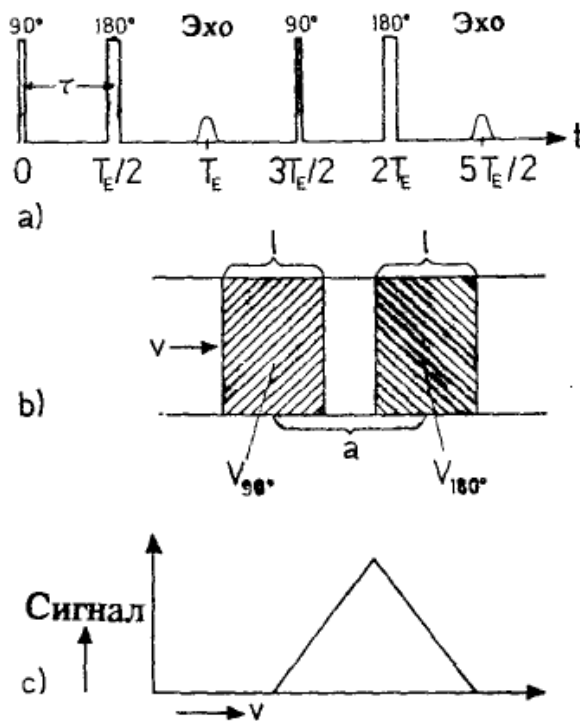


Зазвичай при МР-дослідженні стараються всіляко мінімізувати вплив руху на вихідні зображення, але іноді природжену чутливість МРТ до руху можна використати для вимірювання деяких характеристик рухомих об'єктів (наприклад, швидкість чи об'єм рідини) одночасно з проведенням морфологічного експерименту.

Нормальне функціонування організму включає в себе рух крові по кровоносним судинам, ліквору у спинномозковому каналі тощо. Напрямлених рух рідини у системах «трубок» можна моделювати як однорідний («поршневий»), ламінарний чи турбулентний потік. У випадку однорідного потоку швидкість руху рідини по всьому перерізу каналу однакова і фронт представляє собою пряму. При ламінарному потоці фронт параболічний, що типово для потоку низької швидкості в каналі з великим діаметром (наприклад, рух венозної крові). Турбулентний потік моделює високошвидкісний рух крові у артеріях.

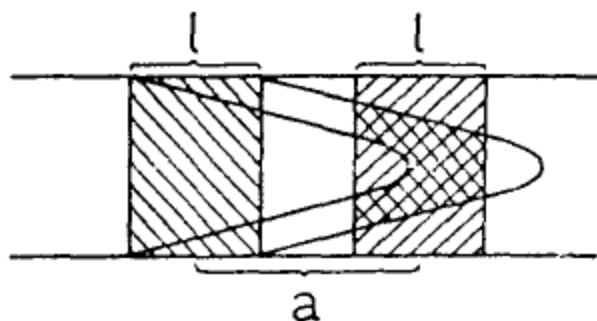
Ефекти, що обумовлені рухом рідини можуть проявлятися на МР-зображеннях як збільшенням, так і зменшенням сигналу по відношенню до рідини у стані спокою. Проілюструвати проблему можна на такому **прикладі**:



Нехай є імпульсна послідовність (а) і рідина у каналі рухається як однорідний потік. Припустимо, що набір зрізу даних відбувається після першого 90-імпульсу; при цьому збуджується циліндр довжини l (і об'ємом $V=\pi r^2 l$); інтенсивність сигналу від збудженої рідини буде більший. За час $\tau = T_E/2$ (інтервал між 90 і 180-імпульсами) рідина пройде шлях $\Delta l = v \cdot T_E/2$, і об'єм рідини, який був під дією обох імпульсів зменшиться до $V' = \pi r^2 (l - \Delta l)$. Сигнал відлуння теж зменшиться у відношенні V'/V . Звідси добре видно, що при достатньо великій швидкості сигнал може впасти до нуля.

Але така проста залежність амплітуди сигналу від швидкості току справедлива лише коли період повторення сигналів TR набагато більший, ніж час релаксації. Для коротких TR сигнал може збільшитися за рахунок внесення у об'єм, що збуджується, спінів, для яких не виконується умова насичення. Якщо через час $TE/2$ ($TR = 3 \cdot TE/2$) подається ще один імпульс, то об'єм $V'' = \pi r^2 \Delta l$ буде включати в себе такі спіни, а інтенсивність сигналу від цього об'єму буде V''/V' інтенсивності сигналу після першого імпульсу. Очевидно, що для деякої швидкості потоку v і ступіня насиченості ($T1/TR$) дані ефекти будуть компенсувати один одного, і сигнал від рухомої рідини буде таким же, як і від нерухомої.

Якщо потрібно отримати сигнал від рухомої рідини незалежно від її швидкості – тобто, підтвердити факт наявності руху – то об'єм V_{180} зсувається на відстань a у напрямку потоку за рахунок зсуву частот у присутності градієнтів, і для $a > l$ сигналу від нерухомої рідини не надходить, а сигнал рухомої рідини має трикутну форму: від $vt = a - l$ сигнал зростає, максимум приходиться на $vt = a$, і потім сигнал спадає до $vt = a + l$. Дані результати спираються на припущення про однорідний потік. При ламінарному потоці вклад в сигнал за рахунок різних швидкостей будуть давати лише області з подвійною штриховкою



Для вимірювання швидкості току у найпростішому випадку можна використовувати наступне співвідношення:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{v}{l}$$

T_2 , T_2^* і l можна виміряти незалежно або виміряти декілька разів T_2^* для різних l і тоді не обов'язково знати T_2 . Знаючи швидкість v і поперечний переріз каналу Q , можна виміряти об'єм як:

$$\frac{Q}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} v(t) dt,$$

де $t_2 - t_1$ - довжина імпульсного циклу. Як бачимо, тут швидкість залежить від часу, тому що в загальному випадку рух крові має пульсуючий характер. Комбінуючи МР-виміри T2 з ЕКГ, можна виміряти значення T2 (а отже і швидкості/об'єму крові) у різні моменти циклу серцебиття.

Кодування швидкості

Так як намагніченість спінів є векторною величиною, окрім амплітуди намагніченості МР-сигнал несе в собі дані для побудови фазових зображень. Використовуючи спеціальні градієнти для кодування швидкості або інформацію про фазові ефекти, які є наслідком руху рідини, можна (при всіх інших ідентичних параметрах) отримати два набори даних з різними фазами, що залежать від швидкості. Різниця двох результируючих фазових зображень дасть кількісну оцінку швидкості потоку.

Залежність фази МР-сигналу від рухомих спінів можна отримати виходячи з частоти прецесії спінів у локальних магнітних полях. Частота Лармора ω_L при просторовому положенні спіну \vec{r} (вектор) в постійному магнітному полі B_0 за неоднорідності поля ΔB_0 і присутності градієнта \vec{G} визначається як (1):

$$\omega_L(\vec{r}, t) = \gamma B_z(\vec{r}, t) = \gamma B_0 + \gamma \Delta B_0 + \gamma \vec{r}(t) \vec{G}(t)$$

(постійне поле, неоднорідність поля, градієнт) де

$$\gamma B_0 = \omega_{L,0}$$

– гіромагнітне співвідношення. Після отримання сигналу фазові дані демодулюються відповідно до частоти Лармора $\omega_{L,0}$ в постійному полі B_0 для подальшого виключення вкладу постійного поля з розрахунків. Інтегруючи (1), отримуємо фазу намагніченості, а отже, і фазу МР-сигналу в момент часу TE після збуджуючого імпульсу, що відбувся в момент часу t_0 (2):

$$\phi(\vec{r}, TE) - \phi(\vec{r}, t_0) = \int_{t_0}^{TE} \omega_L(\vec{r}, t) dt = \gamma \Delta B_0 (TE - t_0) + \gamma \int_{t_0}^{TE} \vec{G}(t) \vec{r}(t) dt.$$

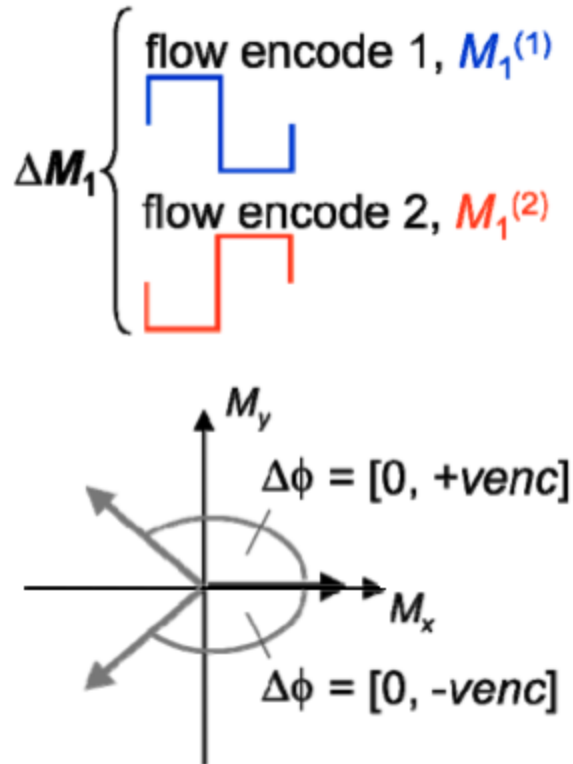
Або, представивши у вигляді ряду Тейлора (3):

$$\begin{aligned}\phi(\vec{r}, TE) &= \phi(\vec{r}, t_0) + \gamma \Delta B_0 (TE - t_0) + \sum_{n=0}^{\infty} \phi_n(\vec{r}^{(n)}, TE) \\ &= \phi_0 + \sum_{n=0}^{\infty} \gamma \frac{\vec{r}^{(n)}}{n!} \int_{t_0}^{TE} \vec{G}(t) (t - t_0)^n dt,\end{aligned}$$

Початкова фаза сигналу і неоднорідності поля призводять до появи компоненти ϕ_0 , яку можна вважати константою за умови, що рух рідини відбувається повільно по відношенню до часової роздільної здатності набору даних. Виходячи з даного припущення, у першому наближенні можна записати вектор \mathbf{r} як $\mathbf{r} = \mathbf{r}_0 + \mathbf{v}(t - t_0) + \dots$ з деякою постійною швидкістю $\mathbf{v} = (v_x(\mathbf{r}_0), v_y(\mathbf{r}_0), v_z(\mathbf{r}_0))$. Ряд (3) тоді спрощується до (4):

$$\phi(\vec{r}, TE) = \phi_0 + \gamma \vec{r}_0 \int_0^{TE} \vec{G}(t) dt + \gamma \vec{v} \int_0^{TE} \vec{G}(t) t dt + \dots$$

куди входить вже знайома постійна складова, а також вплив градієнтних полів на нерухомі (2-й доданок, момент M_0) і рухомі (3-й доданок, момент M_1) спіни. Тобто, проводячи відповідні маніпуляції з моментом першого порядку, можна кодувати швидкість. Це зазвичай проводять за допомогою біполярних градієнтів:



Такі градієнти обертають нульовий момент (а отже, і вклад статичних спінів) в нуль, а рухомі спіни мають лінійний по відношенню до їх швидкості внесок у фазу, який

пропорційний амплітуді та часу дії градієнта:

$$\phi_1(v) = -\gamma M_1 v = \gamma G(T/2)^2 v$$

Для виключення постійної компоненти проводять два виміри з різними початковими моментами першого порядку (напр. інвертовані полярності градієнтів). Віднімаючи дані зображення, ми позбуваємося постійної компоненти і отримуємо різницю фаз $\Delta\phi$, яка пропорційна швидкості v і різниці початкових моментів ΔM , а так як Фур'є-реконструкція визначає фазу як деяку функцію від точки простору, швидкість з фазового зображення можна знайти, розділивши інтенсивність пікселя на $\gamma\Delta M$. Для отримання тривимірного зображення, очевидно, замість двох треба щонайменше чотири таких виміри.

Також для проведення фазоконтрастного вимірювання швидкостей бажано знати величину максимально можливої швидкості потоку, що вимірюється. Це потрібно для задання так званої швидкісної чутливості, або границі Найквіста – швидкості, яка призводить до зсуву фаз на 180° . При перевищенні потоком границі Найквіста відбувається розмиття фазового зображення. Швидкісна чутливість задається різницею моментів градієнта, які використовувалися для кодування:

$$v_{enc} = \pi / \gamma \Delta M_1$$

Способів боротьби з розмиттям два:

- коригувати розмиття швидкостей при подальшій обробці даних, що може значно збільшити час обробки;
- задати v_{enc} , який точно не буде перевищено. При цьому збільшується динамічний діапазон, що веде до збільшення кількості шумів і зменшення точності вимірювання.

Збільшення кількості шумів небажане, тому що вони в цілому впливають на точність вимірів всіх діапазонів швидкостей (особливо малих). Фазовий шум на зображеннях з кодуванням швидкості визначається як дисперсія різниці фаз у частині зображення без руху і обернено пропорційний співвідношенню сигнал-шум. Похідний від нього «швидкісний» шум визначається як:

$$\sigma_v = \frac{\sqrt{2}}{\pi} \frac{v_{enc}}{SNR}$$

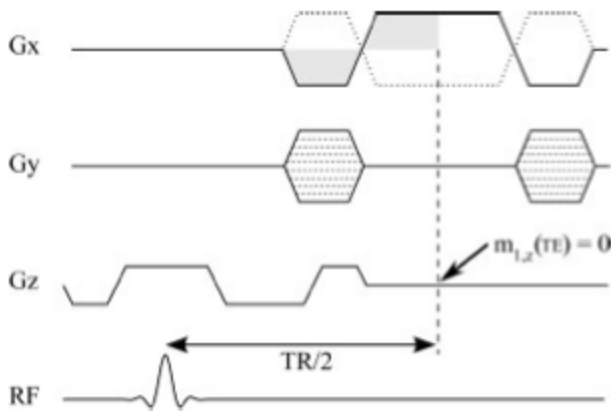
Як видно, при заданому співвідношенні сигнал-шум, «швидкісний» шум задається границею Найквіста, що створює проблему вибору між мінімально можливою для вимірювання швидкістю і уникненням розмиття фазового зображення. Тому оптимально вибирати найменшу можливу швидкісну чутливість.

Ще однією проблемою є втрата сигналу в турбулентних потоках, коли починають грати роль складові вищих порядків – рухи з прискоренням. Вони призводять до втрати когерентності фаз і, як наслідок, недооцінки характеристик потоку. Боротися з такими втратами можна за допомогою зменшення інтервалу TE, що разом з попередньою проблемою приводить нас до очевидного вибору.

Збалансована стаціонарна вільна прецесія

Метод збалансованої СВП базується на класичній послідовності градієнтного відлуння, але враховує стаціонарні стани не лише повздовжньої, а і поперечної намагніченості, і характеризується малими інтервалами TR і TE (одиниці мілісекунд). Разом з тим, при візуалізації крові та ліквору максимальний сигнал може стабільно досягати 50% M_0 , що разом із швидкістю роботи зСВП призводить до найбільшої швидкості набору співвідношення сигнал-шум серед *всіх* послідовностей.

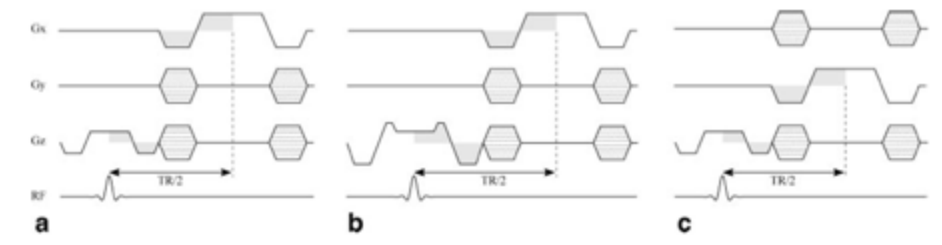
Збалансована стаціонарна вільна прецесія має властивість рефокусуватися при довжині інтервалу відлуння $TE = TR/2$. Завдяки цій властивості можна вимірювати швидкість напряму з фазового зображення, не використовуючи різницевого метод і з нехтовною похибкою.



Послідовність імпульсів для однозрізового одновимірного визначення швидкості по осі зчитування Ox представлено на рисунку. Момент $M_{1,z}$ занулений під час відлуння. Швидкість обчислюється за простою формулою:

$$\Theta(\mathbf{r}) = \gamma v_x(\mathbf{r}) m_{1,x}(TE)$$

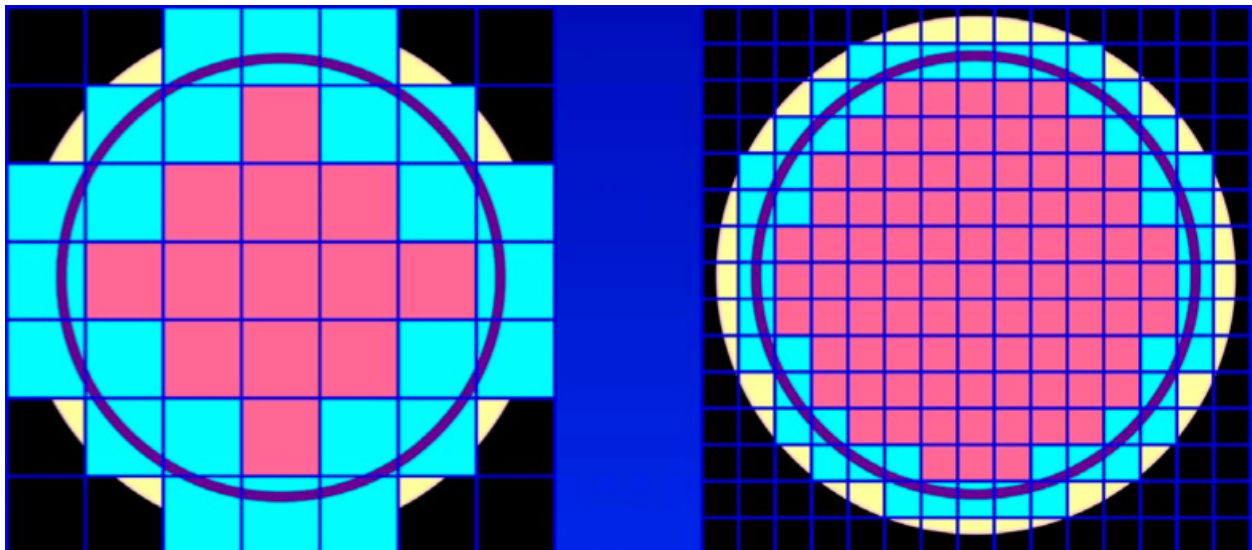
Потік вздовж фазово-закодованої осі Oy не впливає на фазове зображення. При цьому значення v_{enc} в два рази менше, ніж у різницевого методі, що загалом призводить до збільшення сигналу у 2 рази і співвідношення сигнал-шум у $\sqrt{2}$ раз.



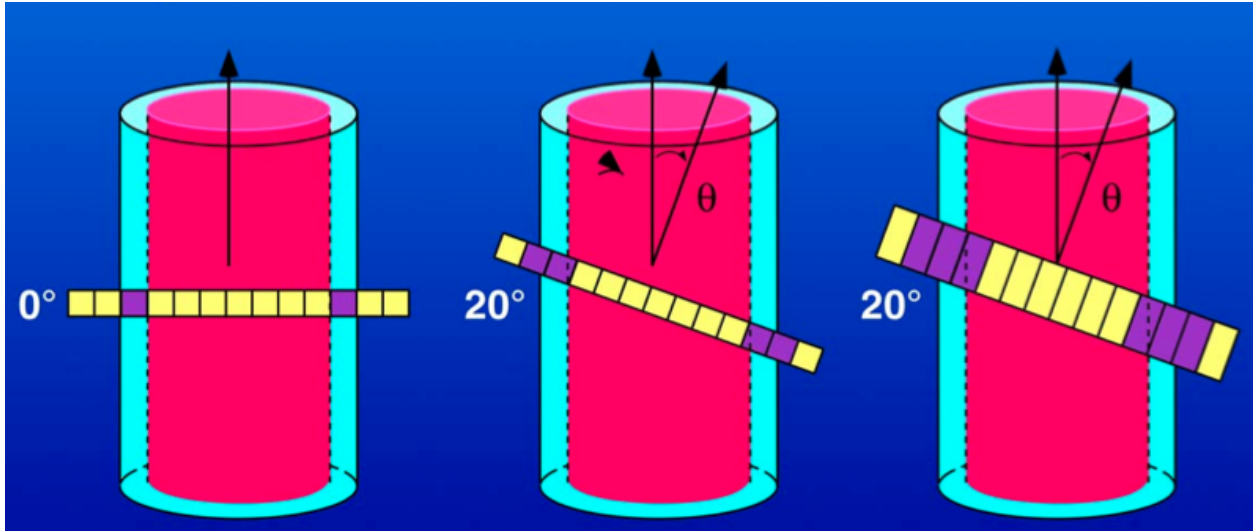
Тривимірне вимірювання швидкості проводиться трьома послідовностями:
 Кожна з послідовностей має різний момент градієнта першого порядку: ненульові x і z (a, b) та y і z (c). Послідовності a і b мають різний момент по осі z . Затемнені області позначають ділянки градієнту, які відповідають за кодування швидкості. Компоненти швидкості кожного вокселя у кожен момент часу можуть бути визначені з системи рівнянь:

$$\begin{aligned} \Theta^A &= \gamma v_x m_{1,x}^A + \gamma v_z m_{1,z}^A \\ \Theta^B &= \gamma v_x m_{1,x}^B + \gamma v_z m_{1,z}^B \\ \Theta^C &= \gamma v_y m_{1,y}^C + \gamma v_z m_{1,z}^C \end{aligned}$$

Ще одною проблемою є часткове врахування об'єму рідини. Вона може проявлятися при великому розмірі вокселя:



Також при неортогональному розташуванні площини візуалізації по відношенню до потоку чи великій товщині зрізу:



Методи вирішення є очевидними, але потребують точності (особливо дотримання вимоги ортогональності).

Також вокселі на краях каналу-судини можуть захоплювати прилягаючі нерухомі тканини.