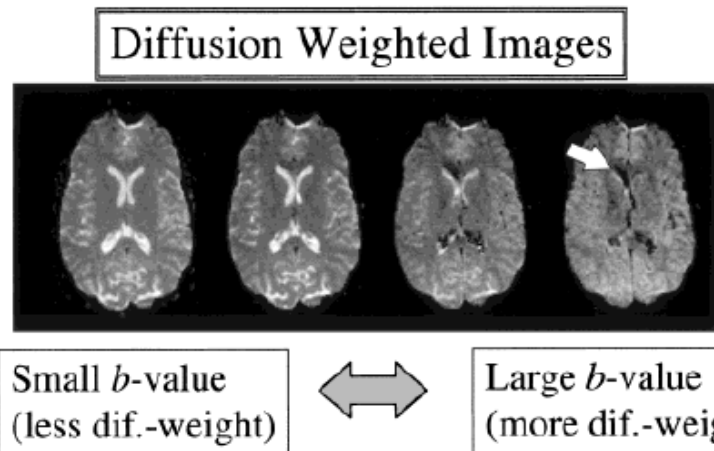




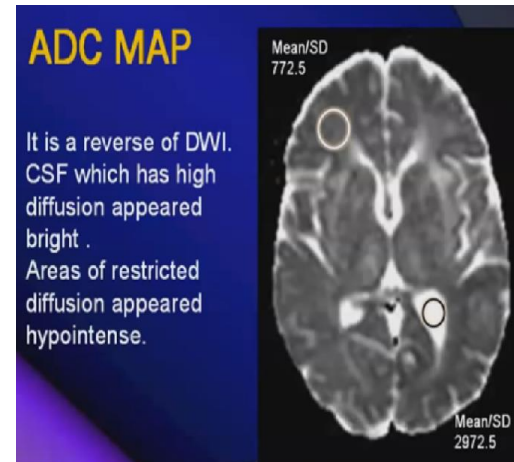
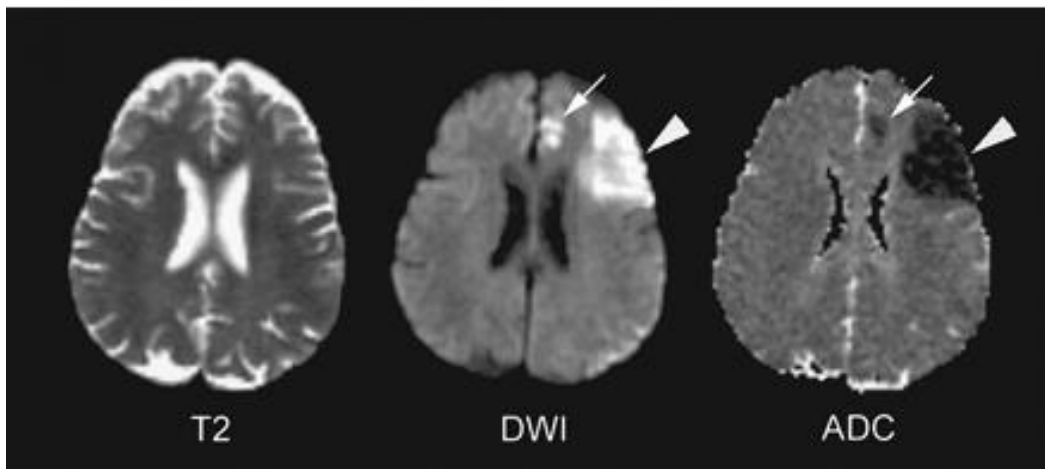
ברצף הדיפוזיה הסיגנל עומד ביחס הפוך לתנועתיות מולקולות המים, ככל שהן נעות מהר ככל שהסיגנל חלש יותר ולכן הסיגנל החזק בתמונת הדיפוזיה בדרך כלל כתוצאה מדיפוזיה מוגבלת Restricted Diffusion



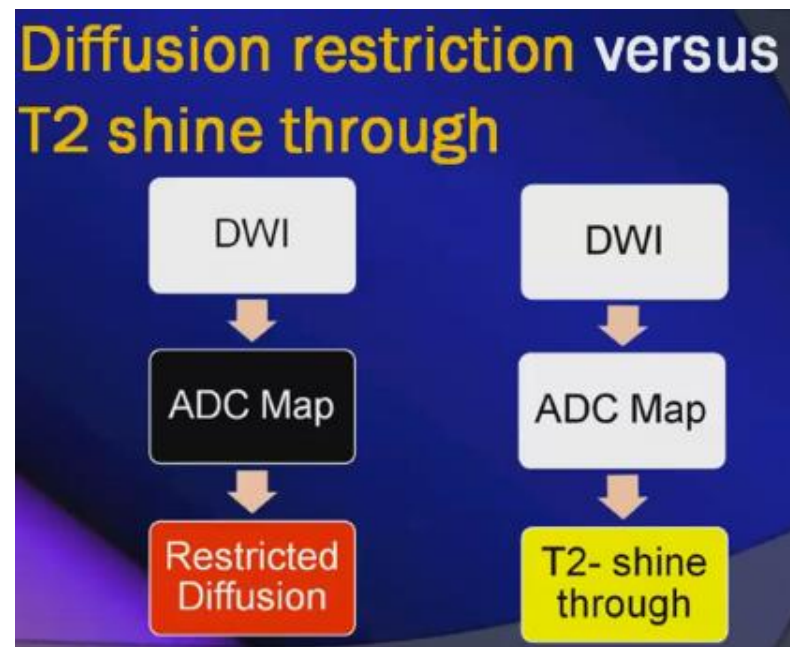
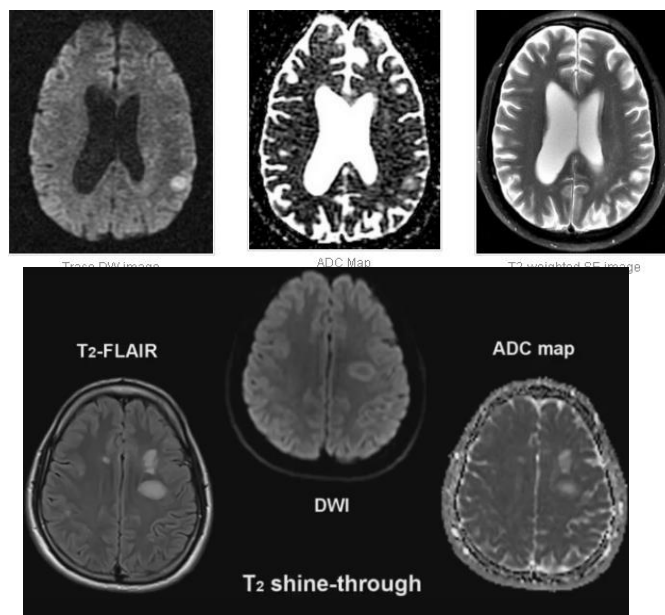
יש לזכור שהווקסל הוא תלת מימדי והרגישות של רצף זה היא בכיוון הגרדיאנט, לכן יש להפעיל את הגרדיאנטים לפחות בשלושה כיוונים



מידת שקלול הדיפוזיה של הרצף מבוטאת כ-  $b$ -factor ( $s/mm^2$ ) שתלוי בעוצמת הגרדיאנט, משכו והזמן בין שני הגרדיאנטים ככל שה-  $b$  value גבוה יותר הרגישות לדיפוזיה גבוהה יותר (CNR גבוה) אבל SNR נמוך שצריך לפצות עליו במיצעים.



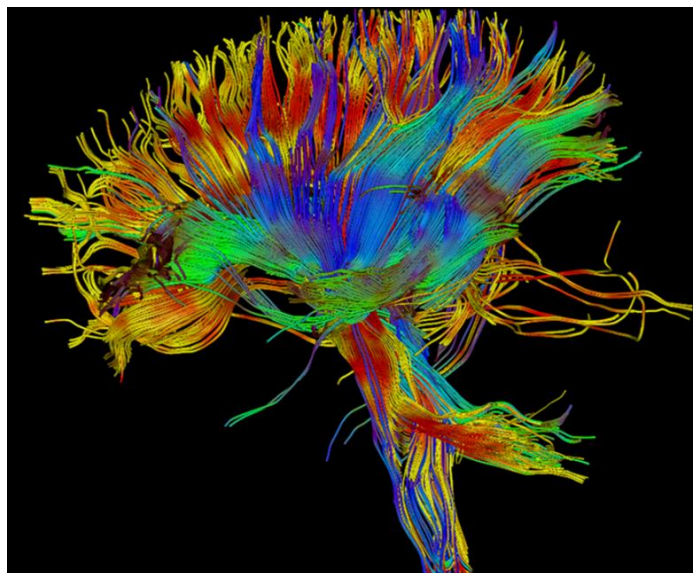
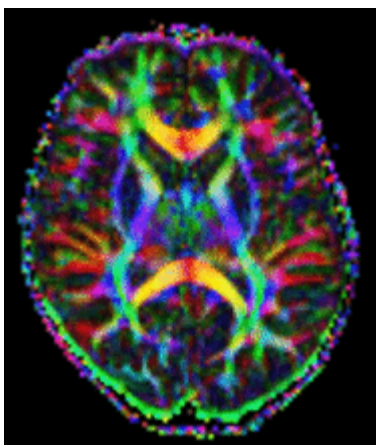
צריך לפחות שני B Value הראשון עם ערך של אפס והשני בדרך כלל 1000 אם כי ערכים אחרים אפשריים . 0 value b נותן תמונה בשקלול T2 . 1000 value b נותן תמונה של דיפוזיה ומשני ה- b Values המחשב מחשב מפת ה- ADC , Apparent Diffusion Coefficient



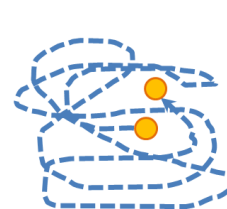
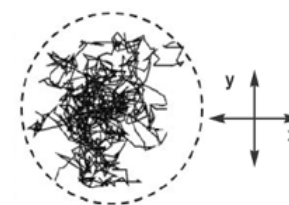
תמונת ADC היא הפוכה מתמונת DWI איזורים עם דיפוזיה מוגבלת ( בהירים בתמונת DWI ) יופיעו שחורים ב- ADC ואם איזור נראה בהיר בתמונת DWI ובתמונת ADC אז זהו "shine-through" effect T2 כי צריך לזכור שבסופו של דבר יש בתמונת DWI גם T2 .



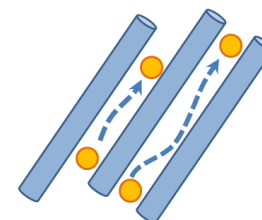
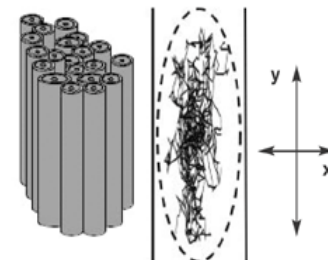
# Diffusion Tensor Imaging (DTI )



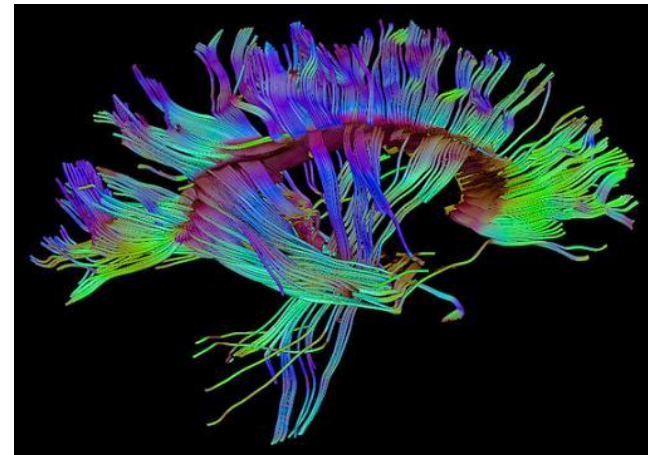
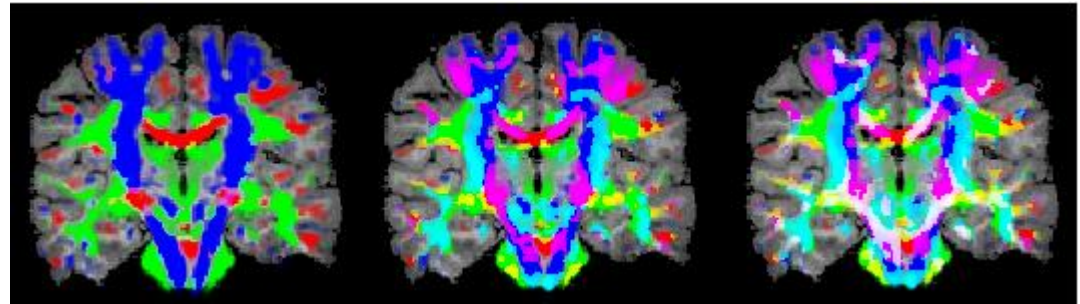
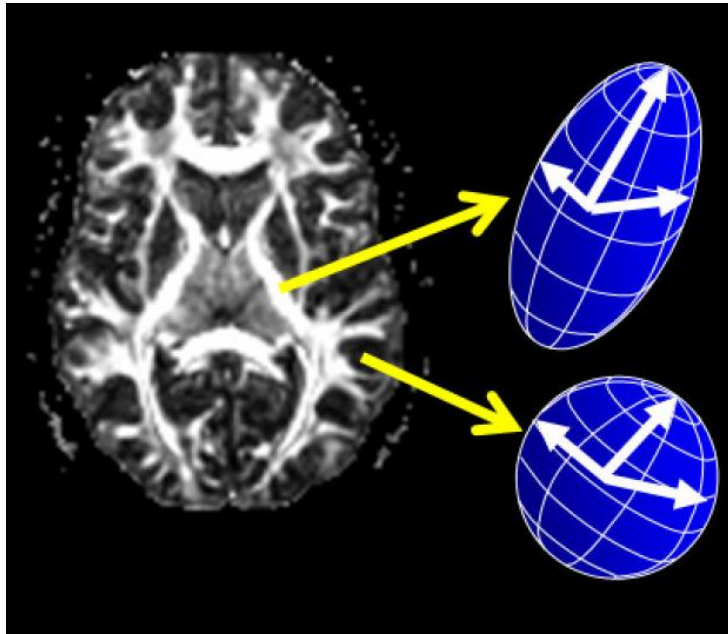
A. Isotropic Diffusion



B. Anisotropic Diffusion



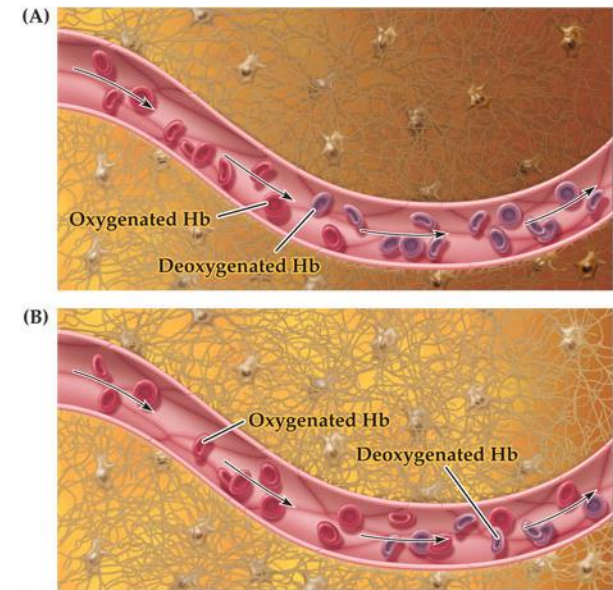
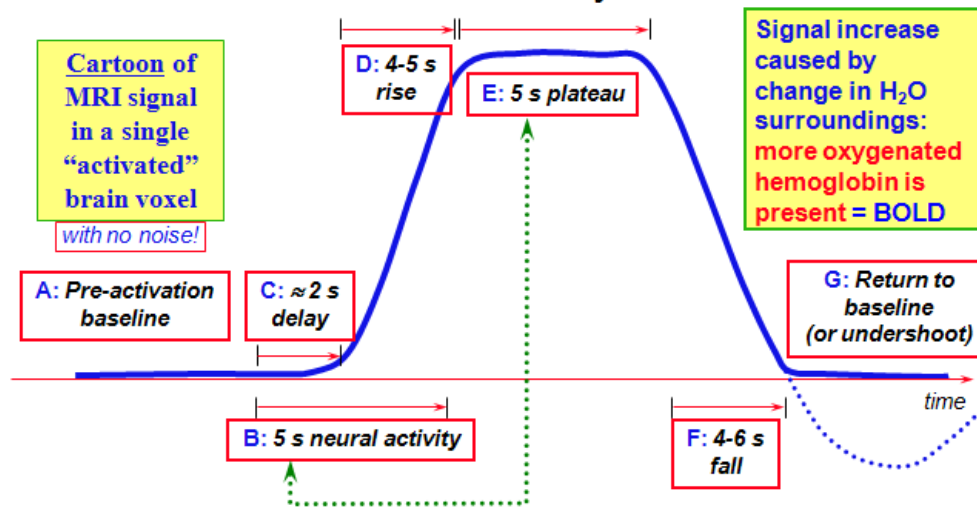
שיטת ה-DTI מבוססת על דיפוזיה של מולקולות המים על מנת להדגים את מסלולי החומר הלבן ומיפוי מערכות הסיבים המעבירות מידע בין אזורים שונים באמצעות הפעלת גרדיאנטים של דיפוזיה לששה כיוונים לפחות ניתן לחשב את טנזור הדיפוזיה. הדיפוזיה מושפעת מהסביבה שבה מצויות מולקולות המים. בתוך ה-CSF למשל הדיפוזיה תהיה לכל הכיוונים באותה מידה (דיפוזיה איזוטרופית), לעומת זאת בתוך האקסון הדיפוזיה תהיה כיוונית, במקביל לאקסון התנועה מהירה וחופשית ובמאונך לאקסון, התנועה איטית ומוגבלת (דיפוזיה אנאיזוטרופית)



ניתן לכמת את הכיווניות של הדיפוזיה בעזרת מדד **Anisotropy Fraction (FA)** שמתאר את האנאיזוטרופיה של תהליך הדיפוזיה . בעזרת מדד זה ניתן להבחין בין חומר אפור (FA נמוך) , ב CSF הערך מתקרב לאפס , בחומר הלבן (FA גבוה) מתקרב לאחד . בווקסלים שבהם הדיפוזיה איזוטרופית (תנועת המים אקראית) , ה-FA יהיה נמוך ויסומן בכדור , בווקסלים שבהם הדיפוזיה אנאיזוטרופית (תנועת המים בעלת כיווניות) בשל האקסונים המגבילים את התנועה ה-FA גבוה ויסומן באליפסואיד . בטרקטוגרפיה , באמצעות מעקב אחרי הכיוון העיקרי של האליפסואידים ניתן להדגים את הסיבים . סיבים שנמצאים בכיוון ימין שמאל נצבעים בצבע אדום , סיבים שנמצאים בכיוון קדימה אחורה נצבעים בירוק ולמעלה למטה בכחול . סיבים שנמצאים בזווית מקבילים תערובת של הצבעים .

# What is Functional MRI?

- 1991: Discovery that MRI-measurable signal increases a few % *locally* in the brain after increases in neuronal activity



**Summary of BOLD signal generation** (a) Under normal conditions, oxygenated hemoglobin is converted to deoxygenated hemoglobin at a constant rate within the capillary bed. (b) When neurons become active, however, the vascular system supplies more oxygenated hemoglobin than needed by the neurons, through an overcompensatory increase in blood flow. This results in a decrease in the amount of deoxygenated hemoglobin, leading to a brighter MR image.

דימות תהודה מגנטית תפקודי הוא מדד עקיף של פעילות מוחית. השיטה מתבססת על ההנחה שיש מתאם בין פעילות הנוירונים וזרימת הדם שמגיעה אליהם. פעילות נוירולוגית מוגברת גורמת לעלייה בזרימת הדם המקומית, ולכן באזור הפעיל יהיה יותר דם מחומצן.

בבדיקה זו ניתן לדעת את היחס בין המוגלובין מחומצן oxyhemoglobin ולא מחומצן deoxyhemoglobin.

המוגלובין שאינו נושא חמצן נוסה להימשך לשדה מגנטי חיצוני שמופעל עליו (פאראמגנטי), ובשל כך הוא נוטה להגיב לשדה המגנטי בתוך מכשיר ה-MRI ולהפריע לאותות שנמדדים על ידו. לעומת זאת, המוגלובין שנושא מולקולות חמצן הוא חסין יחסית לשדות מגנטיים (דיאמגנטי), ומאפשר קבלת אותות MRI חזקים יותר. התמונה שמתקבלת ב-fMRI מציגה ניגוד בין אזורים שונים בהתבסס על רמת ההפרעה לאות התהודה המגנטית, ובכך מראה היכן נמצאת באותו רגע כמות מוגברת של המוגלובין מחומצן. ניגוד זה, שהוא הבסיס לשימוש ב-fMRI, מכונה BOLD (Blood-oxygen-level-dependent).





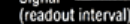
Oxyhemoglobin



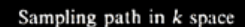
Deoxyhemoglobin



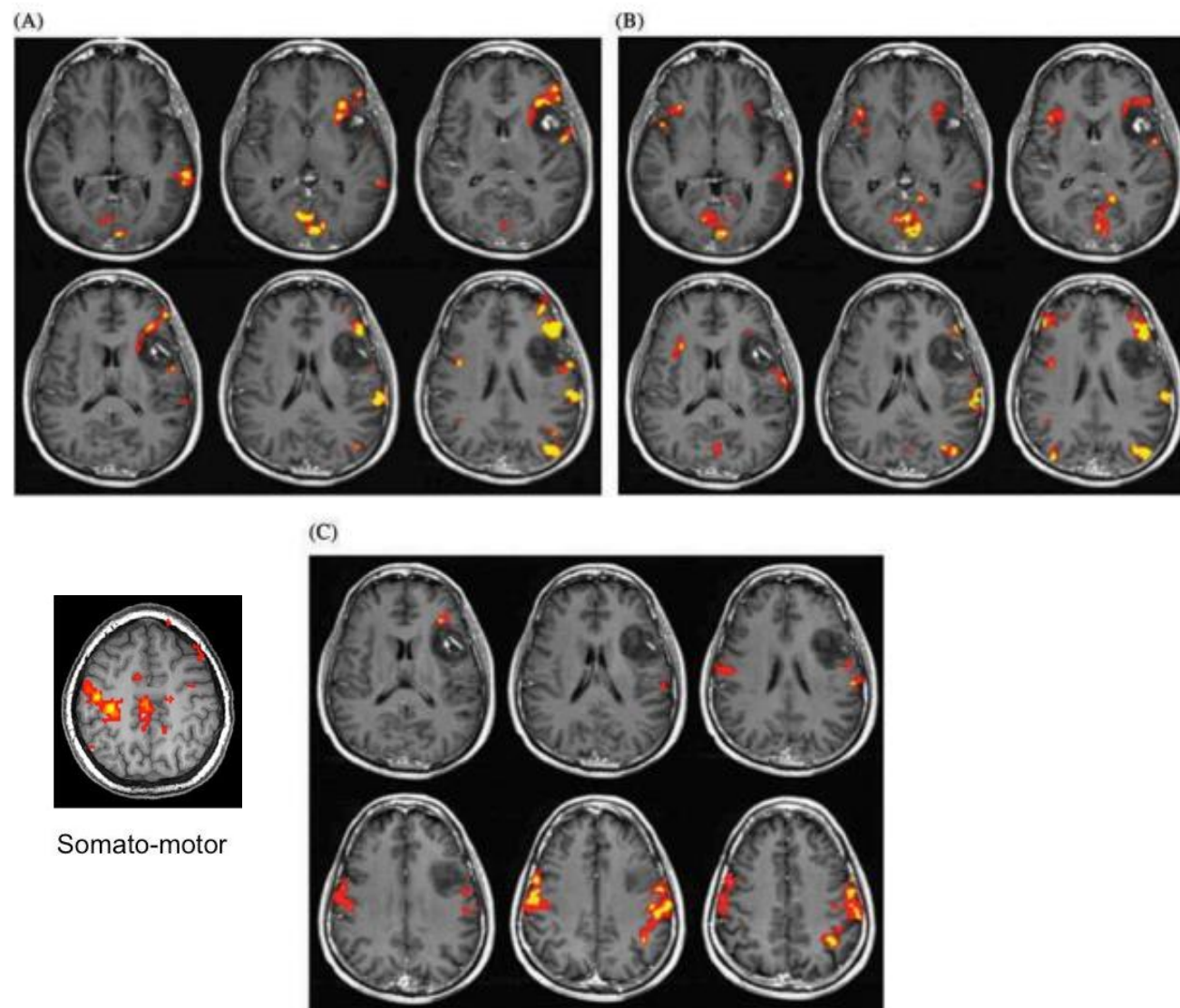
- Echo Planar Imaging: increase time resolution even more!



### Pulse sequence



השינוי ביחס בין המוגלובין מחומצן ללא-מחומצן, אשר מתרחש לאורך מספר שניות לאחר תחילת הפעילות העצבית, מזוהה במהלך סריקת ה-fMRI ומהווה אינדיקציה לפעילות תאי העצב באותה נקודה. הרעיון בדימות תפקודי של המוח הוא לזהות קשר בין מטלה מסוימת שהנבדק מבצע לבין הפעילות הפיזיולוגית שמתרחשת בתוך המוח. סורקים את המוח בזמן מנוחה, ולאחר מכן סורקים אותו בזמן שמראים לנבדק תמונה או משמיעים לו קול מסוים. או כל מטלה אחרת. והשוואה בין שתי תמונות ה-fMRI מזהה את האזורים במוח שהיו בשימוש. את המוח סורקים ברצף EPI. היתרון החשוב ביותר של EPI הוא מהירותו – טווח של מילישניות שזהו הטווח המהיר ביותר ומאפשר לאבחן שינויים המתרחשים ברקמה בטווח זמן קצר מאוד. ניתן להפוך את האינפורמציה הזו למפה סטטיסטית- בודקים איפה הסיגנל במוח התנהג כמו הפרדיגמה (עולה כשעושים משהו): האיזורים הללו נצבעים בכתום צהוב.



fMRI activity obtained testing for (A) phonemic fluency (language), (B) semantic fluency (language), and (C) tongue movement (motor). The activation map was generated using  $p < .0001$ . MRI activation is clearly seen both anteriorly and posteriorly to the lesion on every language task. The tongue activation, defining the location of the precentral (motor) gyrus, is clearly posterior to the lesion.

מלבד חשיבותו ככלי לחקר המוח, fMRI הוא כלי חשוב לתכנון ניתוחי מוח. מתמונות fMRI המנתח יכול למשל לאתר את מיקומם המדויק של מרכזי הדיבור והשמיעה אצל חולה מסוים, כדי לתכנן את הניתוח כך שהנזק הנלווה להסרת הגידול יהיה מזערי.

# MR Perfusion Imaging Methods

- Dynamic Susceptibility Contrast (DSC) MRI Perfusion
  - GRE-EPI (T2\* weighted)
  - SE-EPI (T2 weighted)
- Dynamic Contrast Enhanced (DCE) MRI Perfusion
  - Spoiled Fast Gradient Echo (T1 Weighted)
- Arterial Spin Labeling

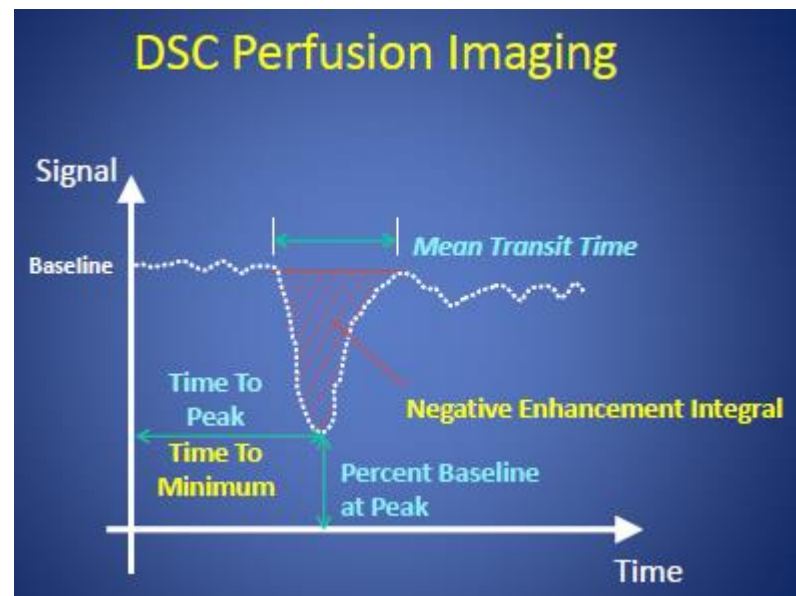
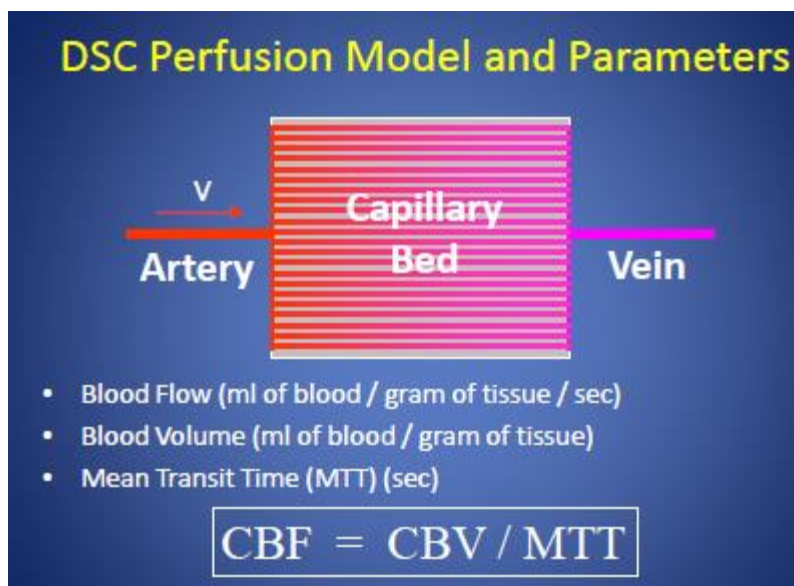
פרפוזיה " זילוח " , היא תהליך של אספקת דם לנימים ברקמות .  
Perfusion weighted MRI היא בדיקה דינמית המשתמשת בשינויי הסיגנל הנובעים מהעברת חומר ניגוד או דם דרך רקמה ומשליכה מכך על זרימת הדם ברקמה זו . תהליכי מחלה רבים כגון אוטם וגידולים גורמים לשינויים בפרפוזיה של הדם ברקמה ולכן מדידה איכותית וכמותית של הפרפוזיה הפכה לכלי שימושי באבחון וניטור התקדמות המחלה .  
ישנן שלוש שיטות נפוצות לקבלת ערכי פרפוזיה והן :

T2\*dynamic susceptibility contrast imaging (DSC)

T1 dynamic contrast enhanced imaging (DCE)

arterial spin labelled imaging (ASL)

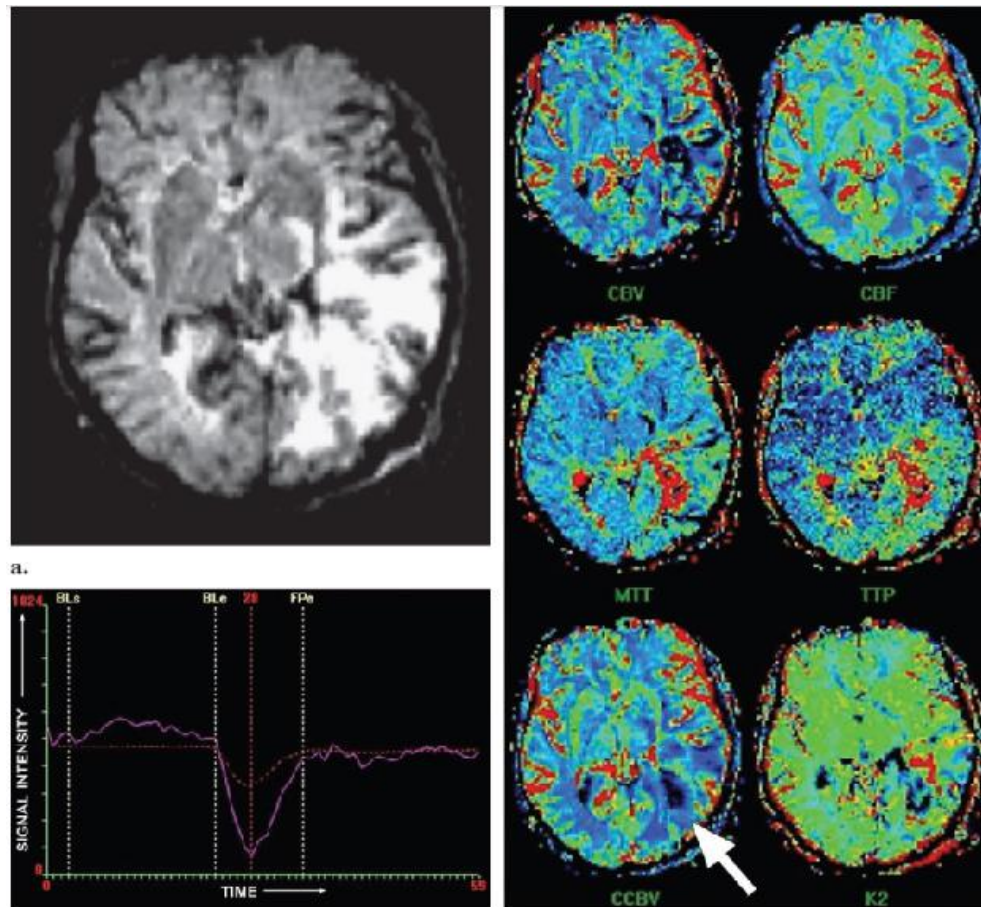
## T2\* dynamic susceptibility contrast imaging (DSC)



בשיטה זו משתמשים בדרך כלל ברצף פולס T2\*-weighted GRE EPI עם רזולוציה טמפורלית 1-2 sec כשהסריקה חוזרת על עצמה בערך 50 פעמים.

מתחילים את הסריקה ואחרי כשתי חזרות מזריקים חומר ניגוד במהירות 5 מ"ל לשניה ואז שטיפה עם סליין באותה מהירות דרך המזרק האוטומטי ( צריך לדאוג לוונפולן מתאים למהירות ההזרקה ).  
וככה אנחנו רואים את מצב הרקמה לפני כניסת החומר , במהלך הכניסה והיציאה של החומר . זרימת חומר הניגוד דרך מחזור הדם מייצרת הנחתה של הסיגנל בגלל הסוספטיביליות שגורמת לקיצור ערכי T2\* . השימוש בשיטת DSC נעשה בהדמיית המוח.





חומר ניגוד והדמיה חוזרת של אותו אזור והשינויים באות, הנובעים ממעבר חומר הניגוד ברקמה, מתורגמים למצב זרימת הדם וכמות הדם ברקמה מסוימת. לאחר עיבוד ממוחשב של הנתונים, מתקבלות מספר מפות המראות את מהירות זרימת הדם וכמות הדם ברקמה הנבדקת.

**Cerebral Blood Volume ( CBV )**,

תמונה של נפח הדם ליחידת מסה ברקמה הנבדקת

**Cerebral Blood Flow ( CBF , ml / 100g / min )**

נפח זרימת הדם ליחידת מסה בדקה

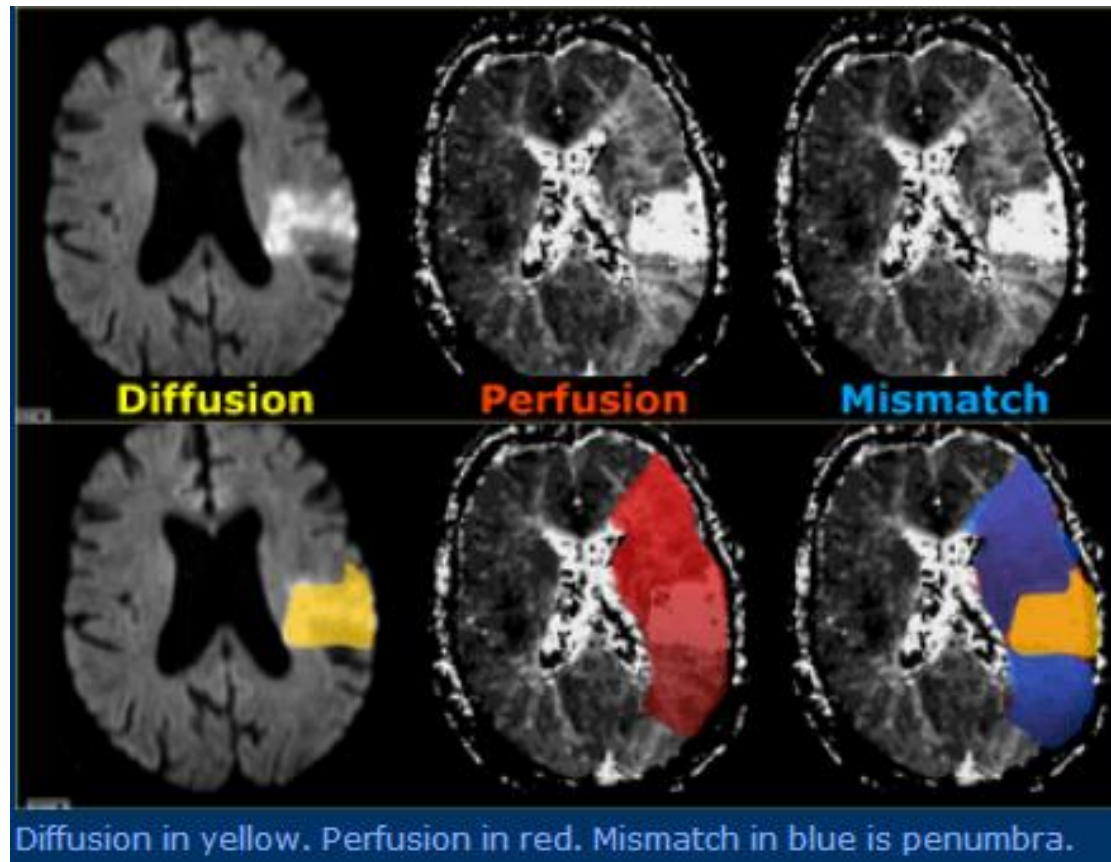
**Mean Transit Time ( MTT , sec )**

הפרש הזמן מרגע כניסת חומר הניגוד לרקמה ועד ליציאתו

**Time To Peak ( TTP , sec )**

משקף את הזמן מתחילת הזרקת חומר הניגוד לשיא עקומת הסיגנל

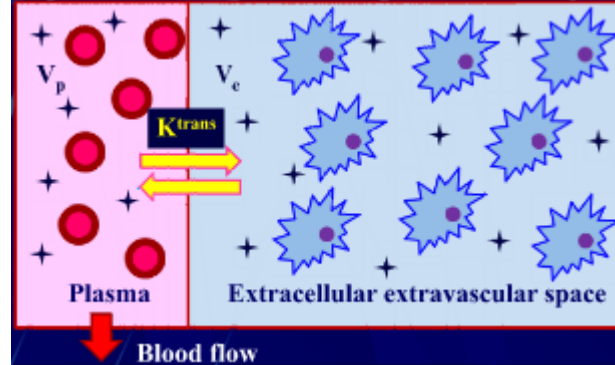
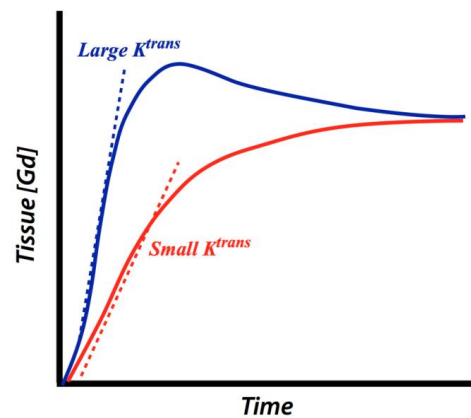
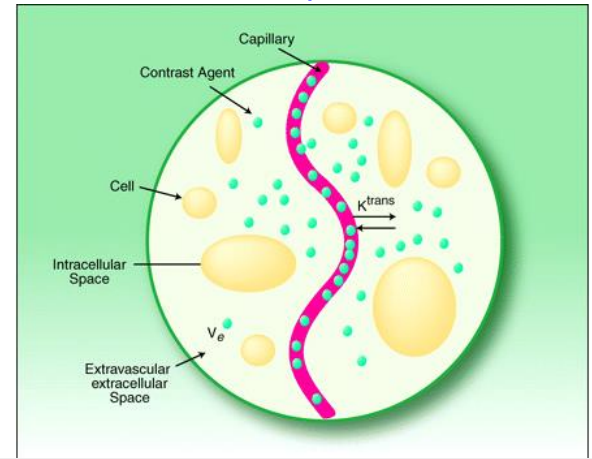
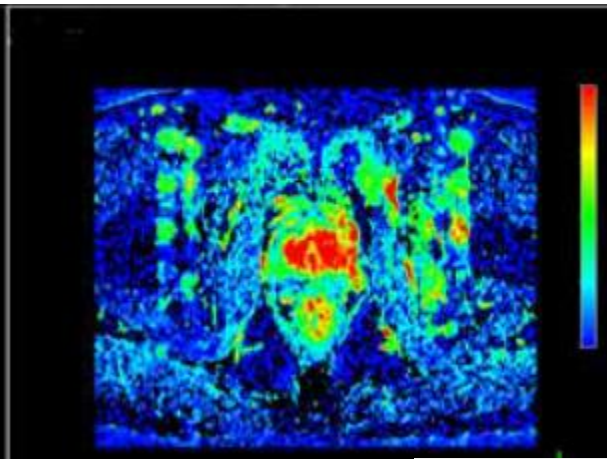
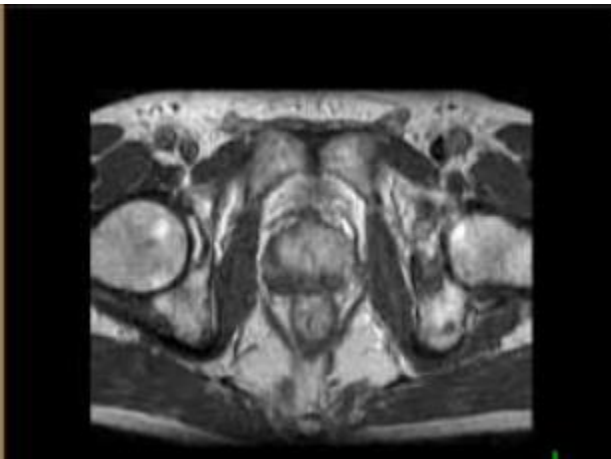
## Diffusion-Perfusion Mismatch



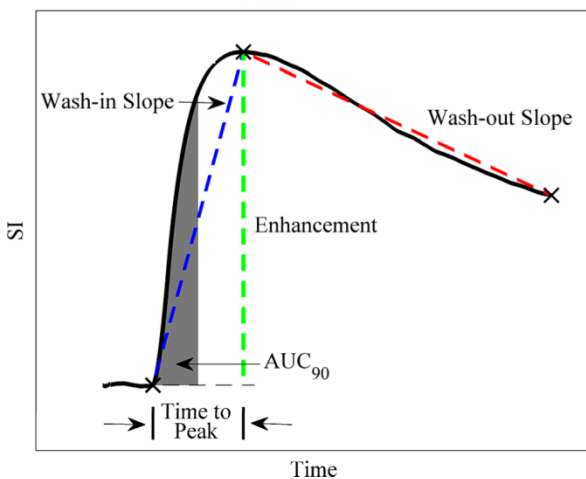
בצד שמאל תמונת הדיפוזיה מראה את האזור עם השינויים הבלתי הפיכים ( רקמה מתה )  
באמצע תמונת פרפוזיה עם פגם פרפוזיה נרחב משמעותית מפגם הדיפוזיה  
בצד ימין , חוסר ההתאמה בין תמונת הדיפוזיה לפרפוזיה מודגש בצבע הכחול ( פנומברה )  
אזור הפנומברה זהו האזור שסובל מנזק מוגבל ועדיין אפשר להצילו במידה ונחזיר את  
זרימת הדם לאזור הפגוע במהירות רבה



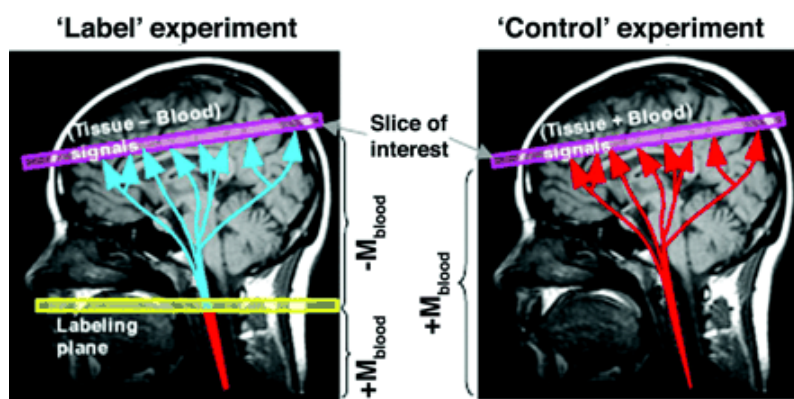
# T1 dynamic contrast enhanced imaging (DCE)



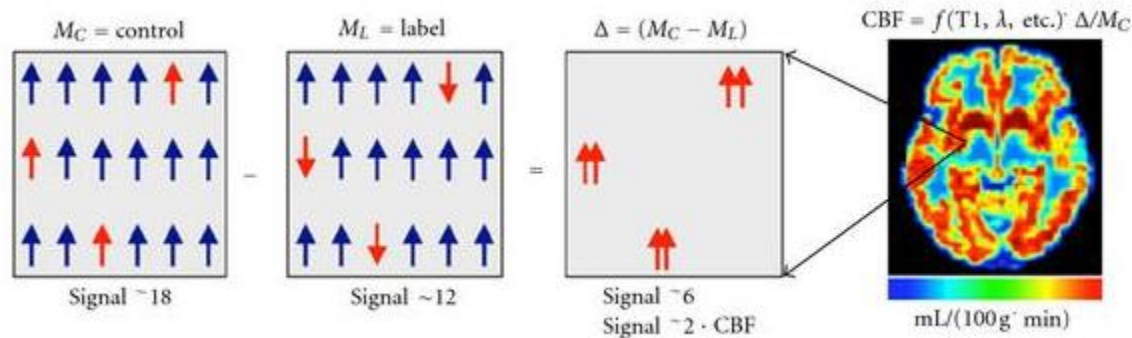
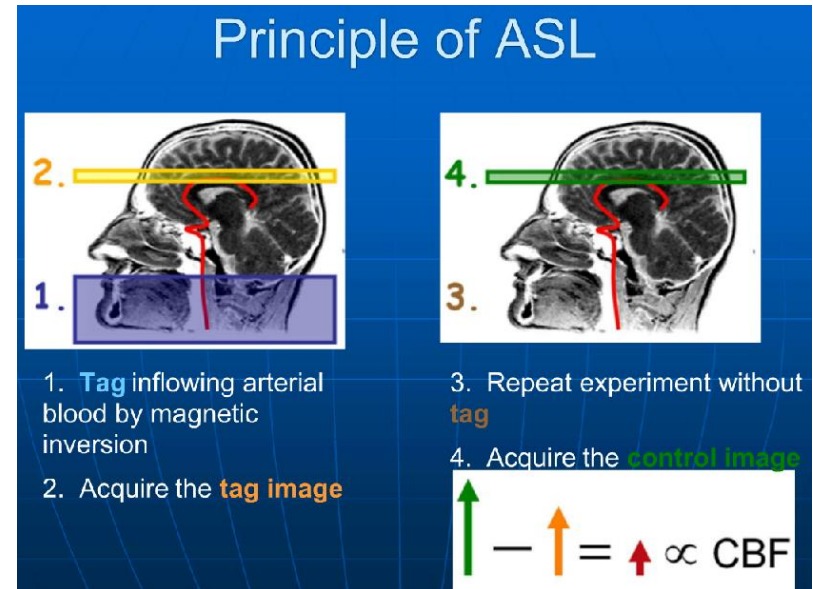
Experimental modeling of the tumor microvasculature in a single MRI voxel. Contrast agent molecules (green dots) enter the tissue through a blood vessel, as approximated by the AIF. Some contrast agent remains in the vessel, enabling estimation of plasma volume ( $v_p$ ) within the tissue and some leaks into the extravascular space. Clinically available MRI contrast agents do not leak into the intracellular space. The volume transfer constant of contrast agent ( $K^{trans}$ ) leakage is determined by the contrast concentration difference between the intravascular and extravascular space, flow ( $F$ ), and the product of the capillary surface area ( $S$ ) and permeability ( $P$ ). MRI signal change will also be affected by the proportional size of the extravascular extracellular space ( $v_e$ ).



בשיטת Dynamic Contrast Enhanced (DCE) מודדים שינויי T1 ברקמות לאורך זמן. השינוי בשיעור רלקסציה T1 עומד ביחס ישר לחומר הניגוד. בשיטה זו משתמשים בד"כ ברצף פולס (spoiled gradient echo (t1 FLASH). בשיטת ה-T1 חומר הניגוד גורם להגברת הסיגנל בגלל קיצור זמני T1 של הרקמות ומודדים את השינוי בסיגנל עם השינוי בזמן. ע"י השוואת ערכי T1 בין הסריקה לפני מתן חומר הניגוד לסריקה עם חומר הניגוד עבור כל ווקסל ניתן לזהות את חדירות (פרמאביליות) כלי הדם. כדי לאפיין את החדירות כמותית מסתמכים על  $K^{trans}$  שהוא קבוע החדירות של הקפילרות. ככל שהחדירות גבוהה יותר ערכי  $K^{trans}$  גבוהים יותר זה יכול להעיד על גידול או דלקת כמו כן ככל שערכי ה- $K^{trans}$  גבוהים דרגת הגידול גבוהה יותר.

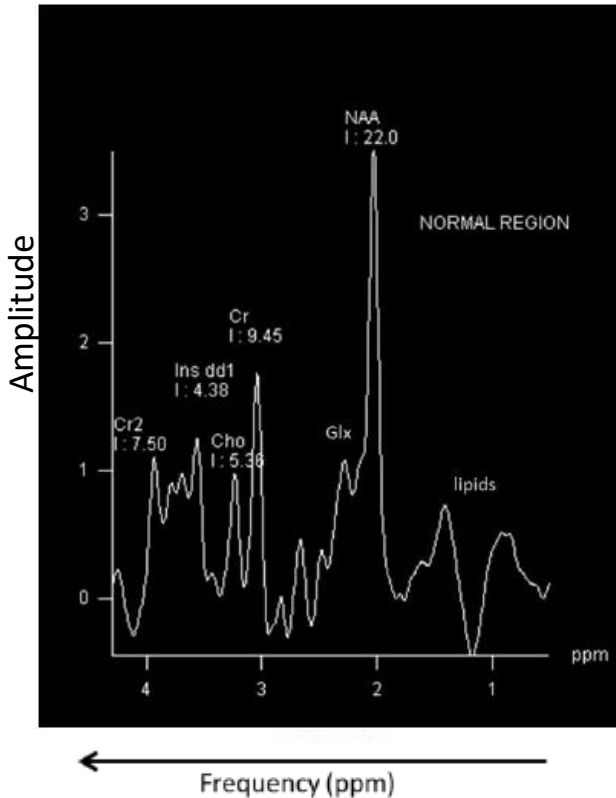


**Figure 6.** Principle of ASL MRI perfusion imaging. For demonstration, the continuous labeling method is depicted. Two sets of images are acquired: one (on the left) in which water protons are inverted proximally to the imaged slice and one (on the right) in which they are not. Subtraction of these 2 images provides a map of the distribution of the labeled water, which may be converted into quantitative CBF. Because the difference between the "label" and "control" images is on the order of 1% of the baseline images, multiple image pairs are collected and their signals summed to achieve adequate signal-to-noise. A typical ASL image at 1.5 T requires 5 to 10 minutes to acquire.

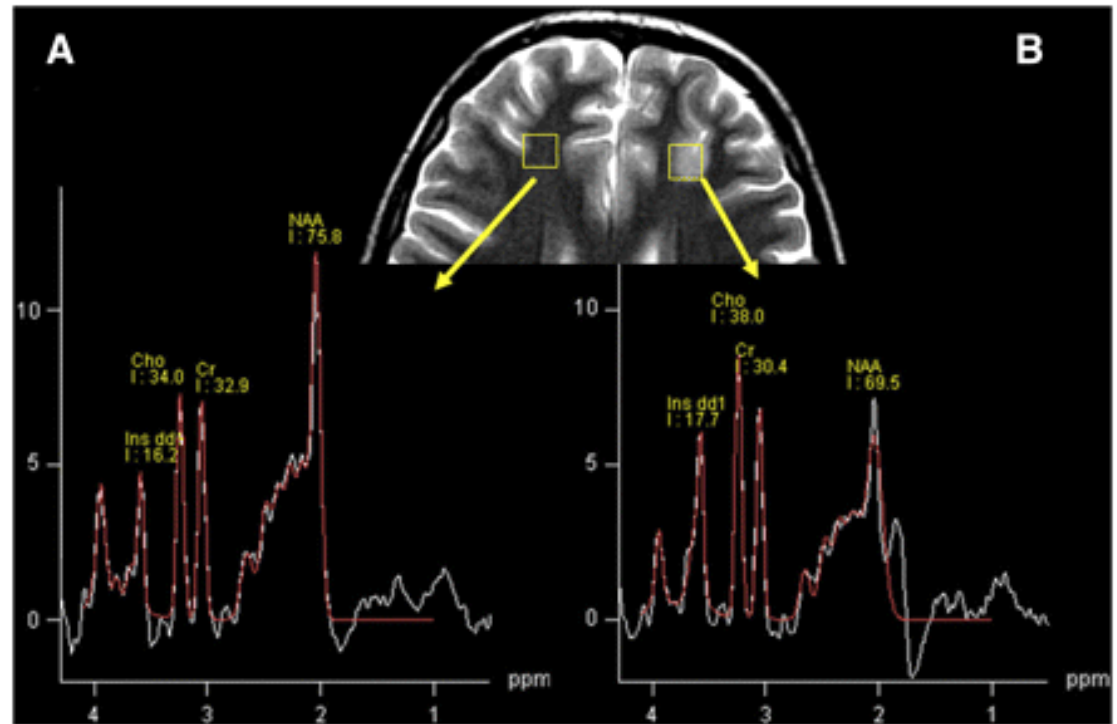


טכניקה זו מנצלת את המים שבדם כסמן פנימי בניגוד לגדוליניום שהוא סמן חיצוני . שיטת ASL אינה פולשנית ולא מצריכה הזרקת חומר ניגוד מה שמאפשר מדידות כמותיות חוזרות במיוחד במחקרים וגם לאנשים עם תפקודי כליות ירודים .ב- ASL רוכשים תמונה עם תיוג מגנטי לדם הנכנס לתוך הרקמה המצולמת ותמונה אחרת ללא תיוג מגנטי וההבדל בסיגנל הוא סיגנל ה- ASL .ההבדל בסיגנל בין התמונה המתויגת ללא מתויגת הוא כ- 1-5 % , לכן ה- SNR בתמונה הזו נמוך וניתן להתגבר על כך בהוספת מיצועים אך כך עולה זמן הסריקה . לשיטות ה-  $T1 + t2^*$  יתרונות על ASL בכך שה- SNR שלהן גבוהה יותר מה שמאפשר רזולוציה טמפורלית ומרחבית גבוהה יותר .

# Magnetic Resonance Spectroscopy (MRS)



Normal spectra obtained with short TE sequence. (TE= 30ms).



normal spectrum

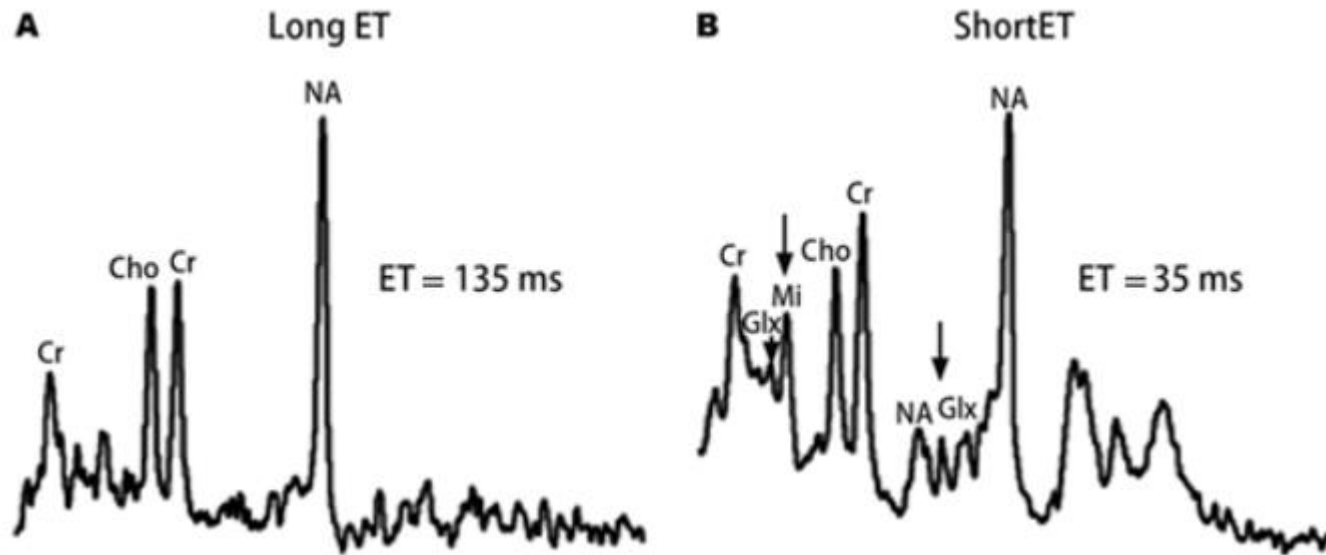
Low-grade glioma

בעוד הדמיה בתהודה מגנטית MRI מספקת תמונות של הרקמה הנבדקת הספקטרוסקופיה מספקת מידע ביוכימי של הרקמה הנבדקת. ב-MRS לא מקבלים תמונה אלא גרף או ספקטרום של מטבוליטים מסוימים. הימצאות מטבוליטים ברמה גבוהה או נמוכה מהנורמה מצביע על פתולוגיה מסוימת. הספקטרוסקופיה מוסיפה מדד נוסף לביסוס האבחנה שהתקבלה על ידי ה-MRI. אומנם כיום משתמשים ב-MRS באיברים כמו שד ופרוסטטה אך עדיין חלק הארי של בדיקות ה-MRS הוא במחלות המוח. הספקטרום לא מבוטא ביחידות מוחלטות של Hz אלא ביחידות של חלקים למיליון ppm. ניתן להשוות בין ספקטרום ממכשירי MRI שונים בגלל שתדרי התהודה הם ביחס ישר לחוזקו של השדה המגנטי. מוח האדם מכיל הרבה מטבוליטים אבל ב-MRS אנו יכולים לזהות כמה מהם:

Principal metabolites

| Metabolite |                              | Freq.<br>(ppm)   | short<br>T2 | long<br>T2 | Role  |  | Anomalies   |
|------------|------------------------------|------------------|-------------|------------|---|--|---|
| ml         | myoinositol                  | 3,6              | ●           |            | Glial marker  |  | ↑ : gliomas, MS<br>reactional gliosis<br>↓ : herpetic<br>encephalitis |
| Cho        | Choline                      | 3,2              | ●           | ●          | Cell membrane<br>metabolism marker  |  | ↑ : tumors,<br>demyelination  |
| Cr<br>Pcr  | Creatine<br>Phosphocreatine  | 3,0              | ●           | ●          | Energy metabolism<br>marker, serves as<br>reference peak as it is<br>~ constant |  |   |
| Glx        | GABA, Glutamate<br>Glutamine | 2,1-2,5          | ●           |            | Intracellular<br>neurotransmitter marker  |  | ↑ : hepatic<br>encephalopathy   |
| NAA        | N-Acetyl-<br>Aspartate       | 2,0              | ●           | ●          | Healthy neuron marker   |  | ↑ : Canavan's disease<br>↓ : neuronal distress                        |
| Succ       | Succinate                    | 2,4              | ●           | ●          | D<br>I<br>S<br>E<br>A<br>S<br>E<br>S  | Pyogenic abscess   |   |
| Ac         | Acetate                      | 1,9              | ●           | ●          |   | Abscess  |   |
| Ala        | Alanine                      | 1,5<br>(doublet) | ●           | ●          |   | Meningioma,<br>Abscess   |   |
| Lac        | Lactate                      | 1,3<br>(doublet) | ● +         | ● -        |   | Ischemia,<br>convulsions,<br>tumors,<br>mitochondrial<br>cytopathies | ↑ : anaerobic<br>metabolism   |
| Lip        | Free lipids                  | 0,9<br>1,4       | ●           | ●          |   | Necrotic tumor<br>(high grade)                                       |   |
| aa         | Aminoacids                   | 0,97             | ●           | ○          |   | Pyogenic abscess   |   |

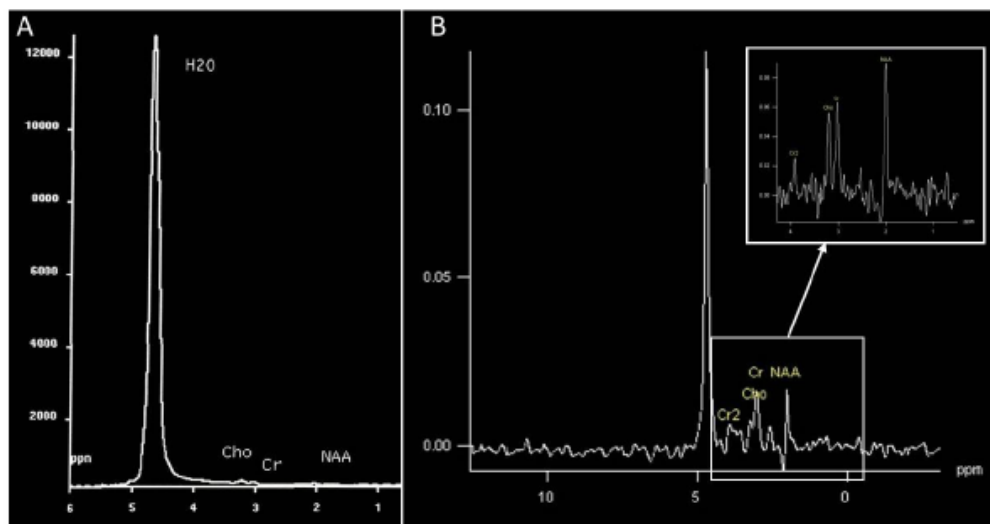
| Changes in Metabolites     |                                 |
|----------------------------|---------------------------------|
| Disease                    | Metabolic Changes               |
| Brain tumors               | Cho↑, NAA↓, Cr↓, Lac and Lip↑   |
| Stroke                     | Lac↑, NAA↓, Glx↑, Cr↓, Cho↓     |
| Epilepsy                   | NAA↓, Lac↑                      |
| Multiple sclerosis         | NAA↓, Cho↑, (Cr↓)               |
| HIV/AIDS                   | NAA↓, Cho↑, MI↑                 |
| Traumatic Brain Injury     | NAA↓, Cho↑, Lac↑                |
| Hepatic Encephalopathy     | Cho↓, MI↓, Glx↑                 |
| Hypoxic Ischemic Injury    | Lac↑, NAA↓, Glx↑, Cr↓           |
| Neurodegenerative diseases |                                 |
| Alzheimer                  | NAA↓, MI↑                       |
| Parkinson                  | NAA↓ (Striatum)                 |
| Huntington                 | NAA↓, Cho↑ (Basal ganglia)      |
| ALS                        | NAA↓ (Motor cortex, Brain stem) |



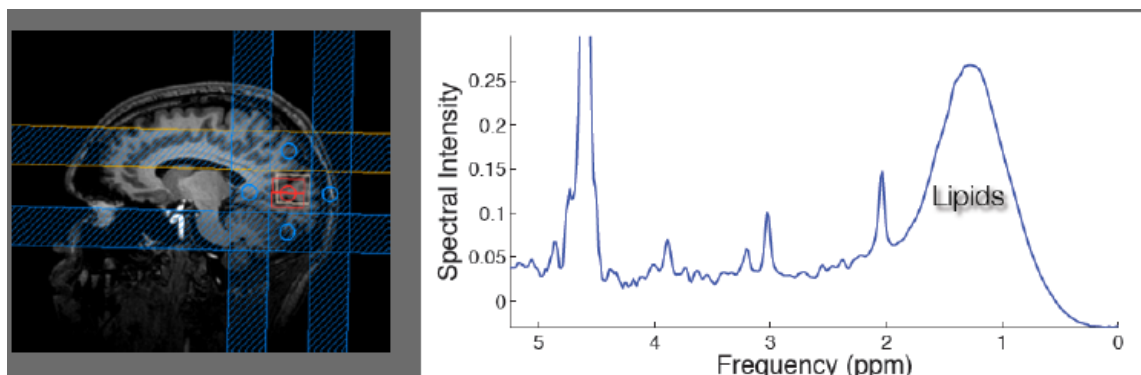
ב- MRS משתמשים ב- TEs שונים , בדרך כלל משתמשים ב- TE קצר של 30 ms ו- TE ארוך בדרך כלל 135 ms ולעתים משתמשים ב- TE, 270 ms .

ב- TE קצר יש יחס אות לרעש גבוה ופחות איבוד סיגנל ביחס ל- TE ארוך אך הספקטרום של TE ארוך פחות רועש . ב- TE קצר ניתן לראות פיקים של מטבוליטים שלא רואים ב- TE ארוך כמו שומנים ומקרומולקולות , גלוטמט וגלוטמין, ומיו-אינוסיטול . TE ארוך שלא רגיש לשומנים ומקרומולקולות , טוב יותר בהבחנת אלאנין ולקטט . TE ארוך וקצר מראים (n-acetyl aspartate (NAA), כולין וקריאטין . ב- TE 135 פיק הכולין גבוה יותר מאשר הקריאטין בעוד ב- TE=30 הכולין נמוך יותר מהקריאטין בגלל שה- T2 של הקריאטין קצר יותר מאשר הכולין .



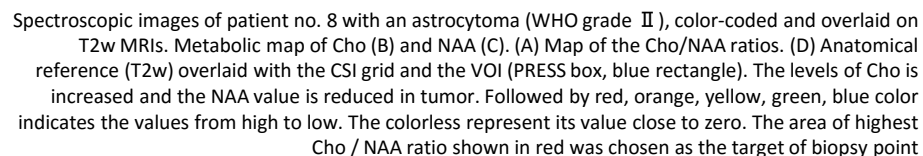
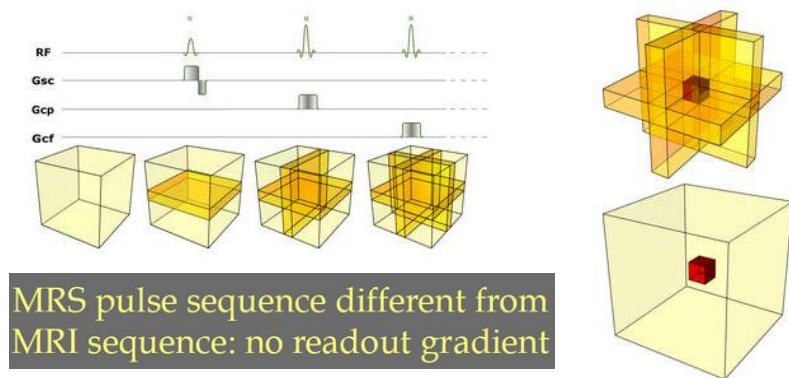


Water signal suppressing with CHESS. Spectrum before CHESS (A) and after CHESS (B). CHESS reduces signal from water by a factor of 1000 allowing brain metabolites to be depicted on the spectrum.



הסיגנל של המטבוליטים ביחס לסיגנל של המים והשומן הוא נמוך מכדי לתרום באופן משמעותי לסיגנל ה-MR ולכן על מנת לקבל ספקטרום של המטבוליטים השונים, חייבים לדכא את הסיגנל של המים והשומן. ניתן לבטל את סיגנל המים ע"י Chemical Shift Selective (chess) או ע"י Inversion Recovery. ועל מנת להימנע מסיגנל השומן יש להניח את הווקסל רחוק מהעצמות ומהקרקפת או ע"י שימוש בסטורציה במידה והממצא סמוך לאזורים הללו.



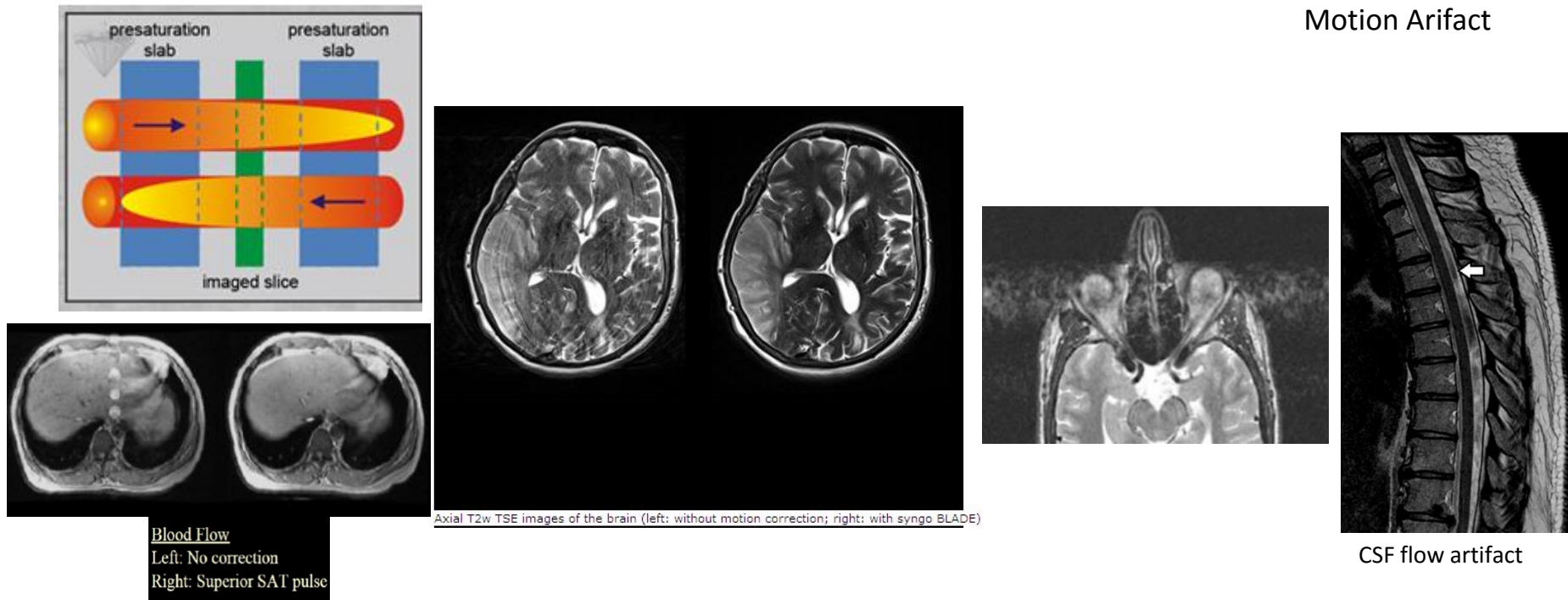


לפני הרצת הספקטרוסקופיה , רוכשים תמונות אנטומיות שעליהן מתכננים את הווקסל או הווקסלים . ניתן להשתמש בשיטת ה-SVS (Single Voxel Spectroscopy) או בשיטת ה-Chemical Shift Imaging ( CSI ) . ב-SVS מקבלים ווקסל בודד מה שנותן ספקטרום בודד לעומת זאת ב-CSI מקבלים מספר ווקסלים מה שנותן מספר ספקטרומים . לכל אחת מהשיטות יש יתרונות וחסרונות . ב-SVS הספקטרום באיכות גבוה , זמן סריקה קצר והומוגניות שדה טובה . אך SVS אינו אופטימאלי כשמדובר בנגע גדול ולכן במקרה הזה עדיף להשתמש ב-CSI שמכסה שטח רחב . ניתן להשתמש ב-CSI על מנת לקבל מפה צבעונית של כל מטבוליט . החיסרון של CSI הוא הזמן הארוך והשטח הגדול עלול להכניס ארטיפקטים של שומן ומים .

## MRI Artifacts

לכל תמונות ה MRI יש במידה זו או אחרת ארטיפקטים . ארטיפקט מוגדר כממצא בתמונה שמקורו איננו באיבר או הרקמה הנבדקת , אם חלקם מזוהים בקלות , אחרים עלולים להתפרש כפתולוגיה ולכן חשוב מאד להבין למה הם מופיעים , איפה מופיעים ואיך ניתן להתפטר מהם או לפחות למזער אותם .

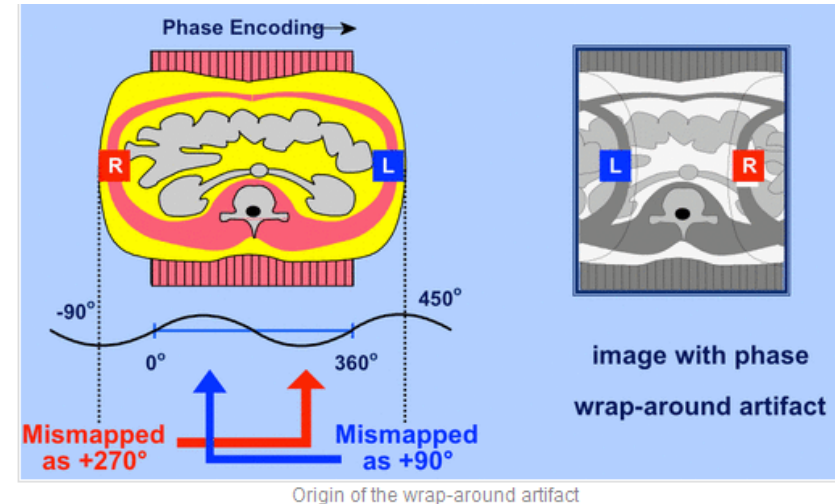
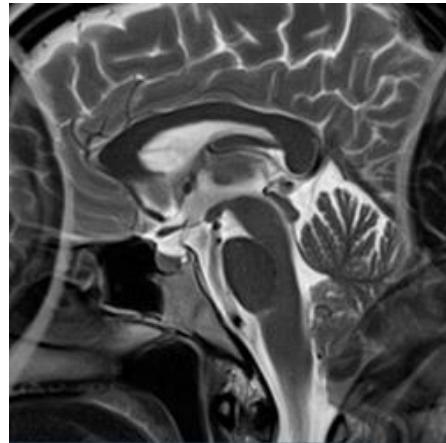
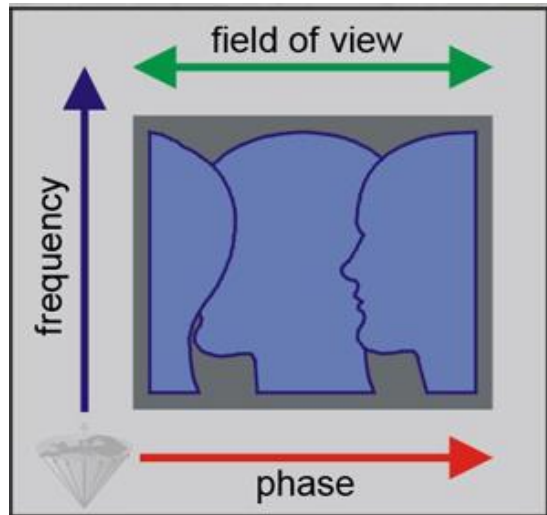
### Motion Arifact



תנועה היא המקור הנפוץ ביותר לארטיפקטים ב- MRI , כפי שהשם מרמז ארטיפקט תנועה נוצר כתוצאה מתנועת האובייקט המצולם במהלך רכישת התמונה . התנועה יכולה להיות כתוצאה מתזוזת הנבדק עצמו או כתוצאה מנשימות , בליעה , פעימות הלב , זרימת דם , תנועת עיניים ופריסטלטיקה . ארטיפקט זה הוא לרוב בכיוון קידוד הפאזה . ניתן להתגבר על ארטיפקט זה בכמה דרכים כמו : שינוי כיוון קידוד הפאזה , הוספת מיועעים , שימוש ב- Pre Saturation , שימוש ב- Gating , שיטות סריקה מהירות והחזקת נשימה , Blade ועוד .

## Aliasing Artifact ( Wrap Around )

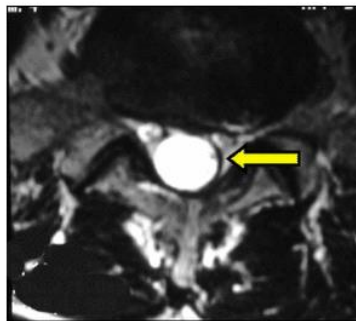
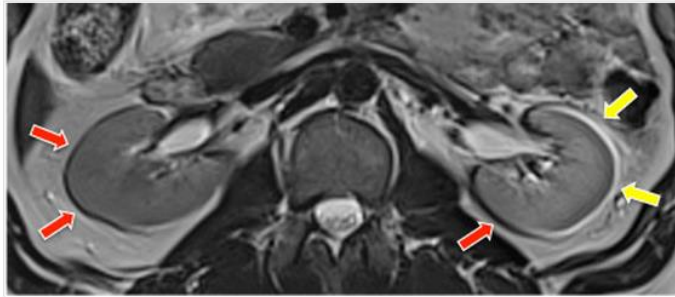
ארטיפקט נפוץ המתרחש כאשר ה-FOV קטן יותר מהאיבר המצולם. החלק של הגוף שנמצא מעבר לגבולות ה-FOV מושלך על הצד השני של התמונה. בדרך כלל זה קורה בכיוון קידוד הפאזה, נדיר מאד שזה קורה בכיוון קידוד התדירות.



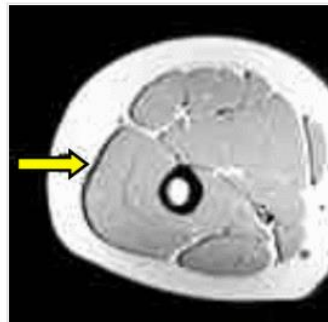
ניתן להימנע מארטיפקט זה ע"י הגדלת ה-FOV ( פחות רזולוציה ) . שימוש בסליל שטח surface coil  
אם זה מעשי . בחירת כיוון הפאזה שיהיה בכיוון הקצר יותר , שימוש ב no phase wrap /  
oversampling ( מוסיף SNR ומעלה זמן הסריקה ) ואפשרות אחרת היא שימוש ב- presaturation  
מחוץ ל-FOV .



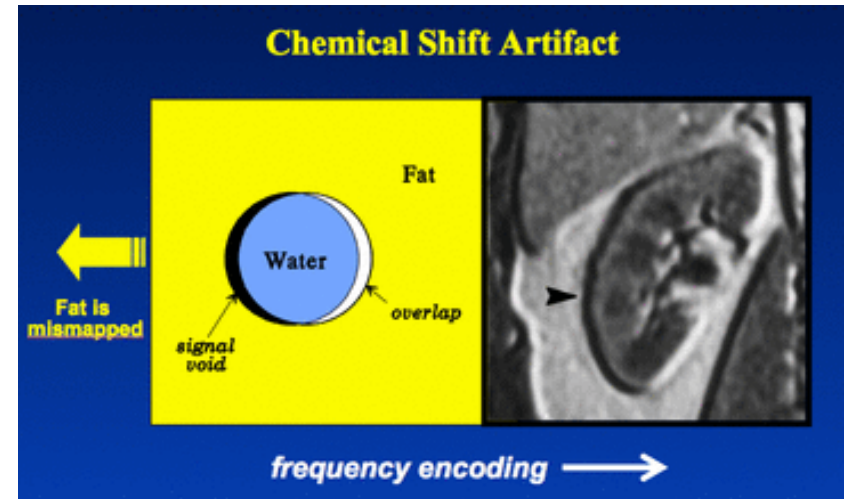
היסט כימי נוצר כתוצאה מסביבות כימיות שונות של מים ושומן . למרות ששומן ומים מכילים פרוטוני מימן , השומן מורכב ממימן ופחמן בעוד המים ממימן וחמצן וכתוצאה מכך הפרצסיה של השומן נמוכה משל המים . השוני בתדירות הפרצסיה תלוי בחוזק השדה המגנטי החיצוני B0 . כמות ההיסט הכימי מבוטאת ביחידות ( ppm ) parts per million . ההבדל הוא 3.5 ppm . למשל במגנט של 1.5 טסלה ההבדל בתדירויות הוא 220 Hz , תדירות השומן פחותה משל תדירות המים ב 220 Hz . במגנט 1 טסלה ההפרש הוא 147 Hz , ב 3 טסלה ההפרש הוא 440 Hz . לכן ככל שעוצמת המגנט גבוהה יותר הארטיפקט משמעותי יותר . ההיסט הכימי מתרחש בכיוון קידוד התדירות . הארטיפקט בולט בגבולות רקמות השומן למים כשיש הבדל משמעותי ביניהם כמו בכליות וארובות העיניים .



Chemical shift artifact between spinal fluid and epidural fat



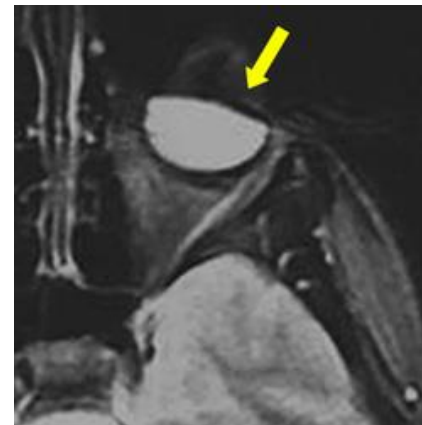
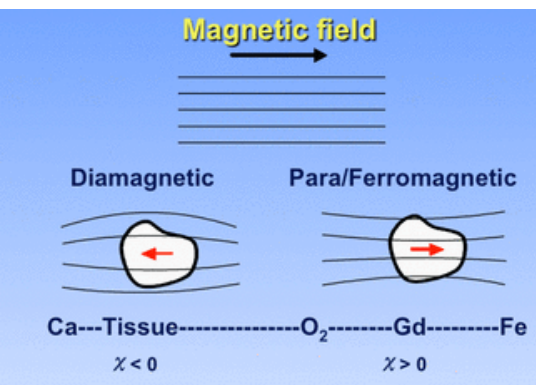
Chemical shift artifact at border of muscle and fat



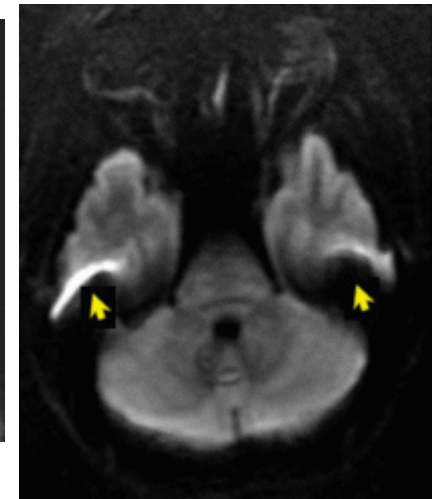
על מנת להקטין את ההיסט הכימי יש להשתמש ב- receive bandwidth רחב ו- FOV קטן ככל האפשר עם התחשבות ב- SNR . בנוסף לכך להשתמש במכשיר עם מגנט חלש יותר ( לא תמיד זה אפשרי או רצוי ) . להשתמש בהסרת שומן ( לא תמיד זה פרקטי או אפשרי ) .

## Susceptibility Artifact

ארטיפקט זה נוצר כתוצאה מנוכחות אובייקט בתחום ה-FOV שיש לו סוספטיביליות מגנטית גבוהה או נמוכה. סוספטיביליות מגנטית היא דרגת המגנטיזציה של החומר בתגובה לשדה מגנטי חיצוני. כאשר שני חומרים בעלי סוספטיביליות מגנטית שונה ממוקמים בסמוך אחד לשני ייווצר עיוות בשדה המגנטי המקומי. הארטיפקט נגרם ע"י הימצאות מתכת כגון טיטניום או שיניים תותבות או מעבר אוויר רקמה כמו בסינוסים. ארטיפקט זה מייצר עיוות של התמונה יחד עם איבוד סיגנל. רקמות שונות מתמגנטות בדרגות שונות מה שגורם להבדלים בתדירות ובפאזה וזה גורם לאיבוד סיגנל.



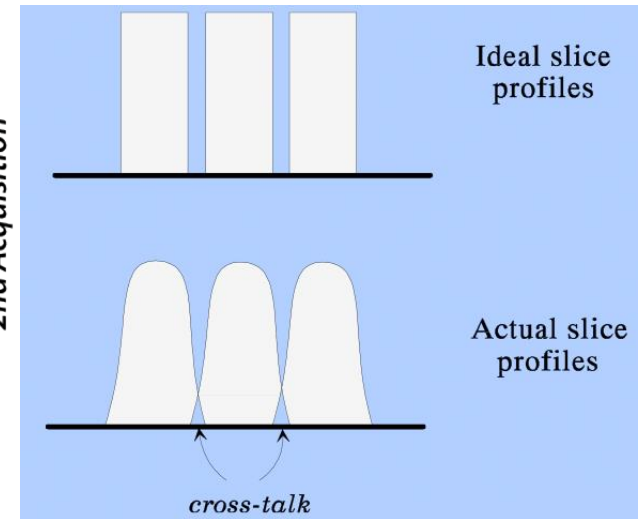
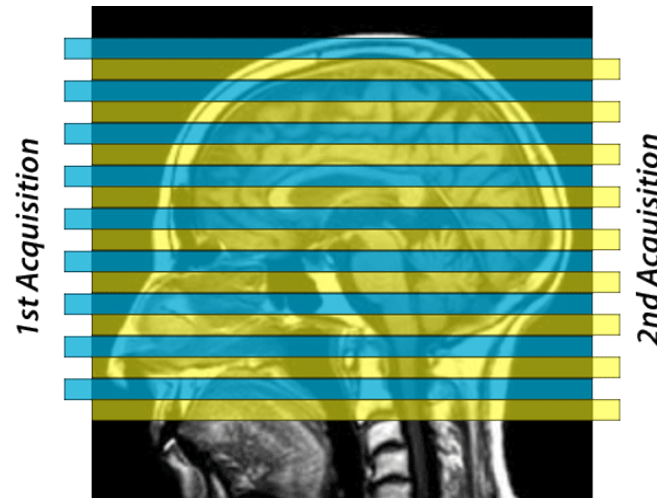
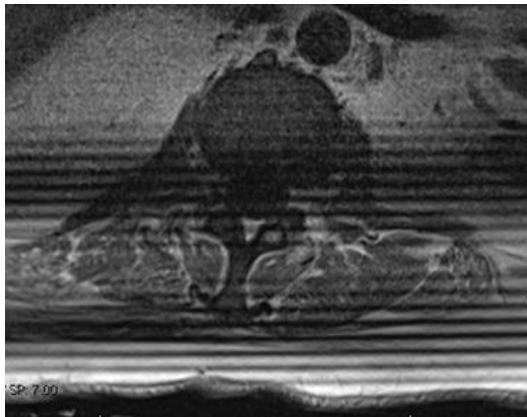
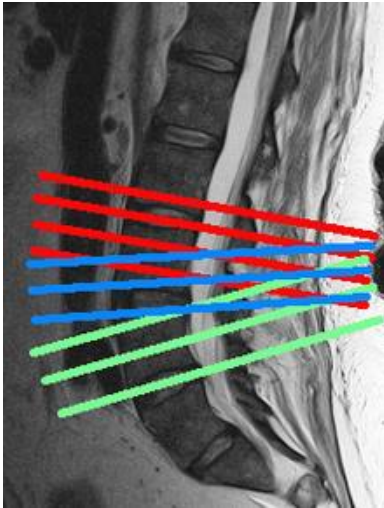
maskara



על מנת להפחית את הארטיפקט הזה יש להשתמש ברצפי ספין אקו ולא גרדיאנט אקו בגלל שפולס 180 מפצה יחסית על ההבדלים בתדירויות כמו כן יש להשתמש ב-TE נמוך. TE ארוך מאפשר יציאה גדולה מהפאזה ולאיבוד סיגנל. בנוסף יש להשתמש ב- receive bandwidth רחב.

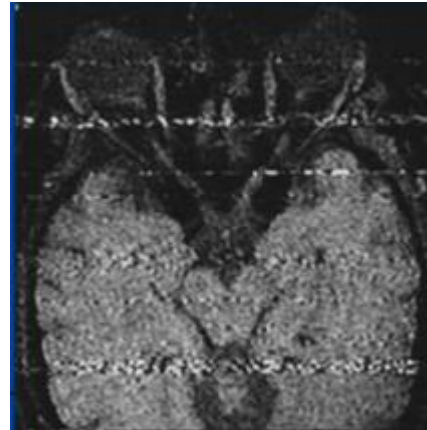
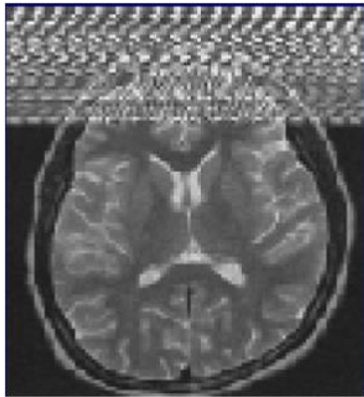
## Slice Overlap/Cross-talk Artifact

הוא שם שניתן לאובדן סיגנל בתמונה כתוצאה מהצטלבות של חתכים כמו שקורה לפעמים בחתכים אקסיאלים בעמוד שדרה מותני. אם נניח שהחתכים בין L4-5 ל L5-S1 לא מקבילים אלא חופפים אז נקבל פסים שחורים בתמונה. אם חתכים עם זוויות רבות מצטלבים אז ספינים שכבר עברו עירור בחתך מסוים עלולים לעבור עירור שוב בגלל סמיכותם לחתך שליד מה שגורם לירידת סיגנל באזור ההצטלבות או בגלל פרופיל פרוסה לא מושלם.



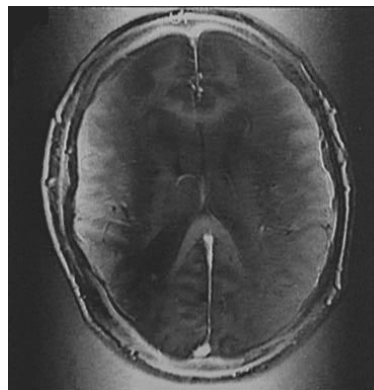
על מנת להימנע מארטיפקט זה יש להימנע משינוי חד בזוויות בין קבוצות החתכים, להשתמש ב interleave ואז יש רכישה של חתכים אי זוגיים בנפרד מהזוגיים כמו כן הגדלת ה- gap בין החתכים עוזרת. להשתמש ב- flip angle קטנה כמו גרדיאנט אקו.





Zipper Artifact

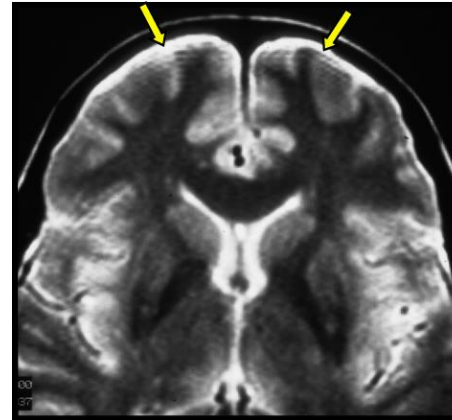
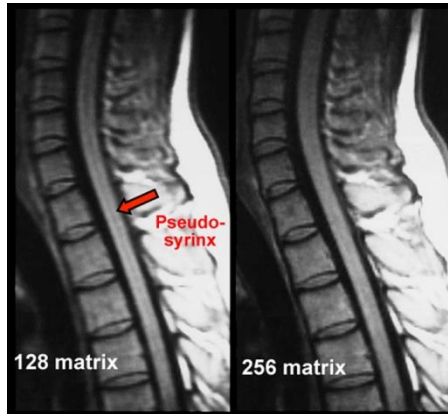
ישנם גורמים שונים לארטיפקט הזה, רובם קשורים לבעיות חומרה או תוכנה שאינם בשליטת הטכנאי. אחד הגורמים שלטכנאי יש לו שליטה עליו הוא ארטיפקט כתוצאה מפתיחת דלת חדר הבדיקה וכניסת גלי רדיו חיצוניים לתוך החדר. לכן צריך להקפיד שהדלת תהיה סגורה בנוסף יש לדאוג שכל הציוד שבחדר הבדיקה מותאם ל-MRI.



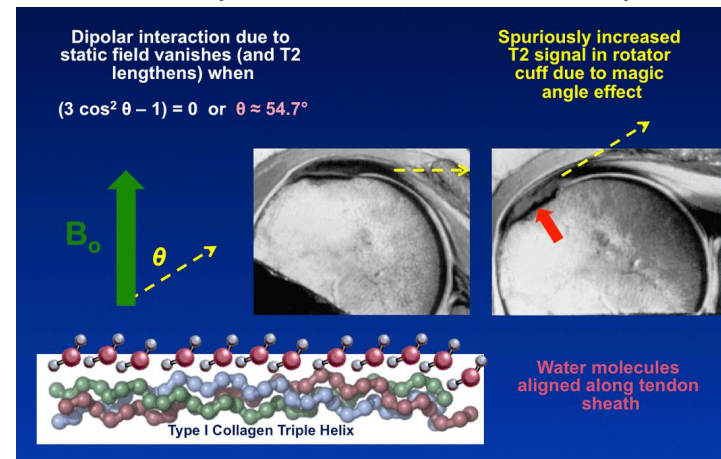
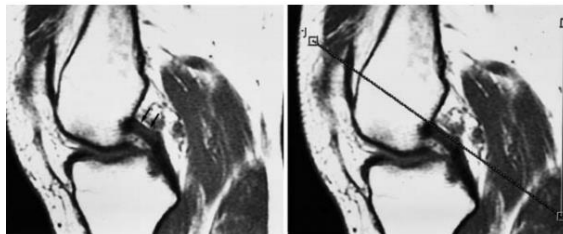
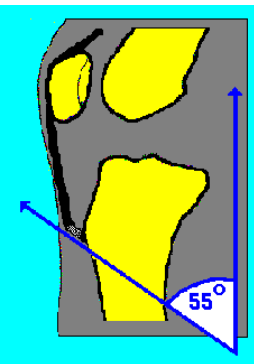
RF Overflow Artifact ( Clipping )

ארטיפקט זה מתרחש כאשר עוצמת הסיגנל הנקלטת מהמגבר עולה על טווח הממיר מאנלוגי לדיגיטלי וחלקים מהסיגנל הולך לאיבוד והתוצאה תמונה דהויה

ארטיפקט זה מופיע בדרך כלל כקווים מקבילים ישרים או בצורת חצי עיגול סמוך לגבולות עם קונטרסט גבוהה כמו הגבולות בין שריר לשומן או CSF לחוט שדרה או עור הקרקפת עם הגולגולת. ארטיפקט זה קורה בכיוון הפאזה בלבד.

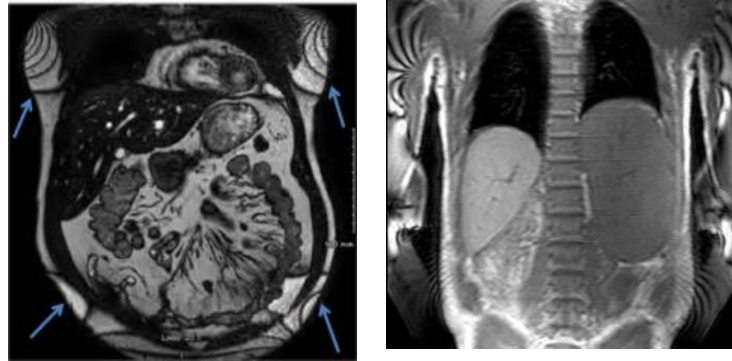


ארטיפקט זה קורה כשמשתמשים במטריצה נמוכה ולכן המעבר בין הסיגנל הנמוך לגבוה מיוצג בצורה שגויה בתמונה. לכן על מנת להתגבר על ארטיפקט זה יש להגדיל את מספר קידודי הפאזה למשל להשתמש ב 256\256 במקום 256\128.

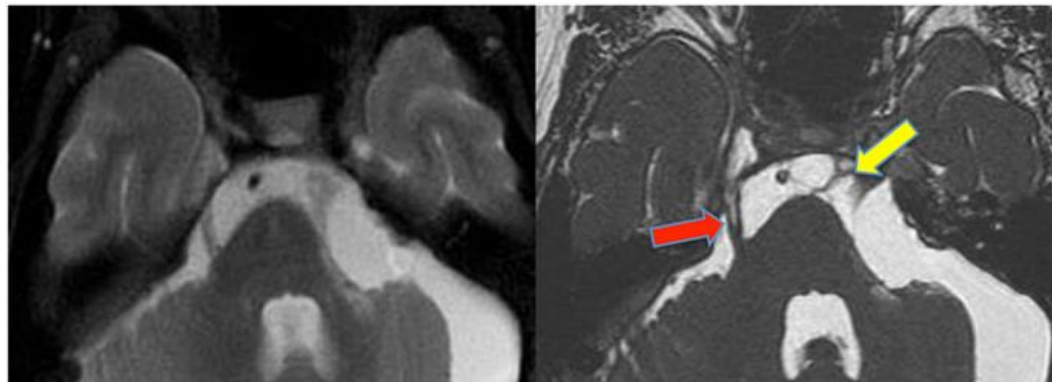


Magic Angle Artifact

ארטיפקט זה נוצר כשרקמות שמכילות קולגן כגון גידים ורצועות מונחים בזווית של 55 מעלות ביחס לשדה המגנטי. סטרוקטורות אלה מתאפיינות בעוצמת סיגנל נמוך ברוב הרצפים בגלל שיש להן T2 קצר. הסיגנל שלהן עלול להיות מוגבר ולחקות פתולוגיה. נראה שבמכשיר 3 טסלה ההפרעה מופחתת והיא מתרחשת בד"כ ברצפים עם TE קצר כמו (T1, GE, PD). על מנת להתגבר על הארטיפקט הזה יש להזיז את זווית האיבר המצולם או להגדיל את ה-TE.



ארטיפקט זה מופיע בשחור לבן או קווי זברה בקצוות ה-FOV והוא נראה לרוב בתמונות גרדיאנט אקו וזה שילוב של קיפול יחד עם אי הומוגניות של השדה .  
 זה קורה בד"כ בתמונות קורונל כשהידיים נוגעות בדופן המכשיר . פתרון לבעיה זו היא ע"י שימוש ברצפי ספין אקו ולוודא שאיברי הנבדק לא נוגעים בדופן המכשיר .

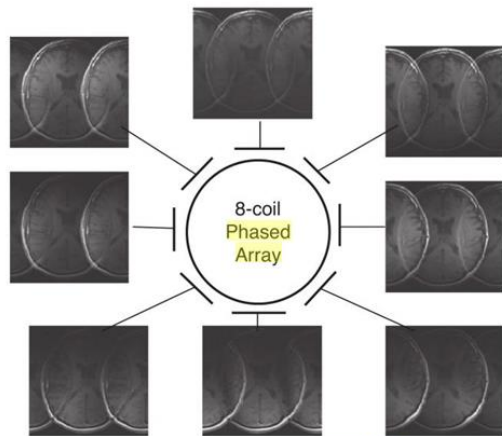


Partial volume averaging. In 5-mm-thick section (left) delicate nerves and scar in the subarachnoid space cannot be resolved as their signals are mixed/averaged with CSF and other tissues. Thin-section (1-mm-thick) image (right) displays the detailed anatomy to good advantage.

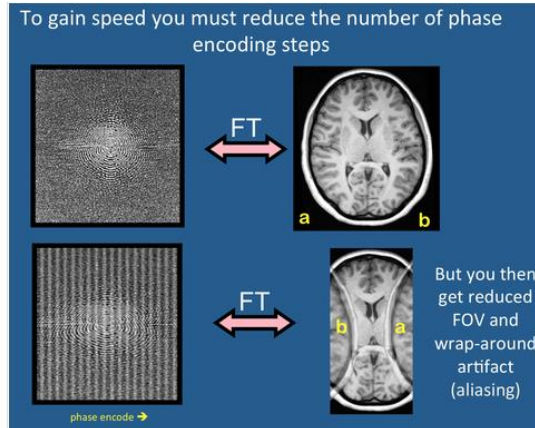
### Partial volume Artifact

באופן כללי ארטיפקט זה מתרחש כשהווקסל גדול מדי. אם ווקסל קטן מכיל סיגנל של שומן או של מים , ווקסל גדול מכיל את שניהם יחד ולכן מקבלים את ממוצע שניהם . זה בולט בחתכים עבים מדי כמו 10 מ"מ. הארטיפקט מתרחש כשיש רזולוציה נמוכה .  
 ארטיפקט זה גורם לטשטוש פתולוגיות עם קונטרסט נמוך ולכן על מנת להתגבר על ארטיפקט זה יש לשאוף ולהשתמש בעובי חתך קטן ככל האפשר .

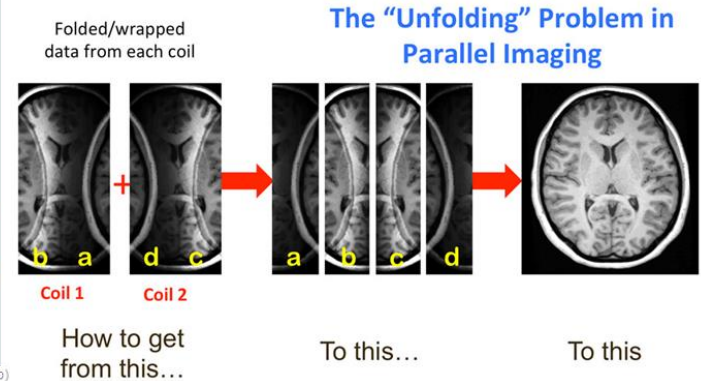
# Parallel Imaging הדמיה מקבילית



Aliased images obtained from an 8-coil phased array. Note each image has the characteristic spatial sensitivity of the coil, such that signals near the coil are strong and those far away are weak. This basic information allows us to work out which signals are in the right location and which signals have been aliased from  $\frac{1}{2}$  FOV away.



Too few phase-encoding (PE) steps in PI results in aliasing, with the left side of the brain (b) wrapping around to the right side (a), and vice-versa. Here the PE direction is left-to-right.



הדמיה מקבילית היא טכניקה שמשתמשת בסלילי מערך הפאזות Phased Array Coils במטרה לקצר זמן הסריקה .

סלילי מערך הפאזות הם סלילים שמורכבים ממספר סלילי משטח שסימולטנית קולטים סיגנל MR . סלילי המשטח משולבים יחד באופן כזה שהם חופפים ומכסים אותו נפח שסליל גדול מכסה . היתרון של שילוב סלילי המשטח SNR גבוה יותר מסליל אחד גדול . זמן הסריקה פרופורציונאלי למספר קידודי הפאזה ואם נגדיל את המרחק בין השורות של מרחב K ע"י פקטור R בעוד ששומרים על הרזולוציה המרחבית , זמן הסריקה מתקצר לפי R . אם  $R=2$  אז דוגמים מחצית מרחב K והזמן מתקצר לחצי זמן . R נקרא פקטור ההפחתה Reduced Factor או גורם ההאצה Acceleration Factor . הגדלת המרחק בין שורות קידוד הפאזה מקטין את גודל השדה FOV ואם האובייקט המצולם נמשך מעבר ל- FOV המוקטן מתרחש ארטיפקט קיפול Aliasing . הדמיה מקבילית היא טכניקה שבה מיקום ורגישות המקלט מסייעים ללוקליזציה המרחבית של הסיגנל . סלילי המשטח רגישים לסיגנלים מאזורים שבקרבתם ופחות רגישים לסיגנלים מאזורים מרוחקים של האזור הנבדק . בהדמיה רגילה לא מקבילית סלילי משטח מרובים משמשים לזיהוי סיגנל MR אבל הסיגנל של כלל הסלילים משולב לתוך סיגנל מורכב שעובר דיגיטציה ומעובד לתמונה הסופית . לעומת זאת בהדמיה מקבילית הסיגנלים של הסלילים מוגברים , עוברים דיגיטציה ומעובדים בו זמנית במקביל בערוצים נפרדים תוך שמירה על זהותם עד סמוך לסוף . מקביל בהדמיה מקבילית מתייחס לעובדה שכל סליל במערך הפאזות Phased Array Coil קולט מידע באותו זמן ( במקביל ) . הדמיה מקבילית ו " רגילה " חולקות תכונה משותפת של סלילים מרובים אך עיבוד המידע שונה לחלוטין .



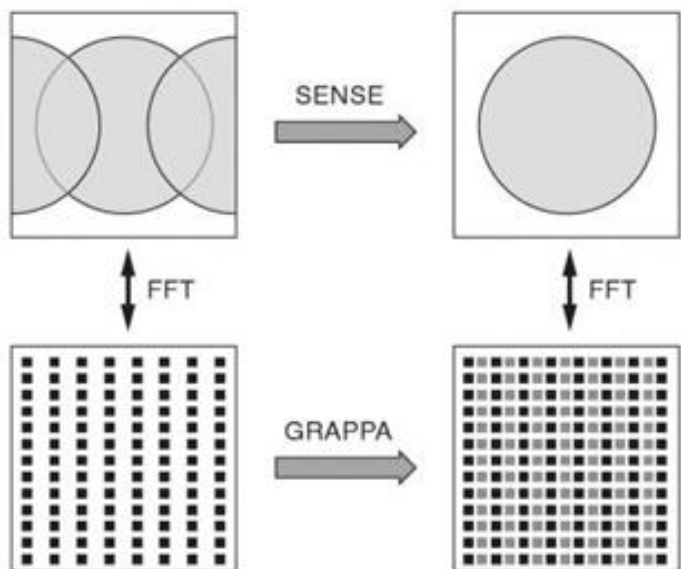
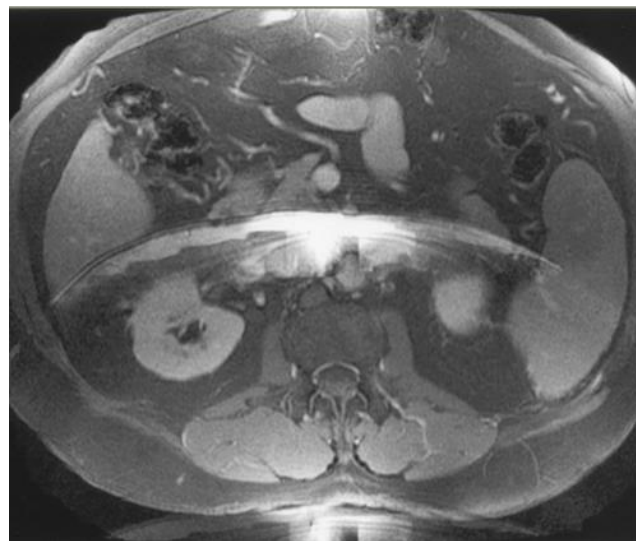


Image domain (*top*) and the associated k-space (*bottom*), which indicates how aliasing in the image domain is equivalent to under-sampling in k-space. The SENSE method unwraps the aliasing in the image, but the same result can be obtained using GRAPPA to fill in lines of k-space.



2D spoiled gradient-echo (SPGR) image with SENSE הקיפול האופייני בהדמיה מקבילית הוא במרכז התמונה ולא בקצוות כמו הקיפול הרגיל ועל מנת להתגבר עליו יש להגדיל את FOV בכיוון קידוד הפאזה או להשתמש בפחות R.

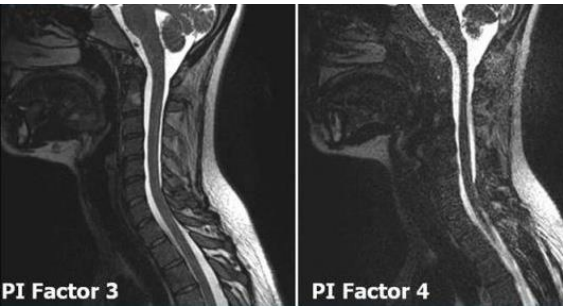
ישנן שתי שיטות עיקריות ( אלגוריתמים ) למניעת הקיפול בהדמיה מקבילית :

*GRAPPA (GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition)* טכניקה שחזור תמונה בתחום התדר לפני טרנספורם פורייה כלומר חישוב המידע החסר מבוצע לפני שחזור התמונה. *SENSE (SENSitivity Encoding)* טכניקת שחזור תמונה בתחום התמונה אחרי טרנספורם פורייה . ב- SENSE לכל סליל בנפרד הסיגנל מעובד לתמונה מה שיוצר קיפול ולאחר מכן התמונות המקופלות משולבות יחד ונוצרת תמונה סופית ללא קיפול . לכל שיטה יתרונות וחסרונות , למשל ב- GRAPPA יש יותר SNR מאשר SENSE כמו כן הקונטרסט של התמונה ב- GRAPPA יותר טוב מאשר SENSE אך GRAPPA מורכב חישובית שמצריך יותר זמן מאשר SENSE והרזולוציה של SENSE יותר מאשר GRAPPA . ל- GRAPPA יש עדיפות בהדמיית הבטן והריאות כמו כן ב- FOV קטן . ל- SENSE עדיפות ברצפי אנגיוגרפיה והדמיית הלב . יש לציין שביטול הקיפול שנוצר כתוצאה משימוש בהדמיה מקבילית לא קשור לקיפול שנוצר כתוצאה משימוש ב- FOV קטן . לאיזורים שמחוץ ל-FOV שנמצאים בכיוון קידוד הפאזה יש להשתמש ב- Oversampling .



# Reduced Distortion

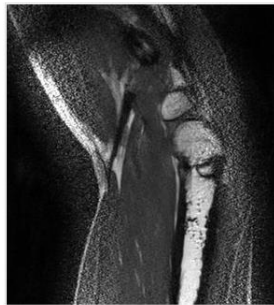
EPI, 128x256



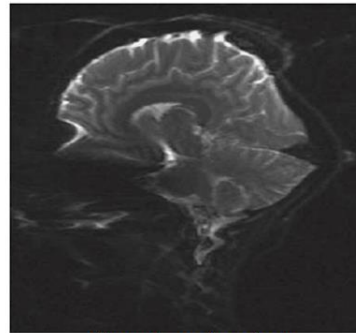
SNR degradation  
 $\propto \sqrt{R}$



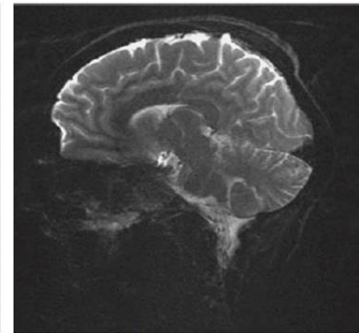
No acceleration (R=1)



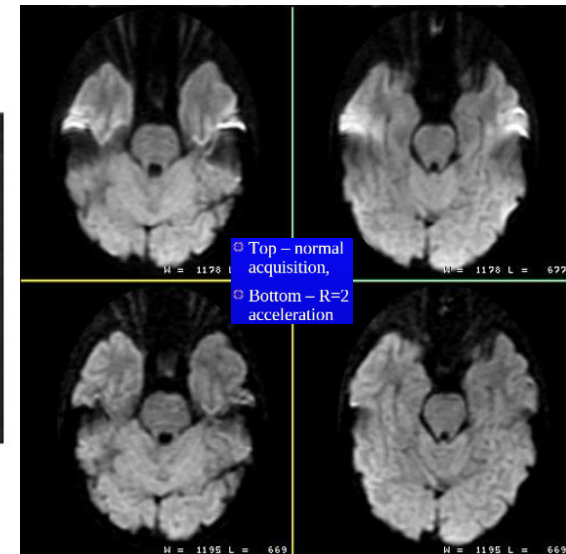
With acceleration (R=4) showing artifacts



Non-Accelerated



GRAPPA, R=3



PI is possible in the L-R or A-P directions only



PI possible in all three directions

להדמיה מקבילית יש יתרונות כמו הפחתה בזמן הסריקה מה שמאפשר רזולוציה גבוהה, מפחית ארטיפקט הסוספטיביליות ומפחית SAR ברצפי FSE עקב הפחתה בפולסי RF כמו כן מפחית את טשטוש התמונה ברצפי SSFSE. פקטור ההפחתה R תלוי במספר הסלילים שנמצאים בכיוון קידוד הפאזה כמו כן יש הגבלה בפקטור ההפחתה משום שככל שעולים בפקטור SNR יורד ויש יותר ארטיפקט כמו כן בנבדקים שמנים יכול להיות SNR נמוך במרכז התמונה בגלל המרחק מהסלילים.

שמות הרצפים והמושגים השונים  
לפי היצרניות השונות בארץ

| Vendor MRI Acronyms                      | Siemens           | GE                    | Philips               |
|--|-------------------|-----------------------|-----------------------|
| Sequence Type                            |                   |                       |                       |
| Spin Echo                                | SE                | SE                    | SE                    |
| Gradient Echo                            | GRE               | GRE                   | Fast Field Echo (FFE) |
| Spoiled Gradient Echo                    | FLASH             | SPGR                  | T1-FFE                |
| Coherent Gradient Echo                   | FISP              | GRASS                 | FFE                   |
| Steady-State Free Precession             | PSIF              | SSFP                  | T2-FFE                |
| True FISP                                | TrueFISP          | FIESTA                | Balanced FFE          |
| True FISP/Dual Excitation                | CISS              | FIESTA-C              | –                     |
| Double Echo Steady State                 | DESS              | –                     | –                     |
| Multi-Echo Data Image Combination        | MEDIC             | MERGE                 | M-FFE                 |
| Ultrafast Gradient Echo                  | TurboFLASH        | Fast GRE, Fast SPGR   | TFE                   |
| Ultrafast Gradient Echo 3D               | MPRAGE            | 3D FGRE, 3D Fast SPGR | 3D TFE                |
| Volume Interpolated GRE                  | VIBE              | LAVA-XV               | THRIVE                |
| Body Diffusion                           | REVEAL            |                       | DWIBS                 |
| Susceptibility-Weighted Imaging          | SWI               | (SWAN)                | (Venous BOLD)         |
| Dynamic MRA with k-space Manipulation    | TWIST             | TRICKS-XV             | Keyhole (4D-TRAK)     |
| High-Resolution Bilateral Breast Imaging | VIEWS             | VIBRANT-XV            | BLISS                 |
| Non-contrast MR Angio, TSE-based         | NATIVE-SPACE      | –                     | TRANCE                |
| Non-contrast MR Angio, TrueFISP-based    | NATIVE-TrueFISP   | Inhance Inflow IR     | B-TRANCE              |
| Parametric Mapping                       | MapIT             | CartiGram             | –                     |
| Inversion Recovery                       | IR,Turbo IR (TIR) | IR, MPR, FastIR       | IR-TSE                |
| Short Tau IR                             | STIR              | STIR                  | STIR                  |
| Long Tau IR                              | Turbo Dark Fluid  | FLAIR                 | FLAIR                 |

|  | Siemens                 | GE                                 | philips                         |
|--|-------------------------|------------------------------------|---------------------------------|
| <b>Turbo Spin Echo/Fast Spin Echo</b>      | TSE (Turbo Spin Echo)   | FSE (Fast Spin Echo)               | TSE (Turbo Spin Echo)           |
| Single-Shot TSE/FSE                        | HASTE                   | Single-Shot FSE                    | Single-Shot TSE                 |
| FSE/TSE with 90° Flip-Back Pulse           | RESTORE                 | Fast Recovery FSE (FRFSE)          | DRIVE                           |
| Hyper Echoes                               | Hyperecho               | –                                  | –                               |
| 3D TSE with Variable Flip Angle            | SPACE                   | CUBE                               | VISTA                           |
| Number of Echoes                           | Turbo Factor            | Echo Train Length (ETL)            | Turbo Factor                    |
| Time Between Echoes                        | Echo Spacing            | Echo Spacing                       | Echo Spacing                    |
| <b>Echo Planar Imaging (EPI)</b>           | EPI                     | EPI                                | EPI                             |
| Number of Echoes                           | EPI Factor              | ETL                                | EPI Factor                      |
| Diffusion-Weighted Imaging                 | DWI                     | DWI                                | DWI                             |
| Apparent Diffusion Coefficient Map         | ADC                     | ADC                                | ADC                             |
| Diffusion Tensor Imaging                   | DTI                     | Diffusion Tensor Imaging           | Diffusion Tensor Imaging        |
| DTI Tractography (Fiber Tracking)          | DTI Tractography        | FiberTrak                          | FiberTrak                       |
| <b>Turbo Gradient Spin Echo (GRASE)</b>    | TurboGSE, TGSE          | –                                  | GRASE                           |
| <b>Parallel Acquisition Techniques</b>     | iPAT                    |                                    | SENSE                           |
| PAT: Image-based Algorithm                 | mSENSE                  | ASSET                              | –                               |
| PAT: k-space-based Algorithm               | GRAPPA                  | ARC                                | –                               |
| Integrated Calibration                     | Auto-Calibration        | Self-Calibration (with ARC)        | (Calibration for SENSE) / CLEAR |
| Separate Calibration                       | Turbo-Calibration       | (Calibration for ASSET)            | –                               |
| Multiple datasets calibrate each other     | Self-Calibration, T-PAT | –                                  |                                 |
| <b>Spectroscopy</b>                        |                         |                                    |                                 |
| Prostate Spectroscopy                      | 3D CSI                  | PROSE                              | –                               |
| Breast Spectroscopy                        | GRACE                   | BREASE                             | –                               |
| <b>Comprehensive Cardiac Tool</b>          | BEAT (2D/3D)            | –                                  |                                 |
| <b>Patient Orientation Sequence</b>        | Localizer, Scout        | Localizer                          | Plan Scan                       |
| <b>Contrast Bolus Timing/Visualization</b> | CARE Bolus              | Smart Prep;<br>FluoroTriggered MRA | BolusTrak                       |

## Siemens

## GE

## philips

| Sequence Parameters                  |  |                                 |                         |
|--------------------------------------|--|---------------------------------|-------------------------|
| Repetition Time, Echo Time (in msec) |  | TR, TE                          | TR, TE                  |
| Inversion Time (in msec)             | TI                                     | TI                              | TI                      |
| Averages                             | Average                                | NEX                             | NSA                     |
| Simultaneous Excitation              | Simultaneous Excitation                | POMP (Phase Offset Multiplanar) | Multi-Slice             |
| RF Pulse in Gradient Echo            | Flip Angle                             | Flip Angle                      | Flip Angle              |
| Scan Measurement Time                | Acquisition Time, TA                   | Acquisition Time                | Acquisition Time        |
| Distance Between Slices              | Distance Factor (% of slice thickness) | Gap                             | Gap                     |
| Shifting Slices Off Center           | Off-center Shift                       | Off-center FoV                  | Off-center FoV          |
| Field of View (FoV)                  | FoV [mm]                               | FoV [cm]                        | FoV [mm]                |
| Rectangular FoV                      | FoV Phase/Rectangular FoV              | Partial FoV (PFoV)              | Rectangular FoV         |
| Bandwidth                            | Bandwidth [Hz/Px]                      | Receive Bandwidth [kHz]         | Fat/Water Shift [pixel] |
| Variable Bandwidth                   | Optimized bandwidth                    | Variable Bandwidth              | Optimized Bandwidth     |
| Frequency Oversampling               | Oversampling                           | Anti-Aliasing                   | Frequency Oversampling  |
| Phase Oversampling                   | Phase Oversampling                     | No Phase Wrap                   | Fold-over Suppression   |
| Segmented k-Space                    | Lines/Segments                         | Views per segment               | Views/Segment           |
| Time Delay/Block k-space             | Time Delay                             | Intersegment Delay              | TD                      |
| Half Fourier Imaging                 | Half Fourier                           | 1/2 NEX; fractional NEX         | Half Scan               |
| Partial Echo                         | Asymmetric Echo                        | Partial Echo                    | Partial Echo            |
| Gradient Moment Nulling              | GMR/Flow Comp                          | Flow Comp                       | Flow Comp; Flag         |
| Ramped RF Pulse                      | TONE                                   | Ramped Pulse                    | TONE                    |
| Magnetization Transfer Contrast      | MTC; MTS                               | MTC                             | MTC                     |
| Prep Pulse – Chemically              | Fat Sat                                | Fat Sat/Chem Sat                | SPIR                    |
| Water Excitation                     | Water Excitation                       | –                               | Proset                  |
| Fat-Water separation                 | DIXON                                  | IDEAL                           | –                       |
| Prep Pulse - Spatially               | Presat                                 | SAT                             | REST                    |