

SECOND  
EDITION  
第二版

# MRI 基础

## The Basics

尹建忠 译

廉宗澂 祁吉 校

**Ray H. Hashemi**

**William G. Bradley, Jr.**

**Christopher J. Lisanti**

Lippincott Williams & Wilkins Inc. 授权  
天津科技翻译出版公司出版

责任编辑：吴妮娜

美术编辑：靳建平

# MRI 基础

## The Basics

SECOND  
EDITION

1996年,《MRI基础》成为我们基础系列丛书的第一卷。从那时起,此系列丛书就受到放射学科住院医师、临床工作者和技师的欢迎。第二版中,你仍可以发现能够使此系列丛书受到如此众多同行信赖的所有优点,同时它还充实了最新的内容,从而使你能够面对将来的挑战。

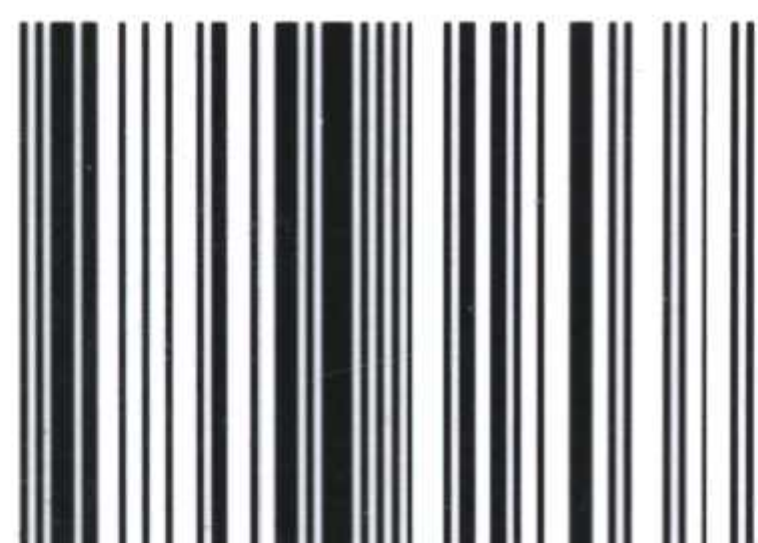
### 资料丰富的手册……

易读、易懂,不同格式便于参阅查找自我学习和测试,每章后面包括复习要点、习题和答案。

### 第二版的新内容……

MRI的最新进展,例如对比增强MRA。新的技术,如扩散张量成像SENSE。关于MRI序列的新的一章,举例讲解常规脉冲序列和一些新的序列。超过100幅实际病例的图像,说明MRI在神经、脊柱、肌骨系统和体部临床实践中已得到了广泛的应用。

ISBN 7-5433-1803-2



9 787543 318038 >

ISBN 7-5433-1803-2

R·641 定价: 60.00元

MRI

# 基础

第2版

Ray H. Hashemi

(美) William G. Bradley, Jr. 著

Christopher J. Lisanti

尹建忠 译  
廉宗澂 祁吉 校

天津科技翻译出版公司

著作权合同登记号:图字:02-2004-59

图书在版编目(CIP)数据

MRI 基础 / (美) 哈舍米 (Hashemi, R. H.) 等编著, 尹建忠译. — 天津: 天津科技翻译出版公司, 2004.10

书名原文: MRI: The Basic

ISBN 7-5433-1803-2

I. M… II. ①哈… ②尹… III. 磁共振成像 - 教材 IV. R445.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2004) 第 064068 号

Copyright © 2004 Lippincott Williams & Wilkins.

ISBN 0-7817-2287-X

Published by arrangement with Lippincott Williams & Wilkins Inc., U.S.A.

All rights reserved. No reproduction, copy or transmission of this publication may be made without written permission.

中文简体字版权属天津科技翻译出版公司.

授权单位: Lippincott Williams & Wilkins Inc.

出版: 天津科技翻译出版公司

地址: 天津市南开区白堤路 244 号

邮政编码: 300192

电话: 022-87894896

传真: 022-87893482

网址: www.tsttpc.com

印刷: 北京恒智彩印有限公司

发行: 全国新华书店

版本记录: 787×1092 16 开本 24.5 印张 510 千字

2004 年 10 月第 1 版 2004 年 10 月第 1 次印刷

定价: 60.00 元

(如发现印装问题, 可与出版社调换)

# 第 1 版前言

“应该使事情尽可能简单——并且不能再简单。”

艾伯特·爱因斯坦

自 100 年前发现 X 线至今, MRI 被认为是医学诊断中最重要的进展。它已成为放射学主要的新技术之一, 目前几乎被应用于人体任何部位的检查。那么, 有人会问, 如果 MRI 真的这么好, 为什么有这么多的放射学工作者不情愿“进入”这个领域呢? 一言以蔽之, 那就是“物理基础”问题。MRI 的物理概念的确难以理解, 尤其是那些想解释清楚 MRI 图像, 但又缺乏物理基础知识的临床医师。同时如果没有正确地理解这些物理知识, 任何 MR 的临床工作者并不能真正明白图像中信号改变的基础, 只不过是在“不懂装懂”。《MRI 基础》这本书就是试图纠正这种状态。

在本书中, 我们试图用易读、易懂, 甚至在不违背基本概念时采用有趣的方式来阐述这些复杂的内容。读者将会发现本书全面覆盖了 MRI 的物理学内容, 从基本原理到更先进的技术, 如 MR 血管成像和快速扫描技术。同时也讨论了一些只有在高性能梯度条件下才能实现的最新技术, 如平面回波成像。由于大部分内容出自第一作者对放射学住院医师的讲稿, 因此, 章中大多采用通俗易懂的语言或更容易被领会的交谈方式, 从而使这本书更易阅读。

在尽可能全面的同时, 本书并未对所有的枝节问题都面面俱到。第一章对数学的简单介绍是为了使读者掌握 MRI 中涉及的最基本数学知识(并不需要微积分知识)。本书用了相当大的篇幅介绍图像的产生过程, 包括梯度的概念、信号/图像处理 and K 空间。其中的显著特点之一就是介绍信号/图像处理的内容。有两章用于介绍图像的产生, 两章介绍 K 空间, 一章介绍傅立叶变换和一章介绍信号处理, 同时还有一些介绍快速扫描技术(快速自旋回波、梯度回波、快速梯度回波和平面回波成像)的章节。此外, 还有几章对流动和 MR 血管成像以及 MRI 的伪影做了进一步深入介绍。

随文为读者提供了超过 400 幅清楚直观的插图, 以便于领会内容。每章的要点在每章结束后做出归纳和总结。另外, 每章后面还有习题和选择题(答案附在全书最后), 考察读者对此章知识的掌握程度。书中楷体印刷部分的内容可略过, 此部分适合于有一定数学基础的读者。

本书主要为放射学工作者和放射学住院医师以及放射技师编写。而其他与 MRI 相关的医师、医学院学生、研究工作者和专家都可以从这本书中获益。它旨在提供从基础知识到临床应用的最快途径。本书也是放射学住院医师准备美国放射学会考试物理部分和 MR 技师准备他们的 MR 资格考试的用书。

简而言之,你可以在这本书中发现关于 MR 物理基础知识的几乎所有内容,而其中许多问题是你平时经常想知道但不方便问的。另外,这本书不仅可作为学习 MR 基础知识的课本,也可作为了解 MRI 的基础知识和高级技术进展的参考书。我们希望你能喜欢读这本书,就像我们写这本书时一样。

R. H. Hashemi

W. G. Bradley

# 前言

---

读者对本书第二版的需求印证了第一版的坚实基础、普及程度和价值。我们为能够在第一版基础上进行更新和改进而兴奋,此版增加了 1996 年以来在 MRI 领域内的变化和进展。我们介绍了 MRI 长足进步,例如对比增强 MRA,以及诸如扩散张量成像和 SENSE 等新的概念和内容。

现在对这样一本书的需求比以前更明显。每年 MR 设备厂商都会介绍新的脉冲序列,它们的缩写达到了爆炸的程度,使原本就复杂的领域变得更加复杂。为适应这种情况,本书增加了新的一章介绍临床应用 MRI 序列的方法,包括基本的脉冲序列和一些较新序列的例子。它们按顺序放在文中,我们希望读者在下一次 MR 设备厂商代表介绍他们新的序列时不再感到困惑。

最后,我们还在文中增加了超过 100 幅不同病例的图像,以说明所讲到的基本原理。这些病例涉及神经、脊柱、肌骨系统和体部的应用,反映了繁忙的 MRI 临床工作所包括的广泛领域。大部分图像采用绝大多数放射学工作者平时容易进行的脉冲序列,而少数需要高端的硬件和软件,例如所看到的心脏图像。这些图像也包含了不同的病理情况,我们希望读者能够感到有意思。

另外,我们对本书第一版过硬的质量感到高兴,这也使第二版的编写变得非常容易。我们希望此书能够被更多的涉及 MRI 的医学工作者所使用,它将为你提供对 MRI 知识最基本的了解。最后,我们愿此书成为你在这个令人着迷的领域进一步学习和研究的跳板。

Ray Hashman Hashemi, M.D., Ph.D.

William G. Bradley, Jr., M.D., Ph.D., F.A.C.R.

Col. Christopher J. Lisanti, M.D.

# 致谢

---

我希望表达对 Edward Helmer, M.D. 衷心的感谢,感谢他在 Kaiser Permanente 医学中心不辞辛苦地抄录我对住院医师关于 MR 物理知识的演讲。正是由于他的抄录,启示我要写这本书。Edward 是我在神经放射学方面的良师益友,同时他也是所有学生都非常喜欢的老师。

R. H. Hashemi

感谢 Dar-Yeong Chen, Ph.D. 和 Dennis Atkinson, M.S. 的技术上的帮助;Cathy Reichel-Clark 所做的出色的美术工作和 Chris Lisanti, M.D. 2001~2002 年的 MR 研究生,对这版书所做的贡献。

W. G. Bradley



# 中文版前言

---

MRI 的出现,使放射医师不得不从已发展了几十年的、以 X 线作为成像基础的模式步入了一个以量子物理学为成像基础的崭新的领域。鉴于中国医师培养模式与内容的差别, MRI 对于所有的放射医师同样都是陌生的技术。任何有志步入这个领域的医师首先面对的是“入门”的难度,即 MR 成像的基本原理。对于物理学专业人员来讲,这似乎是循序渐进的、自然延续的专业知识深化过程;而对于医师来讲,需要的是“入门”的台阶——医师能读懂的量子物理学。本书恰恰是这样一本可满足医师浅入深出理解 MRI 的物理学基础的参考书。

目前,国内几乎尚没有这样一本使用通俗易懂的方式讲述 MRI 原理的书籍,此书恰弥补了此方面的空白。

该书原著使用了大量的示意图,而且每章后面还附有精练归纳,方便读者学习(本书译文保持了原书的风格)。

书中的内容也随着 MR 技术的发展而涵盖了迄今主要的最新技术发展。相信会对不同层次的读者都有参考价值。

书中译校不准确的地方在所难免,还望广大同道批评、指正。

祁吉

2004 年 5 月 8 日

# 目 录

第1版前言 .....	i
前言 .....	iii
致谢 .....	iv
中文版前言 .....	v

## 第一篇 基本概念

第1章 数学基础 .....	3
第2章 MRI的基本原理 .....	19
第3章 射频脉冲 .....	35
第4章 T1、T2 和 T2* .....	44
第5章 TR、TE 和组织对比 .....	53
第6章 组织对比:一些临床应用 .....	64
第7章 脉冲序列	
第1部分(饱和、部分饱和、反转恢复) .....	82
第8章 脉冲序列	
第2部分(自旋回波) .....	92
第9章 傅立叶变换 .....	99
第10章 图像重建	
第1部分(层面选择) .....	107
第11章 图像重建	
第2部分(空间编码) .....	120
第12章 信号处理 .....	136
第13章 数据空间 .....	161
第14章 脉冲序列图 .....	180

第 15 章	视野 .....	186
第 16 章	k 空间:最后的领域! .....	190
第 17 章	扫描参数和图像优化 .....	195
第 18 章	MRI 中的伪影 .....	205

## **第二篇 快速扫描**

第 19 章	快速自旋回波 .....	241
第 20 章	梯度回波	
	第 1 部分(基本原理) .....	259
第 21 章	梯度回波	
	第 2 部分(快速扫描技术) .....	275
第 22 章	平面回波成像 .....	287
第 23 章	新的扫描性能 .....	299
第 24 章	组织抑制技术 .....	310
第 25 章	流动现象 .....	321
第 26 章	MR 血管成像 .....	340
第 27 章	高性能梯度 .....	356
第 28 章	MRI 技术的多种组合 .....	360
<b>答案</b>	.....	371
<b>参考文献</b>	.....	376
<b>缩写表</b>	.....	377

# 第一篇

## 基本概念



## 简介

在这章中，我们将复习一些 MR 成像中所涉及的基本数学概念。我们不想在开始就让你望而生畏，所以将会使这些内容尽可能简单。了解这些基本概念对于深入理解 MR 的成像过程非常有帮助，它同时也是调整扫描参数，以改善成像质量的必要工具。

死记硬背这些数学公式并不重要，理解这些公式内所包含的概念才是至关重要的。在这章中，我们想着重强调一下 MRI 物理学中最重要的数学概念。

## 三角函数

设想一个直角三角形（有一个直角）有直角边  $a$  和  $b$  以及斜边  $c$ ，而由  $a$  和  $c$  边构成角  $x$ （图 1-1）。我们可以根据  $a$ 、 $b$  和  $c$  定义三角函数  $\sin x$ （ $x$  的正弦）、 $\cos x$ （ $x$  的余弦）、 $\tan x$ （ $x$  的正切）、 $\cotan x$ （ $x$  的余切）和  $\arctan x$ （ $x$  的反正切）：

$$\begin{aligned}\sin x &= b/c \\ \cos x &= a/c\end{aligned}$$

$$\tan x = \sin x / \cos x = b/a$$

$$\cotan x = 1/\tan x = \cos x / \sin x = a/b$$

$$\arctan b/a = \arctan(\tan x) = x$$

（等式 1-1）

变量  $x$ ，可以代表不同的角度，如  $45^\circ$ 、 $90^\circ$  和  $180^\circ$ ；也可代表不同的弧度，如  $\pi/4$ 、 $\pi/2$  和  $\pi$ ，而  $\pi = 180^\circ$ 。表 1-1 列出了  $x$  与  $\sin x$ 、 $\cos x$  和  $\tan x$ ，其中  $\sqrt{2} \cong 1.4$ ，所以  $\sqrt{2}/2 \cong 0.7$ ，而  $\sqrt{3} \cong 1.7$ ，所以  $\sqrt{3}/2 \cong 0.85$ 。

我们画出  $\sin x$  随变量  $x$  的变化（图 1-2）。这称为正弦函数。那么  $\cos x$  是什么样的呢？（图 1-3）现在我们在同一幅图中画出  $\cos x$  和  $\sin x$ （图 1-4）。我们可以发现  $\sin x$  和  $\cos x$  的对称性。两个函数的区别是  $\sin x$  相对于  $\cos x$  向右移了  $90^\circ$ 。以后，我们会谈到相位和相位移，这个概念非常重要。我们可以认为  $\sin x$  与  $\cos x$  之间仅存在  $90^\circ$  的相位差。

现在，让我们回到图 1-1。 $c$  与  $a$  和  $b$  之间是什么关系呢？根据勾股定理：

$$c^2 = a^2 + b^2 \text{ 或 } c = \sqrt{a^2 + b^2}$$

通过等式 1-1：

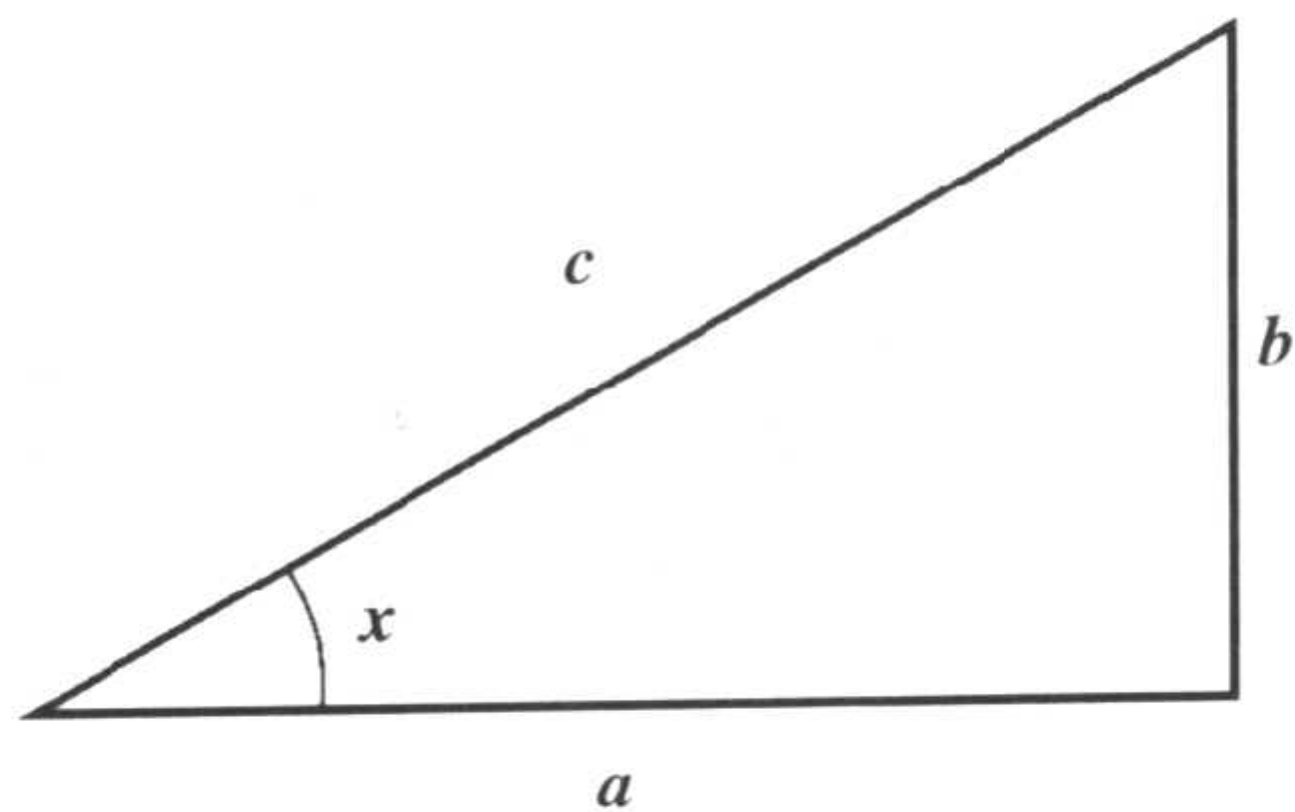


图 1-1 由直角边  $a, b$  和斜边  $c$  构成直角三角形, 角  $x$  由  $a$  和  $c$  边组成。

$$\begin{aligned} (\sin x)^2 + (\cos x)^2 &= b^2/c^2 + a^2/c^2 \\ &= (a^2 + b^2)/c^2 \\ &= c^2/c^2 = 1 \end{aligned}$$

所以,

$$(\sin x)^2 + (\cos x)^2 = 1$$

如果我们返回  $\sin x$  与  $\cos x$  的图中 (图 1-4), 我们可以从图中发现, 由于  $\sin x$  和  $\cos x$  之间有一个  $90^\circ$  的相位差, 所以它们的平方和始终等于 1。另外一种显示  $\sin x$  和  $\cos x$  的方法是认为它们在半径为 1 的圆内 (图 1-5)。要明白这个概念, 必须介绍矢量、虚数和指数。

### 矢量

我们指定一个字母如  $v$  上面加一个箭头 ( $\vec{v}$ ) 代表一个矢量。这个概念在以后理

解自旋谐振和失相时非常重要。矢量是一个由数量大小和方向二者共同组成的数学整体。例如, 速率不是一个矢量——它只有数量大小。然而, 速度是一个矢量——它既有数量大小又有方向。另一个矢量的例子就是力, 描述时必须包括数量大小 (力的大小) 和方向 (力的作用方向)。

我们画在这个圆内的矢量 (图 1-5), 它的大小为 1。矢量与水平轴的角度为  $x$ 。如果在水平和垂直方向分别作此矢量的垂线, 我们可以得到此矢量的两个分量:

(a) 矢量在水平方向的分量与  $\cos x$  相关 (记住图 1-1 中  $a/c$  的比率即  $\cos x$ )。

(b) 矢量在的垂直方向的分量与  $\sin x$  相关 (记住图 1-1 中  $b/c$  的比率即  $\sin x$ )。

### 虚数

一个正数  $n^2$  有两个平方根,  $+n$  和  $-n$ 。例如,

$$\left. \begin{aligned} 3^2 &= 9 \\ (-3)^2 &= 9 \end{aligned} \right\} \text{所以, } 3 \text{ 和 } -3 \text{ 都是 } 9 \text{ 的平方根。}$$

任何一个实数的平方, 都不可能是负数。这样, 我们可以构想一个概念, 把  $\sqrt{-n}$  叫做虚数。下面所有的数都是虚数:

$$(\sqrt{-9}), (\sqrt{-37}), (\sqrt{-1}), (\sqrt{-18})$$

虚数可以进行以下方式的处理:

	0	$\pi/6$	$\pi/4$	$\pi/3$	$\pi/2$	$\pi$
$x$	$0^\circ$	$30^\circ$	$45^\circ$	$60^\circ$	$90^\circ$	$180^\circ$
$\sin x$	0	1/2	$(\sqrt{2})/2$	$(\sqrt{3})/2$	1	0
$\cos x$	1	$(\sqrt{3})/2$	$(\sqrt{2})/2$	1/2	0	-1
$\tan x$	0	$1/(\sqrt{3})$	1	$\sqrt{3}$	$\infty$	0

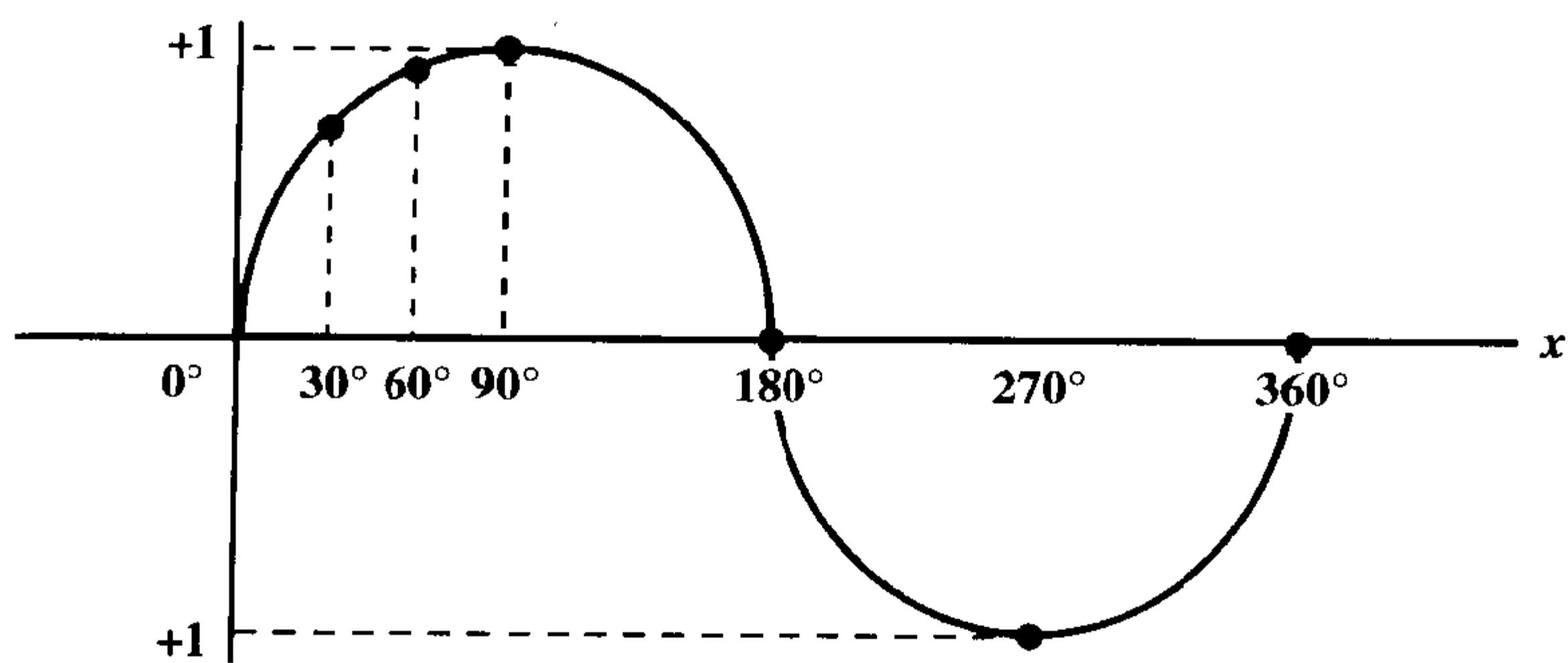


图 1-2  $\sin x$  的图形。

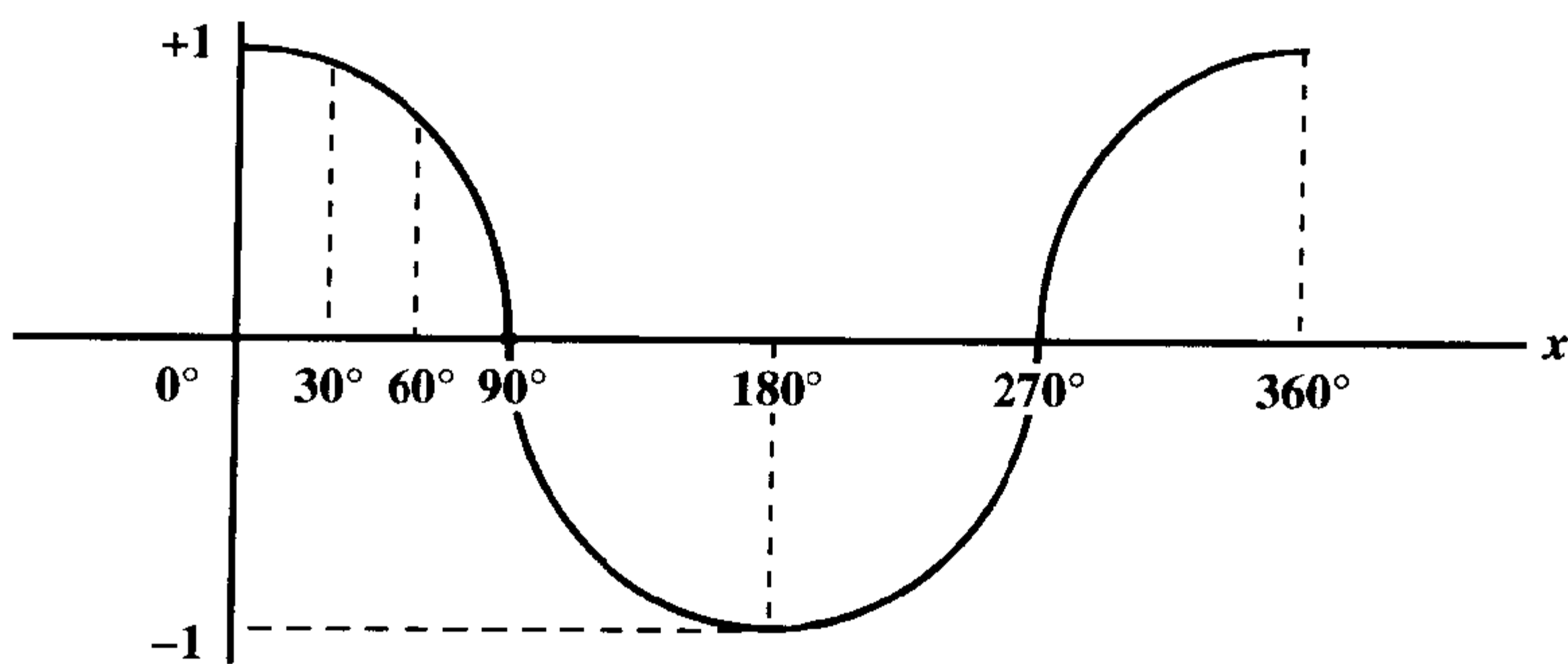


图 1-3  $\cos x$  的图形。

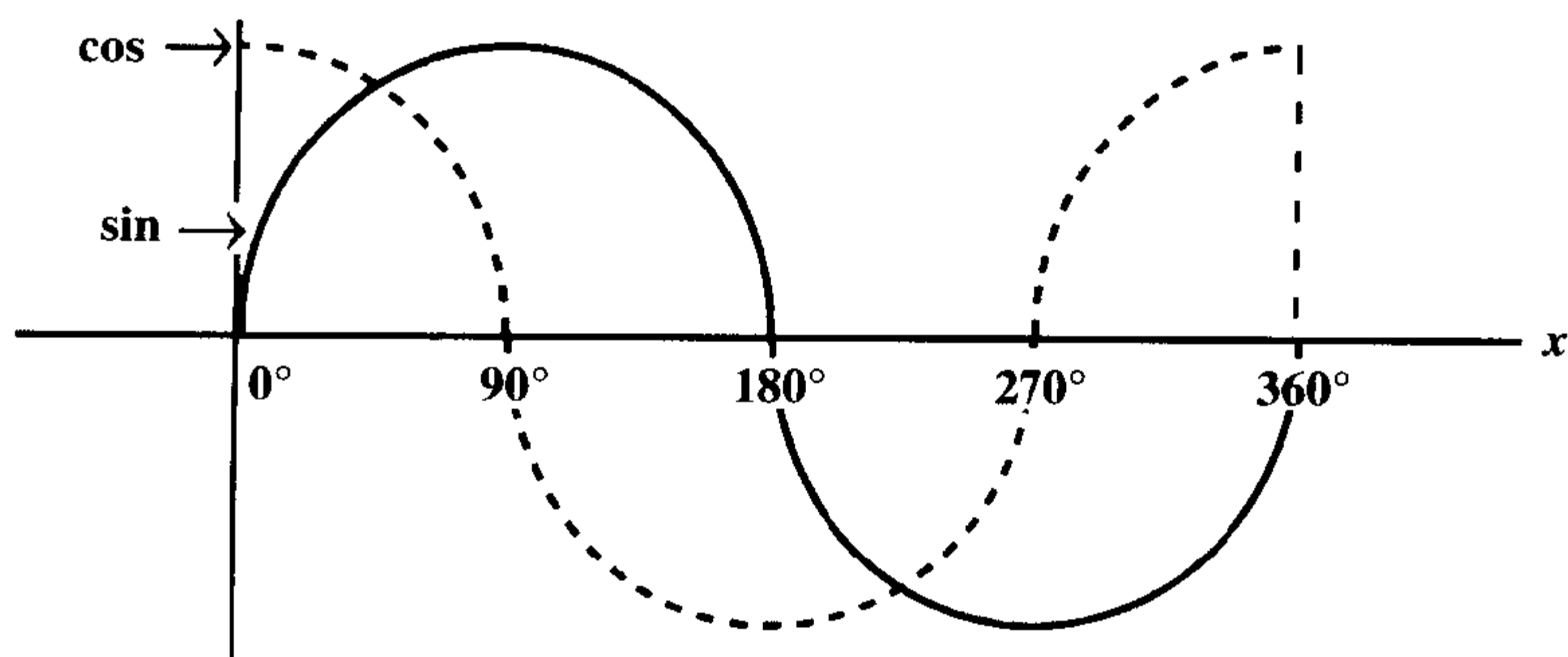


图 1-4 画在一幅图中的  $\sin x$  和  $\cos x$ 。



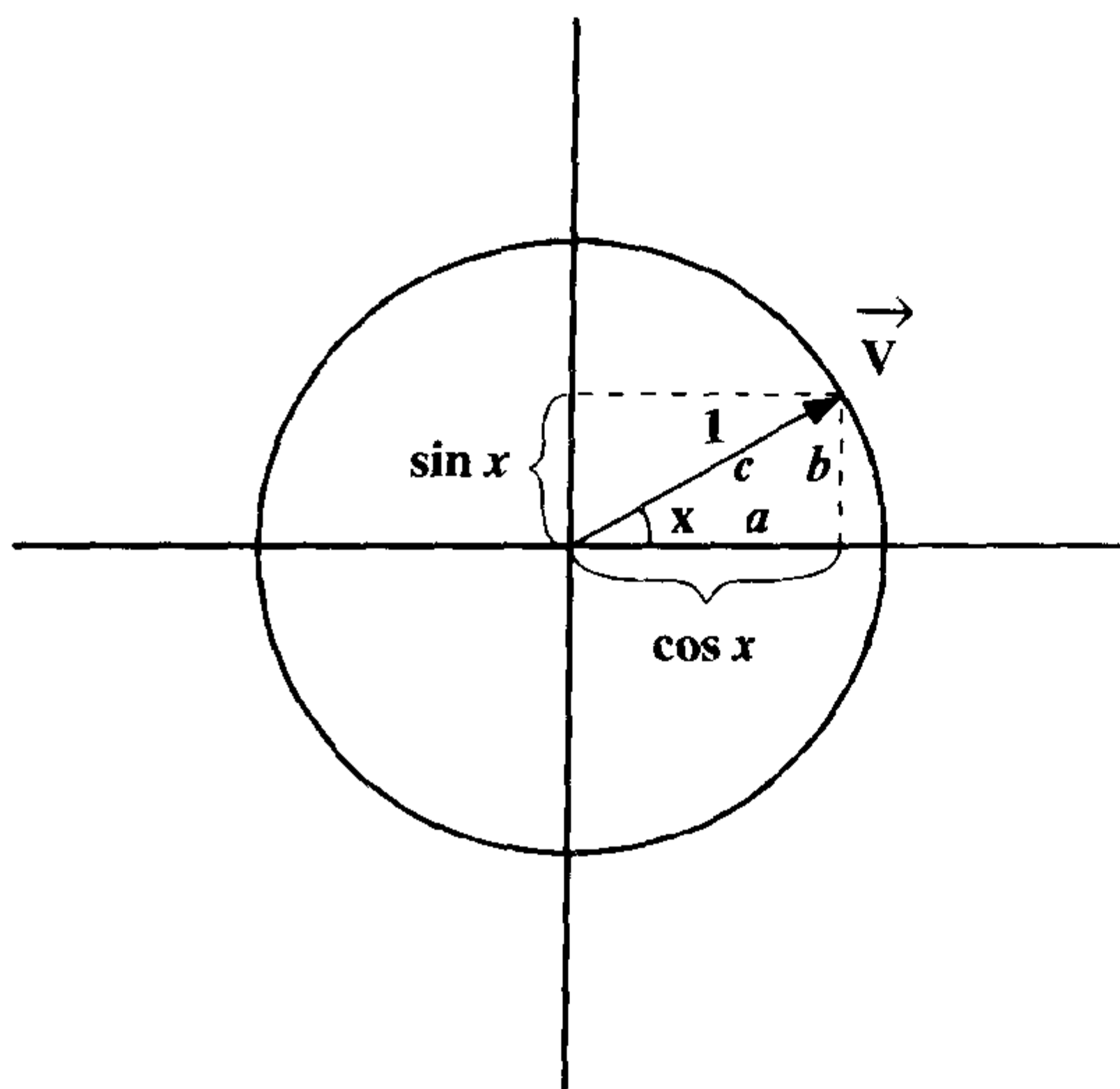


图 1-5 矢量 v 大小为 1，与水平轴的夹角为 x。cos x 和 sin x 分别为矢量在水平和垂直方向上的分量。

$$(\sqrt{-9}) = \sqrt{[(9)(-1)]} = (\sqrt{9})(\sqrt{-1})$$

任何虚数都可以写成一个实数乘以  $(\sqrt{-1})$ 。指定用字母“i”表示  $(\sqrt{-1})$ 。(数学家用符号 i 来表示虚数，而工程师用“j”代替 i，因为 i 用来表示电流！) 这样，符号 i 就被称为虚数单位。换句话说就是， $i \times i = -1$ 。

**示例**

$$\begin{aligned} \sqrt{-16} &= \sqrt{(16)(-1)} = \sqrt{16} \sqrt{-1} \\ &= i\sqrt{16} = 4i \end{aligned}$$

这样看来，i 是一个虚数。它并不存在。当你计算一个数的平方根时，它应该是一个正数。然而，在上面这个示例中，如果用 i 乘以 i，我们就可以得到 -1。因此，i 是一个并不存在的虚数。

## 复数

复数就是一个由实数部分和虚数部分共同构成的数。

$$\text{复数} = \text{实部} + \text{虚部}$$

**示例**

我们说一个复数有两个组成部分，2 和 3。虚数部分是 i 的倍数，式中  $i = \sqrt{-1}$  是虚数单位。那么，

$$c = (2) + i(3)$$

如果你在 x-y 平面内画出此复数(图 1-6)，矢量 (2,3) 代表复数  $2+3i$ 。你通常只需要关心复数的实数部分，在处理复数或进行复数、矢量等的计算中，最终仅保留实数部分可使事情更简单。

## 大小和角度

然而，有时候虚数部分也是有用途的。

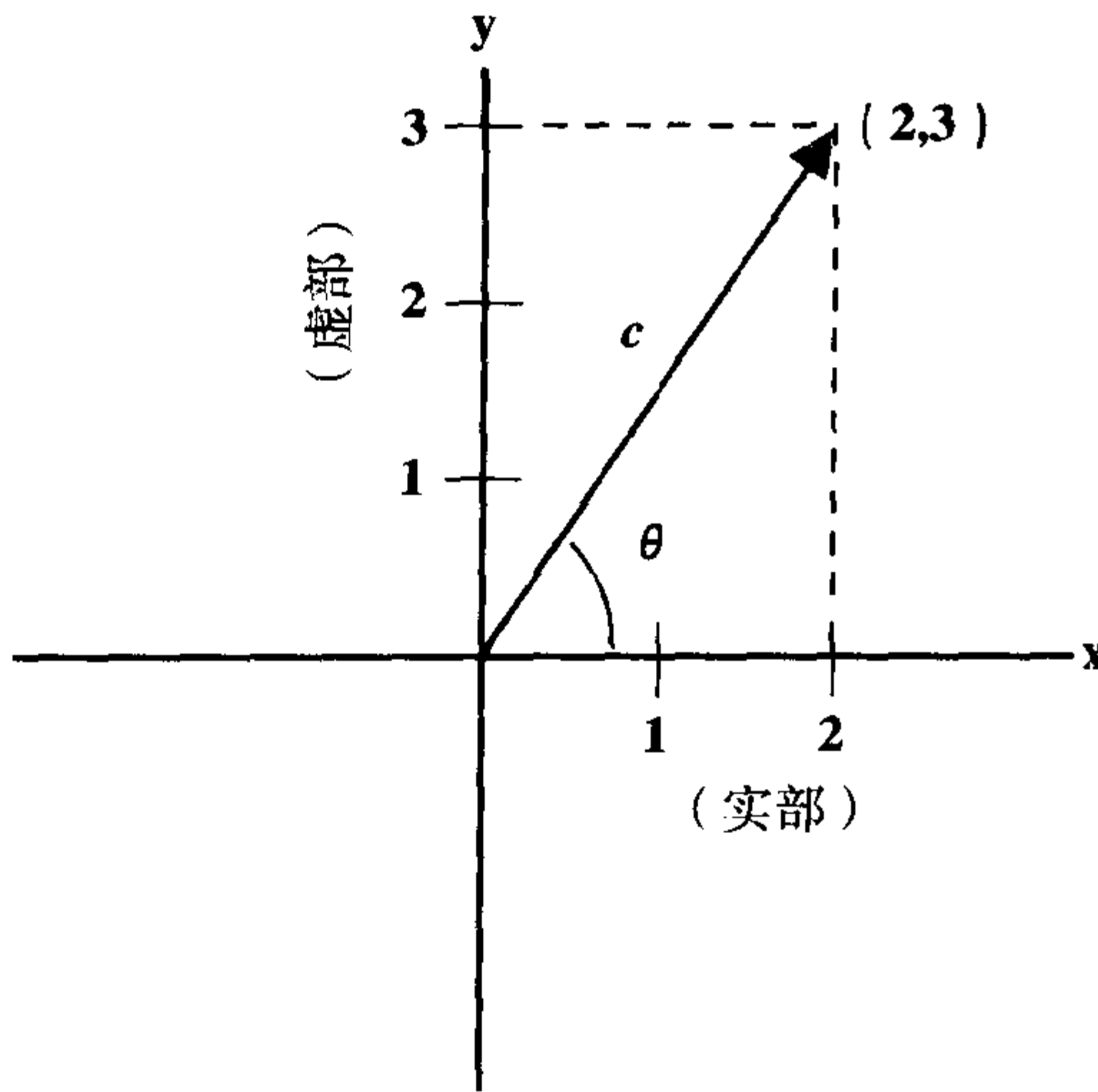


图 1-6 在二维(笛卡儿)坐标系中表示复数  $2+3i$  的点，以及复数与其  $\theta$  角，实部和虚部分量之间的关系。

例如,考虑一下图 1-6。在这幅图中,如果我们计算矢量与  $x$  轴的角度正切值,我们可以得到:

$$\tan \theta = 3/2 = \text{虚部} / \text{实部}$$

换句话说,通过虚部和实部的比率,我们可以得到矢量角度的正切值。而矢量的大小(有时候被称为矢量的模),可以通过勾股定理得到:

$$c = \sqrt{(a^2 + b^2)}$$

这样,

$$\begin{aligned} \text{矢量的大小} &= \sqrt{(\text{虚部})^2 + (\text{实部})^2} \\ &= \sqrt{[(3)^2 + (2)^2]} \\ &= \sqrt{13} \cong 3.6 \end{aligned}$$

当你处理一个复数时,如果你计算虚部和实部的比率,你可以得到矢量角度大小的度量。如果你计算虚部和实部的平方和,你可以得到矢量大小(的平方)。

## 函数

数学函数,指定用  $f(x)$  表示,它是随变量  $x$  的变化范围。例如,  $\sin x$  是一个随  $x$  以正弦方式进行变化的函数,正如我们在这章前面的内容中所见到的一样。

## 信号

信号是一个以时间为变量的函数,也就是,随时间而变化的物理量,通常是在一定时间内变化若干毫伏。如果  $x$  轴是时间,  $y$  轴是信号强度的大小,那么信号就是一个大小随时间而变化的波形。

在电子系统内,信号是一个能够被测

量的随时间而变化的电流或电压。在 MRI 中,信号不过就是由振荡磁场所产生的电流或电压。有些信号是周期性的——它们按自己前面的形态进行重复,就像正弦波形或余弦波形进行自身的重复一样。

## 频率、周期和循环

现在我们介绍频率和周期的概念。每一个周期函数都有一个频率,我们称之为  $f$ 。如果我们测量两个峰(或者信号经过零点的位置)之间的时间间隔,这个时间间隔就称为周期。我们用  $T$  来表示。这样,频率 =  $1/\text{周期} = 1/T$ :

$$f = 1/T$$

周期函数的一个循环就是此函数在一个周期范围内的所有部分。例如,我们假定在 1 秒内有 3 个完整的循环(图 1-7)。在这种情况下,

3 个周期用时 1 秒

$$3T = 1\text{s}$$

$$T = 1/3\text{s}$$

频率 =  $f = 1/T = 3$  循环/秒 = 3 赫兹

我们用来描述频率的单位就是赫兹或 Hz(表示循环/秒)。在每个循环周期内有  $2\pi$  弧度。也就是说,

$f$  = 当我们指线频率时的频率,单位为循环秒。

$\omega$  = 当我们指角频率时的频率,单位为弧度秒;角频率(弧度/秒) =  $\omega = 2\pi \times$  线频率(Hz)

而  $\pi = 3.1415927 \cong 3.14$ 。简言之,

$$\omega = 2\pi f$$

(等式 1-2)

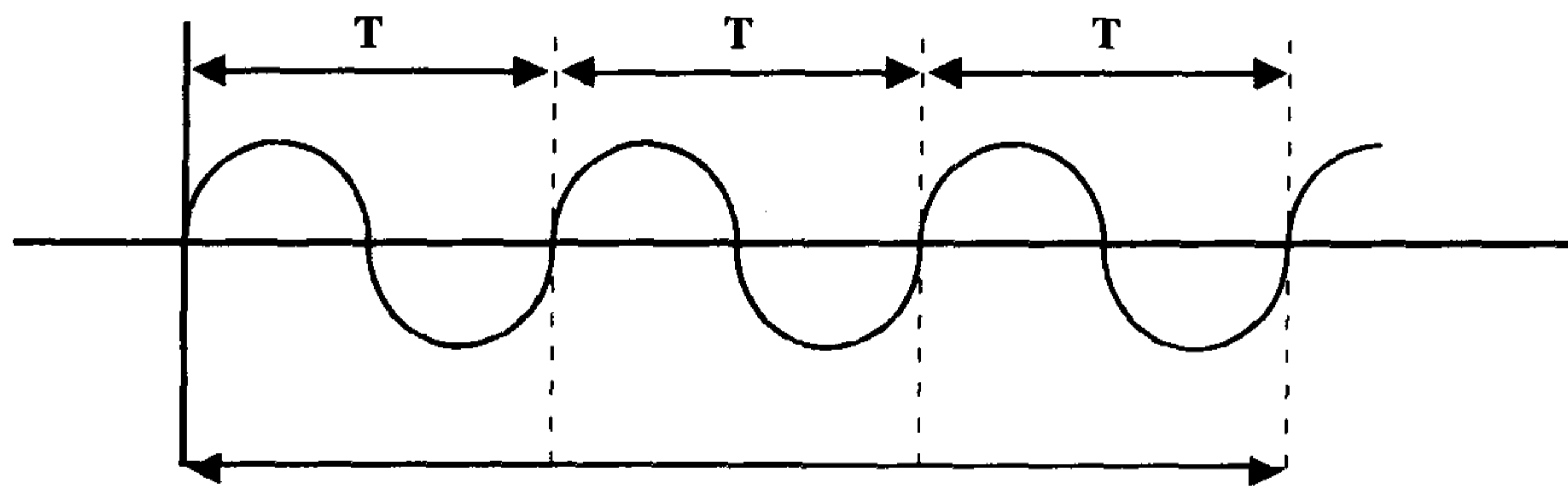


图 1-7 一个周期信号的示例,1 秒内包括 3 个循环。所以,周期是 1 秒的 1/3 (1/3 秒)。

**示例**

如果矢量在圆周内每秒进行 3 次旋转,那么此矢量的频率为 3Hz。所以,  $\omega = (2\pi)(3) = 6\pi = 18.85$  弧度/秒。

有时候,信号(例如正弦波)可以用下面的方式表示:

$$S(t) = \sin(\omega t) = \sin(2\pi f t)$$

在这时,我们可以说信号是以频率为  $\omega$  的正弦波。所以,频率  $f = \omega / 2\pi$ 。

**示例**

画出信号  $\sin(\omega t)$  随时间  $t$  的变化,假定  $f=1\text{Hz}$  (也就是,  $T=1$  秒或  $\omega=2\pi$  弧度/秒)。所以,  $\sin(\omega t) = \sin(2\pi t)$ 。这个等式在过图 1-8 中说明:

当  $t=0$  时,则  $\omega t=0$ ,结果  $\sin \omega t = \sin 0=0$ ;  
 当  $t=1/4$  时,则  $\omega t=(2\pi)(1/4)=\pi/2$ ,

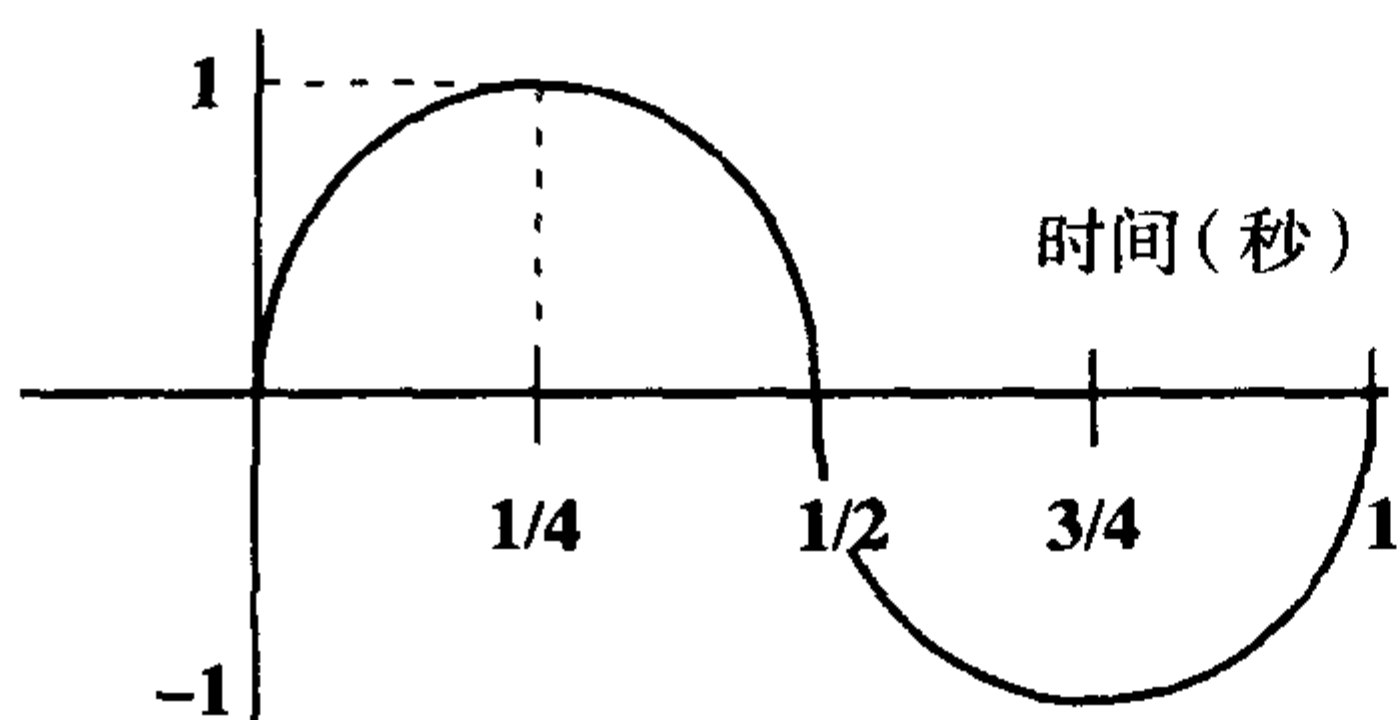


图 1-8  $\sin(2\pi t)$  的图形。

结果  $\sin \omega t = \sin \pi/2 = 1$ ;

当  $t=1/2$  时,则  $\omega t=(2\pi)(1/2)=\pi$ ,

结果  $\sin \omega t = \sin \pi = 0$ ; 等等。

**相位**

现在,我们来介绍相位。思考一下两个正弦波,一个相对于另一个有轻微的移动(图 1-9)。这两个正弦波有相同的频率——它们以相同的频率振荡。但其中的一个相对于另一个仅有很小的偏移。假设它们之间的位移为一个时间间隔  $=\tau = 1$  秒。进一步假设循环的周期  $= T = 3$  秒(图 1-10)。

$$T = 1 \text{ 周期} = 3 \text{ 秒内 } 360^\circ$$

$$\tau = 1 \text{ 秒} = 1 \text{ 周期总时间的 } 1/3$$

这样,  $360^\circ$  的  $1/3 = 120^\circ$ 。这个数值就是这两个正弦函数的相位差或相位移。

**示例**

$\sin(x+90^\circ)$  是什么?

这里的  $\sin(x+90^\circ)$  包括正弦波和  $90^\circ$  的相位移。让我们在圆周中画出它的图形(图 1-10)。如果  $x$  是矢量的角度,矢量  $x$  的正弦即是此矢量的垂直部分。将相位偏转  $90^\circ$ 。这个偏转使初始矢量逆时针旋转  $90^\circ$ ,如图 1-10 中所见。现在,从新的矢量

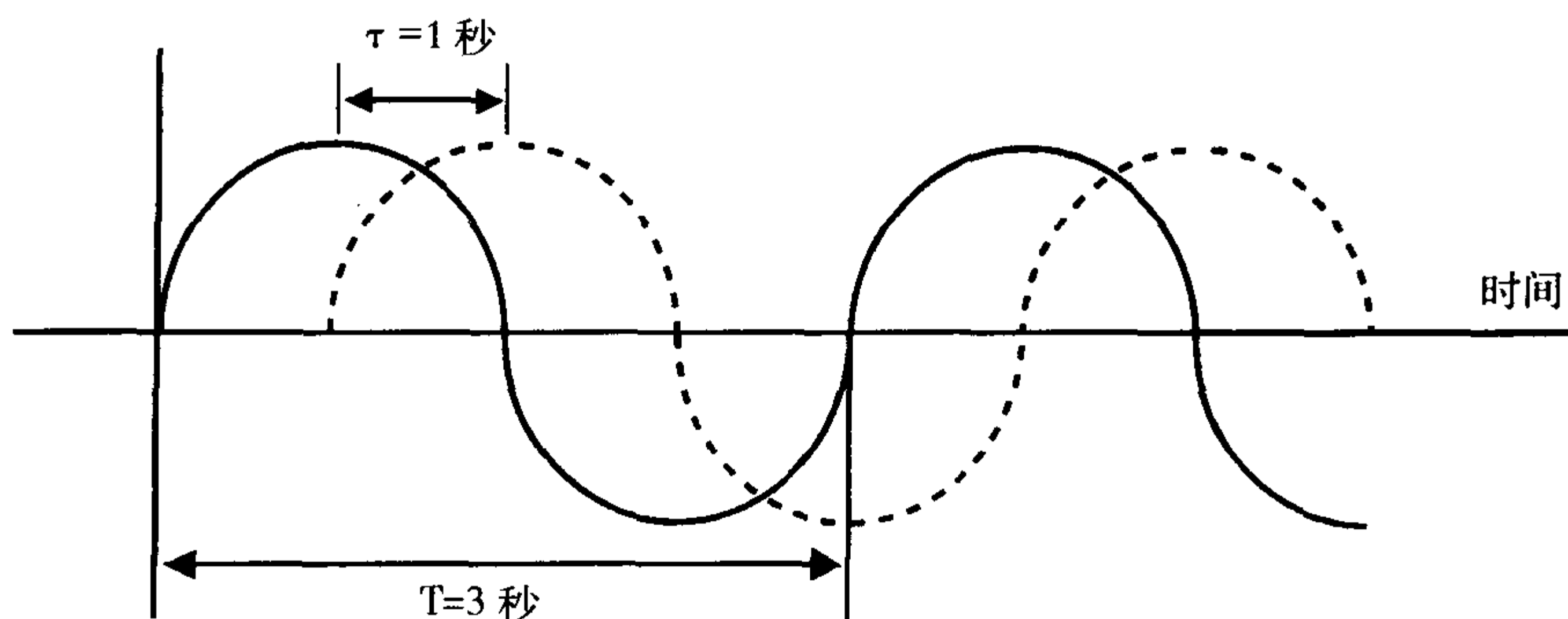


图 1-9 具有相位差的两个相似的正弦函数。

画一条垂线。由于矢量的垂直分量等于它角度的正弦,因此新矢量(它具有新的角度  $x+90^\circ$ )的垂直分量就是  $(x+90^\circ)$  的正弦。现在,根据全等三角形定理,此新的垂直分量(在图 1-10 中要大于水平分量)等于初始角度  $x$  时的较大水平分量,实际上,它就是  $\cos x$ 。换句话说,

$$\sin(x+90^\circ) = \cos x \quad (\text{等式 1-3})$$

从这里我们可以看出任何矢量的正弦

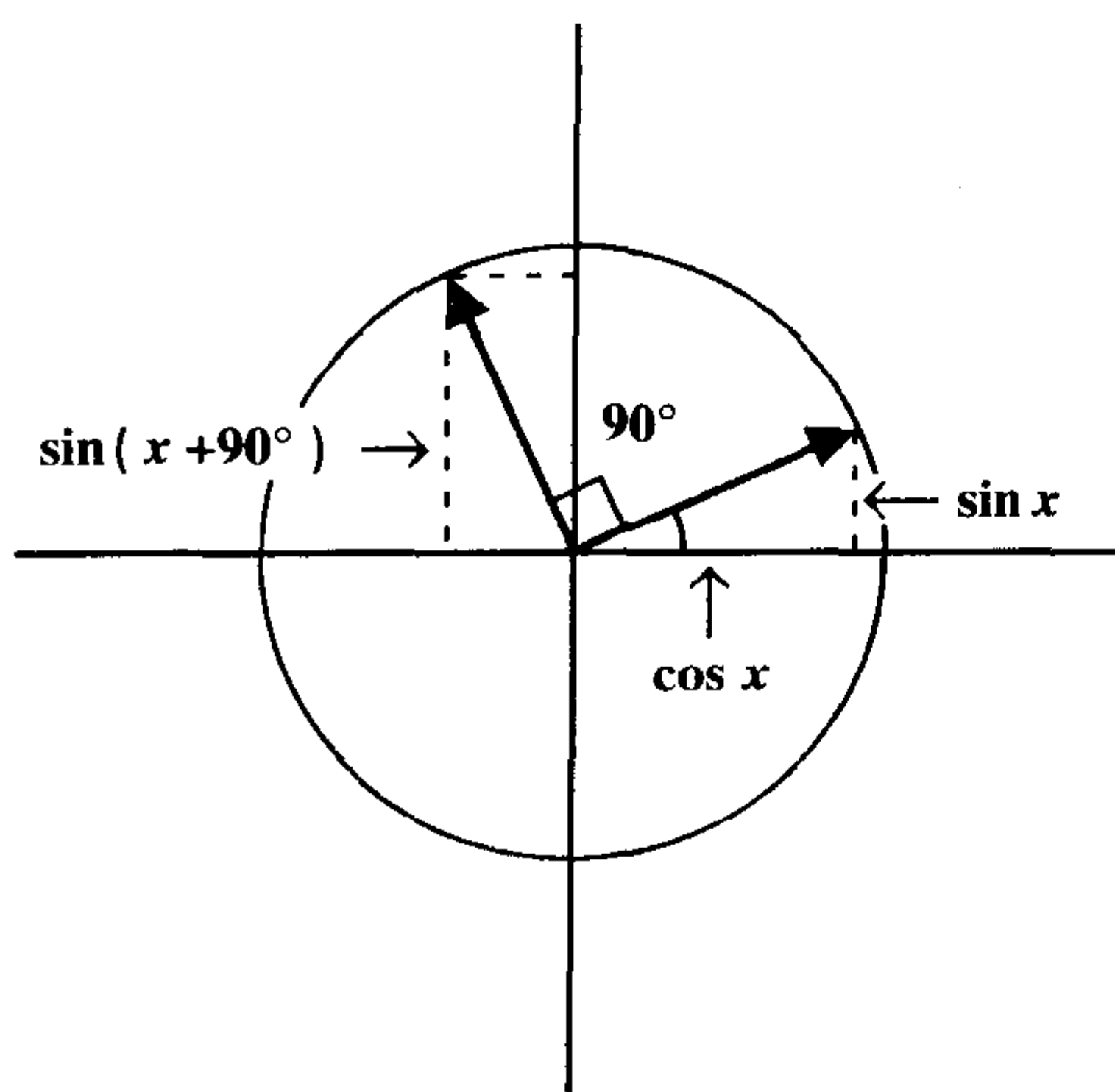


图 1-10 具有  $90^\circ$  相位差的两个矢量。这个差显示  $\cos(x)$  与  $\sin(x+90^\circ)$  的关系。

和余弦具有  $90^\circ$  的相位差。

## 指数

对于指数函数 ( $e^x$ ), 字母  $e$  是自然对数的底, 代表数值:

$$e = 2.7182818 \approx 2.72$$

首先, 我们考虑随  $x$  取不同值时,  $e^x$  的变化:

- 当  $x=0$  时,  $e^0=1$  (任何数的 0 次方都为 1);
- 当  $x=1$  时,  $e^1=2.72$
- 当  $x=2$  时,  $e^2=(2.72)(2.72)=7.4$
- 当  $x=\infty$  时,  $e^\infty=\infty$
- 当  $x=-1$  时,  $e^{-1}=1/e=1/2.72=0.37$
- 当  $x=-2$  时,  $e^{-2}=1/e^2$   
 $=1/(2.72)(2.72)$   
 $=0.14$
- 当  $x=-3$  时,  $e^{-3}=0.05$
- 当  $x=-\infty$  时,  $e^{-\infty}=0$

如果我们画  $e^x$  的图形, 我们可以看到它是一个以指数形式增长的函数 (图 1-11)。从这个图形中, 我们可以看到当  $x$

由 $-\infty$ 到 $\infty$ 时,函数 $e^x$ 以指数形式增长。

现在,我们通过画 $e^{-x}$ 的图形考虑一个衰减函数(图 1-12)。

- 当 $x=0$ 时,  $e^0=1$
- 当 $x=1$ 时,  $e^{-1}=0.37$
- 当 $x=2$ 时,  $e^{-2}=0.14$
- 当 $x=3$ 时,  $e^{-3}=0.05$
- 当 $x=\infty$ 时,  $e^{-\infty}=0$

当 $x=-1$ 时,  $e^{-(-1)}=e^1=2.72$

当 $x=-2$ 时,  $e^{-(-2)}=e^2=7.4$

这代表一个指数形式的衰减函数。我们把 $x$ 换成 $t$ ,看看随时间变化的函数 $e^{-t}$ (图 1-13)。现在它成为一个随时间变化的衰减函数。表 1-2 示出在不同 $t$ 值时, $e^{-t}$ 的变化。那么 $(1-e^{-t})$ 的图形是什么样呢?

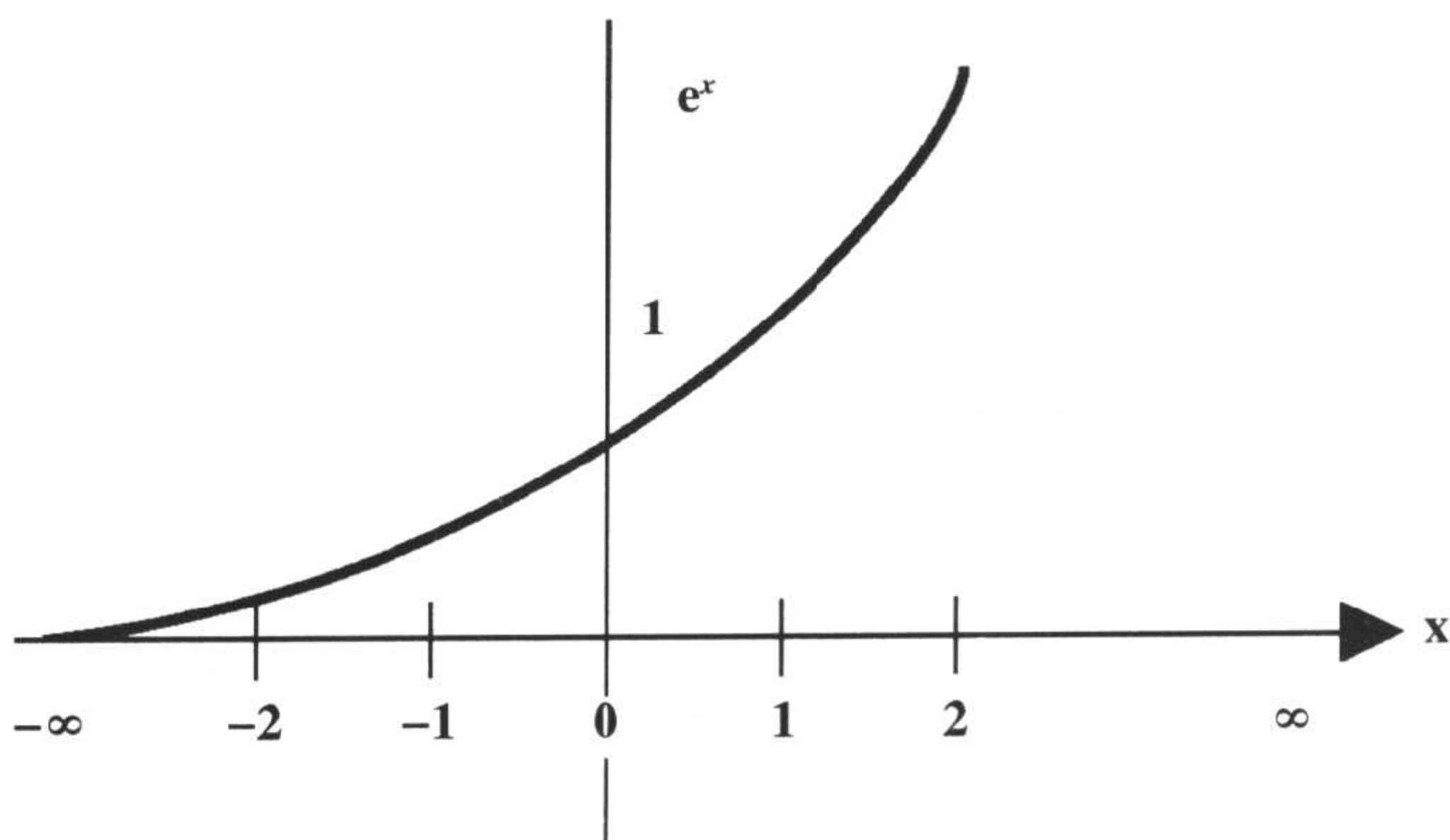


图 1-11 指数增长函数 $e^x$ 的图形。

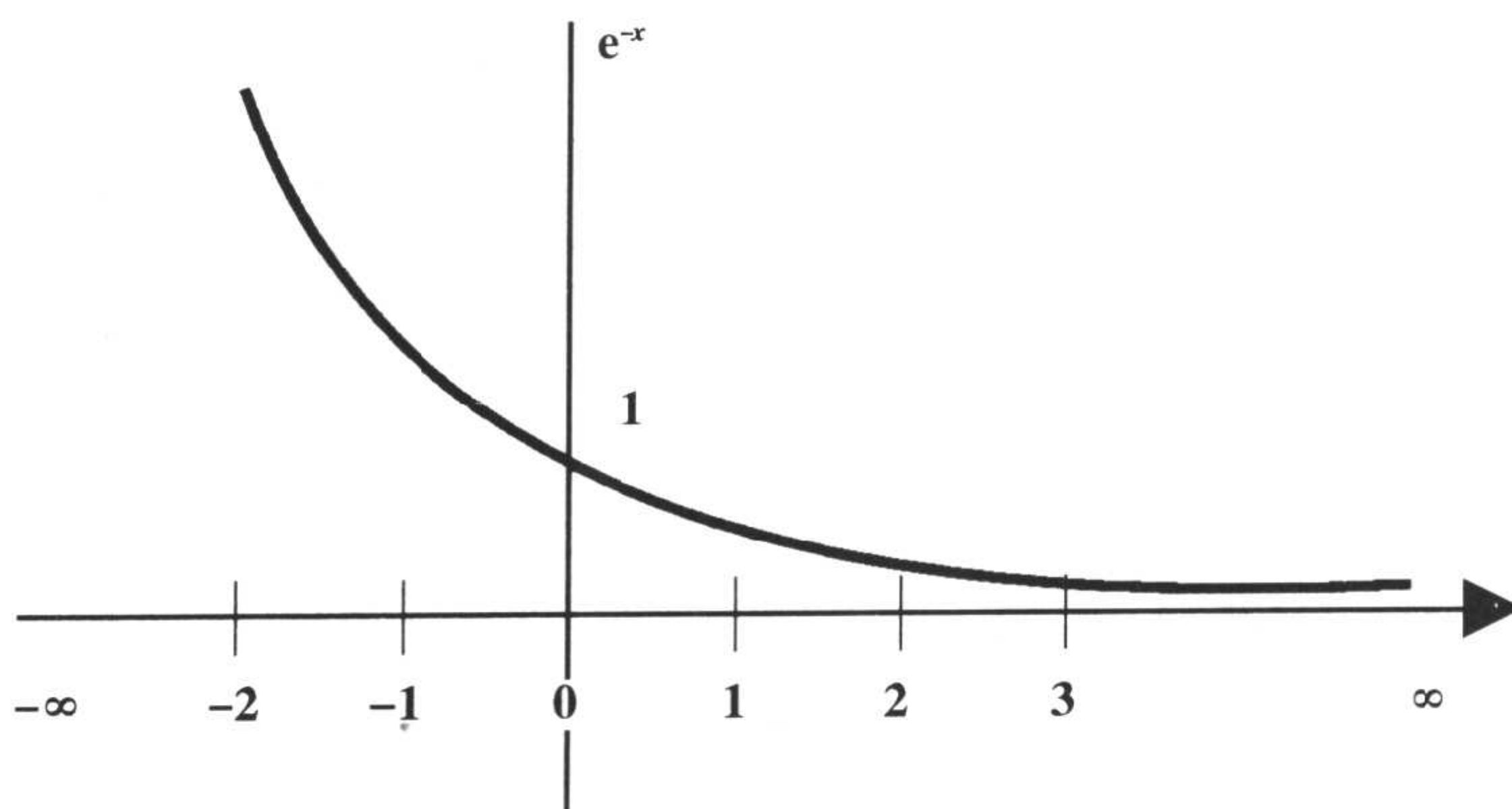


图 1-12 指数衰减函数 $e^{-x}$ 的图形。

表 1-2

$t$	0	1	2	3	4	5	...	$\infty$
$e^{-t}$	1	0.37	0.14	0.05	0.02	0.01	...	0
$1-e^{-t}$	0	0.63	0.86	0.95	0.98	0.99	...	1

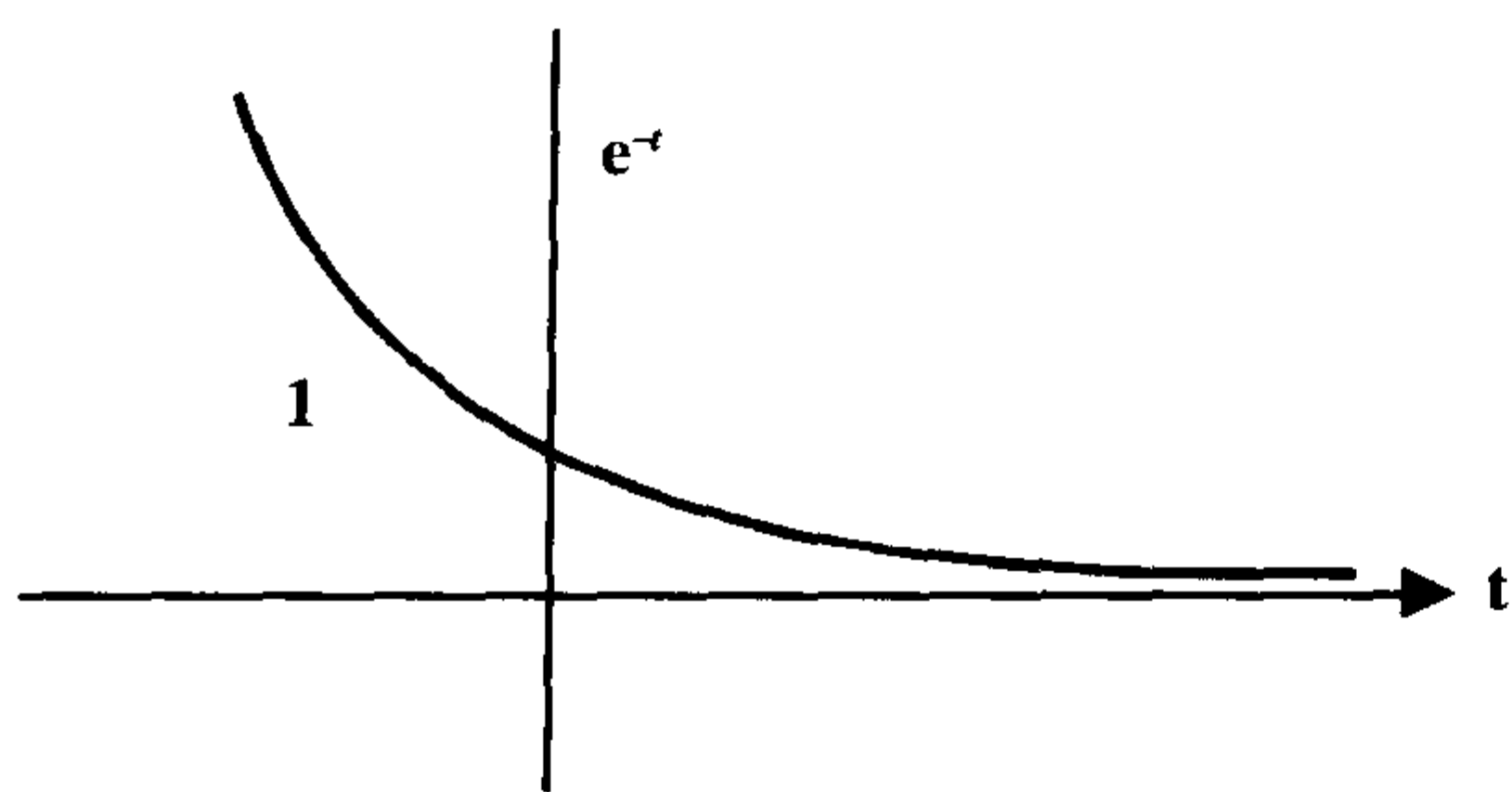


图 1-13 随时间的指数衰减函数  $e^{-t}$  的图形。

$$\text{当 } t=0 \text{ 时, } (1-e^{-t})=1-1=0$$

$$\begin{aligned} \text{当 } t=1 \text{ 时, } (1-e^{-t}) &= 1-2.7^{-1} \\ &= 1-1/2.7 \\ &= 1-0.37=0.63 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{当 } t=2 \text{ 时, } (1-e^{-t}) &= 1-(2.7)^{-2} \\ &= 1-1/(2.7)(2.7) \\ &= 1-0.13=0.86 \end{aligned}$$

当  $t$  增大时,  $e^{-t}$  逐步减小, 所以  $(1-e^{-t})$  逐步接近 1。因此,  $1-e^{-t}$  的图形(图 1-14)与  $e^{-t}$  的指数曲线(图 1-13)形态相反。

## 时间常数或衰减常数

在  $(1-e^{-t})$  的图中, 在 4~5 个时间常数之后, 它的值接近 1。让我们考虑一个稍微复杂一些的指数函数:

$$e^{-t/\tau}$$

在这个函数中,  $\tau$  是时间常数。所以, 当  $t=\tau$  时,

$$e^{-t/\tau}=e^{-1}=0.37$$

如果我们在  $\tau=0$  时(此时函数在垂直轴上等于 1)沿指数衰减曲线  $e^{-t/\tau}$  画一条切线, 它与时间轴(也就是水平轴)的交叉点就是时间常数  $\tau$ (图 1-15)。在该点,  $e^{-t/\tau}$  的值  $=e^{-1}=0.37 \cong 1/3$ 。这就意味着, 在一

倍时间常数时, 大约仅为初始信号强度的  $1/3$ 。另一个有趣的情况是, 此衰减常数在两倍时间常数( $2\tau$ )时, 剩余的信号强度是一倍时间常数的  $1/3$ , 也就是  $(e^{-2})=e^{-1} \times e^{-1} \cong 1/3 \times 1/3 = 1/9$ 。

此指数衰减函数规律变化的好处是, 在曲线上的任何位置你都可以应用相同的方程。在此衰减曲线上, 无论延伸时间常数的多少倍, 你仍然可以计算出此时相当于初始信号的百分比。

对于恢复曲线  $(1-e^{-t/\tau})$ , 情况刚好相反(图 1-16)。如果你在指数恢复曲线  $(1-e^{-t/\tau})$  的起始位置画一条切线, 它与完全恢复至最大值的水平线的交叉点则位于一倍时间常数( $\tau$ )处。在此位置, 信号已经恢复到最大强度的 63%:

$$\begin{aligned} \text{当 } t=\tau \text{ 时, } (1-e^{-t/\tau}) &= 1-e^{-1} \\ &\cong 1-0.37=0.63 \end{aligned}$$

在两倍时间常数( $2\tau$ )位置, 信号将会再恢复到剩余强度的 63%, 即为最大强度的 86%。

## 指数衰减正弦函数

前面已经介绍过正弦波形  $(\sin \omega t)$ , 另外对指数函数  $(e^{-t/\tau})$  也进行了介绍。如果我们将这两个函数相乘, 那么会出现什么结果呢?

$$(e^{-t/\tau}) \cdot (\sin \omega t)$$

第一个函数是指数衰减函数。第二个函数是正弦函数。如果把这两个函数相乘, 你将得到一个图形, 如图 1-17。这个新函数与正弦函数具有相同的频率, 但它被指数衰减曲线的“包络线”所限制, 在此“包络线”所决定的范围内对称分布, 结果造

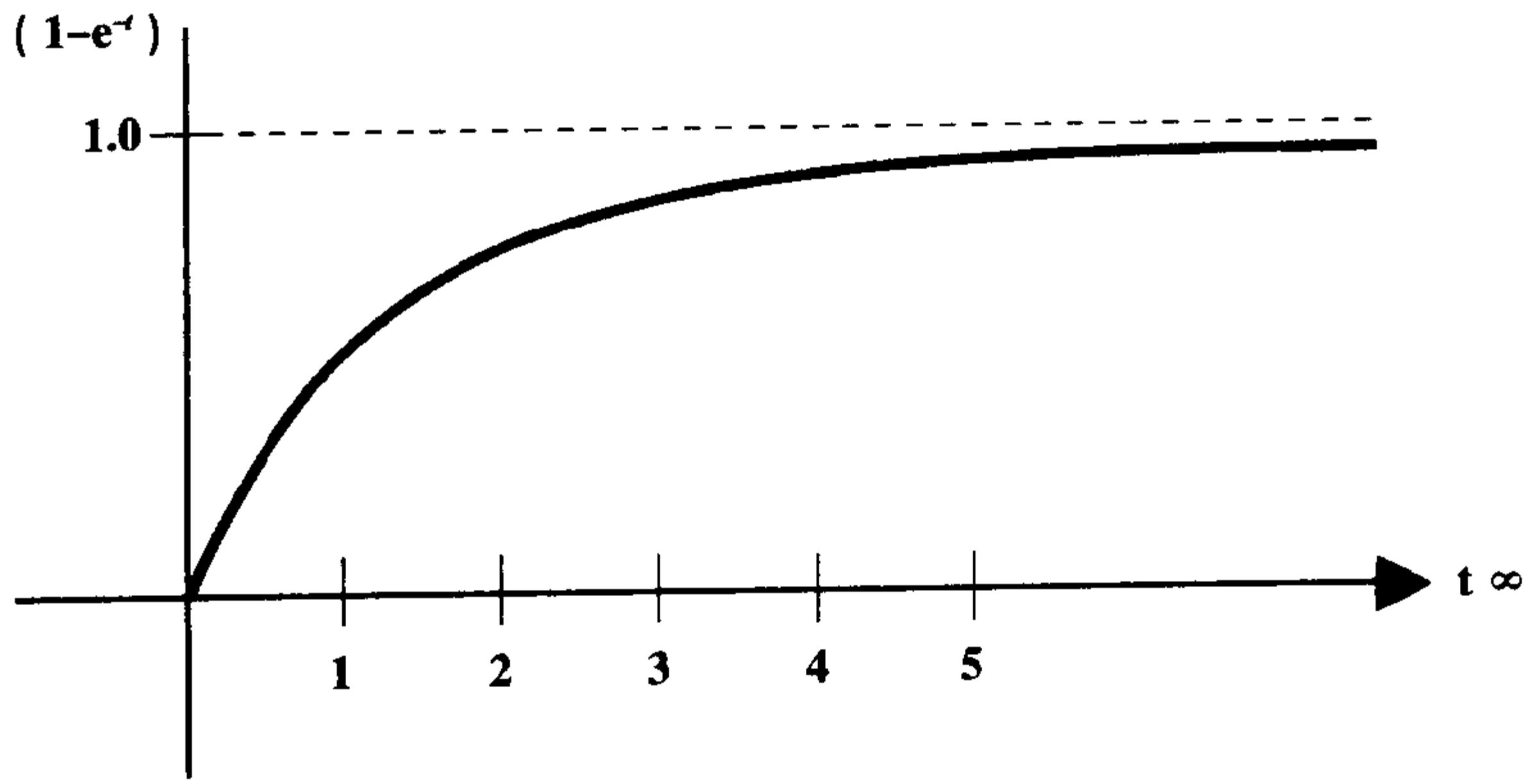


图 1-14 时间的指数增长函数  $1 - e^{-t}$  的图形。

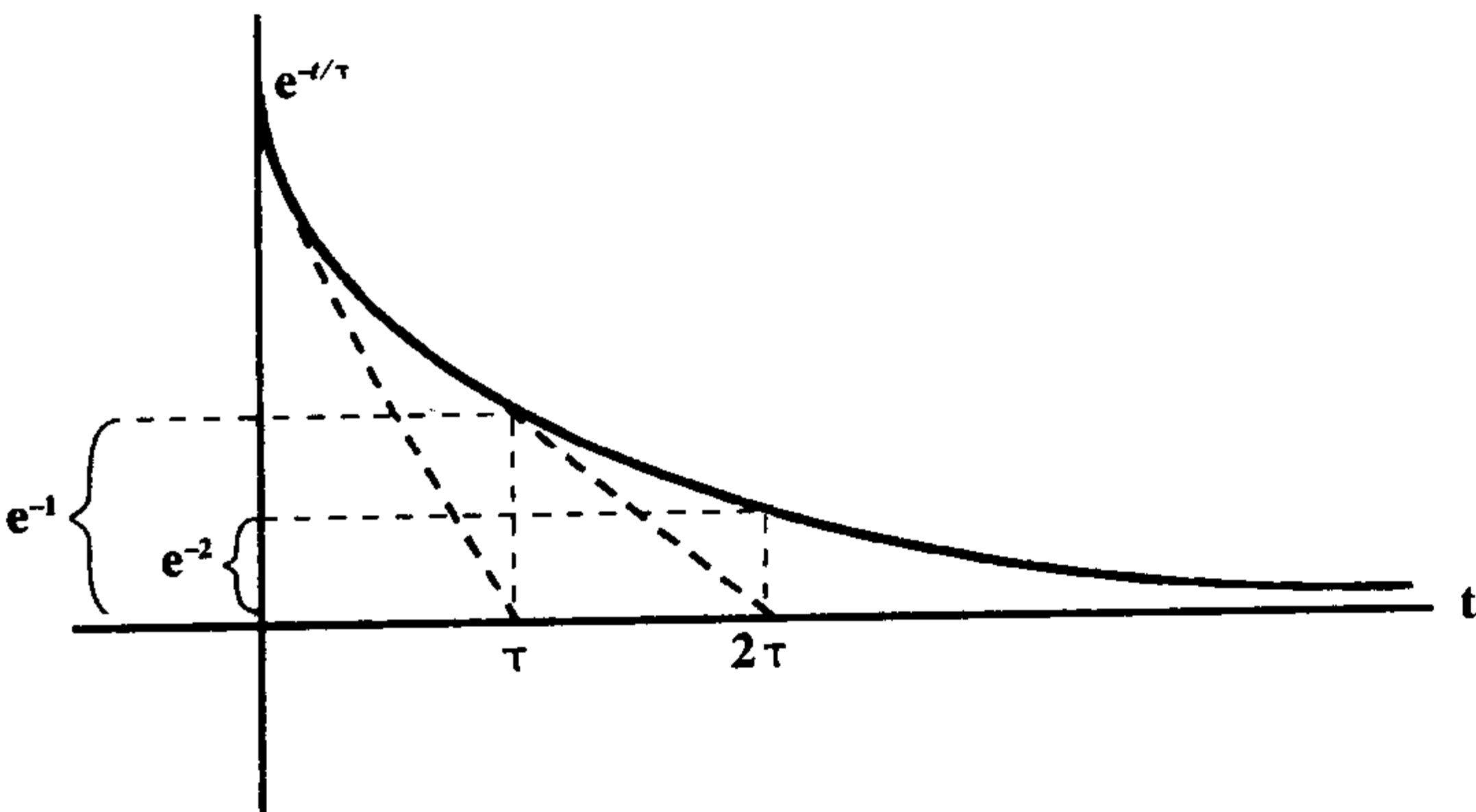


图 1-15 指数衰减函数  $e^{-t/\tau}$  的图形,  $\tau$  是时间常数(衰减率)。

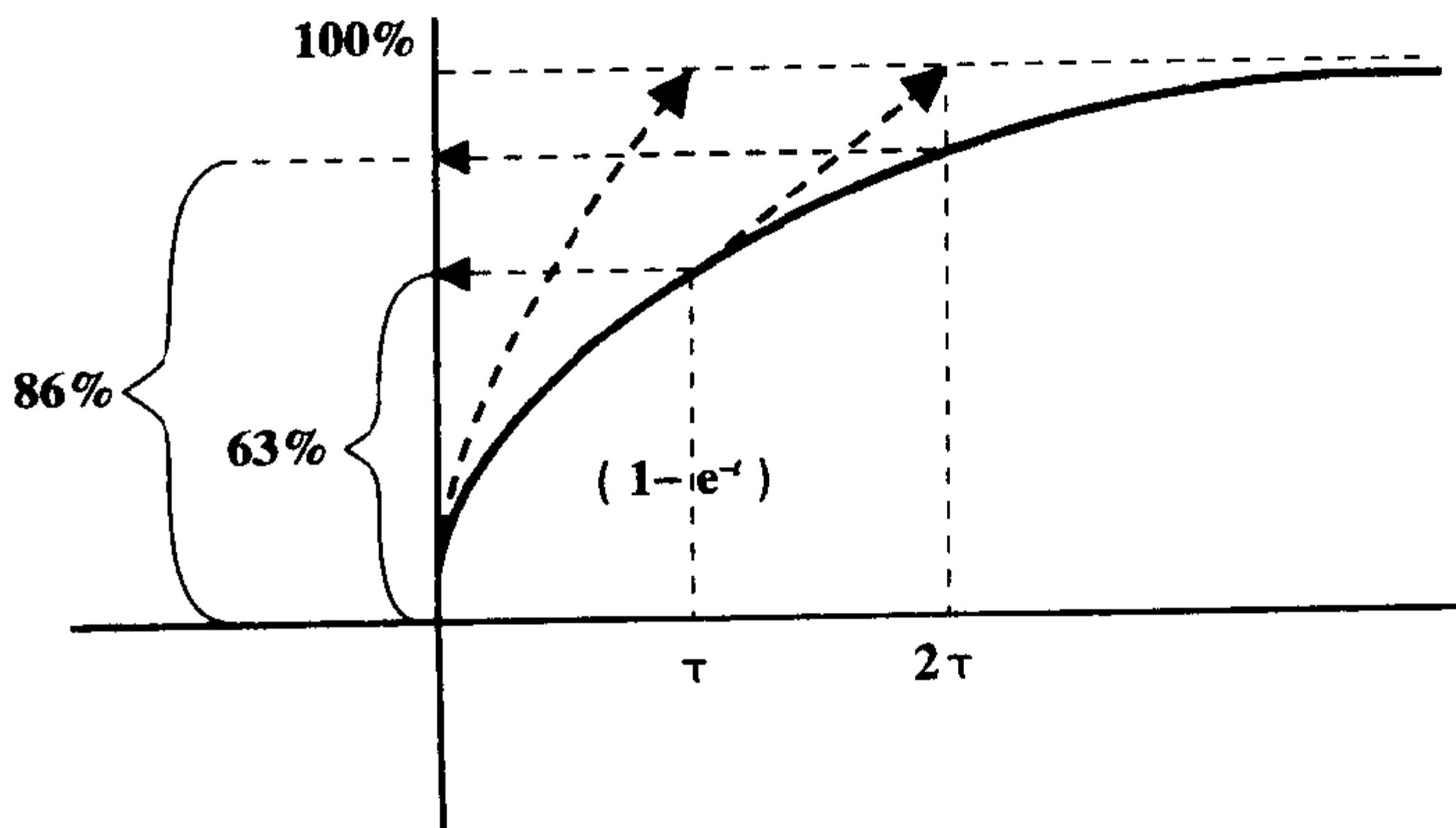


图 1-16 指数增长函数  $1 - e^{-t/\tau}$  的图形,  $\tau$  是时间常数(增长率)。

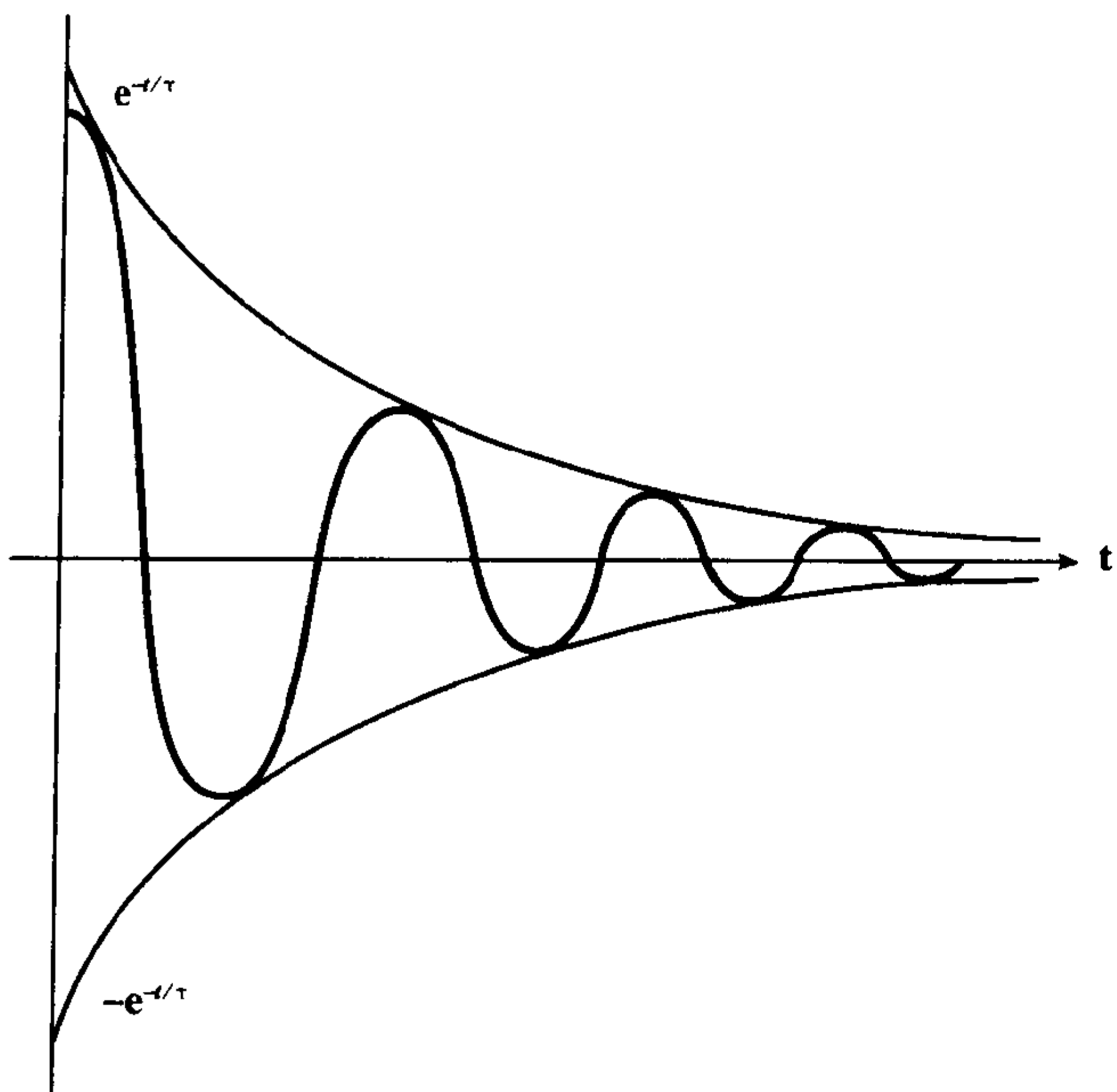


图 1-17  $e^{-t/\tau} \times \cos \omega t$  的图形这是一个角频率为  $\omega$  的正弦函数, 它的“包络线”为  $e^{-t/\tau}$  和  $-e^{-t/\tau}$ 。

成正弦波的大小随时间以指数形式衰减。

### Sinc 函数

还有另外一个函数看起来有些像图 1-17。它被称作 Sinc 函数, 代表  $(\sin t)/t$ :

$$\sin(t)/t = \text{sinc}(t)$$

(等式 1-4)

问: 在  $t=0$  时,  $\text{sinc } t$  为何值?

答:  $\text{sinc}(0) = \sin(0)/0 = 0/0$ , 结果是不确定的。然而, 通过对微分方程和区间范围的分析, 可显示出  $\text{sinc}(0) = 0/0 = 1$  (参见问题 1-3, 本章后面)。由此可以看出,  $\text{sinc}(t)$  是随时间  $t$  的不断振荡的波形 (图 1-18)。但是, 此波形的包络线不是指数函数。这通常是射频 (RF) 脉冲看起来的形态。(这种脉冲经频率或傅立叶变换后是一个矩形。以后详述。)

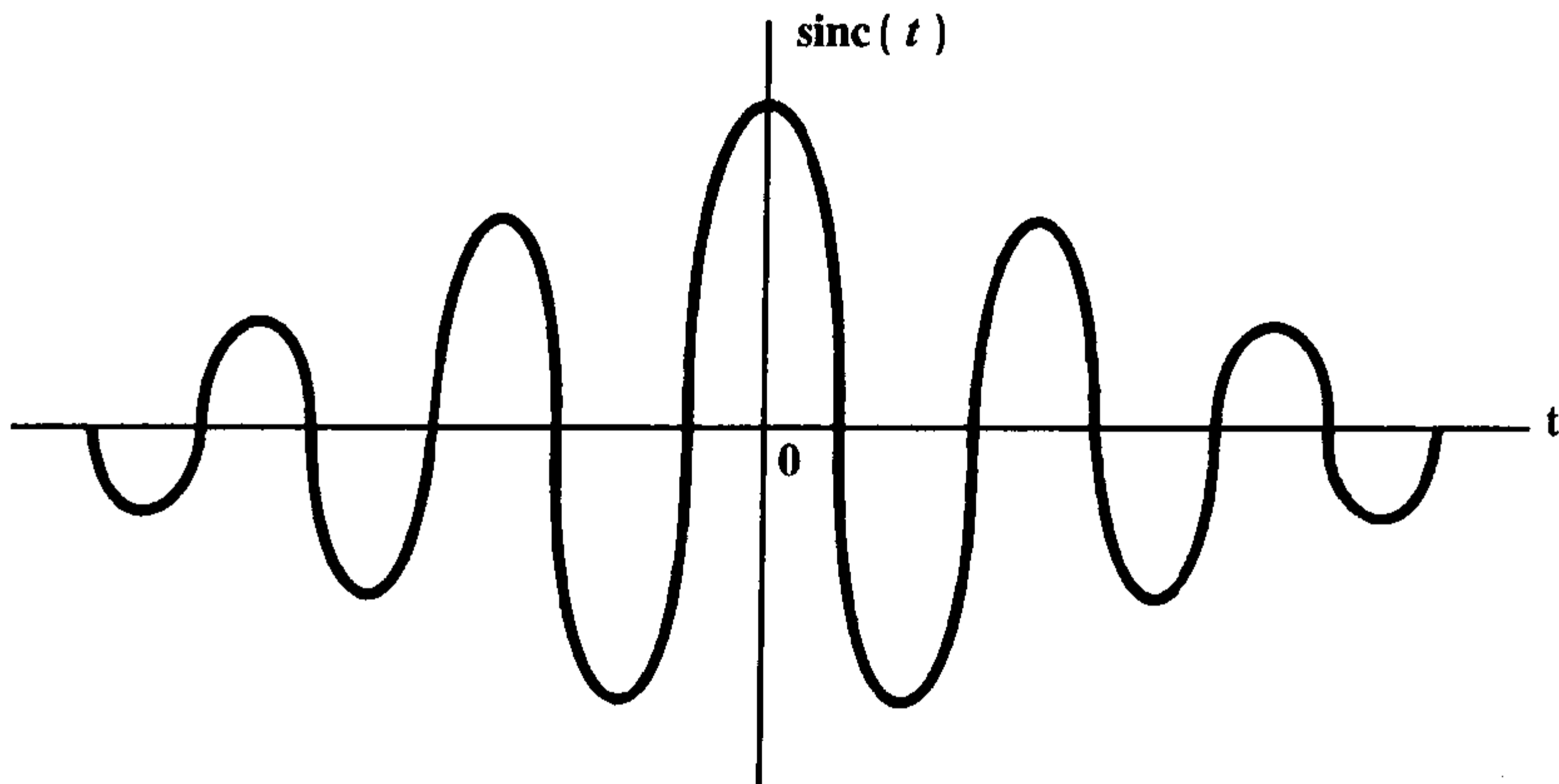


图 1-18  $\text{sinc}(t) = \sin(t)/t$  的图形。



已经介绍了矢量、复数和指数的概念，下面我们再次回到图 1-5 的矢量，并介绍一个新的方程，叫做欧拉方程（在以后讨论“自旋质子”的概念时，这个方程的重要性是非常明显的）。

### 欧拉 (Euler) 方程

$$e^{i\theta} = \cos \theta + i \sin \theta \quad (\text{等式 1-5})$$

这个方程描述的是我们在图 1-5 中看到的矢量，角度为  $\theta$ ，大小为 1。符号  $i$  是虚数单位  $\sqrt{-1}$ 。

方程 1-5 显示了一个虚数 ( $i\theta$ ) 的指数函数在表示为角  $\theta$  的正弦和余弦函数后的情况。

现在思考欧拉方程在复数信号  $e^{i\omega t}$  (用  $\omega t$  代替  $\theta$ ) 时的情况：

$$e^{i\omega t} = \underbrace{\cos \omega t}_{\text{实部}} + i \underbrace{\sin \omega t}_{\text{虚部}}$$

这个公式由一个实部和一个虚部组成。实部 ( $\cos \omega t$ ) 是我们所感兴趣的，与测量到的信号相关。我们采用虚部 ( $\sin \omega t$ )，是为了使数学运算更为简单（是否相信！）。最终，我们可忽略虚部，而仅保留与实际信号相关的实部。

( $e^{i\omega t}$ ) 的每个值都是一个矢量，它以角频率  $\omega$  进行自旋（图 1-19）。理解角频率的概念非常重要，因为以后，在我们讨论质子进动时，你将发现进动频率（就是角频率）的原理会被经常用到。

## 对数

对数 (log) 是指数的反运算，也就是：

$$\log(e^x) = x$$

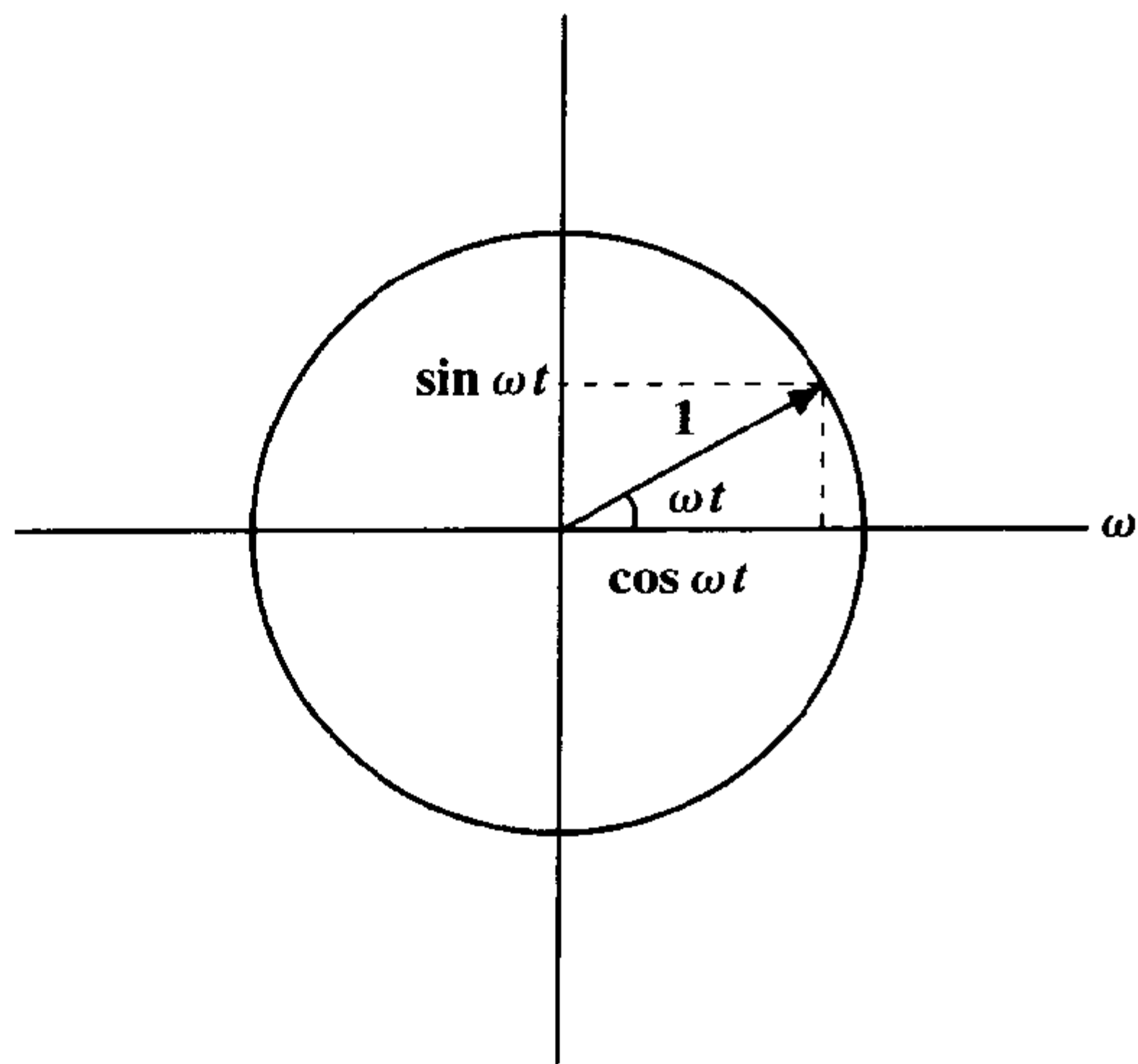


图 1-19 用一个旋转的矢量来代表  $e^{i\omega t}$ 。

对数的底通常是 10。但是，对数可以以任何数为底。我们假定一个以  $a$  为底，数  $y$  的对数等于  $x$ ：

$$\log_a y = x$$

然后，两边同时表示为指数，我们可以得到：

$$a^x = y$$

这样，

$$\log_a y = x \Leftrightarrow a^x = y$$

这就说明，如果以  $a$  为底  $y$  的对数等于  $x$ ，也就意味着  $a$  的  $x$  次方等于  $y$ 。

### 示例

$$\log_2 8 = 3 \Leftrightarrow 2^3 = (2)(2)(2) = 8$$

以  $e$  为底  $x$  的对数也表示成  $\ln x$ ，或称为  $x$  的“自然对数”。

$$\log_e x = \ln x$$

( $\ln$ ) 就是以  $e$  为底  $\log$  的符号 ( $e$  是自然对数的底,  $e=2.71\dots$ )

$$\ln e = \log_e e = 1$$

这表示以自身作底  $e$  的对数是 1。

## 指数的特性

指数的数学运算包括 ( $e^x$  是  $e$  的  $x$  次方):

### ①指数的乘法

$$(e^x) \cdot (e^y) = e^{x+y}$$

### ②负指数

$$(e^{-x}) = 1/e^x$$

### ③指数的除法

$$e^x/e^y = e^{x-y}$$

## 推导

公式③来自于前两个公式①和②,过程如下:

$e^x/e^y = (e^x)(e^{-y})$ , 来自于负指数的定理;

$(e^x) \cdot (e^{-y}) = e^{x-y}$ , 来自于指数乘法的定理。

因此,  $e^x/e^y = (e^x)(e^{-y}) = e^{x-y}$ 。

## 对数的特性

①两个数 ( $A$  和  $B$ ) 乘积的对数等于这两个数的对数和。

$$\log(A \cdot B) = \log A + \log B$$

此运算可用于任何底。所以,

$$\ln(A \cdot B) = \ln A + \ln B$$

② $x$  的  $a$  次方的对数为:

$$\log x^a = a \log x$$

此运算也可用于任何底。所以:

$$\log_b x^a = a \log_b x$$

$$\ln x^a = a \ln x$$

## 示例

我们解这个方程:  $1/2 = e^{-t/T2}$ , 求出时间  $t$  [这个公式可用于 (具有恒定衰减常数  $T2$  的) 函数, 计算此函数衰减至初始值的  $1/2$  时所需要的时间  $t$ ]

1. 两边同时取  $\ln$ :

$$\ln(1/2) = \ln e^{-t/T2}$$

2. 记住  $1/2 = 2^{-1}$ , 所以

$$\ln(1/2) = \ln(2^{-1}) = -\ln 2$$

3. 现在, 由前面的对数特性②得到,

$$\ln(e^{-t/T2}) = -t/T2 \ln(e)$$

所以

$$-\ln 2 = -t/T2 \ln(e)$$

4. 记得  $\ln(e) = \log_e e = 1$  (对于任何数, 以自身为底的对数=1), 所以

$$-\ln 2 = -t/T2 (1) \text{ 或}$$

$$-\ln 2 = -t/T2$$

5. 两边同时乘以  $-1$ :

$$\ln 2 = t/T2 \text{ 或}$$

$$\log_e 2 = t/T2 \text{ 或}$$

$$0.693 = t/T2 \text{ 或}$$

$$t = 0.693 (T2)$$

这个公式也可以在核医学中计算核素的半衰期 (或  $t_{1/2}$ )。

## 要点

理解一些数学概念，将会对你理解磁共振的物理基础非常有帮助。

### 1. 讨论过的四个三角函数：

$$\sin x, \cos x, \tan x, \cotan x$$

$$\tan x = \sin x / \cos x$$

$$\cotan x = 1 / \tan x$$

### 2. 上述三角函数所对应的角（或 arc）定义为：

$$\arcsin, \arccos, \arctan, \operatorname{arccotan}$$

例如，

$$\arctan(\tan x) = x, \arcsin(\sin x) = x, \text{等。}$$

### 3. 矢量具有大小和方向。例如，力就有强度大小（重量）和方向。另外一个矢量的例子是速度，它具有速率和方向。

### 4. 复数可表示为一个实部和一个虚部所组成的两个分量：

$$c = a + ib$$

而  $i$  是虚数单位  $\sqrt{-1}$ 。

### 5. 变量 $x$ 的函数 $f$ 表示为 $f(x)$ ，代表当 $x$ 变化时， $f$ 的变化。

### 6. 信号是时间的函数。

### 7. 周期性信号是在一定的周期 $T$ 后，进行自身重复的时间函数。

### 8. 周期性信号的（线）频率定义为 $f = 1/T$ ，其中 $T$ 是周期。

### 9. 角频率定义为 $\omega = 2\pi f$ 。

### 10. 周期性信号进行一个周期代表一个循环。

### 11. 周期性信号的一个例子是 $\cos \omega t = \cos(2\pi ft)$ 。

### 12. 相位代表频率相同的两个周期信号之间的偏移量。例如， $\cos(\omega t)$ 和 $\cos(\omega t + \theta)$ 具有相同的频率（ $\omega$ ），但相位差异为 $\theta$ 。

### 13. 函数 $e^t$ 是时间的指数函数。它实际上是指数增长函数。当 $t=0$ 时，函数的值为 1；而 $t=\infty$ 时，函数的值为 $\infty$ 。当 $t=1$ 时， $e^1 = e = 2.7182818 \cong 2.72$ 。

### 14. 函数 $e^{-t}$ 也是时间的指数函数。它是一个指数衰减函数。当 $t=0$ 时，函数的值为 1；而 $t=\infty$ 时，函数的值为 0。当 $t=1$ 时， $e^{-1} = 0.37$ 。

### 15. 函数 $e^{-t/\tau}$ 是一个指数衰减函数，它的时间常数或衰减常数为 $\tau$ 。在时间常数 $\tau$ 时，信号强度为初始值的 37%（ $e^{-1} = 0.37$ ）。在 5 倍时间常数后，信号几乎为零（ $e^{-5} \cong 0$ ）。

### 16. 根据欧拉方程，函数 $e^{i\omega t}$ 可表示为：

$$e^{i\omega t} = \cos \omega t + i \sin \omega t$$

代表半径为 1 的矢量，以  $\omega$ （弧度/秒）的角频率进行自旋。

### 17. sinc 函数的定义为

$$\operatorname{sinc} t = \sin t/t$$

它在  $t=0$  时为 1。理想的射频脉冲为 sinc 函数波形，这样在傅立叶变换（我们以后将会介绍）后，它呈非常好的矩形。

### 18. 变量 $y$ 的对数（底为 10）可表示为 $\log y$ ，与指数相关：

$$\text{如果 } \log y = x \text{ 则 } 10^x = y$$

### 19. 而 $y$ 的自然对数（底为 $e$ ）表示为 $\ln y$ 。因此，

$$\text{如果 } \ln y = x \text{ 则 } e^x = y$$

在理解以上的数学概念以后，读者现在

可以非常容易地阅读和理解这本书其余部分的内容。正如前面所提到的,死记硬背这

些公式并不重要,而应该理解它们的内在涵义。

## 习题

1-1 画出下列函数随  $x$  变化的曲线(由  $-\infty$  到  $+\infty$ )

(a)  $\tan x$                       (b)  $e^{-x} \sin x$

(c)  $\sin x/x \equiv \text{sinc}(x)$

1-2 证明下列等式

(a)  $\cos(x+y) = \cos x \cdot \cos y - \sin x \cdot \sin y$

(b)  $\sin(x+y) = \cos x \cdot \sin y + \sin x \cdot \cos y$

提示:使用欧拉方程  $e^{ix} = \cos x + i \sin x$ , 注意  $i \times i = i^2 = -1$ 。

1-3 可以证明,对于某些函数

$$f(0)/g(0) = \lim_{x \rightarrow 0} [f(x)/g(x)]$$

$$= \lim_{x \rightarrow 0} [f'(x)/g'(x)]$$

式中  $f$  和  $g$  为  $x$  的函数,而  $f'$  和  $g'$  为它们的导数函数,也就是,

$[f'(x) = d/dx f(x)]$ ; “lim” 表示当  $x$  趋近于 0 时的“极限值”。

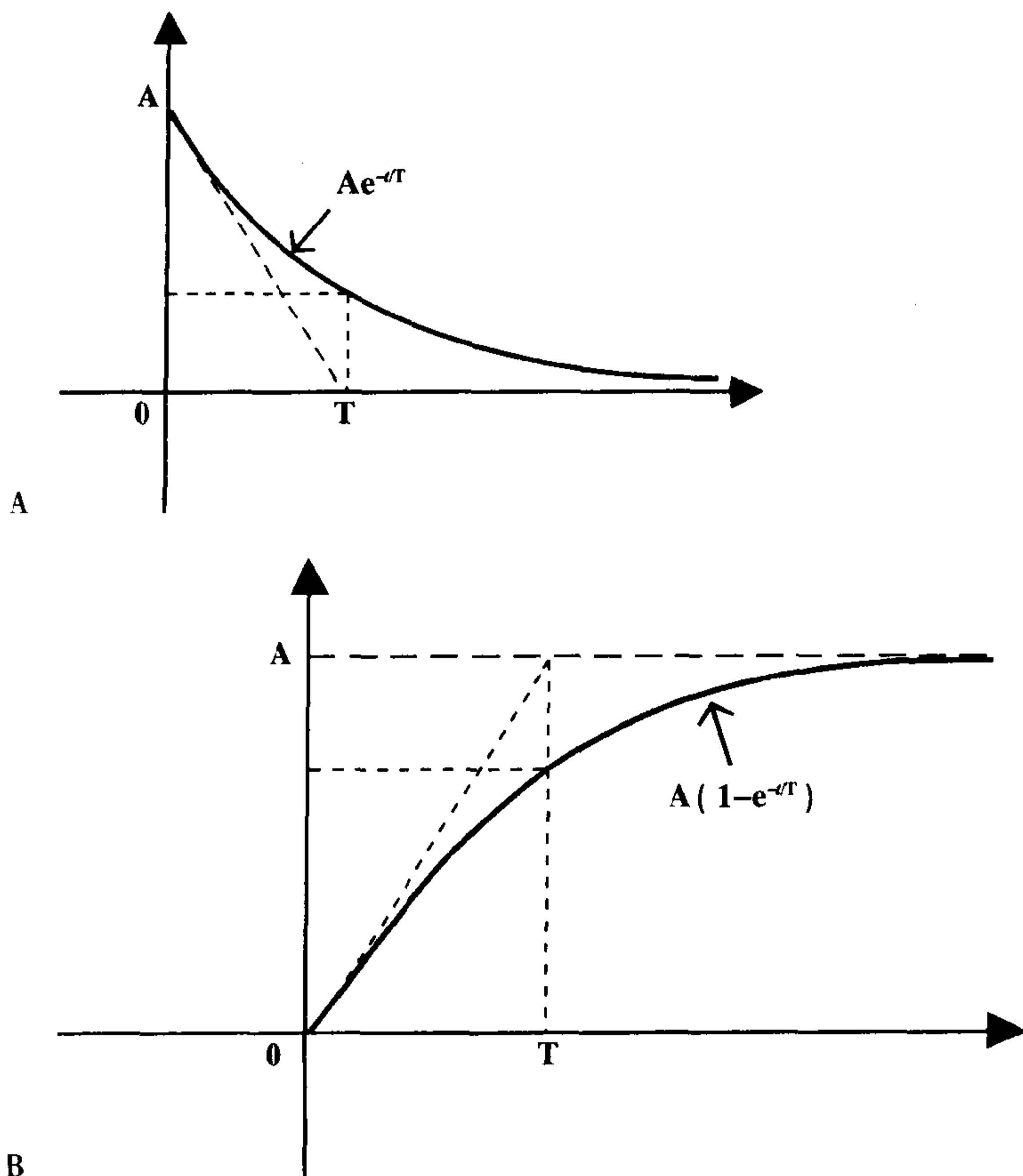


图 1-20

根据以上公式,证明

$$\operatorname{sinc}(0) = \frac{\sin(0)}{0} = \lim_{x \rightarrow 0} \frac{\sin x}{x} = 1$$

提示: $d/dx(\sin x) = \cos x$  并且  $d/dx(x^n) = n x^{n-1}$  ( $n$  为任何整数)。

**1-4 (a)** 指数函数  $e^{-t/T}$  在一倍时间常数  $T$  时的值是多少?

**(b)** 在两倍时间常数  $2T$  时,又如何呢?

**(c)** 那么**(b)**与**(a)**之比是多少呢?

**1-5** 参见图 1-20A, 指数衰减函数  $f(t) = Ae^{-t/T}$  的曲线。

**(a)** 证明如果在  $A$  点画一条切线,它

将在  $t=T$  ( $T$ = 衰减常数) 时经过  $t$  轴。

**(b)** 在图 1-26B 中的函数  $A(1-e^{-t/T})$ , 证明相同的原理。

提示: 导数  $d/dt(e^{\alpha t}) = \alpha e^{\alpha t}$ , 式中  $\alpha$ =常数。

**1-6** 解方程  $e^x=8$ , 求出  $x$ 。注意:  $\ln 2=0.693$ 。

**1-7** 下列三角函数为何值:

**(a)**  $\sin(0^\circ)$ ; **(b)**  $\sin(30^\circ)$ ; **(c)**  $\sin(90^\circ)$ ; **(d)**  $\sin(180^\circ)$ ; **(e)**  $\cos(0^\circ)$ ; **(f)**  $\cos(60^\circ)$ ; **(g)**  $\cos(90^\circ)$ ; **(h)**  $\cos(180^\circ)$

# 2

## MRI 的基本原理

### 简介

在这章里，我们将讨论磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 物理方法的基本原理。对于这些原理，有的需要使用牛顿物理学 (Newtonian physics)，有的则使用量子力学 (quantum mechanics)，二者均进行了非常清楚地解释。虽然这样有时可能导致混乱，但这是不可避免的。无论在任何情况下，我们都将尽力使问题简单明了。

核磁共振 (nuclear magnetic resonance, NMR) 是一种已经应用了超过 50 年的化学分析技术。它是我们现在被称作 MRI 的成像方法的基础。〔核字容易有使用核素材料的错误联想；这样，它被从 MR 词典中舍弃了，因而核磁共振断层成像就被惯用语磁共振成像 (MRI) 所取代〕。

### 电磁波

为理解 MRI，我们首先要理解什么是电磁波。表 2-1 显示一系列电磁波的特点，包括 X 线、可见光、微波和无线电波。所有

的电磁波均具有以下一系列的共同特点：

1. 它们都以光速  $c = 3 \times 10^8$  米/秒的速度进行传播。

2. 根据麦克斯韦的电磁波理论，它们都具有两个共同的成分——电场  $E$  和磁场  $B$ ，并且它们互相垂直 (图 2-1)。我们将画在纸上的正弦波指定为电场  $E$ 。而垂直于它的另外一个正弦波为磁场  $B$ 。它们彼此互相垂直，均以光速 ( $c$ ) 进行传播。电场和磁场具有相同的频率，两者之间相位相差  $90^\circ$  (这是因为电场的变化产生磁场，而磁场的变化又产生电场。因为这个原因，电磁波可自身进行传播，一旦开始将无限进行下去)。

3. 如果我们就矢量而论，矢量  $B$  和  $E$  互相垂直，而传播因数  $C$  与上两者都垂直 (图 2-2)。电场和磁场均具有相同的频率  $\omega$ 。所以我们得到的是一个以角频率  $\omega$ ，绕一点进行自旋 (振荡) 的矢量。是否记得，角频率  $\omega$  与线频率  $f$  相关：

$$\omega = 2\pi f$$

4. 我们感兴趣的是磁场成分——电场成分是我们不希望得到的，因为它会产热。

表 2-1 显示无线电波、微波、可见光和 X 线范围的电磁波谱

	频率 ( Hz )	能量 ( eV )	波长 ( m )
伽马射线和 X 线	$10^{24}$	$10^{10}$	$10^{-16}$
	$10^{23}$	$10^9$	$10^{-15}$
	$10^{22}$	$10^8$	$10^{-14}$
	$10^{21}$	$10^7$	$10^{-13}$
	$10^{20}$	$10^6$ ( 1MeV )	$10^{-12}$ ( 1pm )
	$10^{19}$	$10^5$	$10^{-11}$
紫外线	$10^{18}$	$10^4$	$10^{-10}$
	$10^{17}$	$10^3$ ( 1keV )	$10^{-9}$ ( 1nm )
可见光	$10^{16}$	$10^2$	$10^{-8}$
红外线	$10^{15}$	$10^1$	$10^{-7}$
	$10^{14}$	$10^0$ ( 1eV )	$10^{-6}$ ( 1 $\mu$ )
微波	$10^{13}$	$10^{-1}$	$10^{-5}$
	$10^{12}$ ( 1GHz )	$10^{-2}$	$10^{-4}$
	$10^{11}$	$10^{-3}$	$10^{-3}$ ( 1mm )
	$10^{10}$	$10^{-4}$	$10^{-2}$ ( 1cm )
MRI	$10^9$	$10^{-5}$	$10^{-1}$
	$10^8$ ( 100MHz )	$10^{-6}$	$10^0$ ( 1m )
	$10^7$	$10^{-7}$	$10^1$
无线电波	$10^6$ ( 1MHz )	$10^{-8}$	$10^2$
	$10^5$	$10^{-9}$	$10^3$ ( 1km )
	$10^4$	$10^{-10}$	$10^4$
	$10^3$ ( 1kHz )	$10^{-11}$	$10^5$
	$10^2$	$10^{-12}$	$10^6$

表 2-2 总结了自然界中重要的电磁波范围。在这个表中,使用到了以下符号:

keV= $10^3$  电子伏 ( eV )=千电子伏

pm= $10^{-12}$  米 ( m )=皮米/微微米

nm= $10^{-9}$  米 ( m )=纳米/毫微米

MHz= $10^6$  赫兹 ( Hz )=兆赫兹

meV= $10^{-3}$  电子伏 ( eV )=毫电子伏

在 MRI 中,我们要处理比 X 线,甚至

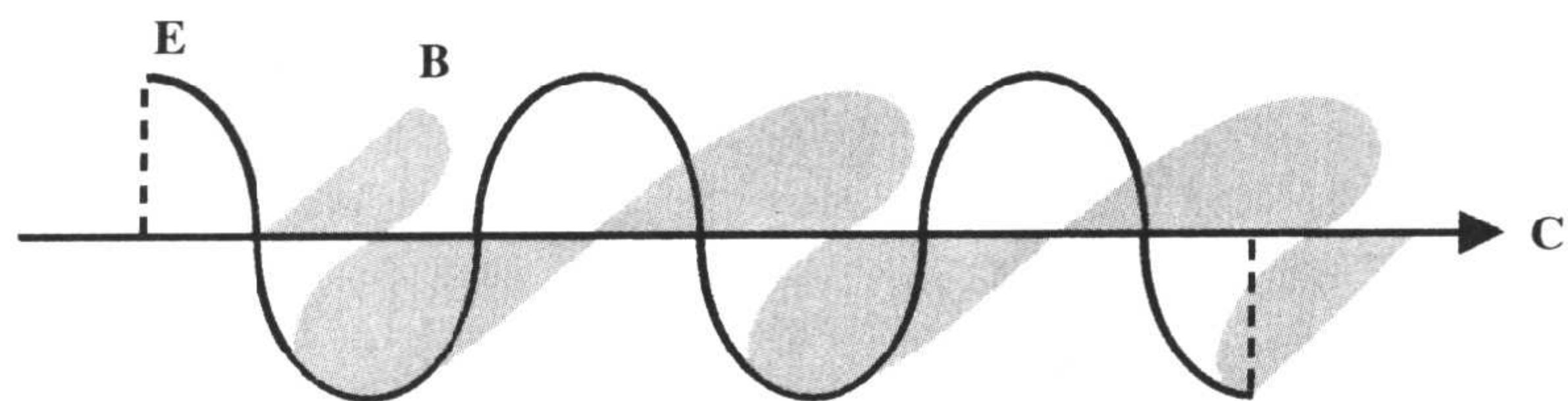


图 2-1 电磁波的两个成分,电场  $E$  和磁场  $B$ 。这两个成分互相垂直,有  $90^\circ$  的相位差,以光速( $C$ )传播。

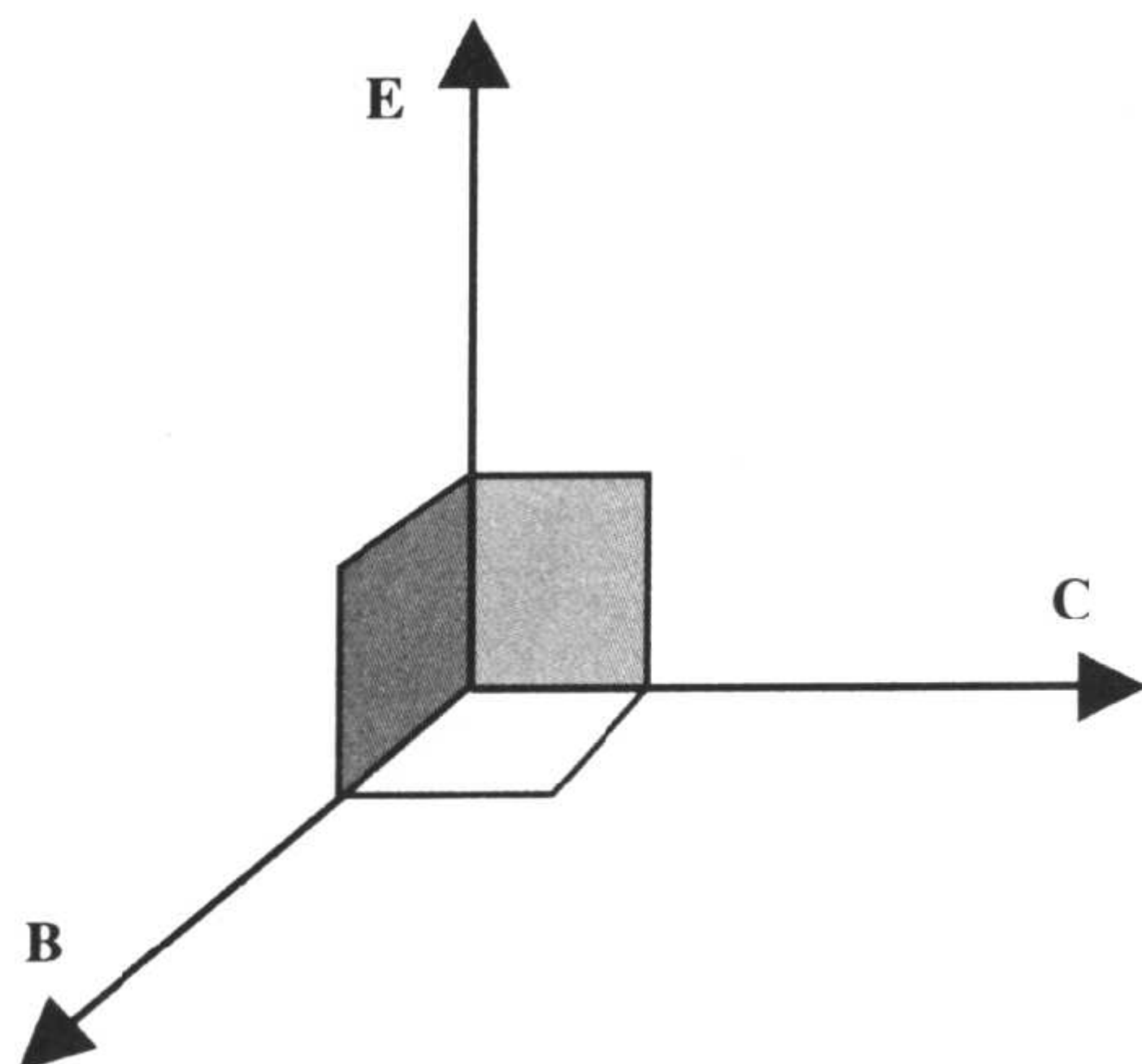


图 2-2 表示 B、E 和 C 的矢量。

是可见光要低很多的能量。同时我们还要处理更低的频率(电磁波的能量直接与它的频率成正比,  $E = h\nu$ )。射频脉冲(RF)的波长范围也要长许多。表 2-3 包含在电磁波谱中的一些不同频率范围的示例。

这就是为什么 MRI 中用以产生信号的电磁脉冲被称作 RF (radio frequency) 脉冲的原因——它在无线电波频率的范围内。它属于电磁波谱内的无线电波的频率范围。

## 自旋和电磁场

斯坦福大学的 Felix Bloch 是 NMR 理

表 2-3

调幅收音机频率	0.54~1.6 MHz (540~1600 kHz)
电视(2 频道)	稍大于 64 MHz
调频收音机频率	88.8~108.8 MHz
MRI 的射频脉冲	3~100 MHz

论的先驱者之一, 他也因为他的理论而获得了 1946 年的诺贝尔奖。他建立了自旋的带电粒子(如氢原子核)会产生电磁场的理论(图 2-3)。这个磁场成分就使某些原子核产生磁棒的效果, 也就是, 由 S 极发出到 N 极的磁场(图 2-4)。在 MRI 中, 我们对带电粒子感兴趣, 就像氢原子核, 它是一个带正电荷的质子(图 2-5)。

我们通过量子力学理论可以知道的另外一件事是每个原子核都具有特定的能级, 与被称作自旋量子数 S 的特性有关。例如, 氢原子核(单个质子)的自旋量子数 S 为 1/2:

$$S(^1\text{H}) = 1/2$$

原子核的能态数用下式求出:

$$\text{能级状态数} = 2S + 1$$

对于自旋的氢质子  $S=1/2$ , 我们可以计

表 2-2

	频率 (Hz=赫兹)	能量 (eV=电子伏)	波长 (m=米)
X 线	$1.7\sim 3.6 \times 10^{18}$ Hz	30~150 KeV	80~400 pm
可见光(紫色)	$7.5 \times 10^{14}$ Hz	3.1 eV	400 nm
可见光(红色)	$4.3 \times 10^{14}$ Hz	1.8 eV	700 nm
MRI	3~100 MHz	20~200 meV	6~60 m



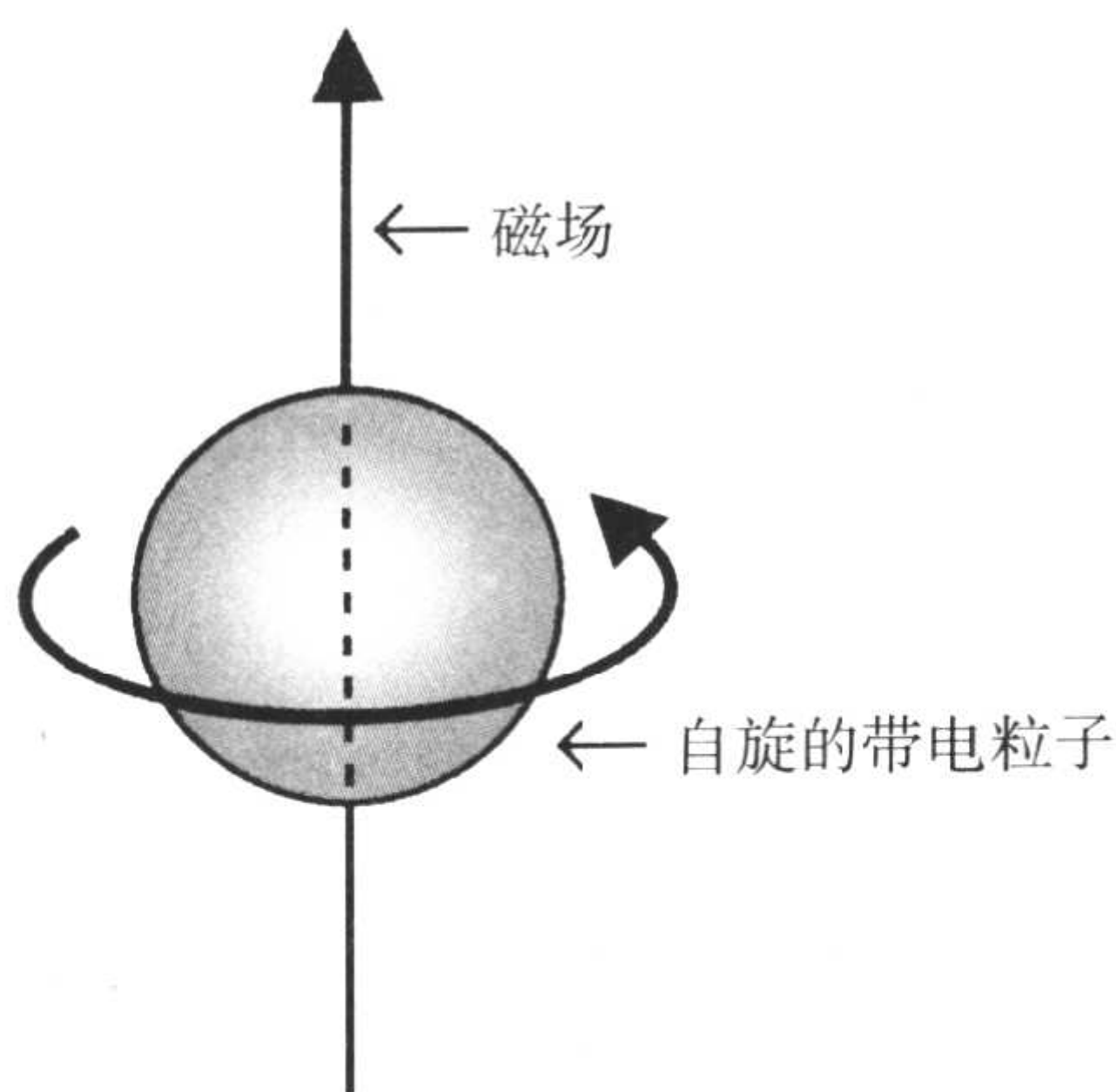


图 2-3 自旋的带电粒子产生磁场。

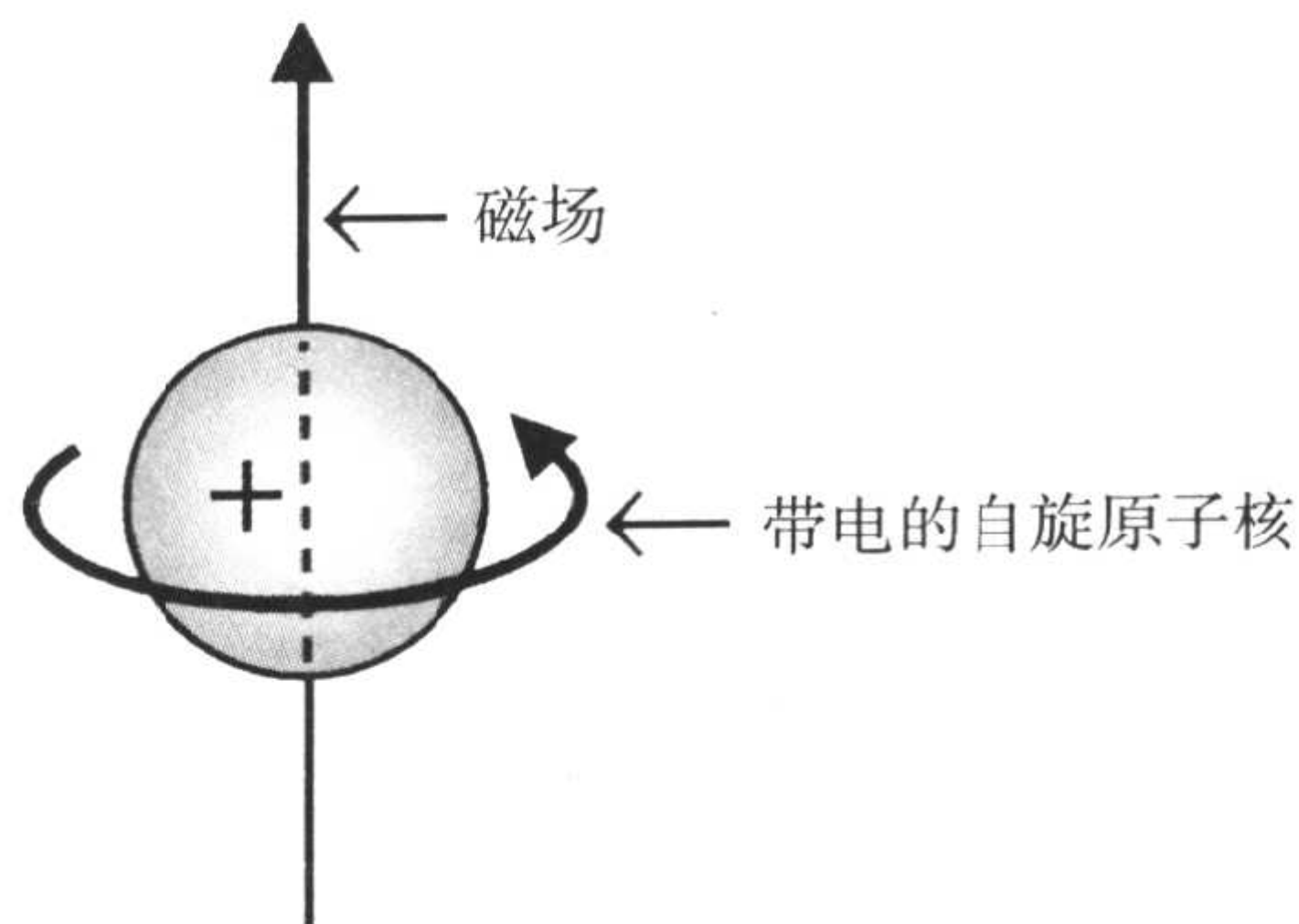


图 2-5 带电的氢原子核(也就是质子)自旋产生磁场。

算出:

$$\text{能态数} = 2(1/2) + 1 = 1 + 1 = 2$$

因此,氢质子有两个能态,用  $-1/2$  和  $+1/2$  表示。这意味着氢质子绕自身轴进行自旋,同时产生一个磁场。而有一些氢质子以相反的方向自旋,并恰好具有相反方向的磁场。在图 2-6 中画出的质子的自旋方向是氢质子的两个能态。这里每个不同的自旋方向都有不同的能态。

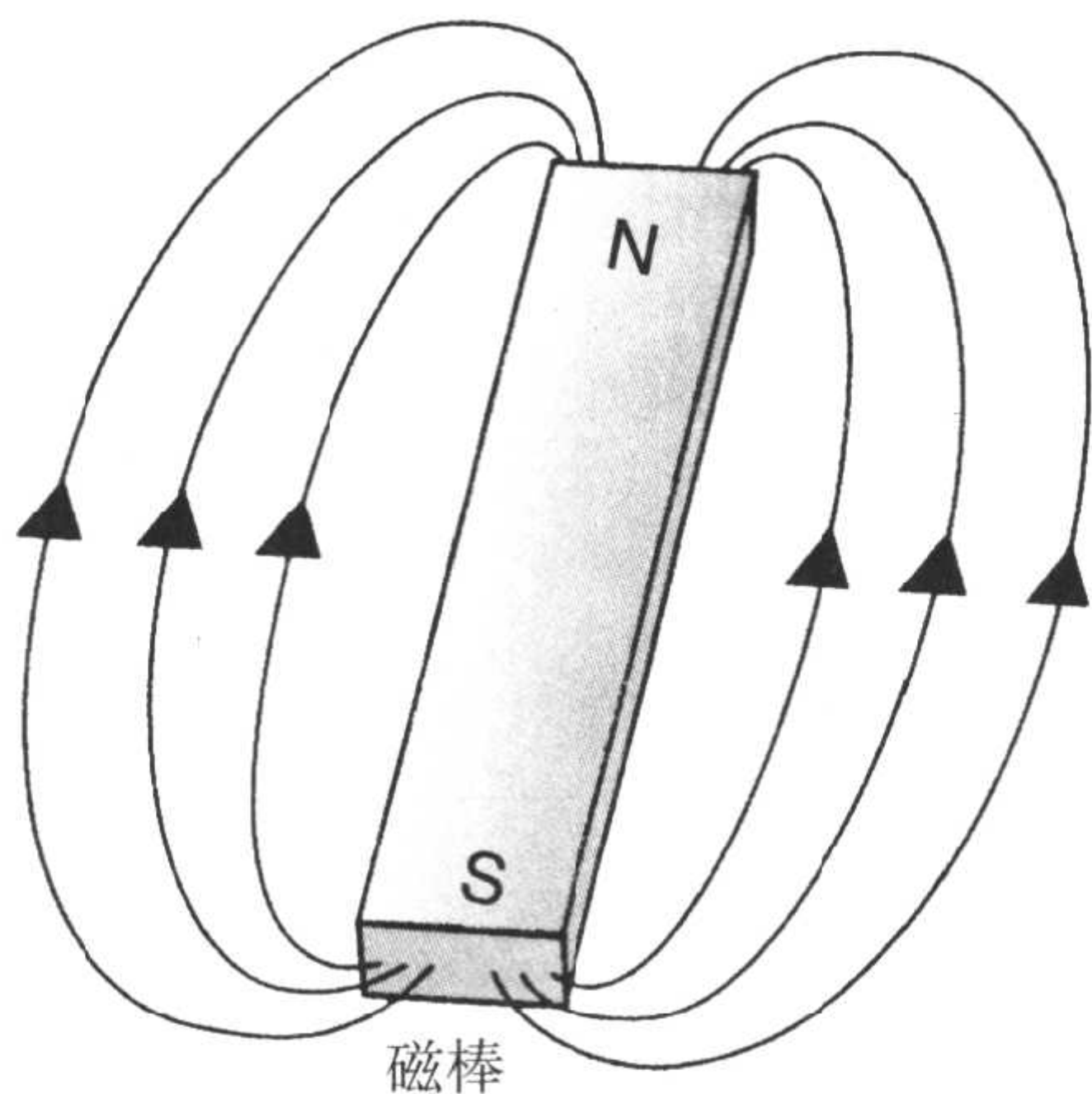


图 2-4 磁棒及其磁场。

其它原子核具有不同的能态数。例如,

$$^{13}\text{Na} \text{ 自旋的 } S=3/2;$$

$$^{13}\text{Na} \text{ 的能态数} = 2(3/2) + 1 = 4$$

$^{13}\text{Na}$  的 4 个能态表示为  $(-3/2, -1/2, 1/2, 3/2)$ 。

最重要的是在氢质子中,其中有一个质子具有两个能态,这两个能态方向互相相反。一个指向 N 极(“平行的”),而另一个指向 S 极(“逆平行的”)。(如果原子核内有偶数个质子,那么每个质子都将会配对排列:每一个磁场方向向上的自旋质子都会与一个磁场方向向下的自旋质子配对(图 2-7)。这些配对质子的磁场将会互相抵消,净磁场将会为零。)当有奇数质子时,总是会剩下一个未配对的质子。这个质子无论指向 S 或是 N 极都会产生一个净磁场(图 2-8)或对原子核产生一个磁偶极矩(MDM)。实际上,任何质子、中子或两者均为奇数的原子核内均存在磁偶极矩。偶极-偶极作用指两个质子或质子与电子间的相互作用。

某些元素的原子核,例如氢( $^1\text{H}$ )和氟( $^{19}\text{F}$ ),都具有这些特性(表 2-4)。这些质子或中子数为奇数的原子核,每种都可以

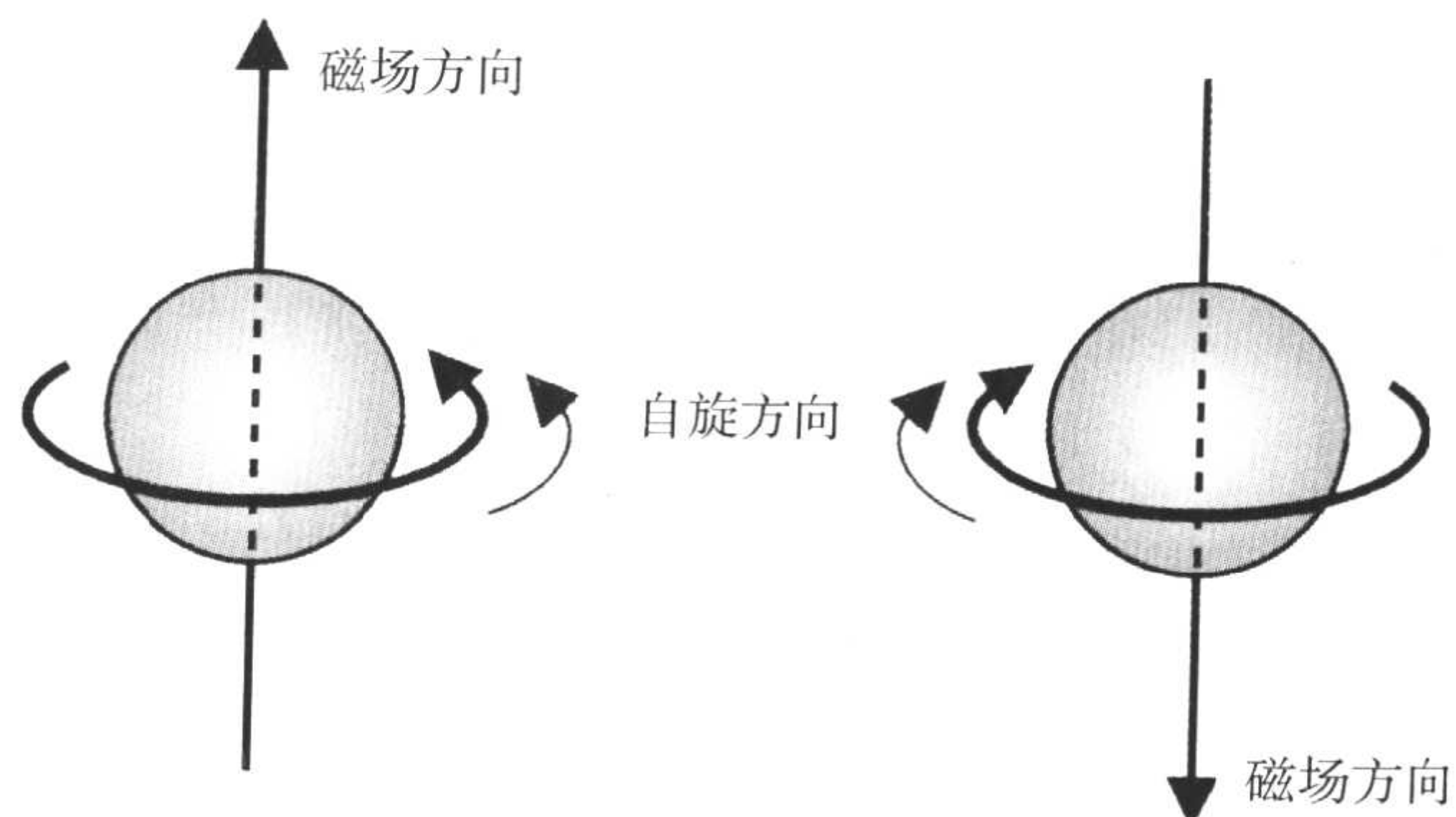


图 2-6 产生的磁场方向取决于自旋质子的旋转方向。

用来进行 MR 成像。然而,我们为什么选择用氢质子进行 MR 成像,有一个原因就是基于它的丰富性。人体中大约 60%是水。我们可以在水 ( $\text{H}_2\text{O}$ ) 和脂肪 ( $-\text{CH}_2-$ ) 中发现氢质子。以后,我们会学习到如何利用氢质子的自旋及如何避免其它具有奇数质子原子核的自旋的影响。

## 磁化率

所有的物质在放入磁场中以后,都可以得到一定程度的磁化。然而,磁化的程度并不相同。一种物质的磁化率(用希腊字

表 2-4

原子核	自旋量子数 (S)	旋磁比 (MHz/T)
$^1\text{H}$	1/2	42.6
$^{19}\text{F}$	1/2	40.0
$^{23}\text{Na}$	3/2	11.3
$^{13}\text{C}$	1/2	10.7
$^{17}\text{O}$	5/2	5.8

母  $\chi$  表示)是对它得到的磁化程度的度量。换句话说, $\chi$  是一种物质的磁化程度的度量。

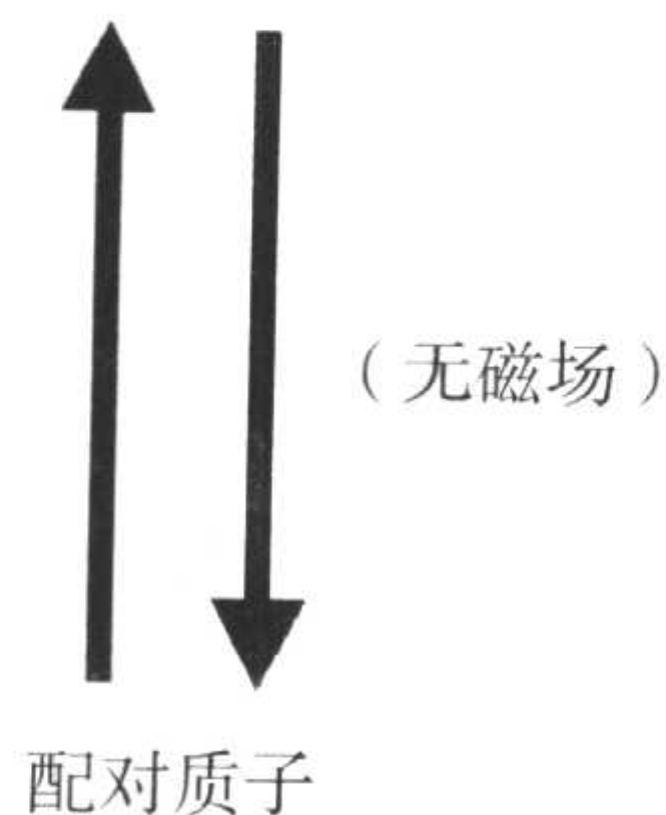


图 2-7 配对(旋转方向相反)质子的磁场互相抵消,无净磁场。

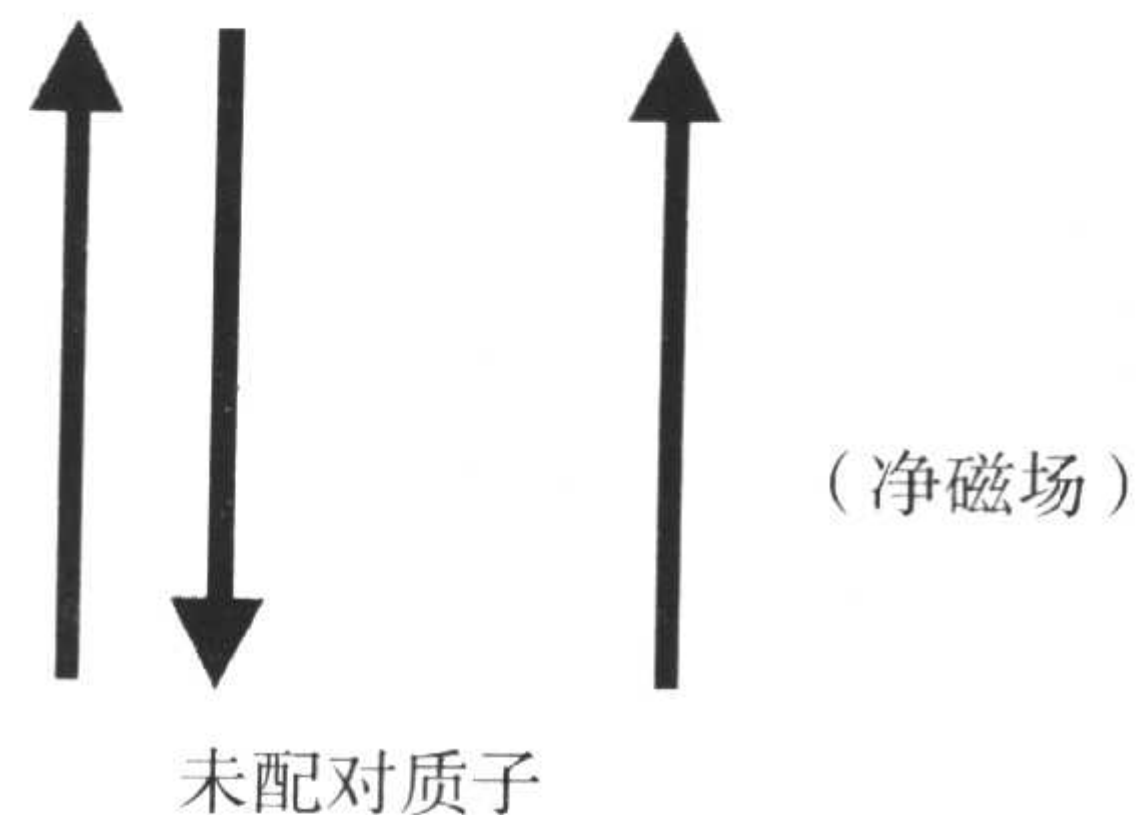


图 2-8 未配对质子产生净磁场。

为研究施加和产生的磁场大小间的数学关系,我们首先就面临两个关于磁场的容易混淆的概念: $B$ 和 $H$ ,需要说明它们之间的区别。我们提醒读者进行下面的讨论仅仅是为了使问题简单化;高等的物理参考书中将会有关于电磁场理论的详细内容。磁场 $B$ 是指磁感应场或磁通量密度,是由外磁场所产生的净磁场效果。磁场 $H$ 就是所谓的磁场强度。它们之间有如下关系:

$$B = \mu H \text{ 或 } \mu = B/H$$

式中, $\mu$ 代表磁导率,是指一种物质聚集磁场的的能力。磁化率 $\chi$ 定义为产生磁场( $M$ )与施加磁场 $H$ 之比:

$$M = \chi H \text{ 或 } \chi = M/H$$

进而, $\chi$ 与 $\mu$ 有如下关系:

$$\mu = 1 + \chi$$

所用的单位要保持一致。

在MRI中日常主要涉及三种类型的物质——每种都具有不同的磁化率,包括顺磁性、抗磁性和铁磁性物质。下面将分别进行介绍。

## 顺磁性、抗磁性和铁磁性

1. 抗磁性物质没有未成对的轨道电子。当这样的物质被放入外磁场 $B_0$ 中时,会产生一个小的磁场( $M$ )与 $B_0$ 方向相反。结果,有效磁场减小了。这样,抗磁性物质具有一个小的负磁化率 $\chi$ (也就是, $\chi < 0$

和 $\mu < 1$ )。它们基本上没有磁性。人体内的绝大部分组织具有这种特性。抗磁性影响的例子是在气体与组织界面处(例如副鼻窦周围)所产生的变形。

2. 顺磁性物质具有未成对的轨道电子。它们在有外加磁场 $B_0$ 存在时可以产生磁化,而一旦去除外加磁场又会去磁化。它们产生的磁场( $M$ )与外加磁场方向相同。结果,它们的存在导致有效磁场增加。这样它们有一个小的正的 $\chi$ (也就是, $\chi > 0$ 和 $\mu > 1$ ),被外磁场轻度吸引。在这样的物质中,偶极-偶极(也就是,质子-质子和质子-电子)作用导致 $T_1$ 时间缩短(在 $T_1$ 加权图像上产生高信号)。元素周期表内具有最大的未成对电子数的元素是稀土元素钆( $Gd$ ),它有7个未成对电子,是一种强顺磁性物质。 $Gd$ 在周期表中属于镧族元素的一员。稀土元素镨( $Dy$ )是这族元素中的另外一种强顺磁性物质。血红蛋白的某些降解产物也具有顺磁性:脱氧血红蛋白有4个未成对电子,而正铁血红蛋白有5个未成对电子。含铁血黄素,在出血的终末期,与之相比较,含有超过10 000的未成对电子。含铁血黄素属于一类被称做超顺磁性的物质,它的磁化率比顺磁性物质强100~1 000倍。

3. 铁磁性物质可被磁场明显吸引。即使在去除外磁场后,它们可以被永久磁化。它们有很大的正的 $\chi$ ,甚至大于超顺磁性物质。现在已知三种铁磁性物质:铁( $Fe$ )、钴( $Co$ )和镍( $Ni$ )。铁磁性物质的例子包括动脉瘤夹和弹片。

正如我们先前所讲到的,人体内的绝大部分组织是抗磁性的。例如,大量的水是抗磁性的。这可能听起来很奇怪,因为组成水分子的氢质子正是核磁共振的基础。一个水分子内单独的氢质子的确表现出磁矩(指核磁矩或核顺磁性),但是大量的水却

是抗磁性的，它产生的净磁化与主磁场方向相反。这与核磁共振依赖于原子核（质子和中子），而大量物质的磁性依赖于电子的情况有关。

## 我们如何进行磁共振成像？

让我们回顾一些不同类型的成像示例。

(a) 照相时，有被拍照物体和发出光线的光源。光线由物体表面反射回来，然后被照相机内的成像板所接收（图 2-9）。当然，这样是利用可见光范围的电磁波谱。可见光不能穿透物体，而是从物体表面反射回来。

(b) 在 X 线成像时，我们有一个 X 线源发射出可以穿透物体的放射线。然后，这个穿透后的射线被一个（X 线）成像板所接收（图 2-10）。

(c) 在 MRI 中，低频率的无线电波穿透组织，然后由物体内部磁化的自旋返回（图 2-11）。

## 射频和 MR 信号

如果自旋的未配对质子被放入外磁场，它们会沿该磁场方向排列。然后如果对病人发射一个特定频率的射频波，这个新磁场的作用会导致一些自旋质子改变它们的排列方向。射频脉冲后，在回复到原来的排列方向时，它们产生了一个信号。这就是我们要检测的 MR 信号（图 2-12）。

## 空间编码

如果由整个人体产生信号，那么我们如何区分这个信号是来自于病人的头还是

脚呢？这就是空间编码的作用，用它来产生一幅图像。它需要梯度线圈的作用，我们将在这章的后面讨论这个内容。

## $B_0$ 场

用  $B_0$  来表示外磁场。在 MRI 中， $B_0$  大致为 1 特斯拉（1T）。1 特斯拉等于 10 000 高斯。为意识到这个磁场的强度，与之比较，地球磁场仅约为 0.5 高斯（比 1.5T 扫描仪低 30 000 倍！）。这个磁场实际上并不一致。这些不一致通常是由于不恰当的匀场或外环境的影响而造成的。一般磁场均匀性的要求在 6~7 ppm（百万分之一）。恰当的匀场线圈可以帮助降低场强不均匀性的影响。

## 磁体的类型

首先，我们可以根据磁体的场强将它们分为五种类型：

1. 超高场（4.0~7.0 T）；主要用于研究用途；
2. 高场（1.5~3.0 T）；
3. 中场（0.5~1.4 T）；
4. 低场（0.2~0.4 T）；
5. 超低场（小于 0.2 T）。

其次，我们也可以根据磁体的设计将它们分为三种主要的类型：

1. 永磁型磁体；
2. 常导型磁体；
3. 超导型磁体。

(1) 永磁型磁体（主要见于开放式 MRI 扫描仪，例如 Hitachi 的 AIRIS 和 GE 的开放式 MRI），磁场通常持续存在，而不

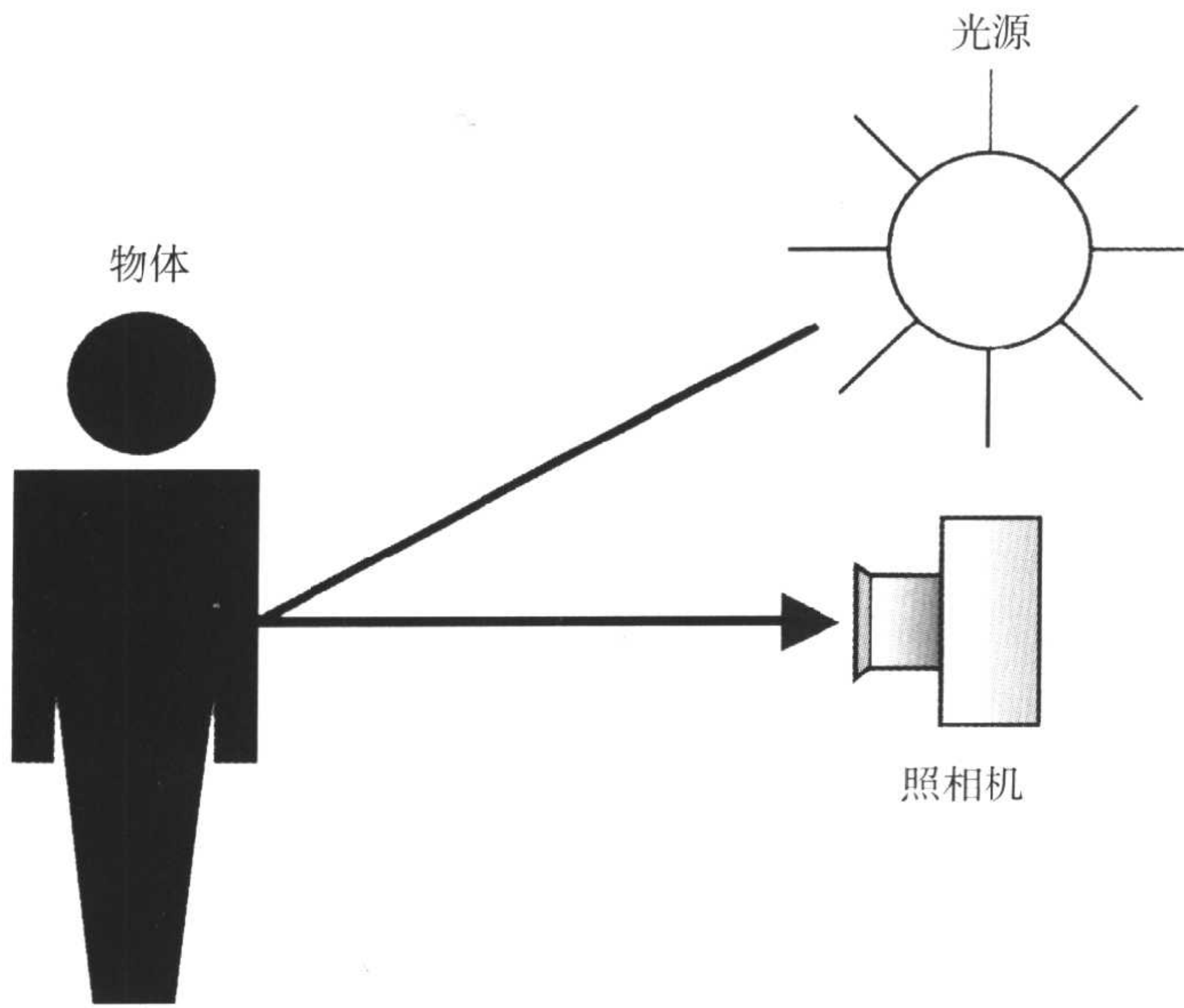


图 2-9 在照相时, 光线被物体反射回来, 然后被照相机内的成像板接收。

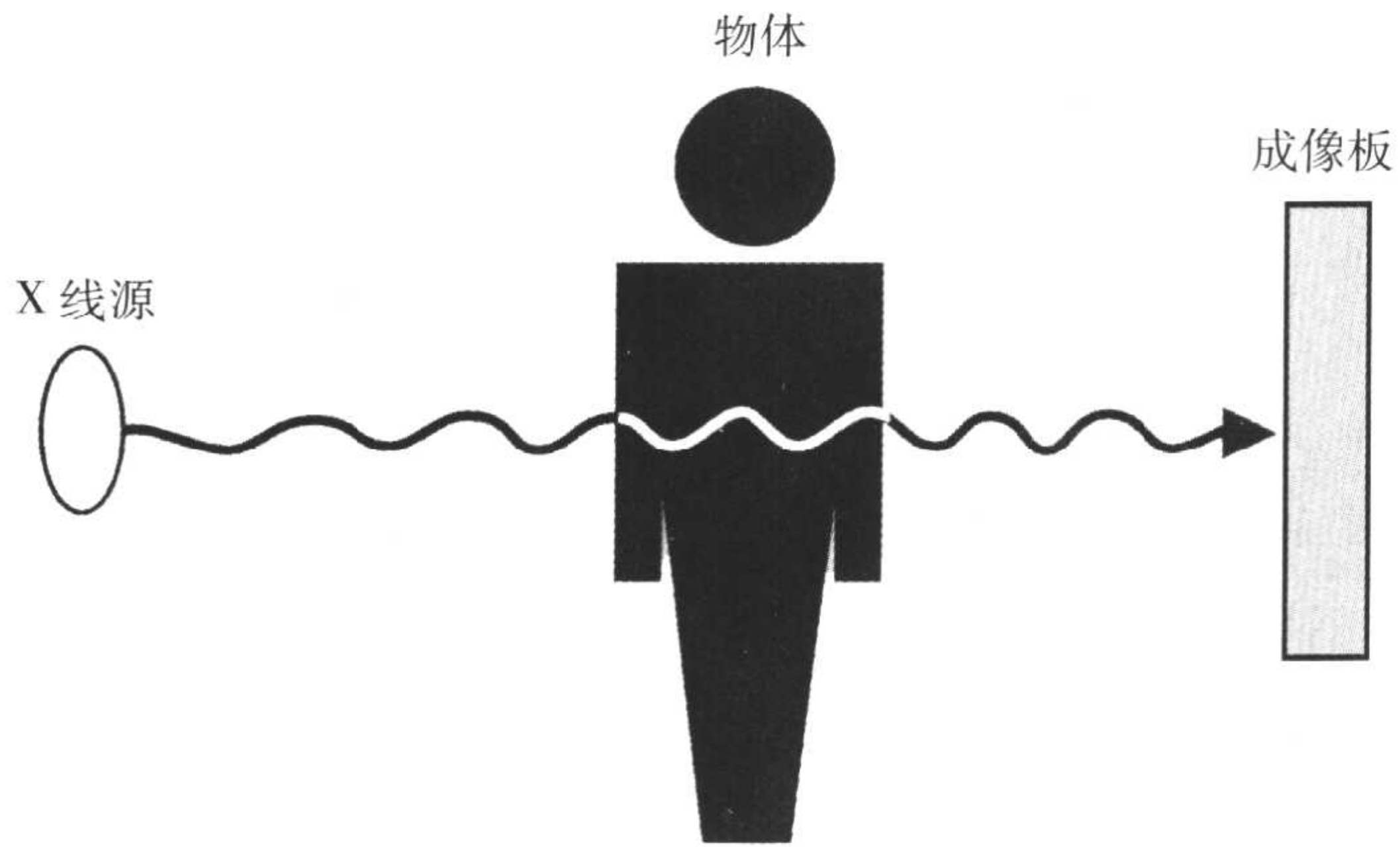


图 2-10 在 X 线成像时, 放射线穿透物体, 到达物体后面的成像板。

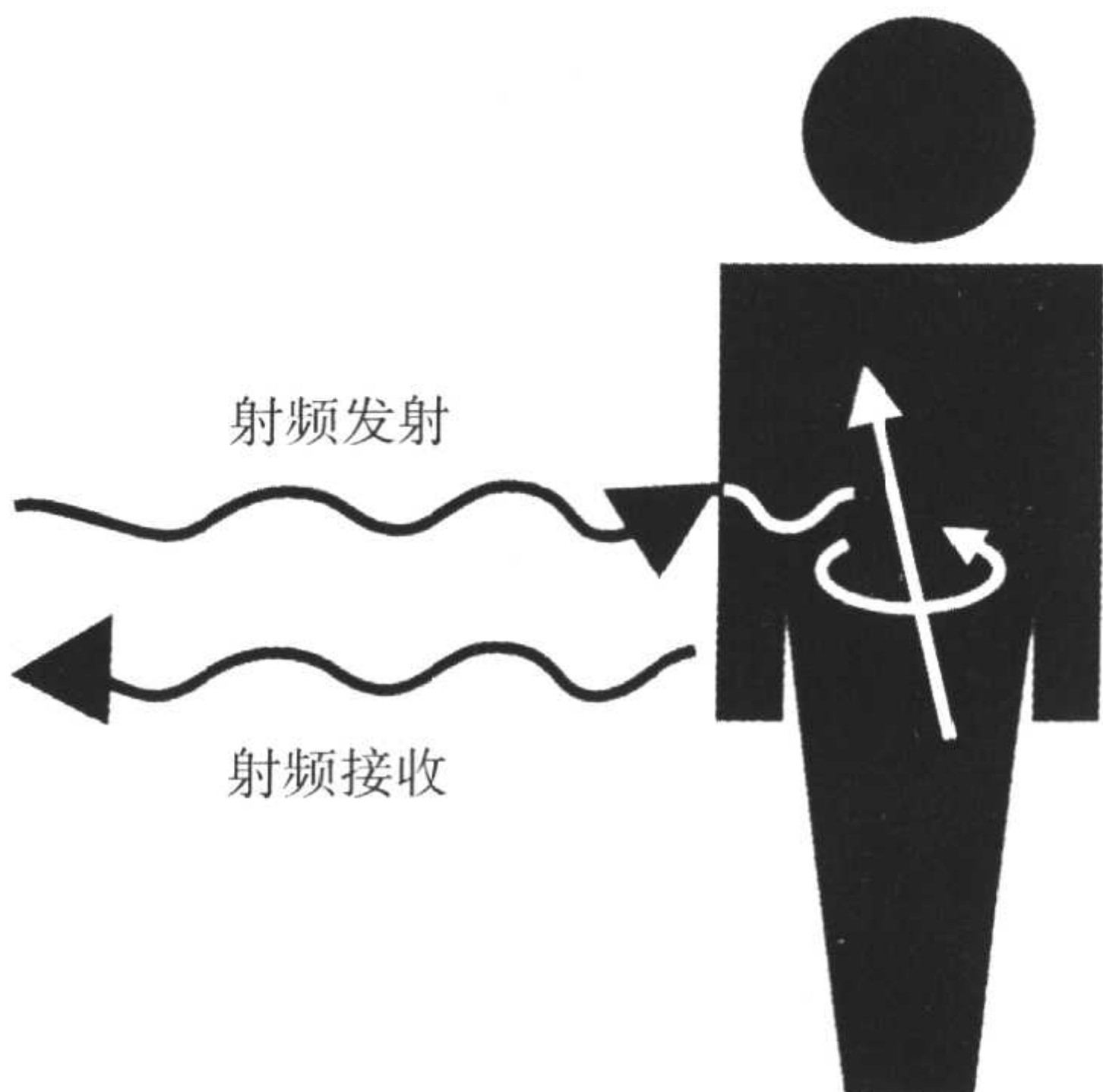


图 2-11 在 MRI 中, 发射给病人一个射频波或射频脉冲, 然后从人体内被磁化的自旋(质子)接收到一个信号。

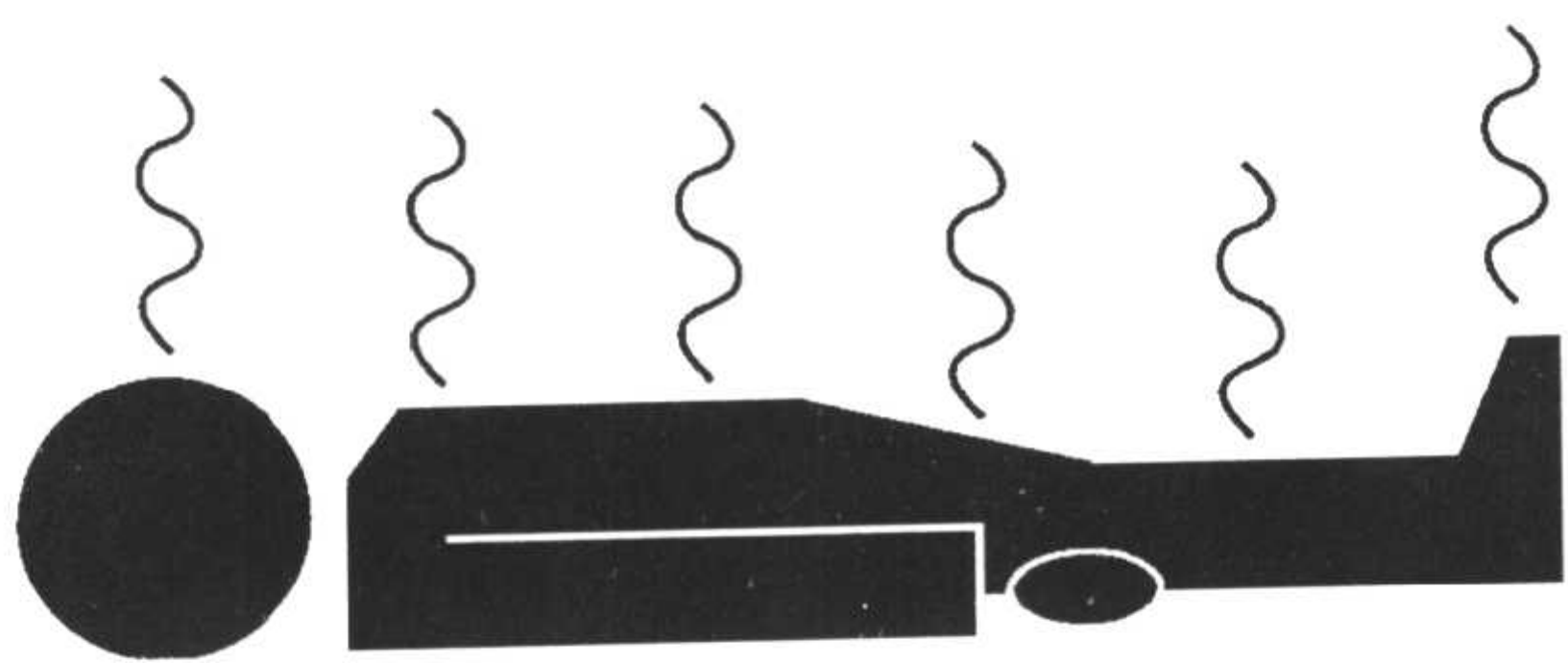


图 2-12 射频脉冲后，病人体内的自旋产生一个可被接收器测量的信号。

能被关闭。它们的成本较低，维护费用也相对较低（不需要用致冷剂进行制冷）。

(2) 常导型磁体（例如 Philips 0.23 T 的 Panorama 和 Fonar 0.6 T 的 Standup），都是依据线圈内的环形电流可产生磁场的电磁原理。这些磁体可以被关闭和开启。

(3) 超导型磁体是电磁体的一种类型。这些磁体在接近绝对零度（也就是 4.2°K 或 -270°C）下工作。因此，它们的导线内几乎没有电阻。这样就可以允许我们使用很强的电流产生高强度的磁场，而不会产生明显的热量（因此得名超导）。为达到这个非常低的温度，必须使用致冷剂〔例如液氮和（或）液氦，这些都是非常昂贵的〕。现今见到的大部分扫描机都是超导型磁体。

## 磁偶极矩

从现在开始，我们将只讨论氢原子核内的质子。我们将不再讨论任何其它原子

核。让我们考虑有很多个质子。它们都有自己的一个小磁场，同时绕自己的轴进行自旋。每一个这样的小磁场都被称为磁偶极矩（MDM），用字母  $\mu$  表示。磁偶极矩的轴以随机方式排列，彼此之间互相抵消。如果我们把所有的偶极力矩进行叠加，净磁场将为零（图 2-13）。这发生在没有任何外磁场（ $B_0$ ）的情况下。

如果我们开启一个外磁场，将会出现什么情况呢？质子的自旋将会如何呢？它们会像磁棒一样与大的磁场方向排列一致，类似指南针在地球磁场中的表现（图 2-14）。然而，它们并不是都排列在相同的方向上。大约一半指向 N 极，而另一半指向 S 极。最终，会有部分额外的自旋质子（大约每一百万中有一个<sup>[1]</sup>）指向 N 极，使净磁化矢量与  $B_0$  方向相同。

让我们研究一下它是如何产生的。在时间  $t=0$  时，质子自旋是随机分布的，净磁场强度在  $t=0$  时为零。在放入磁场中以后，立刻有一半的自旋与磁场方向一致进行排列，而有一半沿相反的方向排列。经过一段时间，更多的质子沿磁场方向排列，产生净磁化矢量（图 2-15）。如果我们画净磁化矢量与时间的曲线，它将看起来像图 2-16

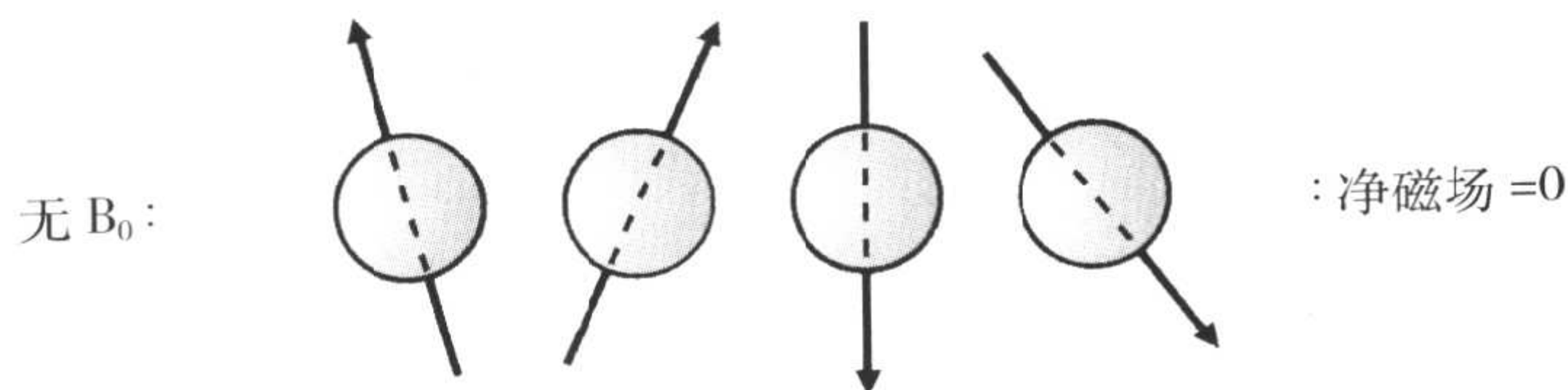


图 2-13 没有外磁场  $B_0$  时，产生的净磁场。

[1] 这个数字可能看起来不起眼。然而，根据阿伏加德罗定理，每克组织内有超过  $10^{23}$  个分子。这样，在每克组织内，就将会有  $10^{17}$ （也就是， $10^{23}/10^6$ ）个额外的氢质子指向 N 极。

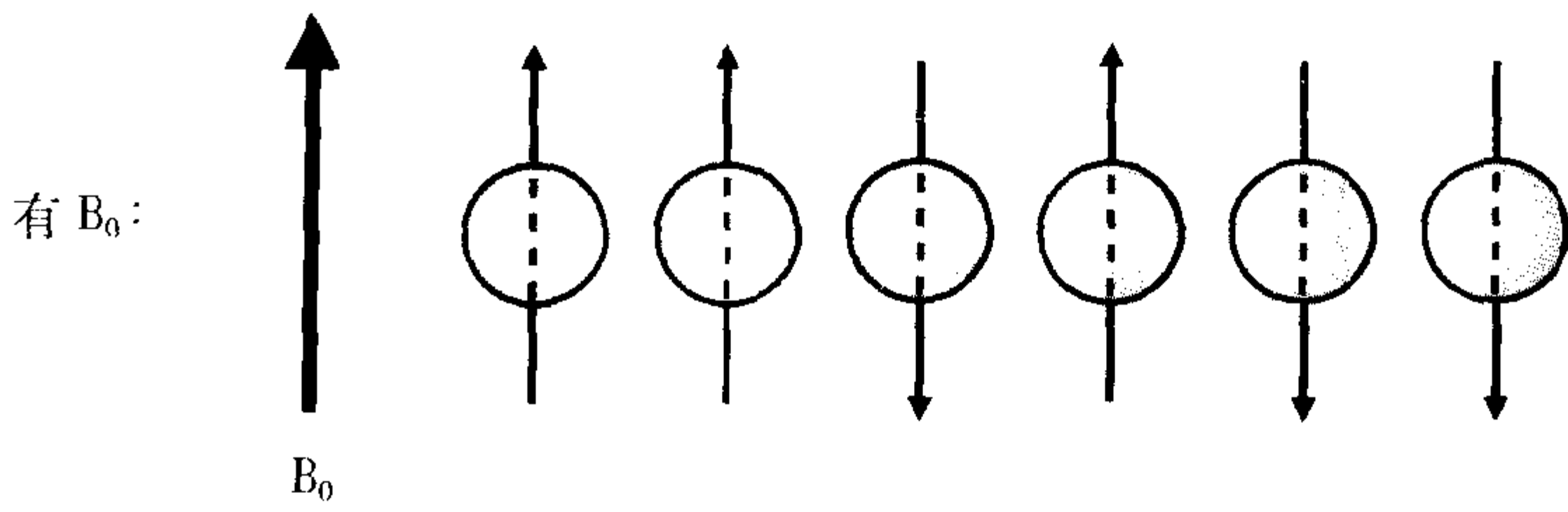


图 2-14 有外磁场  $B_0$  时,产生的净磁场。

中的曲线。这个磁化矢量,以我们以前谈到的指数增长曲线的形式进行增长(参见第 1 章)。这个曲线的时间常数取决于以下因素:

1. 我们成像的组织类型;
2. 磁场强度。

## T1 弛豫时间

图 2-16 中曲线的时间常数定义为  $T_1$ 。因此,磁化矢量  $M$  随时间常数  $T_1$  增长,可以描述为表达式  $1 - e^{-t/T_1}$ 。通常,在我们谈到  $T_1$  时,我们指磁化矢量在  $B_0$  磁场轴方向上的恢复过程。随着时间的延长,越来越多的自旋质子逐步排列到与外磁场相同的方向。净磁场在达到一个极限值以前,持续以指数形式增长(图 2-17)。是否记

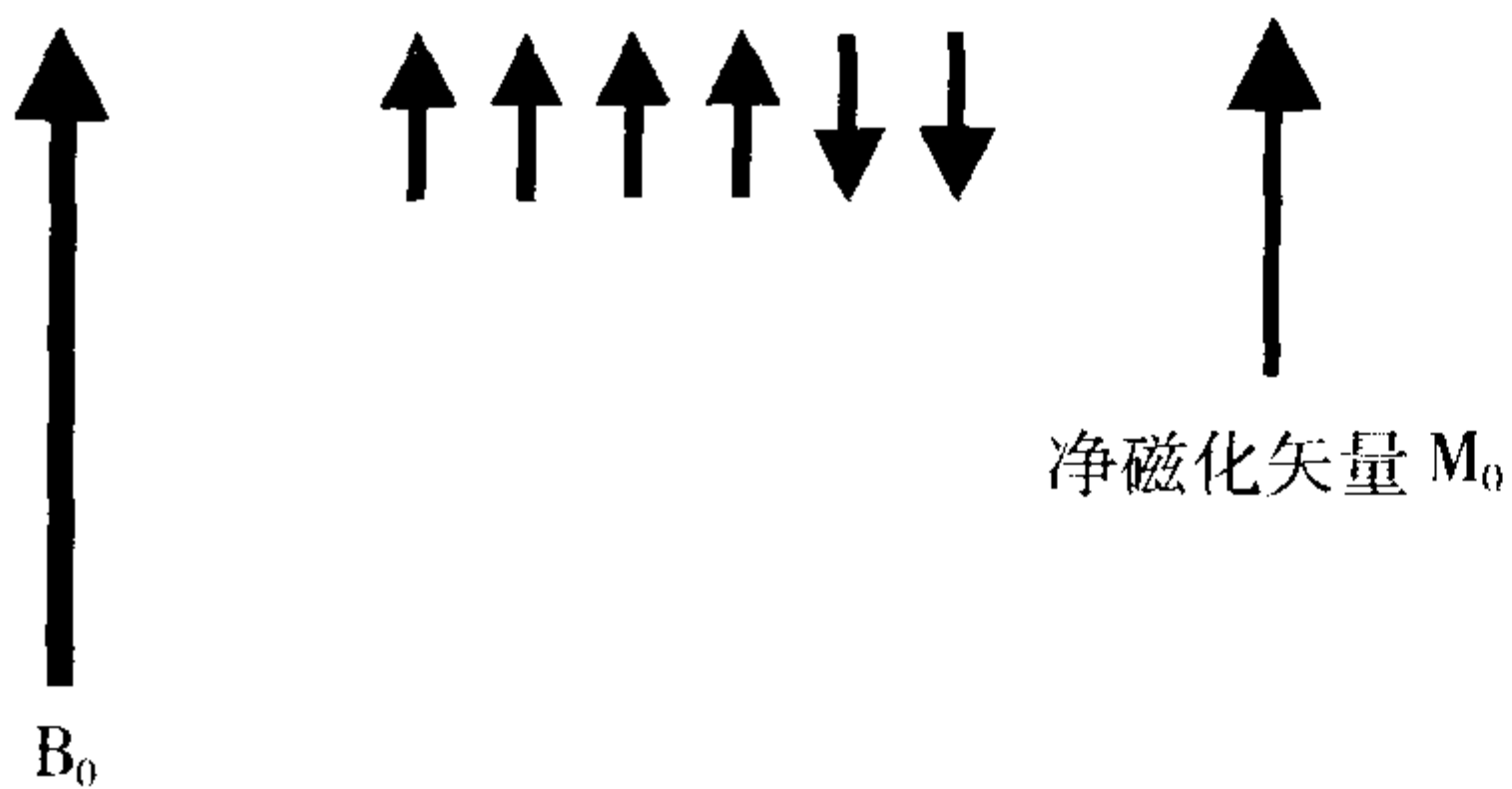


图 2-15 在外磁场  $B_0$  作用一段时间后,产生一个代表净磁化  $M_0$  的矢量。

得在指数增长曲线中,我们如何在曲线的起始处画一条切线而得到  $T_1$ ,然后我们可以在此刻曲线上画切线而得到  $2 T_1$ ? 在大约 4~5 个  $T_1$  时间以后,指数增长曲线几乎达到稳定状态。

如果我们要改变磁场强度, $T_1$  会产生什么变化呢? 如果  $B_0$  降低,组织的  $T_1$  时间也降低:

$$\downarrow B_0 \rightarrow \downarrow T_1$$

例如,生物组织在 0.5 T 比 1.5 T 场强下有更短的  $T_1$  时间。

## 质子(自旋)密度

磁化矢量也依赖于质子(或“自旋”)的密度,也就是每单位体积的组织内有多

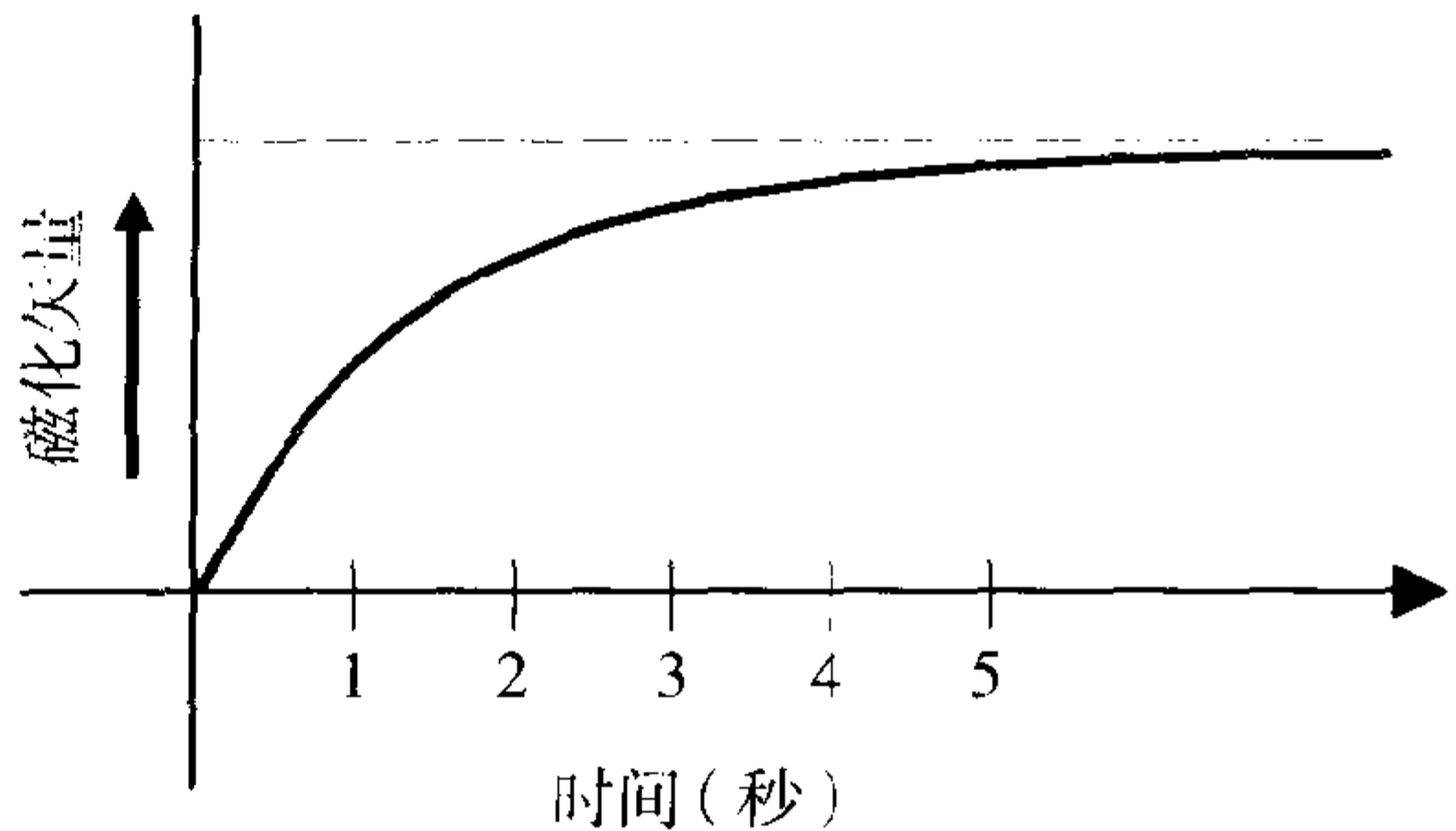


图 2-16 净磁化矢量随时间变化的图形,实际为一个指数函数。

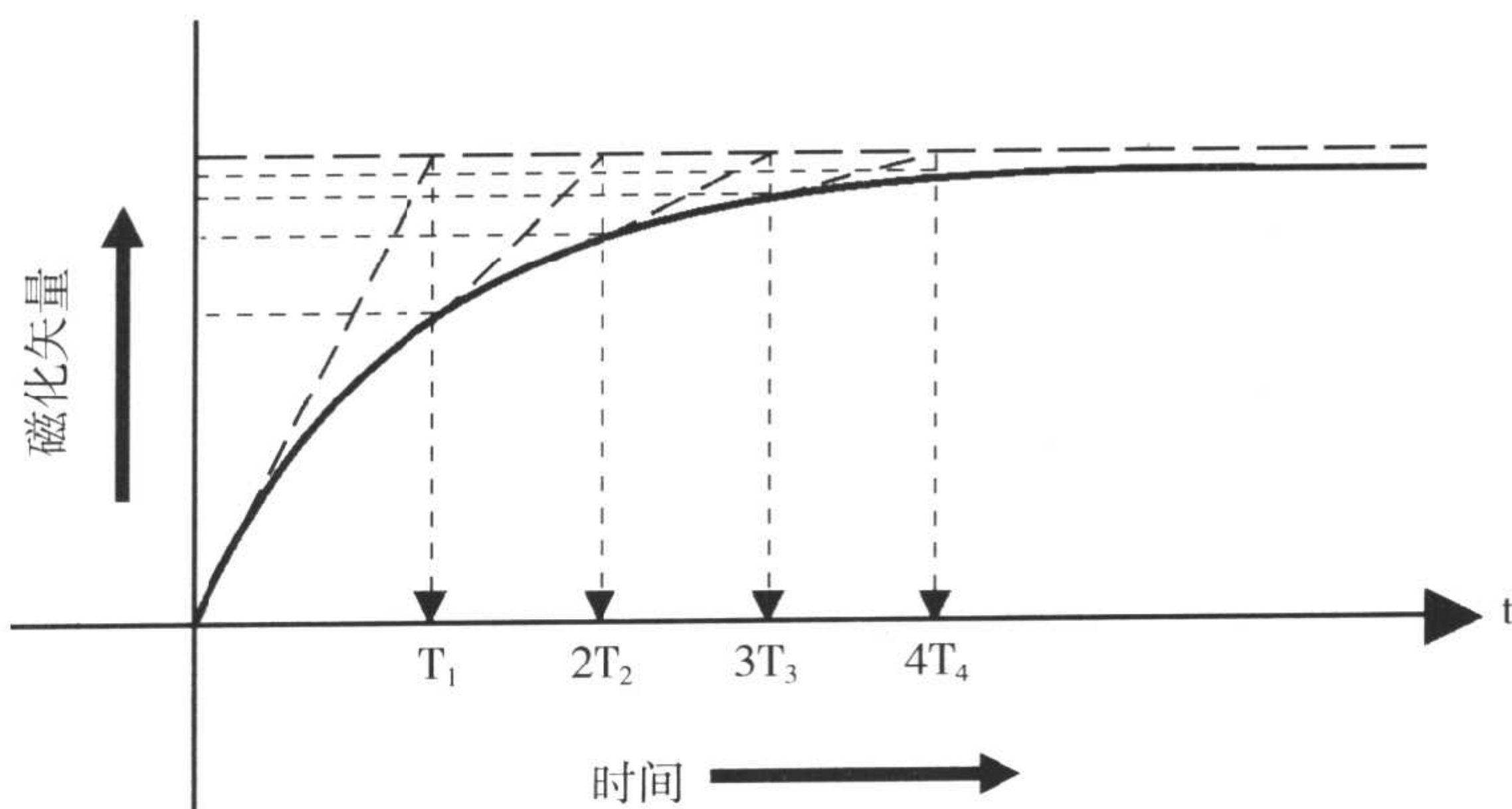


图 2-17 采用恢复曲线  $(1-e^{-t/T_1})$  表示的净磁化矢量 [其中  $T_1$  为时间常数 (恢复率)]。

少质子。某些组织的单位体积内较其它组织有更多的质子。例如,空气内的质子数目并不多,所以它的质子密度 (自旋密度) 非常小。我们用  $N(H)$  表示质子密度或自旋密度。它不仅是组织内质子的绝对数 (这是重要的), 它也是能够充分移动以改变方向和沿外磁场方向排列的质子数。

$N(H)$  = 可移动质子的密度

在特定时间的净磁化矢量与组织的  $T_1$  时间和可移动质子的密度均有关:

磁化矢量  $\propto N(H) (1-e^{-t/T_1})$

如果我们重新画  $T_1$  增长曲线,  $x$  轴为时间, 则  $y$  轴上的变化将是:

$$M = N(H) (1-e^{-t/T_1})$$

## 进动

当把一个质子放入大磁场内时, 它会开始摇摆或进动。当一个质子绕自身的轴进行自旋, 在无外磁场时, 它会产生一个自

身的小磁场 (图 2-18)。当我们开启外磁场时, 质子会像一个陀螺一样旋转, 不仅绕自身的轴进行自旋, 而且由于重力的作用也绕垂直轴进行“摇摆” (图 2-19)。质子, 也是同样, 不仅绕自身轴进行自旋, 同时也绕外磁场  $B_0$  的轴向进行旋转或“进动”。

每个质子绕自身轴进行自旋的速度要比绕外磁场轴进行进动的速度快许多。

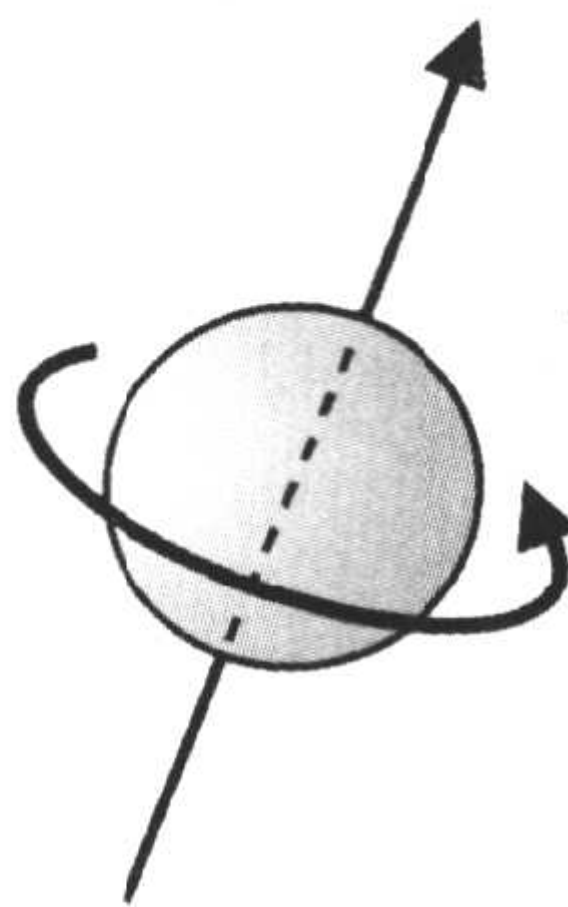


图 2-18 在无外加磁场  $B_0$  时, 质子绕自身轴旋转产生一个磁场。



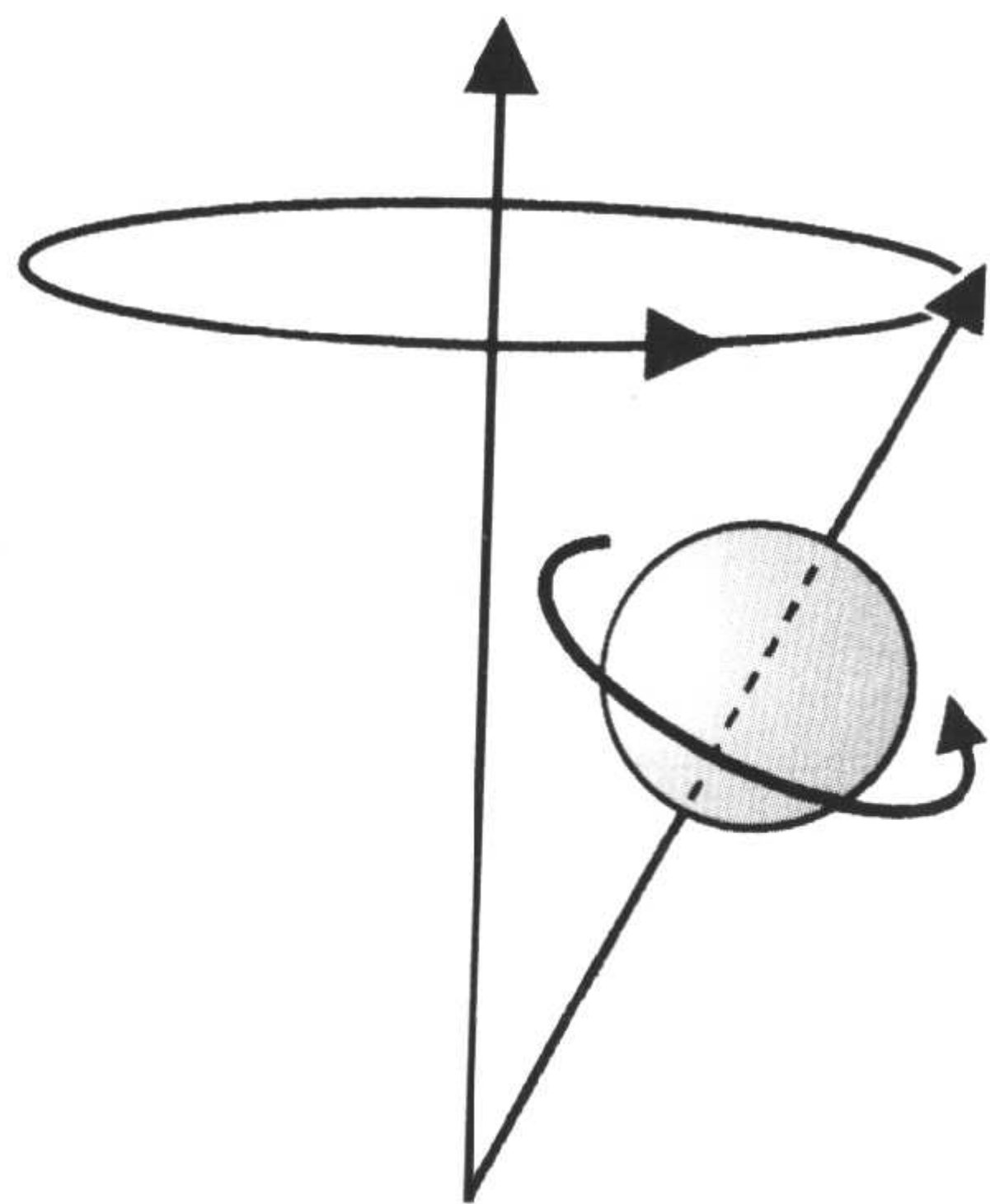


图 2-19 在存在外加磁场  $B_0$  时,质子不仅绕自身轴旋转,而且也绕  $B_0$  轴进行“摇摆”。

## 拉莫方程

质子绕外磁场进动的速度可以通过一个被称为拉莫方程的等式计算出来:

$$\omega = \gamma B_0 \quad (\text{等式 2-1})$$

式中,  $\omega$  为质子进动的角频率,  $\gamma$  为旋磁比,而  $B_0$  为外磁场强度。

角频率  $\omega$  可以用每秒的赫兹或弧度数表示,根据  $\gamma$  使用的单位决定。如果  $\gamma$  采用 MHz/T 的话,那么  $\omega$  (或,实际上是线频率  $f$ ) 则用 MHz 表示。旋磁比  $\gamma$  是一个由我们研究的原子核所决定的比例常数。对于氢质子,  $\gamma(\text{H}) = 42.6 \text{ MHz/T}$ 。

### 示例

如果磁场强度是 1T,氢质子进动的频率为:

$$(42.6)(1) = 42.6 \text{ MHz}$$

当外磁场强度增加时,氢质子进动的频率也增加,也就是,在 1.5T 时氢质子进动的频率为:

$$(42.6)(1.5) \cong 64 \text{ MHz}$$

是否记得电磁波谱内,MRI 所采用的射频脉冲部分的频率范围是 3~100 MHz。这个范围是由氢质子在临床所用的不同场强条件下的自旋频率范围所决定的,也就是:

$$\begin{aligned} &\text{在 } B_0 \text{ 为 } 0.2\text{T} \rightarrow 3\text{T} \text{ 时,} \\ &\omega = 8.5 \text{ MHz} \rightarrow 128 \text{ MHz} \end{aligned}$$

## 线圈

线圈通常是由多组环形导线组成的电子装置(图 2-20),或可以产生磁场(梯度线圈),或当导线内的感生电流变化时发现磁场的(振荡)变化(射频线圈)。MRI 中使用到若干种不同类型的线圈,包括以下几类:

### 1. 梯度线圈:

- (a) 成像梯度线圈;
- (b) 匀场线圈。

### 2. 发射和或接收射频线圈:

- (a) 单相位或正交(接收或发射)线圈;

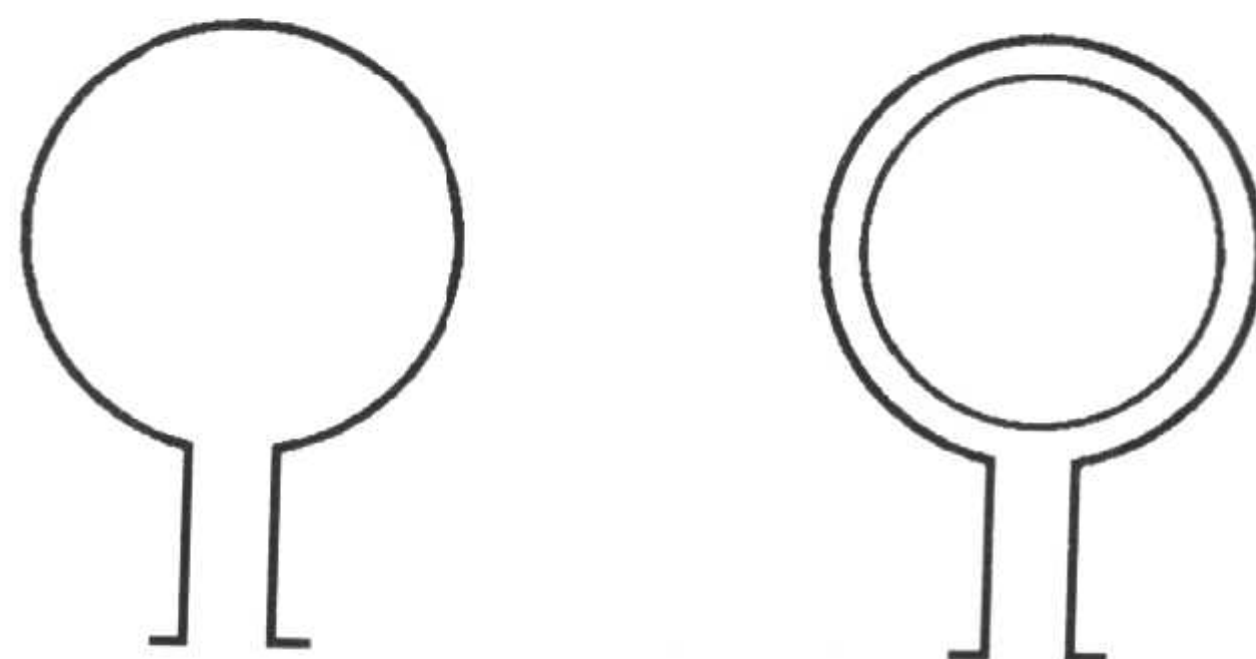


图 2-20 线圈通常是由多组环形导线组成的电子装置。

(b) 表面或容积 (Helmholtz 或螺旋) 线圈;

(c) 单个或阵列线圈。

## 发射或接收线圈

发射线圈发出或发射射频脉冲。接收线圈接收射频脉冲。有些线圈同时兼具发射和接收作用(例如,体线圈和头线圈)。其它仅仅是接收线圈(例如,表面线圈)。这些线圈的作用非常类似收音机或电视机的天线。

体线圈是一个病人周围磁体内的固定部分,在一系列应用软件中作为发射和接收线圈。头线圈是一个包绕病人头部的头盔样装置,可以兼具发射和接收功能或仅作为接收线圈。还有一系列表面线圈(如,用来进行关节成像的线圈)可作为接收线圈,而此时体线圈作为发射线圈。即使在表面线圈就放在兴趣区域上时,接收到的信号也来自于整个人体(这种情况又与CT成像不同);但是,表面线圈局部接收到的信号强度更高,也就是有更高的信噪比(SNR)。换句话说,表面线圈提高了兴趣区域局部的信噪比。

## 梯度线圈

梯度线圈可以有目的地造成磁场均匀性的扰动(通常是线性的),它从而可以解读来自接收到信号内的空间信息,进行空间定位。这种磁场的扰动或变化比外磁场的强度小许多倍,但是也足够进行空间编码。为达到这个目的,必须在三维坐标系内使用三个互相垂直的、与x、y和z轴相对应的梯度线圈(图2-21)。这样以后就可以在三个坐标方向对数据进行编码(或解读)。这些梯度常被称作:

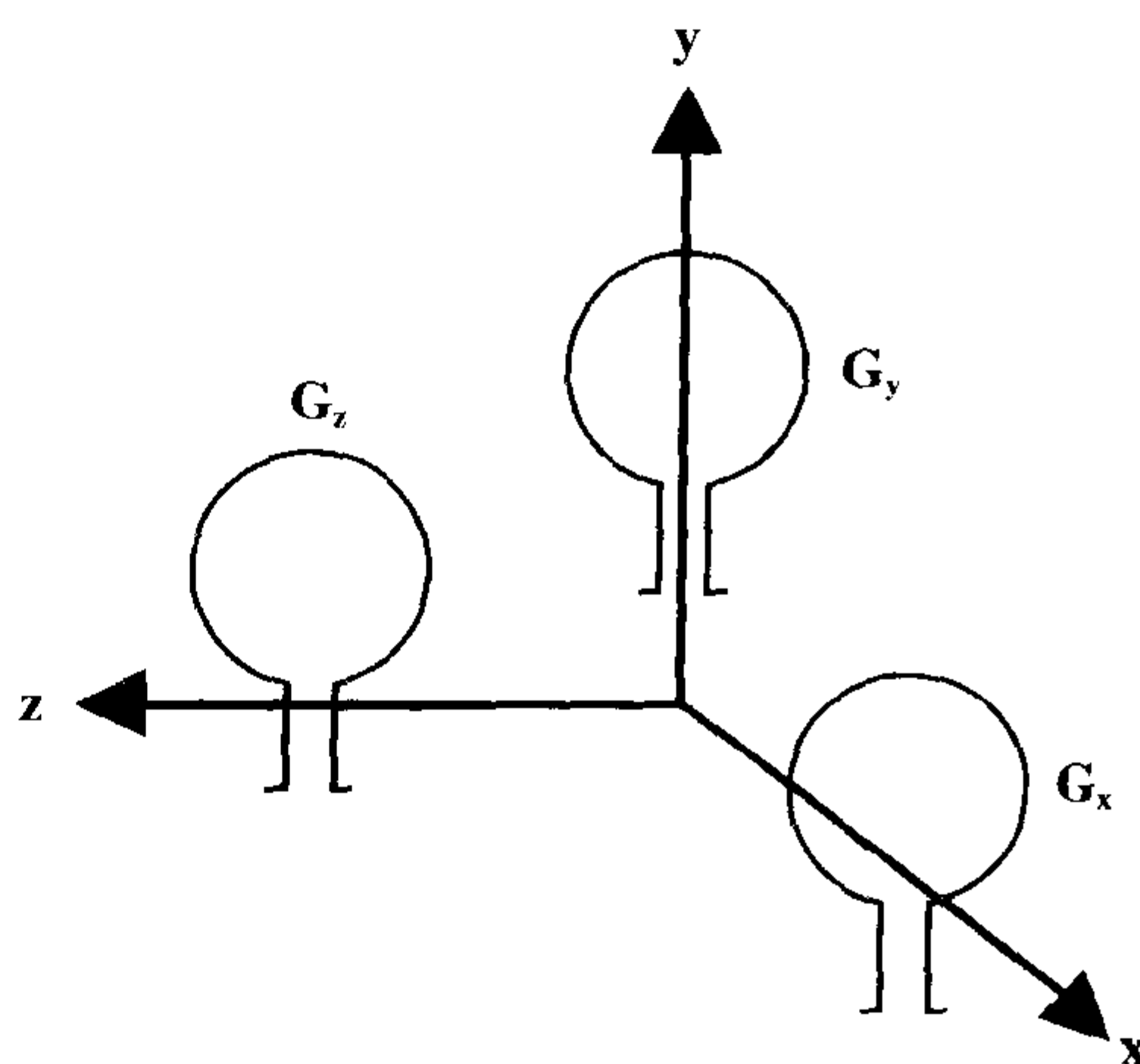


图2-21 MRI中的梯度线圈,每个沿着一个方向排列(x、y和z)。

1. 层面选择梯度;
2. 相位编码梯度;
3. 频率编码或读出梯度。

对于横断面图像,以上这三个梯度则分别与 $G_z$ 、 $G_y$ 和 $G_x$ 相对应。我们会在以后的章节中详细讨论这些内容。

## 匀场线圈

这种线圈用来产生更均匀的外磁场 $B_0$ 。应该牢记我们需要均匀的外磁场,否则,可以造成伪影,特别是在使用梯度回波或化学性脂肪抑制技术时。匀场线圈可以帮助减小(尽管不能完全消除)这些磁场变化。

## 正交线圈

在正交线圈的设计中,应用两个彼此呈 $90^\circ$ 的接收线圈,可以区别接收到信号的实部和虚部成分。这个设计可以使SNR增加 $\sqrt{2}$ 倍。

## 螺旋线圈

这种线圈可以围绕病人进行缠绕以提高 SNR。这种线圈通常用在低场设备(如开放式扫描仪)上,这些设备具有垂直的磁场方向(而不是像高场扫描仪呈水平方向)。

## 阵列线圈

这种线圈包含多个小的表面线圈,可以放在感兴趣解剖结构的任何一侧。这种线圈可以在更快的扫描速度基础上更清晰地显示细致结构。一个例子就是盆腔阵列线圈,可以完美地显示盆腔结构。

## 成像平面

对梯度线圈沿 x、y 或 z 轴方向的选择是任意的。MRI 中对不同平面(横断、矢状、冠状或斜面)进行成像与 CT 不同,可以在病人始终躺在磁体内,身体长轴与扫描仪的长轴一致的情况下,通过恰当地组合分配梯度线圈而实现(图 2-22)。例如,假定 z 轴沿着磁体长轴位于头尾(CC)方向,y 轴位于后前(PA)方向,x 轴为由右至左<sup>[2]</sup>,这样沿 z 轴方向设置层面选择梯度就可以得到横断面图像。表 2-5 中总结了其它的选择。斜面是通过以线性方式组合先前提到的梯度而实现。

[2]为简单起见,这是本书中惯用的方式。

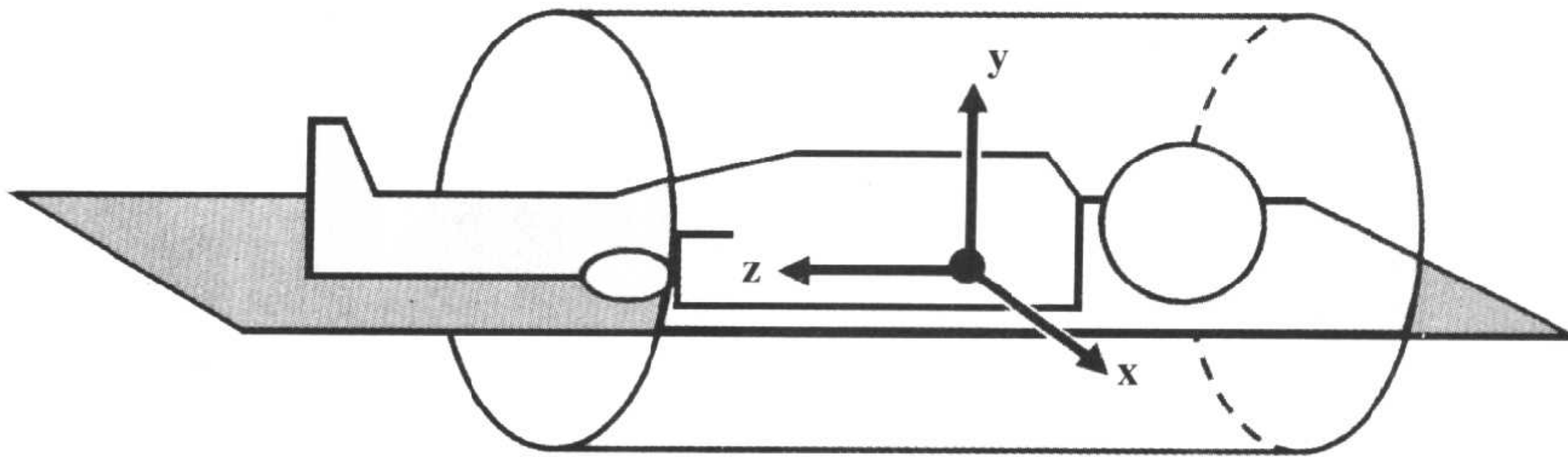


图 2-22 对扫描机内的病人任意指定 x、y 和 z 轴的方向。

表 2-5

	层面选择梯度	相位编码梯度	频率编码梯度
横断	z	y	x
矢状	x	y	z
冠状	y	x	z

## 要点

在这章中，我们讨论了 MR 中的基本原理。我们谈到了电磁波、质子自旋、外磁场和纵向磁化矢量。我们也简要介绍了参数 T1，它是一个组织固有特性。让我们总结一下这些内容：

1. 电磁波（正如其名）具有两个成分：电场（E）成分和磁场（H 或 B）成分。这两个成分互相垂直并且相位相差 90°。
2. 传播方向 C 与 E 和 B 两者都垂直，始终以光速（ $c=3 \times 10^8 \text{m/s}$ ）进行传播。
3. 在 MRI 中，磁场成分是我们所感兴趣的。而电场成分仅产生热量。
4. 电磁波是时间的周期性函数，以下面的频率进行振荡：

$$\omega = 2\pi f$$

式中  $\omega$  是角频率（单位为弧度/秒），而  $f$  为线频率（单位为周/秒或赫兹）。

5. 电磁波谱内存在着许多类型的电磁波：X 线、可见光、微波、射频以及其它等等。
6. MRI 中发射使用的射频脉冲的频率范围为 3~100 MHz。它们也因此被称为 RF 脉冲。
7. 自旋的带电粒子会产生电磁场。
8. 上面一项在人体中，就是氢质子（ $^1\text{H}$ ）。
9. 氢质子的磁场成分就像一个磁棒。这种表现也被称做磁偶极矩（MDM）。
10. 通常下，在共价轨道内具有奇数电子数的所有粒子都具有这个特性（也就是，可以产生磁场）。
11. 虽然人体内存在许多种不同类型的质子，选择氢质子进行 MRI，是因为它在体内最丰富（特别是在  $\text{H}_2\text{O}$  中，而水占人体成分的 60%）。
12. MRI 中的主磁场用  $B_0$  表示。

13. 当病人被放入磁场  $B_0$  内，部分质子会顺着  $B_0$  方向排列，部分会逆磁场方向排列，而顺向排列者要多于逆向者，这样就造成一个净磁化矢量（纵向磁化矢量）。
14. 这些质子绕外磁场轴进行振荡或进动。
15. 质子进动的频率可以通过拉莫方程来描述：

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

式中， $\gamma$  为旋磁比（单位为 MHz/T）。因此，外磁场越强，质子进动的频率越快。

16. 磁化率指一种物质在被放入磁场以后，所能够得到的磁化强度。
17. 我们讨论了三种具有不同磁化率效果的物质：抗磁性、顺磁性和铁磁性。
18. 根据磁场强度，磁体可分为五种类型：超低场、低场、中场、高场和超高场。
19. 根据设计，磁体可分为三种类型：永磁型、常导型和超导型。
20. 大多数现有的扫描机都是高场、超导型磁体（这需要液体致冷剂如液氦或液氮，以维持低温）。
21. 大部分“开放”型 MR 扫描机是永磁型或常导型；它们不需要致冷剂，因此维护费用较低。但是，它们的场强通常较小，所以产生的信号也较弱。
22. 为产生图像，需要对病人发射射频脉冲。这些脉冲可以使纵向磁化矢量产生翻转，而由病人产生一个信号。
23. 射频脉冲使纵向磁化矢量  $M_z$  翻转，偏离 z 轴：90° 脉冲使  $M_z$  翻转 90°；180° 脉冲使  $M_z$  翻转 180°；而部分射频脉冲使  $M_z$  翻转  $\alpha$ ，小于 90°。
24. 接收到的信号内没有空间信息。采用三

种梯度线圈(层面选择、读出或频率编码以及相位编码梯度)用于进行空间区别的目的。

25. 常用到不同类型的线圈:体线圈、头线圈和表面线圈。
26. 表面线圈用于较小的身体部分(如关节),以增加信号和降低噪声(以增加信噪比)。
27. 纵向磁化矢量由横向平面(在被  $90^\circ$  脉冲翻转以后)恢复的速率取决于时间常数 T1。这个参数也描述了质子在放

入外磁场以后被磁化的速率。

28. 上述恢复过程在任何时间点  $t$  时的大小为:

$$1 - e^{-t/T1}$$

它是一个指数增长函数。

为了把从病人接收的信息形成一幅图像,我们需要哪些呢?这个过程由应用射频脉冲而开始,这正是我们下一章要讨论的内容。

## 习题

- 2-1 计算在下列磁场强度下质子的拉莫频率:

(a) 0.35 T    (b) 0.5 T    (c) 1 T

(d) 1.5 T    (e) 2 T    (f) 3 T

(质子的旋磁比,  $\gamma \cong 42.6 \text{ MHz/T}$ )

- 2-2 是/否 当被放入磁场环境中以后,质子磁化的速率与纵向磁化恢复的速率相同。

- 2-3 是/否 质子密度表示组织内所有质子+的密度。

- 2-4 是/否 当被放入磁场后,质子将立刻沿磁场方向排列。

- 2-5 是/否 在更高的磁场环境中,组织的

T1 将增大。

- 2-6 是/否 电磁波以音速传播。

- 2-7 是/否 应用 x、y 和 z 梯度的主要目的是进行层面选择和空间定位。

- 2-8 是/否 质子绕主磁场进动的速率快于绕自身轴自旋的速率。

- 2-9 是/否 当被放入磁场中以后,人体内所有的质子都顺磁场方向排列。

- 2-10 是/否 MRI 中使用氢质子是因为它在体内的含量很丰富。

- 2-11 是/否 在 MRI 中,成像平面是通过恰当地设置 x、y 和 z 梯度而确定。

# 3

## 射频脉冲

### 简介

在上一章里，我们讨论了纵向磁化的概念。但是，我们还没有谈到接收来自于病人的信号的问题。我们只能发射和接收振荡的信号（就像交流电）。另外，我们只对沿某个轴向上的振荡敏感。因为纵向磁化矢量不是一个振荡的函数（就像直流电），它就不能被接收线圈所读取。另外，我们对沿  $z$  轴方向的振荡不敏感。因此，这个磁化矢量需要被“翻转”到横向的  $x-y$  平面（它在这里沿  $z$  轴振荡或“进动”），以产生一个可以被读取的信号。这就是射频脉冲的目的。

### 射频脉冲

假设病人在磁场内。然后我们发射一个射频脉冲。会发生什么呢？是否记得射频脉冲就是一种电磁波。最初，所有的自旋都沿外磁场轴  $B_0$  排列，并绕着它进行进动（图 3-1）。然后，我们发射一个射频脉冲。在三维（ $x, y, z$ ）坐标系内，外磁场的方向始终指向  $z$  轴方向。这样，净磁化矢量  $M_0$

也会指向  $z$  轴方向（图 3-2）。

关于磁化矢量  $M_0$  需要澄清的一点是，即使所有的单个自旋都绕外磁场轴进动，净磁化矢量（它是由所有的单个自旋的矢量和组成）不会发生进动。它的原因是所有的单个自旋都在进动，但它们都处于彼此相反的相位。这样，如果我们把它们叠加在一起，它们沿  $z$  轴有一个很大的分量；然而，因为它们的相位差异，在  $x$  或  $y$  轴上它们全部都互相抵消而没有残余任何分量（图 3-3）。（注意在图 3-3B 中，当两个质子以相同的速率进动时，一个正好指向右，而另一个指向左。）这样，净磁化矢量并不发生进动（至少在初始时——净磁化矢量只在响应射频脉冲以后产生进动，参见以后部分）。

现在，让我们沿  $x$  轴垂直于磁化矢量  $M_0$ ，也就是  $B_0$  轴，发射一个射频脉冲。（射频脉冲将沿着图 2-2 中的“C”轴传播。）所有的质子在受到任何类型的磁场的影响后，都会绕磁场轴发生进动，频率  $\omega$  由拉莫方程（ $\omega_0 = \gamma B_0$ ）决定，其中  $B$  是磁场的强度。质子绕  $B_0$  轴进动的频率为  $\omega_0 = \gamma B_0$ 。现在我们介绍沿  $x$  轴方向进入系统内的磁场（也就是，射频脉冲的磁场成分）。先前，沿

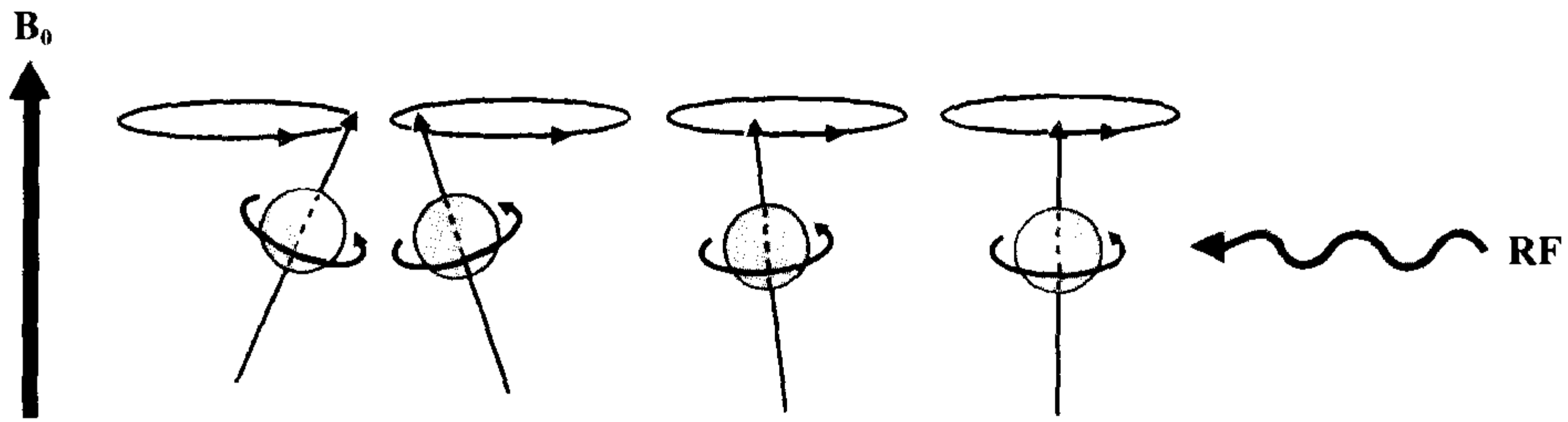


图 3-1 在质子被放入外磁场  $B_0$  后,发射一个射频脉冲。

外磁场  $B_0$ ,也就是  $z$  轴方向排列的质子,现在也将会开始绕  $x$  轴进动,也就是绕新的(射频)磁场方向进动。

那么,这些质子绕这个新的磁场进动的速率是什么呢?新的进动频率将是:

$$\omega_1 = \gamma B_1 \quad (\text{等式 3-1})$$

式中,  $B_1$  是射频脉冲所致的微弱磁场。

我们现在涉及两个不同的磁场:

$B_0 =$  很强的外磁场(例如 1.5T)。

$B_1 =$  RF 脉冲产生的很弱磁场(例如 50mT)。

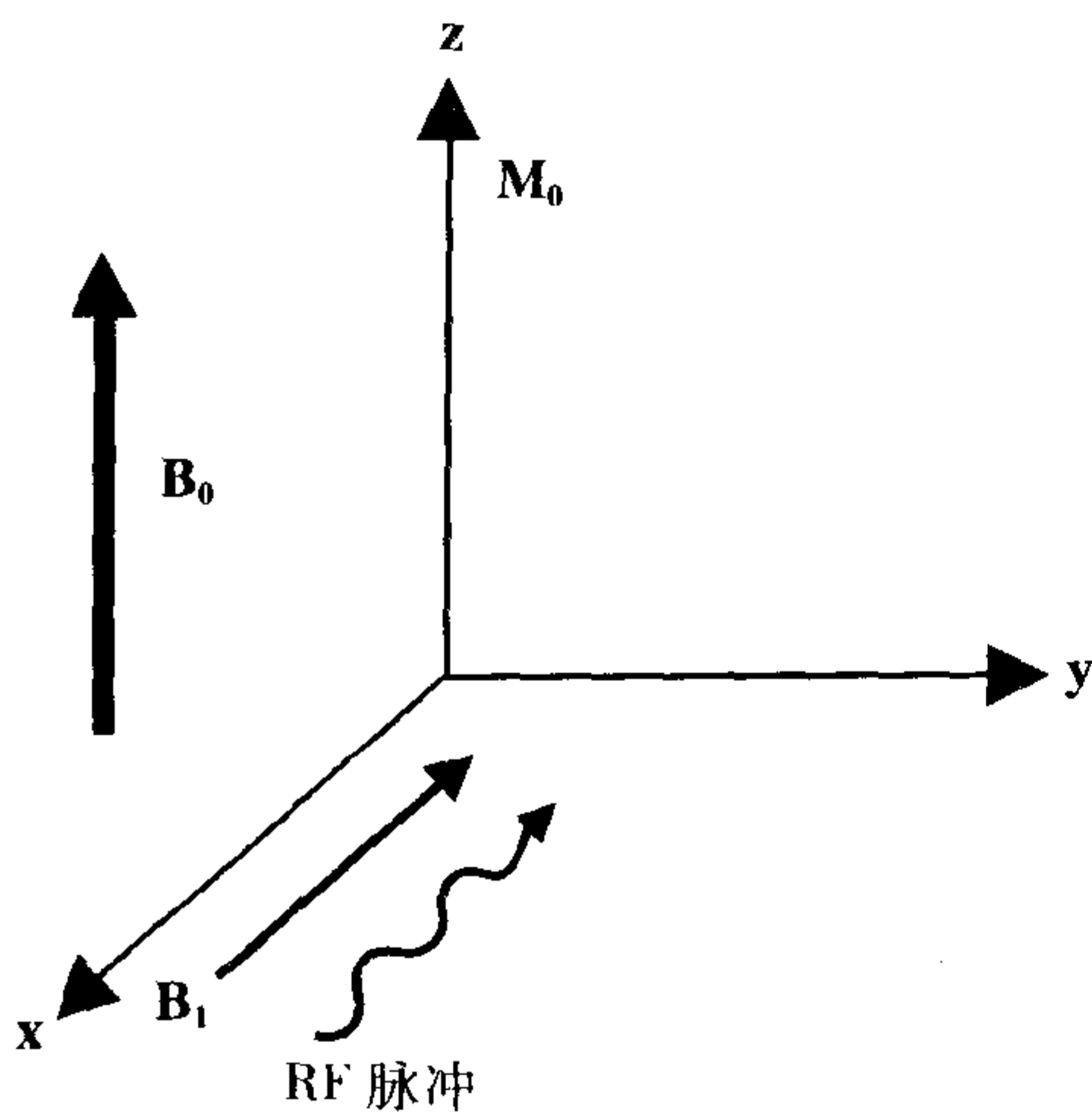


图 3-2 净磁化矢量  $M_0$  与外磁场  $B_0$  具有相同的方向。

$B_0$  是一个固定不变的磁场(非常像直流电)。然而,  $B_1$  是一个振荡的磁场(非常像交流电)。它产生振荡的原因是它是由振荡电磁波的磁场成分激励的。

因为  $B_1$  的磁场强度比外磁场  $B_0$  低很多,自旋质子绕  $B_1$  轴进动的频率  $\omega_1$  比绕外磁场轴  $B_0$  进动的频率  $\omega_0$  低许多。

因为  $B_1 \ll B_0$

所以  $\omega_1 \ll \omega_0$

质子同时既绕  $B_0$  磁场( $z$  轴)以频率  $\omega_0$ ,又绕  $B_1$  磁场( $x$  轴)以频率  $\omega_1$  进行进动。这导致净磁化矢量由  $z$  轴到  $x-y$  平面的螺旋形运动。这种螺旋形运动被称为章动。

关于射频脉冲的另外一件需要记住的事,参见前面的第 1 章,射频脉冲具有一个  $\cos(\omega t)$  的波形。射频脉冲的频率  $\omega$  应该与质子进动的拉莫频率相一致。否则,质子将不会绕着射频脉冲的  $B_1$  轴进行进动。如果我们首先讨论共振的概念,这一点就可以得到解释。

### 共振

如果射频脉冲的频率  $\omega$  与质子进动的频率相等,那么就会发生共振。共振导致射频脉冲把能量传递给质子。共振现象的一

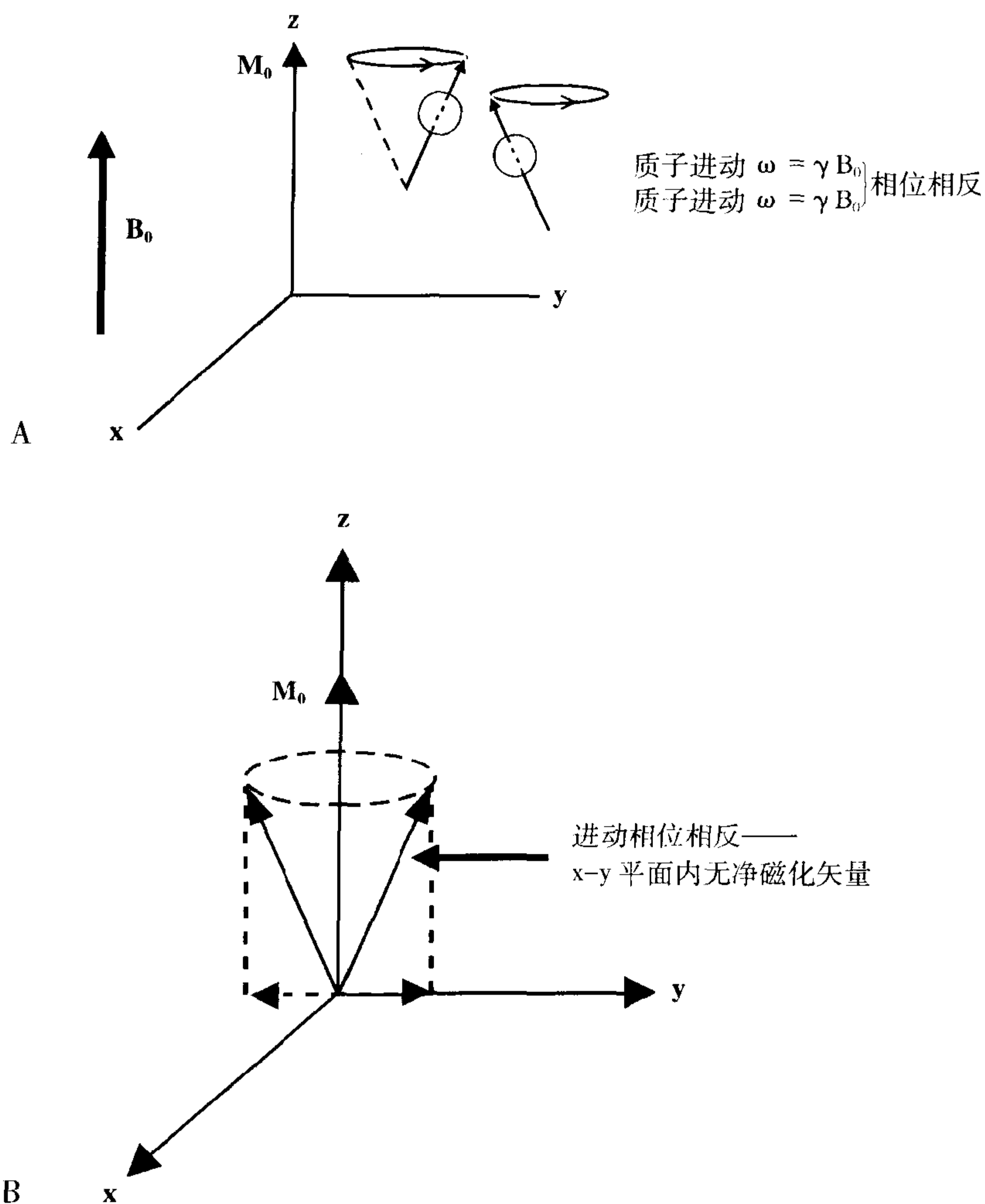


图 3-3 两个质子旋转相位相反 (A) 导致产生纵向的净磁化矢量, 在 x-y 平面内没有分量 (B)。

个简单例子就是荡秋千的小孩的频率。根据秋千的长度和小孩的重量, 存在着一个固有的力学共振频率。如果小孩被推动得比这个频率过快或过慢, 用的力都是没有效果的。如果按照这个共振频率推动小孩, 能量就会被传递, 小孩会荡得更高。同样地, 如果质子以频率  $\omega_0$  进动, 而射频脉冲的频率不是  $\omega_0$  (比方说是换成  $\omega_2$ ), 那么磁场  $B_1$  与氢质子在不同的频率振荡, 而两

个频率并不相等。如果射频脉冲与质子群进动的频率不一致, 系统内不会产生共振, 也不会有能量传递。

在 x-y 平面中考虑这个问题。质子以频率  $\omega_0$  进动。然后如果我们有一个  $B_1$  磁场以不同于质子进动频率  $\omega_0$  的另外一个频率  $\omega_2$  振荡, 那么系统不会发生共振, 也就是, 质子不会“翻转”到 x-y 平面。有一点需要澄清: 射频脉冲具有两个参数特征,



强度 ( $B_1$ ) 和频率 ( $\omega_2$ )。射频脉冲的频率必须与质子的进动频率  $\omega_0$  相同, 以产生共振——从而使射频脉冲对氢质子产生完全相同的效果。如果频率  $\omega_2$  正确, 那么射频脉冲 ( $B_1$ ) 的强度会导致质子绕  $x$  轴以频率  $\omega_1$  进动 (根据拉莫方程  $\omega_1 = \gamma B_1$ )。

如果  $\omega_0$  和  $\omega_2$  相同 (也就是,  $\omega_2 = \omega_0$ ), 那么系统产生共振, 质子进动翻转到  $x$ - $y$  平面。这样, 质子绕  $B_1$  磁场轴进动, 频率 ( $\omega_1$ ) 相对要低许多, 根据拉莫方程与射频磁场  $B_1$  相关, 而与较强的主磁场  $B_0$  无关。

另外需要澄清的一点: 是否还记得在射频脉冲以前, 质子群绕  $z$  轴进动, 但是它们相位相反, 因此就没有横向净磁化分量。在发射射频脉冲以后, 质子群被引入一个新的磁场  $B_1$  (也以频率  $\omega_0$  振荡)。结果, 它们也将会趋向于沿新的磁场方向排列, 另外也会同相。这样会导致产生横向磁化矢量。随着越来越多的质子排列起来, 相位的“一致性”增加, 同样地横向磁化矢量也随之增大。与此同时, 正如我们先前讨论到的,  $B_1$  磁场也导致质子自旋的螺旋式向下运动。这两个因素解释了翻转的过程。

返回到三维坐标系中 (图 3-4), 矢量  $M_0$  (质子群沿外磁场轴方向排列的净磁化矢量) 开始绕  $x$  轴在  $z$ - $y$  平面内进动。根据射频脉冲  $B_1$  的强度, 和它的作用时间  $\tau$ , 我们可以确定翻转角 (也就是, 单个进动的角度):

$$\theta = \gamma B_1 \tau \quad (\text{等式 3-2})$$

根据等式 3-2, 翻转角正比于:

1.  $\tau$  = 射频脉冲的作用时间;
2.  $B_1$  = 射频磁场的强度, 也就是, 射频脉冲的强度;
3.  $\gamma$  = 旋磁比。

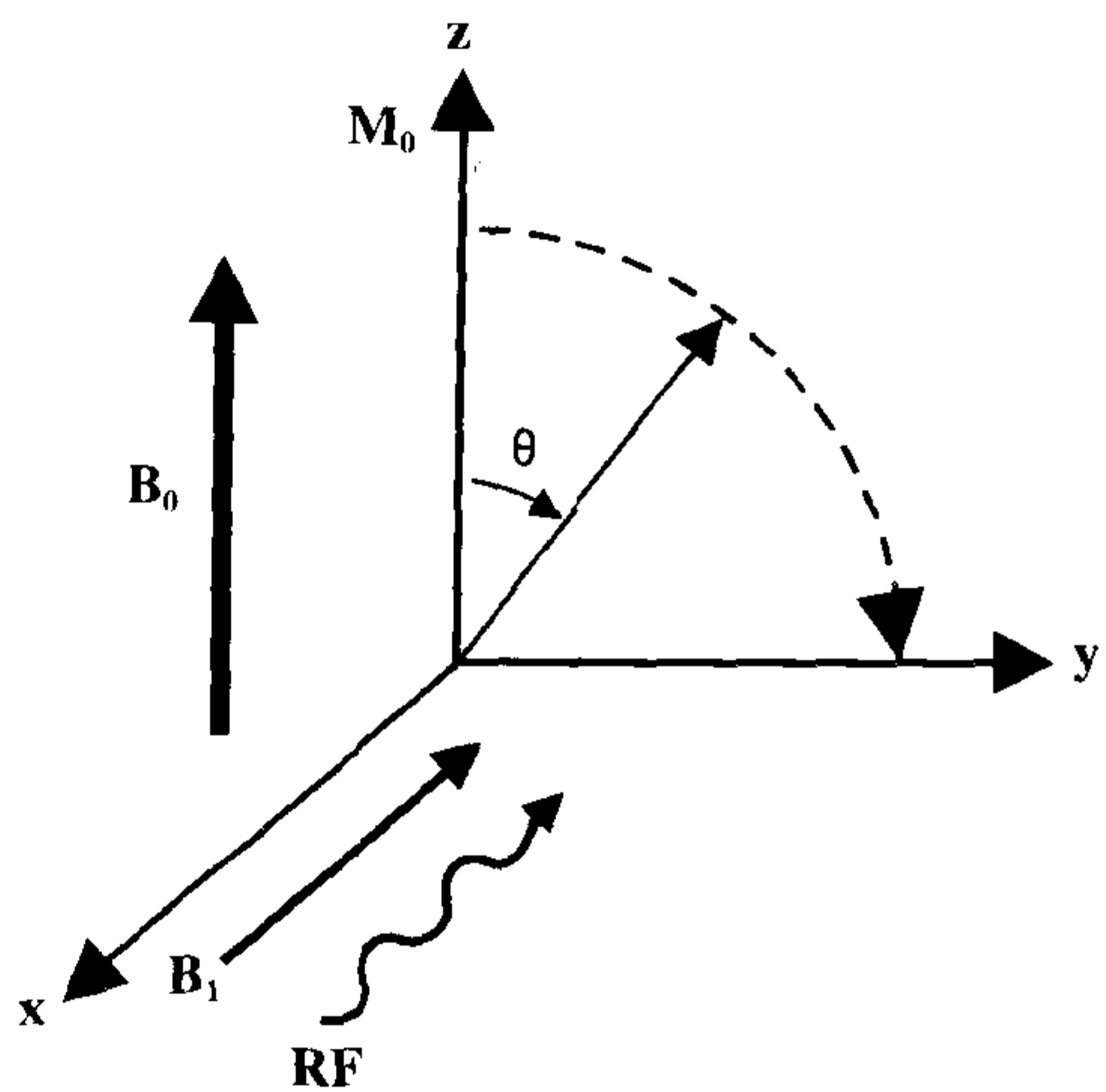


图 3-4 在施加射频脉冲后的一定时间, 磁化矢量向  $x$ - $y$  平面部分“翻转”, 与  $z$  轴形成  $\theta$  角。

我们可以通过施加一个较短作用时间的强射频脉冲, 或者一个较长作用时间的弱射频脉冲, 都可以达到相同的翻转角。翻转角 ( $\theta$ ) 与频率 ( $\omega_1$ ) 之间的关系是:

$$\theta = (\omega_1) (\tau) \quad (\text{等式 3-3})$$

所以,

$$\begin{aligned} \text{翻转角} &= (\text{射频进动的频率}) \\ &\times (\text{射频脉冲的作用时间}) \end{aligned}$$

## 旋转参照系

为简化“翻转”的概念, 思考一个新的以拉莫频率  $\omega_0$  旋转的参照系。(如果你想研究正骑在旋转木马上的人的运动, 如果在旋转木马上是不是比在外面观察要容易呢?)

假设有人不在这个旋转的坐标系内, 而是从外面观察 (图 3-5)。对这个人来讲, 质子将会同时既绕  $B_0$  磁场的  $z$  轴以  $\omega_0$

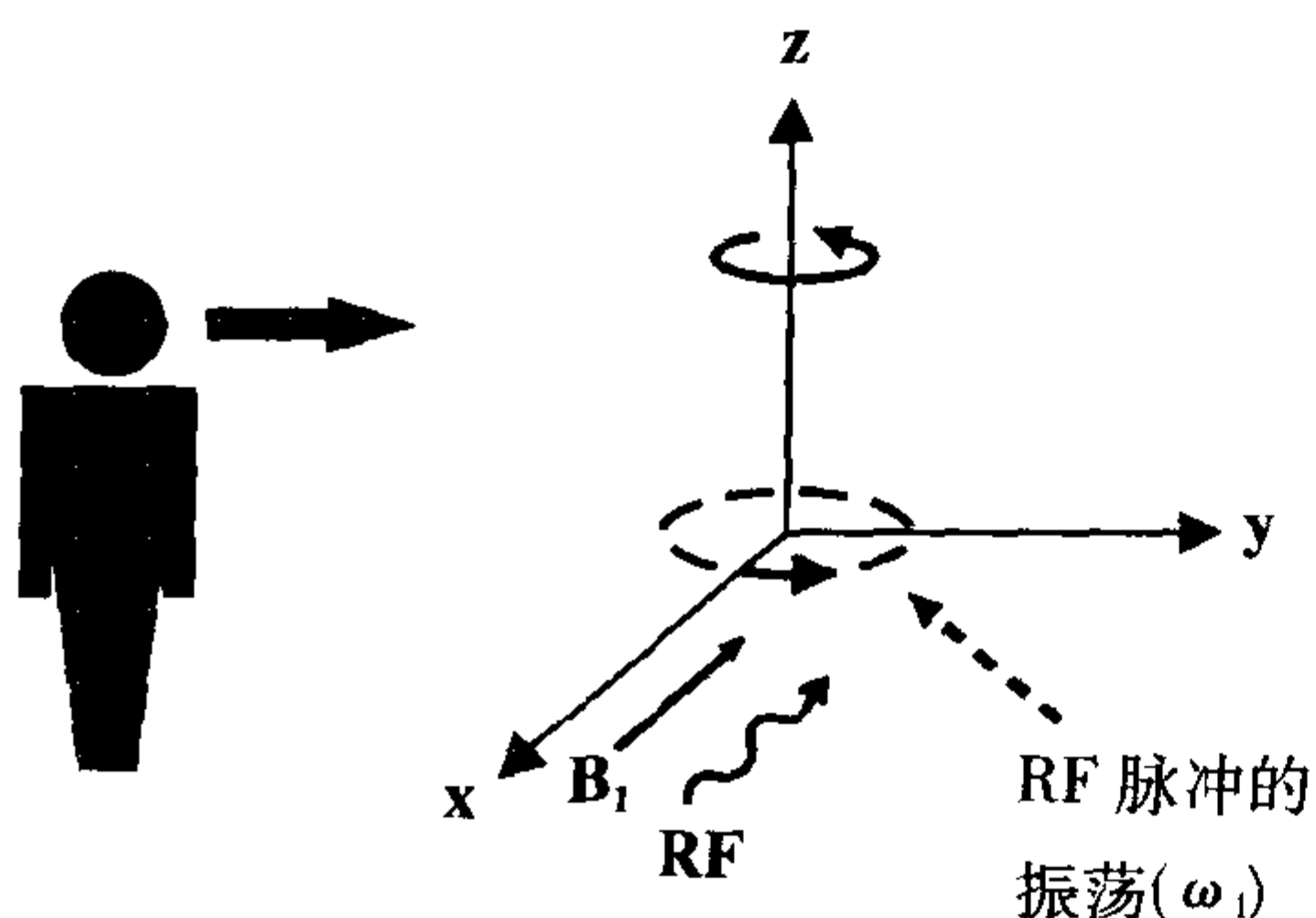


图 3-5 坐标系外面的观察者可以看到质子和  $B_1$  绕  $z$  轴的快速进动。

的频率，又绕  $B_1$  磁场的  $x$  轴以  $\omega_1$  的频率进动。这个外面的观察者将会看到一个绕  $z$  轴的快速进动逐步慢慢地螺旋向下到达  $x$ - $y$  平面(图 3-6)。这种章动是两个进动同时进行的结果。

但是，如果观察者位于旋转的坐标系内，以与某一个振荡系统 ( $B_1$  或  $B_0$ ) 相同的频率运动，那么他将只能看到第二个系统的运动。例如，如果他以外磁场中的自旋质子进动的频率  $\omega_0$  旋转，那么他将只能发现质子由  $z$  轴到  $x$ - $y$  平面的缓慢进动，就

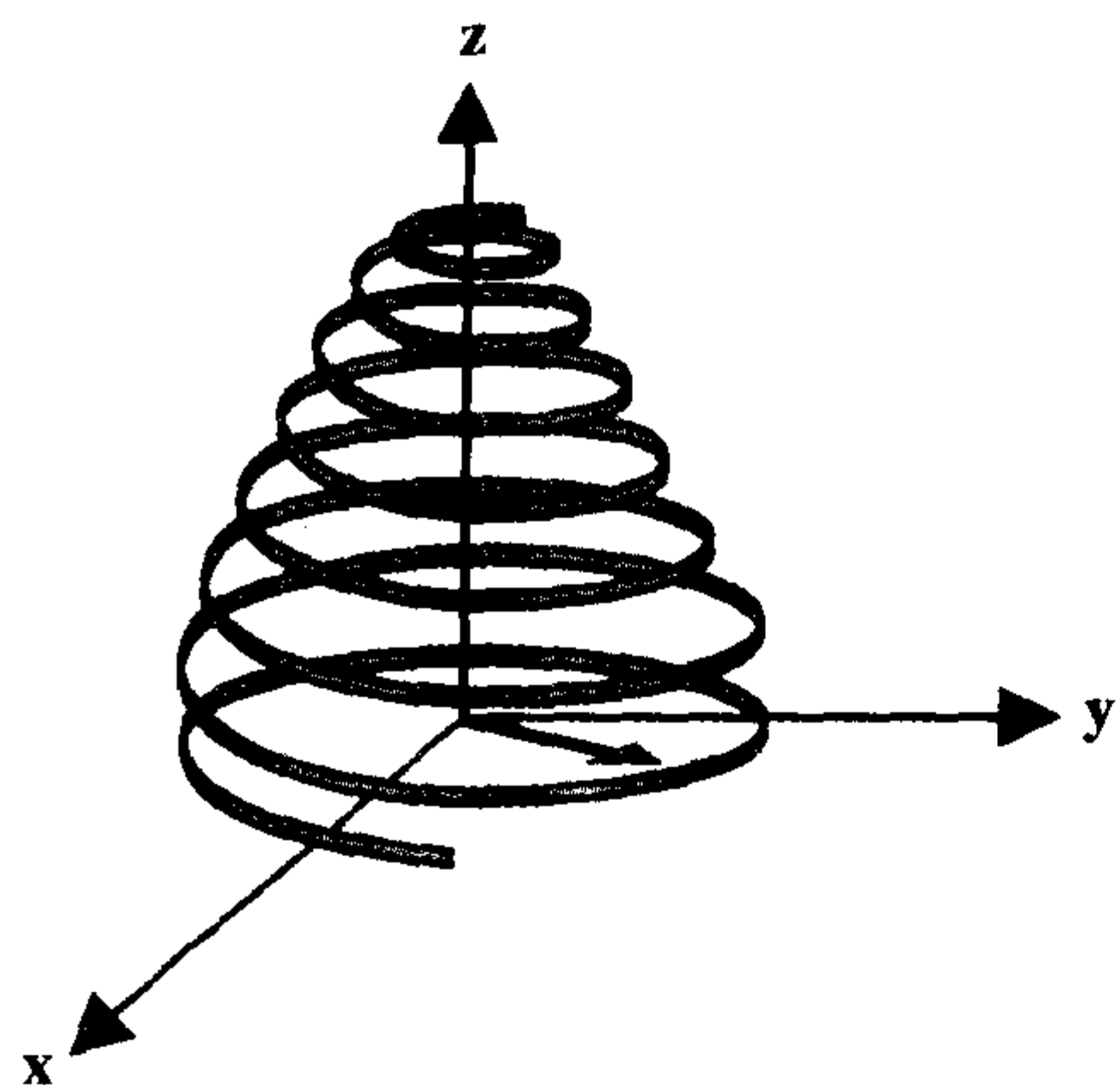


图 3-6 坐标系统外的观察者可以看到磁化矢量向  $x$ - $y$  平面的螺旋形运动。

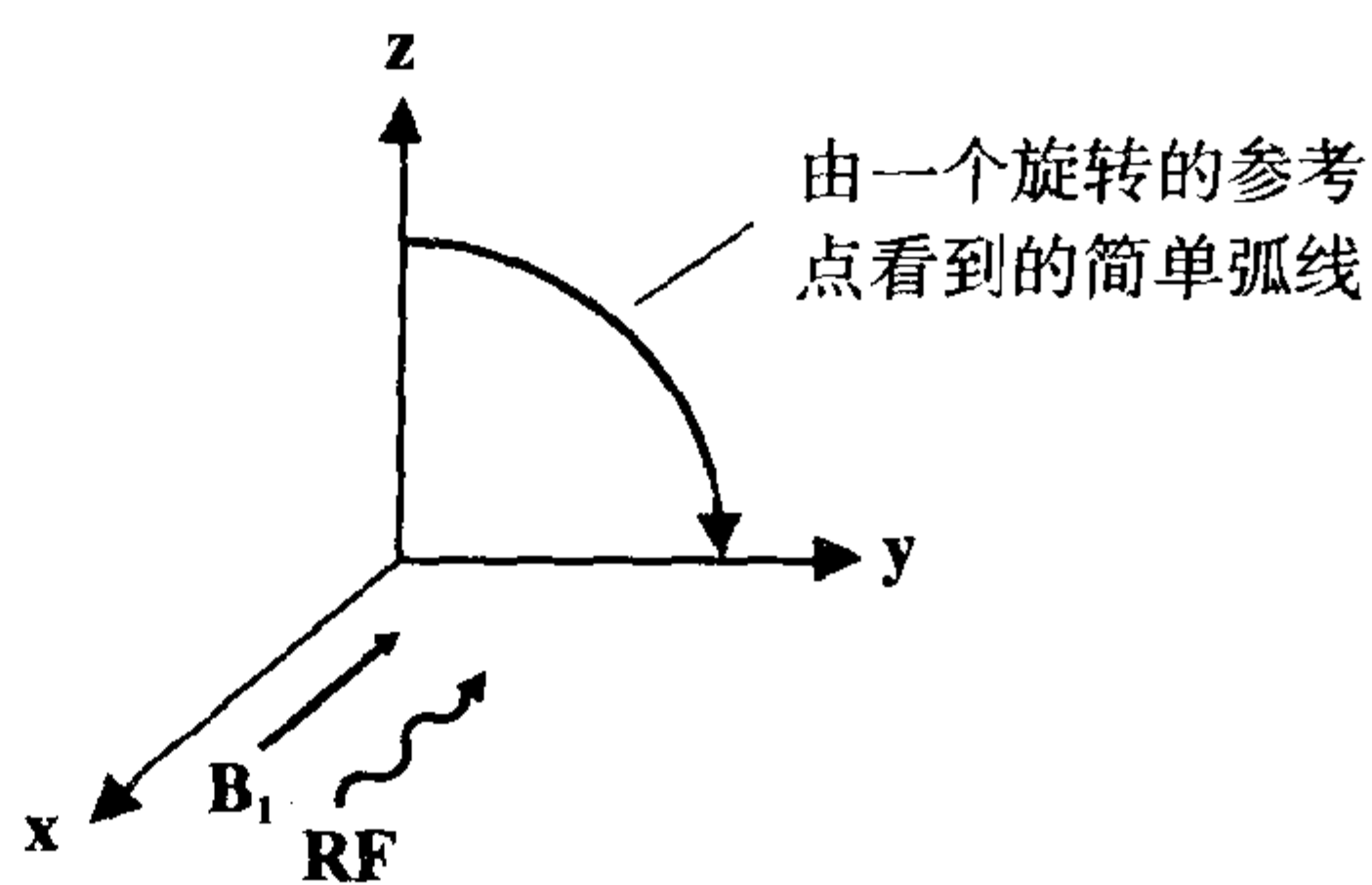


图 3-7 如果观察者位于坐标系内，那么他将看到一个简单的弧线，而不是一个螺旋运动。

像它们在一个简单的弧线上移动 (图 3-7)。上述情况发生在，并且只发生在  $\omega_0 = \omega_2$  时，也就是，当射频脉冲的频率  $\omega_2$  与质子进动频率  $\omega_0$  相同时。这种情况将会使系统产生共振。

如果我们回到外面观察者所看到的质子螺旋形运动的力矩(图 3-6)，绕  $z$  轴连续的环形运动代表受到外磁场  $B_0$  的作用而使自旋产生的  $\omega_0$  振荡频率，缓慢地螺旋形向下进展至  $x$ - $y$  平面代表受到射频脉冲的磁场  $B_1$  作用而使自旋产生的振荡频率。如果观察者自身位于系统内以一个频率  $= \omega_0$  进行振荡，那么他所能看到就是质子进动受到射频脉冲的影响而产生的缓慢向下的弧线。由于射频脉冲 ( $B_1$ ) 产生的磁场远小于固定的外磁场 ( $B_0$ )，在  $z$ - $y$  平面内的进动频率就远小于绕  $z$  轴的进动频率。

### 90° 射频脉冲

受在  $z$  轴方向的强磁场的影响，质子的自旋沿该方向排列。这导致产生了净磁化矢量， $M_0$ 。然后，我们施加一个外源射频脉冲，使磁化矢量翻转 90° 到  $x$ - $y$  平面。当磁化矢量在  $x$ - $y$  平面内时，我们把它叫做  $M_{xy}$ 。

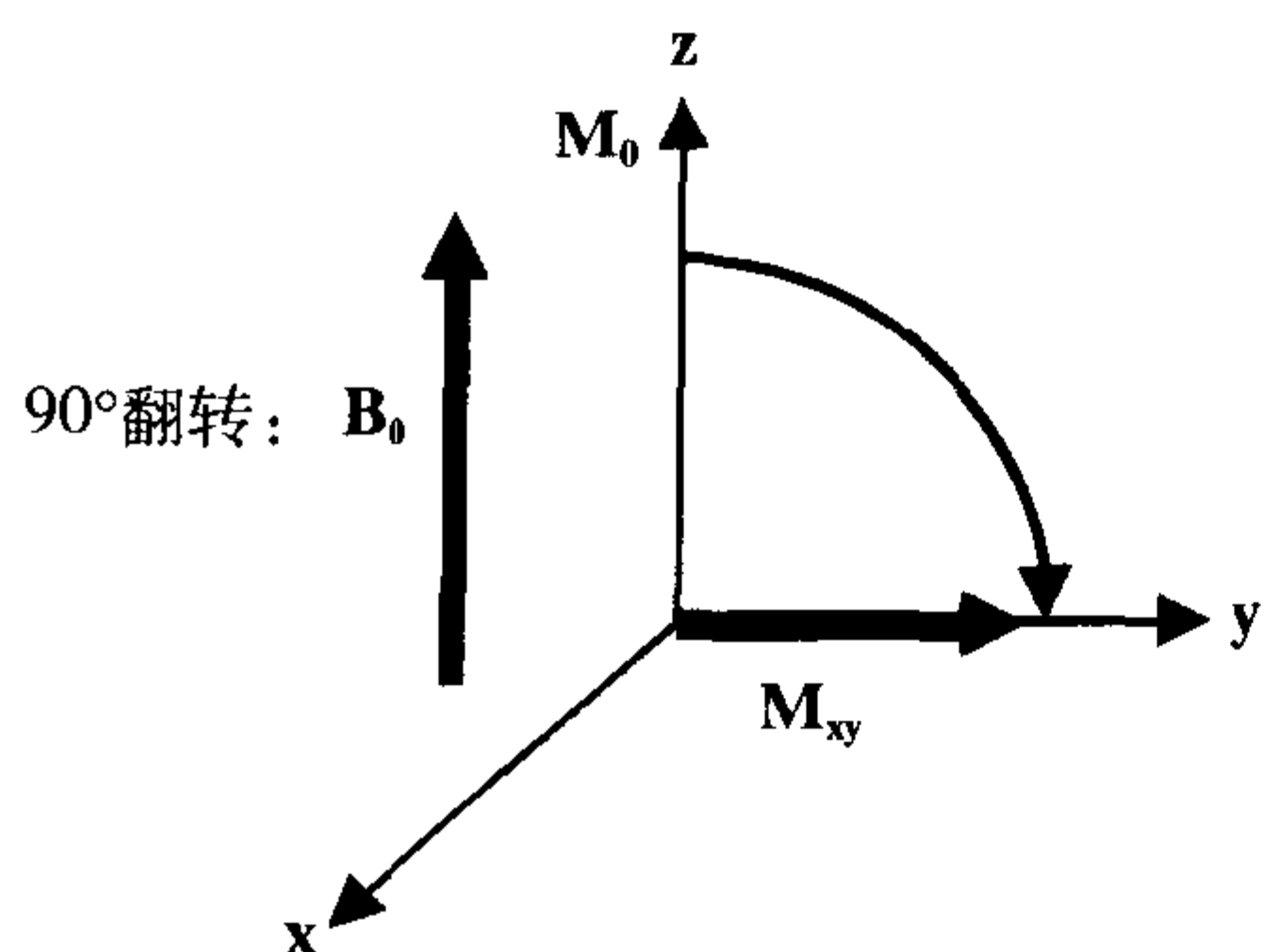


图 3-8 当整个磁化矢量被翻转到 x-y 平面时,称之为 90° 翻转。

$M_{xy} = M_0$  在 x-y 平面内的分量

如果整个矢量都翻转到 x-y 平面,那么  $M_{xy}$  的大小等于矢量  $M_0$  的大小。这叫做 90° 翻转(图 3-8)。产生 90° 翻转的脉冲叫做 90° 射频脉冲。

在外磁场内排列的质子群有两个不同能态(图 3-9)。那些能态( $E_1$ )较低的质子顺着(也就是,相同于)磁场  $B_0$  方向,而那些能态较高( $E_2$ )的质子沿着相反的方向排列。在 90° 射频脉冲以后,一些质子由较低的能态越到较高的能态。这种情况只发生于拉莫频率的条件下。

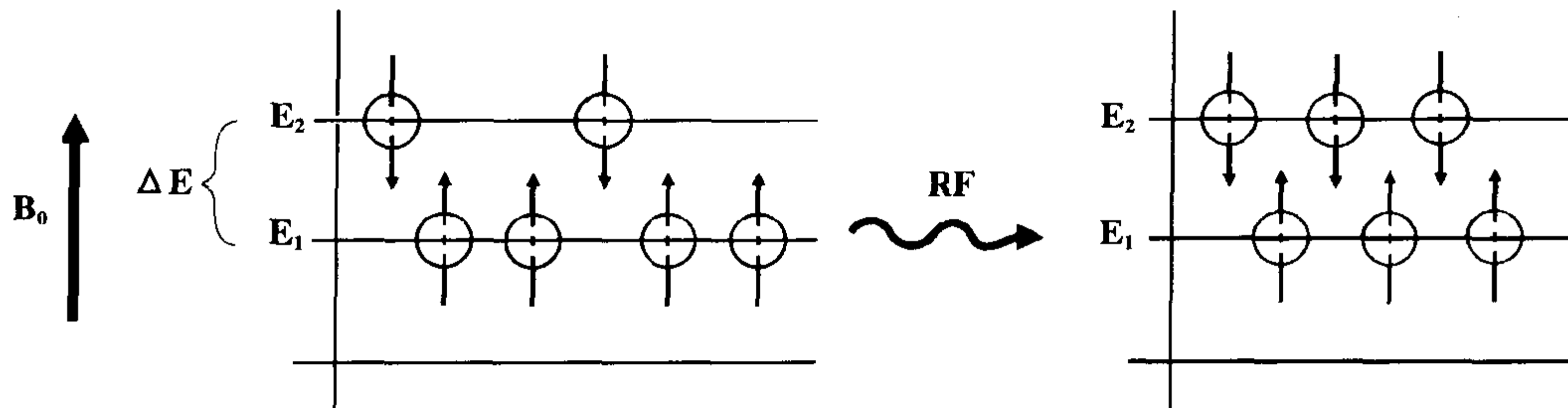


图 3-9 当被放入磁场  $B_0$  中,质子群将分成两种能态:在较低的能态中质子与  $B_0$  方向相同,而在较高的能态中它们的方向相反。

数学:拉莫方程可以来源于以下原理。 $E_1$  和  $E_2$  之间的能量差,定义为  $\Delta E$ ,可以通过以下公式计算出来:

$$\Delta E = E_2 - E_1 = (2\mu)(B_0) \quad (\text{等式 3-4a})$$

式中  $\mu$  是磁偶极矩(MDM)。换句话说,为了从一种能态越到另一种能态,所需能量取决于质子的磁偶极矩和  $B_0$  的磁场强度。根据普朗克定律:

$$E = hc/\lambda = hv = hf = \hbar\omega \quad (\text{等式 3-4b})$$

式中  $v = f$  表示线频率(单位为周期/秒或 Hz),  $\omega$  表示角频率(单位为弧度/秒),  $h$  是普朗克常数( $6.62 \times 10^{-34}$  焦耳/秒或  $4.13 \times 10^{-18}$  千电子伏/秒),而  $\hbar = h/2\pi$ 。那么,结合等式 3-4a 和 3-4b,我们可以推论出:

$$\hbar \cdot \omega = 2\mu \cdot B_0 = E$$

这样,

$$\omega = (2\mu/\hbar) \cdot B_0$$

这就是拉莫方程,而

$$\gamma = 2\mu/\hbar \text{ (弧度/特斯拉)}$$

或者,换为:

$$f = (2\mu/\hbar) \cdot B_0$$

而

$$\gamma = 2\mu/\hbar \text{ (赫兹/特斯拉)}$$

式中

$$\hbar = h/2\pi, f = \nu = \omega/2\pi$$

质子群被放入磁场之后,在达到平衡阶段时,低能态(指向N极)的质子数大于高能态(指向S极)的质子数,导致产生纵向磁化矢量  $M_0$  (图 3-10A)。通过 RF 脉冲传递能量,使指向 N 极的质子翻转到较高的能态,两种能态的质子数目可以相等。当这种情况发生时,将不再存在可测量的纵向磁化矢量。另外,射频脉冲造成质子自旋以彼此相同的相位进动。指向 N 极和 S 极同相位进动质子的矢量和位于横向平面内(图 3-10B)。这个横向磁化矢量以拉莫频率进动。

质子绕 x 轴旋转  $90^\circ$  的角频率可以通过拉莫方程计算出:

$$\omega_1 = \gamma B_1$$

式中,  $B_1$  仍然是射频脉冲所产生的磁场。正如以前所讲到的,相位,也就是进动的角度数大小,与射频脉冲的频率  $\omega_1$  和作用时间  $\tau$  有关:

$$\theta = \omega_1 \tau = \gamma B_1 \tau \quad (\text{等式 3-5})$$

由以上的公式我们可以计算出质子进动  $90^\circ$  ( $\pi/2$ ) 需要的时间  $\tau$ , 也就是射频脉冲使自旋翻转  $90^\circ$  到 x-y 平面所需要的时间, 对于一个已知的射频强度  $B_1$ , 设置

$$\theta = 90^\circ = \pi/2 = \gamma B_1 \tau_{\pi/2}$$

那么我们得到

$$\tau_{\pi/2} = (\pi/2) / \gamma B_1 \quad (\text{等式 3-6})$$

这个方程显示如果我们保持射频脉冲的作用时间为  $\tau_{\pi/2}$ , 磁化矢量就会被翻转  $90^\circ$ 。

## 180°脉冲

180°脉冲具有 90°脉冲的两倍的能量(或 2 倍的作用时间),正如在等式 3-5 中所显示的。在 180°射频脉冲以后,纵向磁化矢量被颠倒,而自旋由  $-M_0$  开始恢复。在 180°射频脉冲以后,指向 N 极的额外的自旋由低能态越到高能态。180°脉冲恰好可以反转平衡状态时额外指向 N 极的自旋,而不产生相位的一致性变化,也就是横向磁化矢量。

已知射频脉冲强度  $B_1$ , 用等式 3-5, 我们可以计算出产生 180°射频脉冲所需的脉冲持续时间:

$$180^\circ = \pi = \gamma B_1 \tau_\pi$$

结果

$$\tau_\pi = \pi / \gamma B_1 \quad (\text{等式 3-7})$$

概括要点,为得到一个 180°射频脉冲,我们可以或者使用一个与 90°脉冲相同强

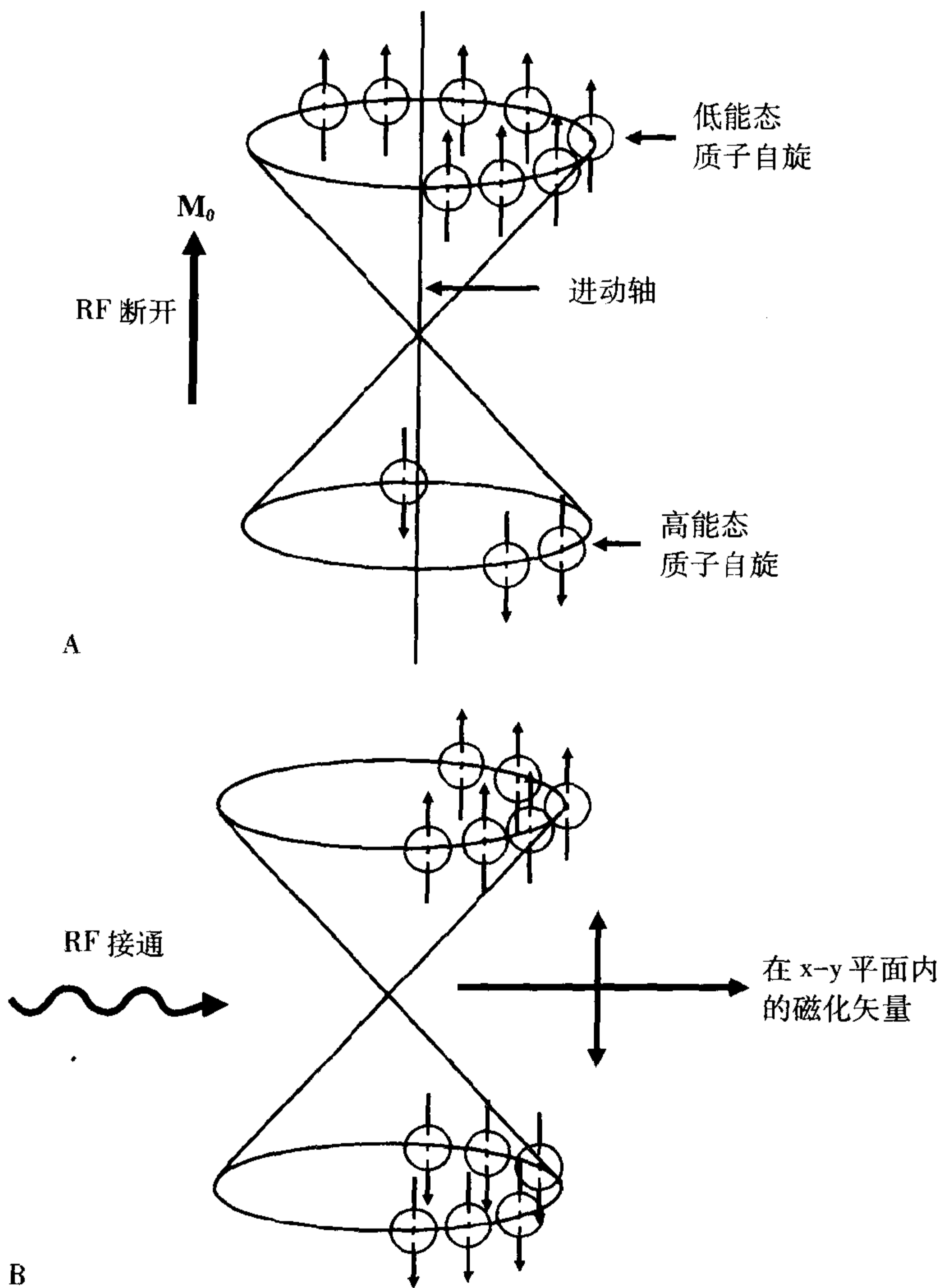


图 3-10 应用射频脉冲(B)可以平衡指向 N 极和 S 极的质子数目(A)。

度的射频脉冲但具有两倍的持续时间,或者是两倍强度的射频脉冲但持续时间相同。

分量(也就是  $M_{xy}$ )小于初始磁化矢量  $M_0$  的大小(图 3-11)。实际上,

$$M_{xy} = M_0 \cdot \sin \theta$$

### 部分翻转

在部分翻转(小于  $90^\circ$ )的情况下,射频脉冲结束时,磁化矢量在 x-y 平面内的

根据等式 3-5,部分翻转可以通过降低射频脉冲的强度或持续时间而实现。这样的翻转角常见于梯度回波(GRE)成像,同样在以后的章节中要讨论。

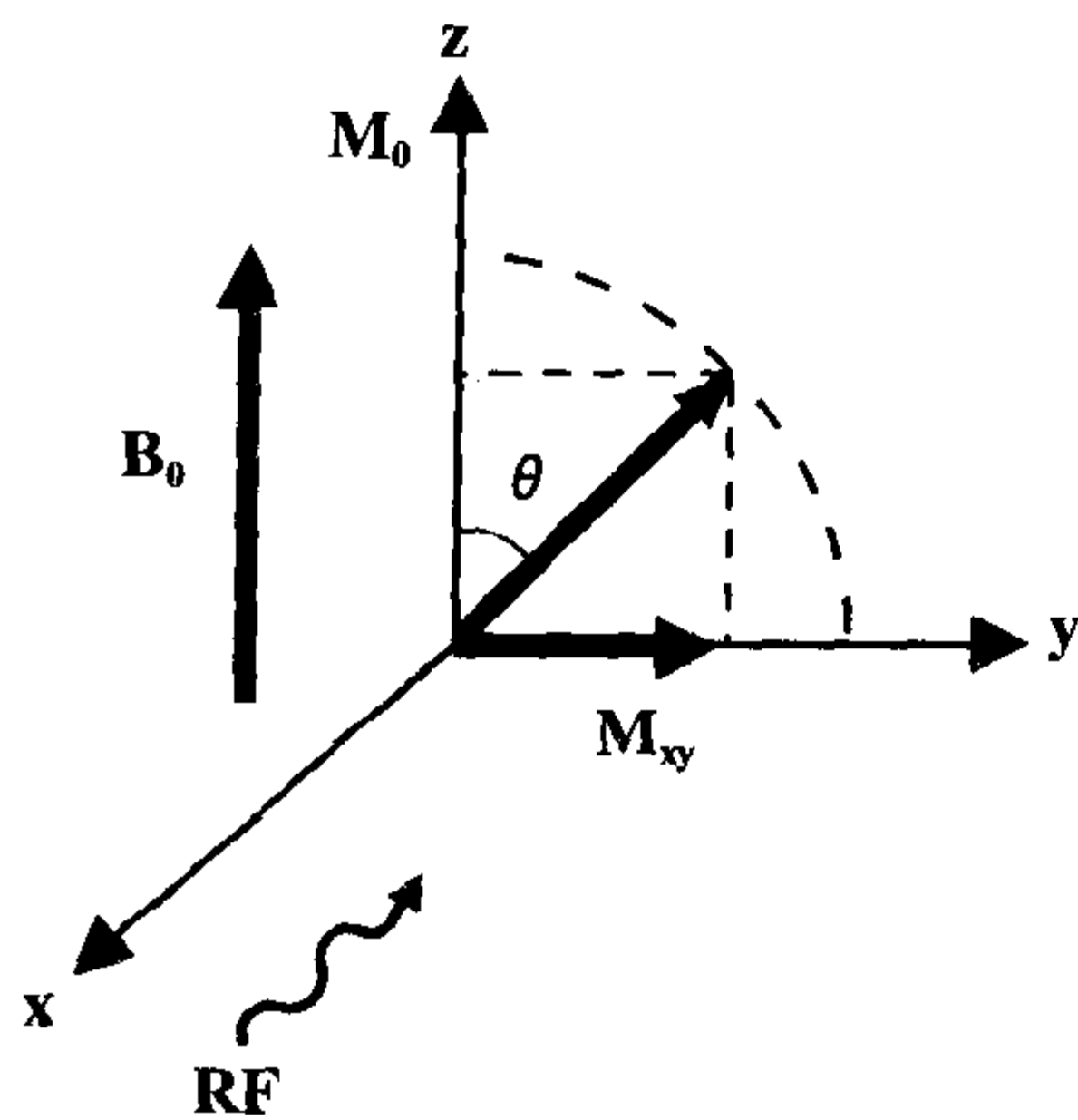


图 3-11 在部分翻转中, 横向磁化小于初始纵向磁化。实际上,  $M_{xy} = M_0 \sin \theta$ 。

## 自动射频(扫描前准备)

扫描前准备是为特定的病人准备扫描机的过程。这个过程是通过一个自动射频脉冲而实现的, 它自动进行以下内容:

1. 它设定发射放大率(它决定射频功率, 这样也就决定了翻转角)。实际上, 翻转角  $\alpha$  与发射功率的平方根成正比:

$$\alpha \propto \sqrt{\text{功率}}$$

2. 它设定接收放大率。
3. 它设定最适宜的  $\omega_0$ 。

## 要点

1. 射频(RF)脉冲是短暂的电磁脉冲, 频率位于无线电频率范围。
2. 像所有的电磁波一样, 射频脉冲有相关的磁场和电场。我们对磁场成分  $B_1$  感兴趣。(电场成分导致组织产热。)
3. 在 MRI 中射频脉冲的目的是翻转纵向磁化矢量。
4. 这个翻转是这样完成的, 首先使质子绕

外磁场轴 ( $B_0$ ) 进动同相位, 同时使它们绕射频磁场轴 ( $B_1$ ) 进动。结果是一个向  $x$ - $y$  平面的螺旋形旋转运动, 被称为章动。

5. 翻转角是一个关于射频强度 ( $B_1$ ) 和它的作用时间 ( $\tau$ ) 的函数, 可以是  $180^\circ$ 、 $90^\circ$  或它的一部分(也就是, 部分翻转小于  $90^\circ$ ), 取决于临床应用的情况。

## 习题

- 3-1 是 / 否 翻转角决定于射频脉冲的作用时间和它的功率。
- 3-2 是 / 否 MRI 中射频脉冲的作用是磁化质子。
- 3-3 是 / 否 射频脉冲的直接作用是使质子同相进动。
- 3-4 是 / 否 射频脉冲具有磁场成分。

- 3-5 是 / 否 射频脉冲是无线电频率脉冲, 它是电磁波的一种形式, 频率在无线电频谱范围内。
- 3-6 是 / 否  $180^\circ$  脉冲的能量是  $90^\circ$  脉冲的 10 倍。
- 3-7 是 / 否 部分翻转是指角度位于  $0^\circ \sim 90^\circ$ 。

# 4

## T1、T2 和 T2\*

### 简介

我们准备介绍弛豫时间 T1、T2 和 T2\*。在这一章中,我们将要讨论这些概念之中的物理特性,了解什么情况可以造成它们的增加或降低。就像我们以前所讨论过的,T1 和 T2 是组织的固有特性,这样对于特定的组织(在给定的磁场强度下)有相应的固定值。然而,参数 T2\* 也受主磁场的均匀性的影响,但在给定的外磁场环境条件下,对一个特定的组织仍然是固定值。

### T1 弛豫时间

弛豫(relaxation)是指自旋减小到它们的最低能态或返回到平衡状态(平衡状态定义为可能达到的最低能态)。一旦关闭射频脉冲,质子将会重新沿  $B_0$  磁场轴排列,并且放出它们所有的多余能量。

T1 被称为纵向弛豫时间,因为它是指质子重新回到沿纵(z)轴排列所需要的时间。T1 也被称为自旋-晶格弛豫时间,因为它是指自旋的质子把从射频脉冲中所吸收

的能量释放到周围的晶格中,以回到它们的稳定状态所需要的时间。

T1 = 纵向弛豫时间

T1 = 自旋-晶格弛豫时间

紧随  $90^\circ$  射频脉冲之后,磁化矢量  $M_{xy}$  在 x-y 平面内,所有的质子以同相位绕 z 轴旋转振荡(图 4-1)。在把磁化矢量翻转  $90^\circ$  到 x-y 平面以后,射频脉冲立刻被关闭。热力学的一个普通原理就是所有的系统都趋向于自己最低的能态。因此,在关闭射频脉冲以后,将会发生两种情况:

1. 自旋的质子将回复到最低能态。
2. 自旋的质子彼此之间将出现相位差。

关闭射频脉冲以后出现的这些情况,是两个同时发生但互相独立的过程所引起(图 4-2):

1. 磁化矢量的  $M_{xy}$  分量很快地减少;
2. 同时  $M_z$  分量沿 z 轴逐步地恢复。

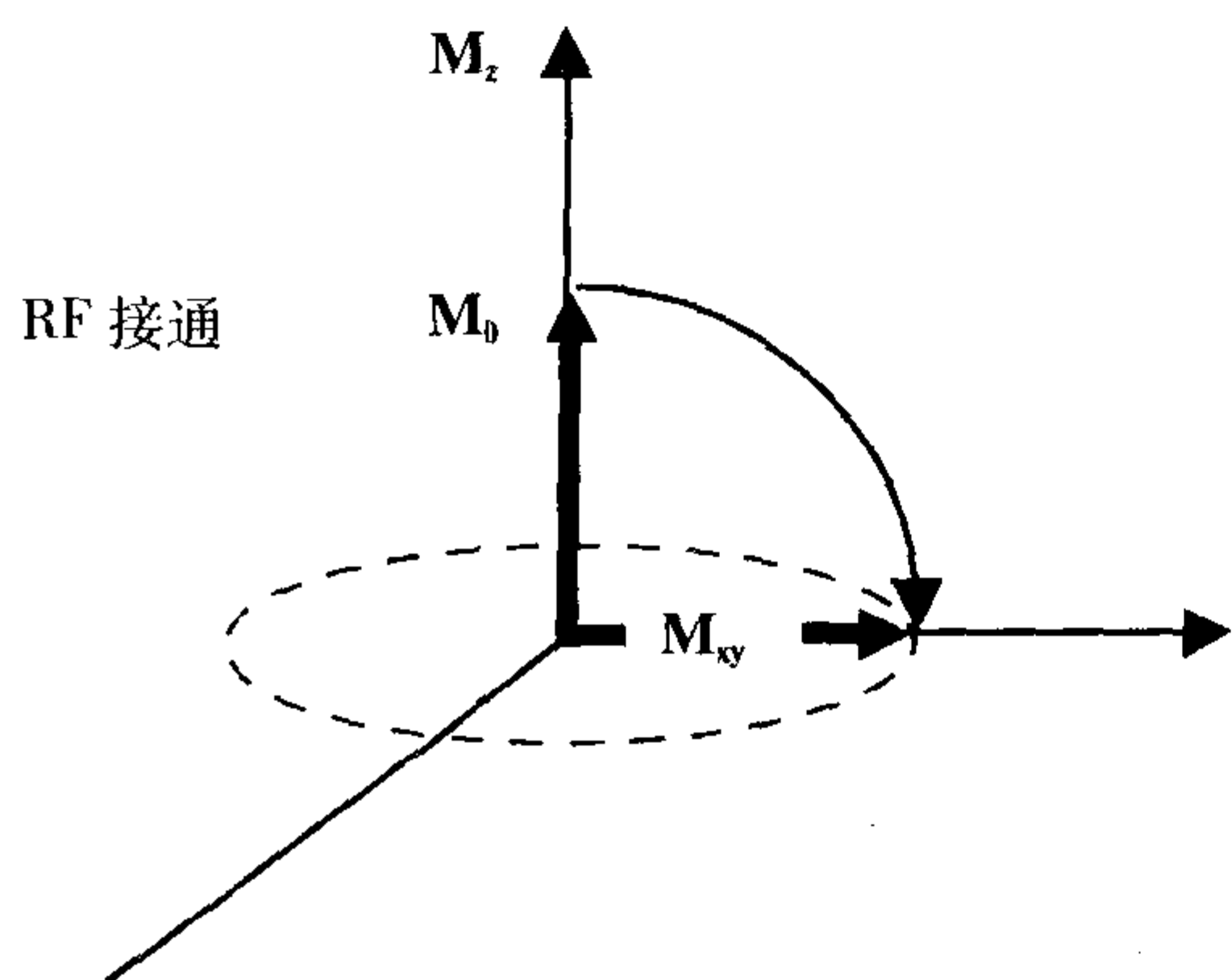


图 4-1 在射频脉冲以后,纵向磁化矢量被翻转到 x-y 平面。

问:描绘 M<sub>z</sub> 分量恢复到它初始磁化矢量 M<sub>0</sub> 的速率特征的时间常数是什么?

答:T<sub>1</sub> 弛豫时间。

在我们最初讨论磁化矢量时,我们曾经谈到质子群以 T<sub>1</sub> 所决定的速率开始沿外磁场排列〔因为 T<sub>1</sub> 是时间(单位秒),它的比率是 1/T<sub>1</sub>(单位秒<sup>-1</sup>)〕。当我们在射频脉冲翻转磁化矢量 M<sub>0</sub> 离开纵向的 z 轴,然后让它重新沿主磁场方向排列时,可以出现同样的现象。M<sub>z</sub> 恢复到 M<sub>0</sub> 的速率

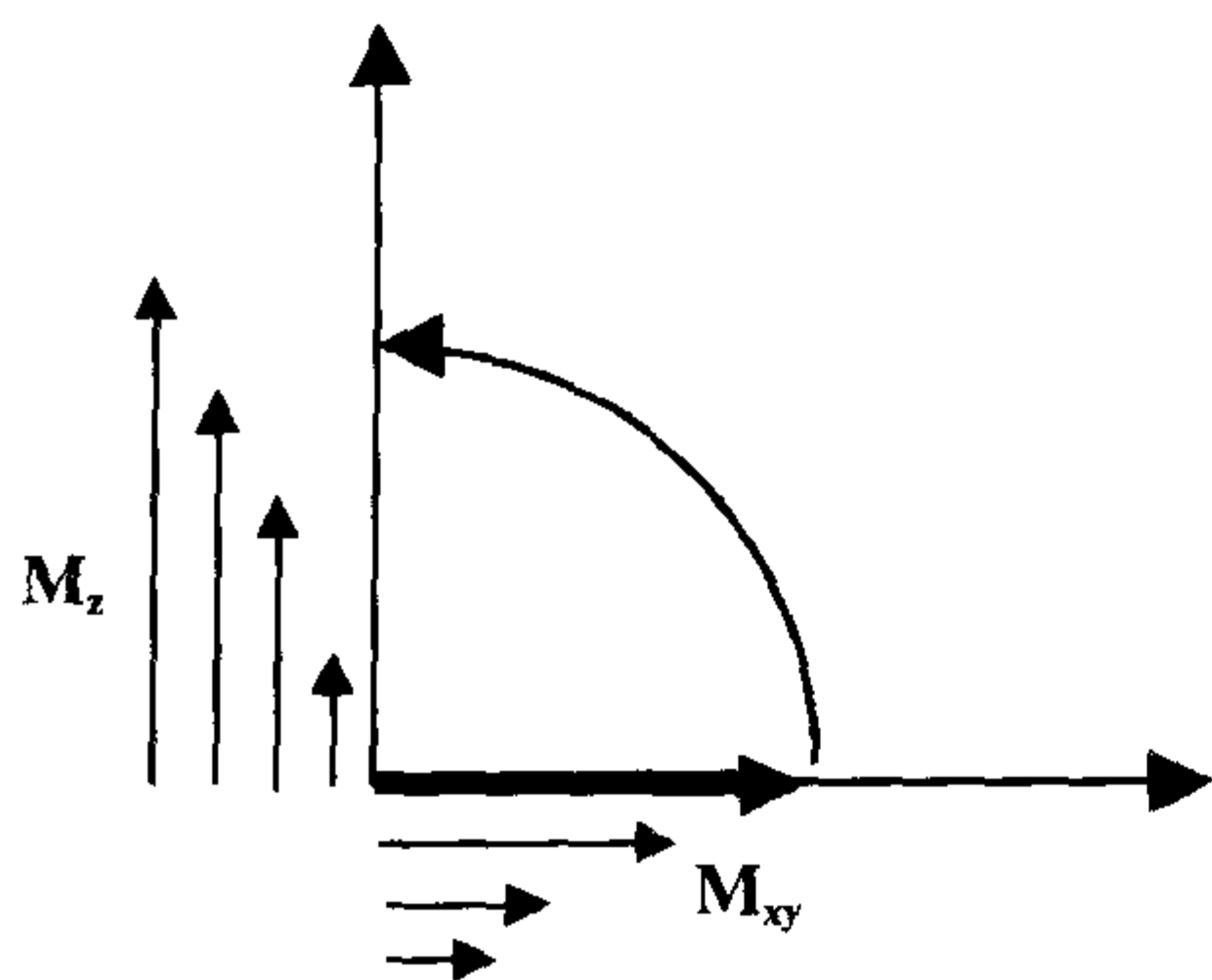


图 4-2 一旦射频脉冲关闭,横向磁化矢量就开始衰减而纵向磁化矢量开始恢复。

也同样由 T<sub>1</sub> 所决定。

紧随 90° 射频脉冲之后,所有的磁化矢量都位于 x-y 平面内。M<sub>z</sub> 分量随后开始以 T<sub>1</sub> 所描绘的速率特征进行增长(图 4-3):

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (\text{等式 4-1})$$

## T<sub>2</sub> 弛豫时间

图 4-2 也显示了 M<sub>xy</sub> 分量在射频脉冲关闭以后的快速衰减过程。

问:描绘 M<sub>xy</sub> 分量衰减速率特征的时间常数是什么?

答:T<sub>2</sub> 弛豫时间。

在纵向磁化矢量 M<sub>z</sub> 恢复的同时,横向磁化矢量 M<sub>xy</sub> 以 T<sub>2</sub> 所描绘的速率特征进行衰减(图 4-4):

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2} \quad (\text{等式 4-2})$$

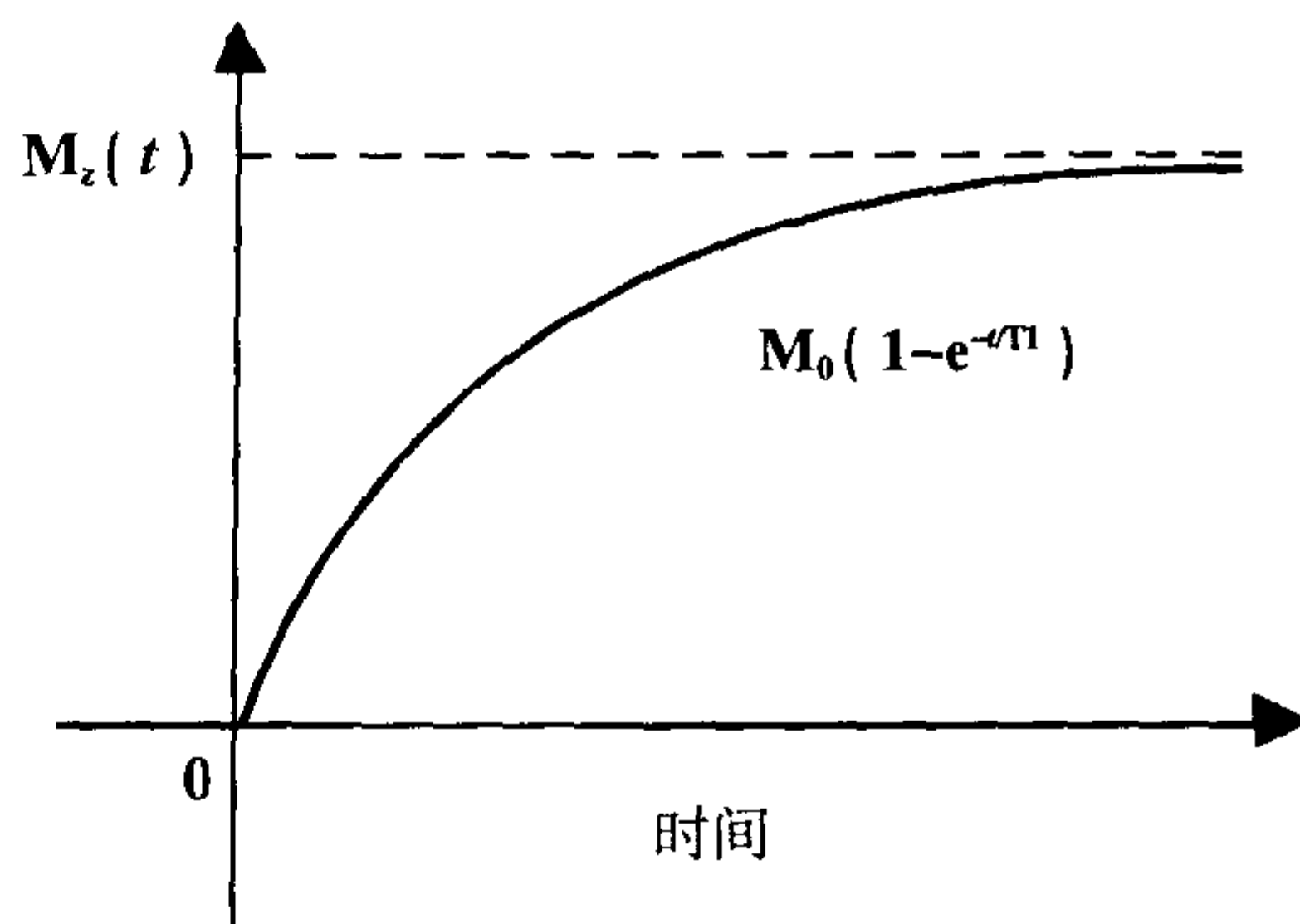


图 4-3 纵向磁化矢量以 T<sub>1</sub> 为增长率恢复的图形。



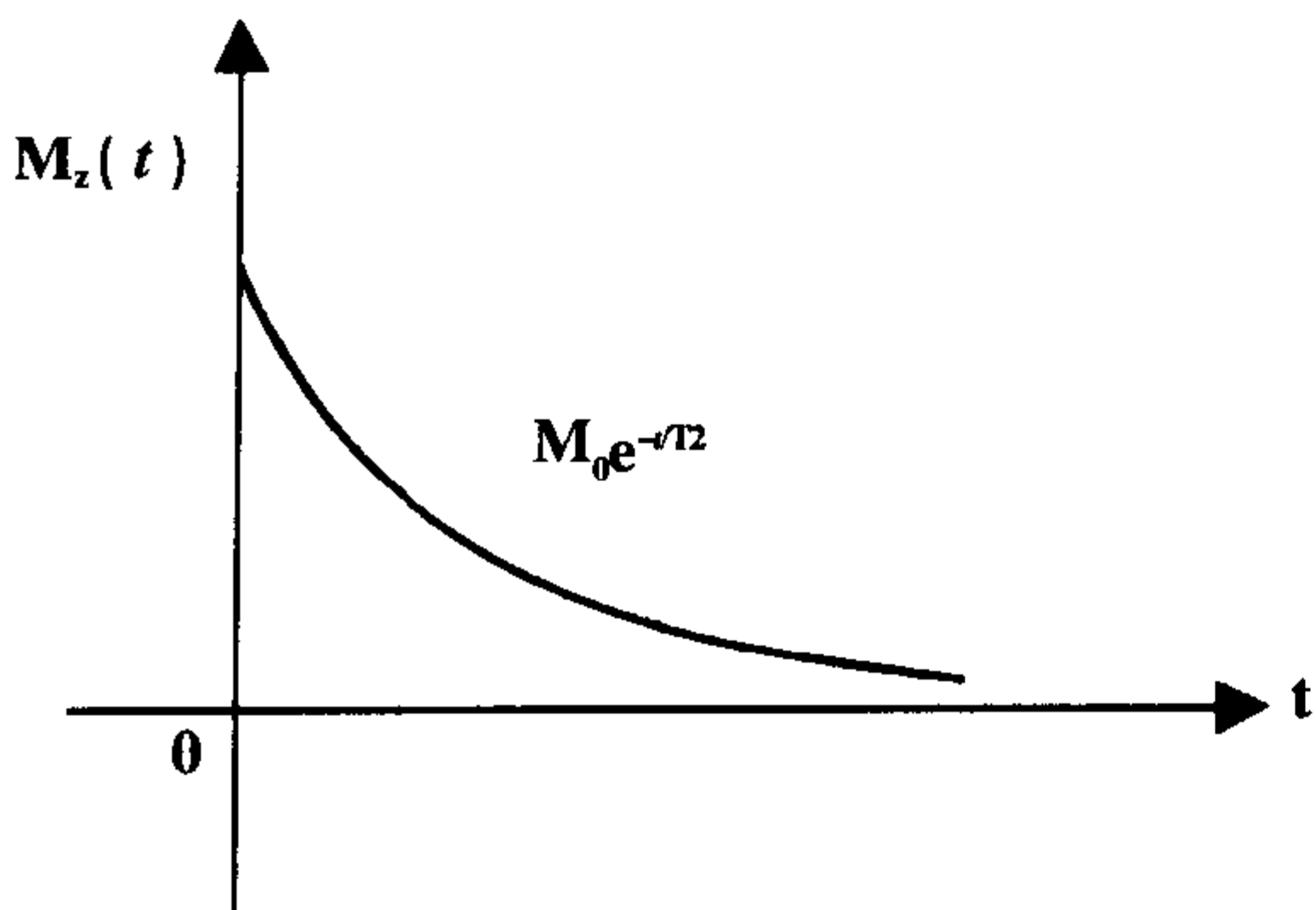


图 4-4 射频脉冲关闭后, 衰减率为 T2 的横向磁化矢量的图形。

复杂的过程。T2 的衰减速度要比 T1 的恢复速度快 5~10 倍(图 4-7)。为理解这点, 我们需要明白失相位的概念。

### 失相位

在 90° 射频脉冲关闭以后, 所有的自旋都同相; 它们都沿相同的方向排列, 以相同的频率  $\omega_0$  自旋。有两种现象可以造成自旋的失相位: 自旋间的相互作用和外磁场的均匀性。

### (1) 单个自旋间的相互作用

认识到沿 z 轴恢复的磁化矢量和在 x-y 平面内的磁化矢量衰减是两个独立的过程, 以两个不同的速率进行(图 4-5)。做一个简单的指数处理。我们期望在 x-y 平面内衰减过程的速率与沿 z 轴增长的速率相同(图 4-6)。这两者在我们正讨论的 MR 系统中并不相同, 因为此系统涉及更为

当两个自旋彼此邻近时, 一个质子的磁场会影响邻近它的质子。假设一个质子沿磁场方向排列, 而另一个与它方向相反(图 4-8)。沿  $B_0$  场排列的质子由于邻近质子的作用产生一个稍高的磁场, 这样 #1 质子受到磁场  $B_0$  加上另一个质子所产生的

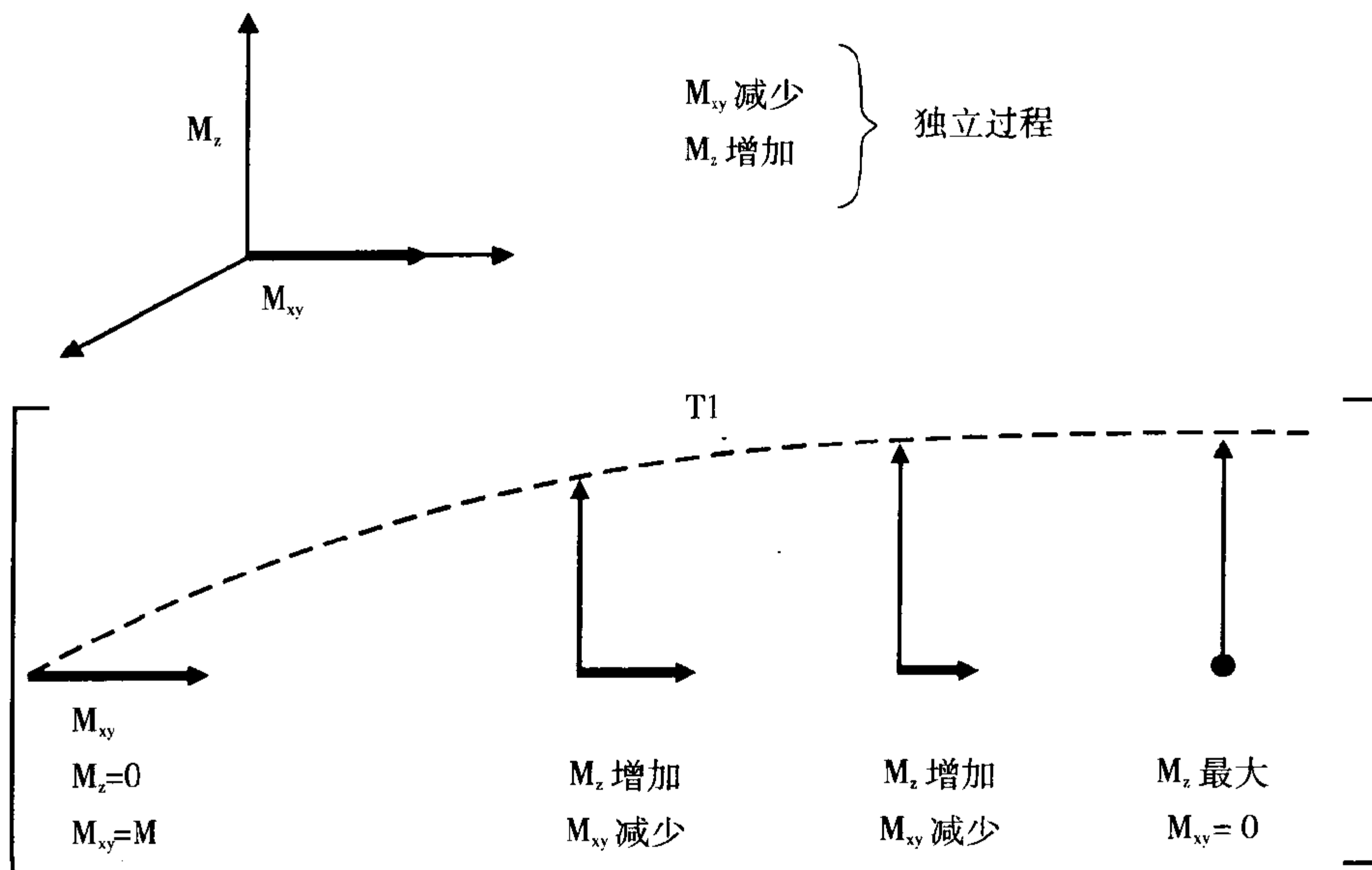


图 4-5 射频脉冲关闭后, 纵向磁化矢量恢复和横向磁化矢量衰减同时发生, 但彼此独立。

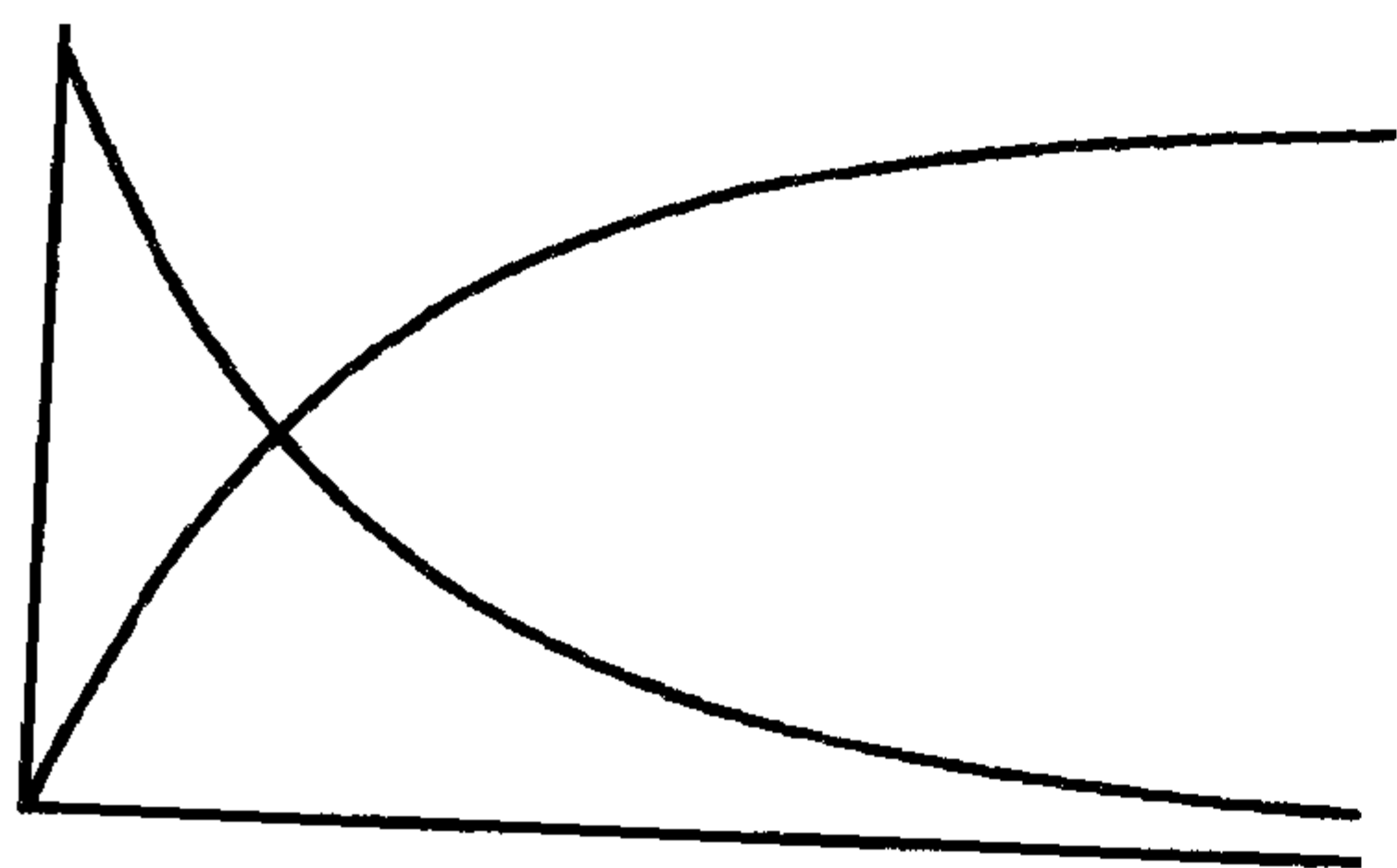


图 4-6 简单的指数处理后,期望增长率和衰减率是相同的。

因素,也称作自旋-自旋相互作用。这种作用是每一种组织的固有特性,可通过 T2 测量。

T2 = 横向弛豫时间

T2 = 自旋-自旋弛豫时间

## (2) 外磁场的均匀性

小磁场 ( $\Delta B$ ) 的影响。因而这个质子的进动频率将会略微增加相当于

$$\omega (\#1 \text{ 质子}) = (B_0 + \Delta B)$$

另一方面,第二个质子逆磁场方向排列,受到一个与主磁场方向相反的略低磁场的影响。因此,它受到的总磁场强度将略有减小。因而 #2 质子的进动频率将会略微减小相当于

$$\omega (\#2 \text{ 质子}) = (B_0 - \Delta B)$$

虽然这些质子与质子间相互作用造成的磁场环境差异可能非常小,但都会造成质子自旋的磁场均匀性的差异。因此,造成失相位的第一个原因是组织的固有

这是造成质子失相位的第二个原因。无论我们使用的是多么好的系统,无论外磁场多么稳定,磁场的均匀性仍然存在一定程度的差异(通常在百万分之几)。

外磁场的均匀性造成不同位置的氢质子以不同的频率进动,因为影响每个氢质子自旋的磁场强度略有不同。这些频率上的变化彼此之间非常小,非常接近真正的拉莫频率。然而,这些频率上的微小差异可导致质子的失相位:

失相位的两个原因是:

1. 自旋-自旋相互作用(内在的不均匀性)。
2. 外磁场的均匀性。

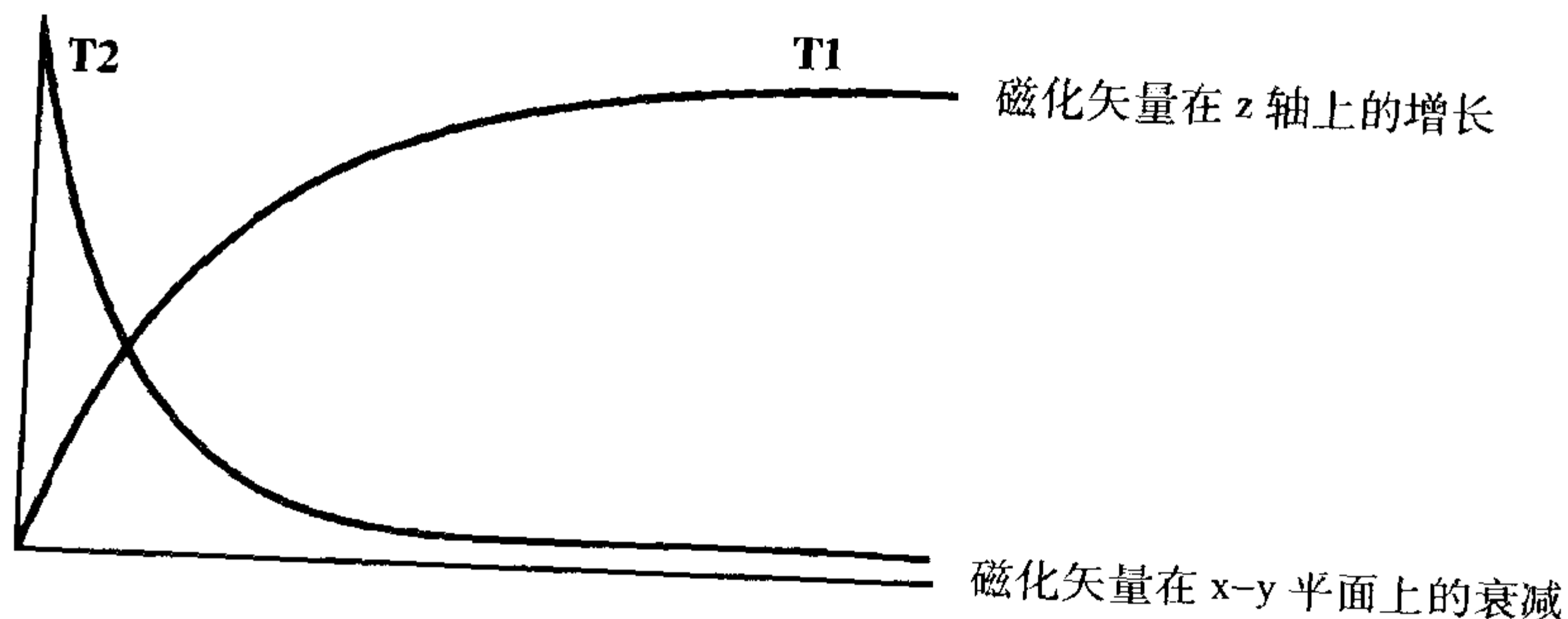


图 4-7 与前一个图相反,横向磁化矢量的衰减率数倍于纵向磁化矢量的恢复率。

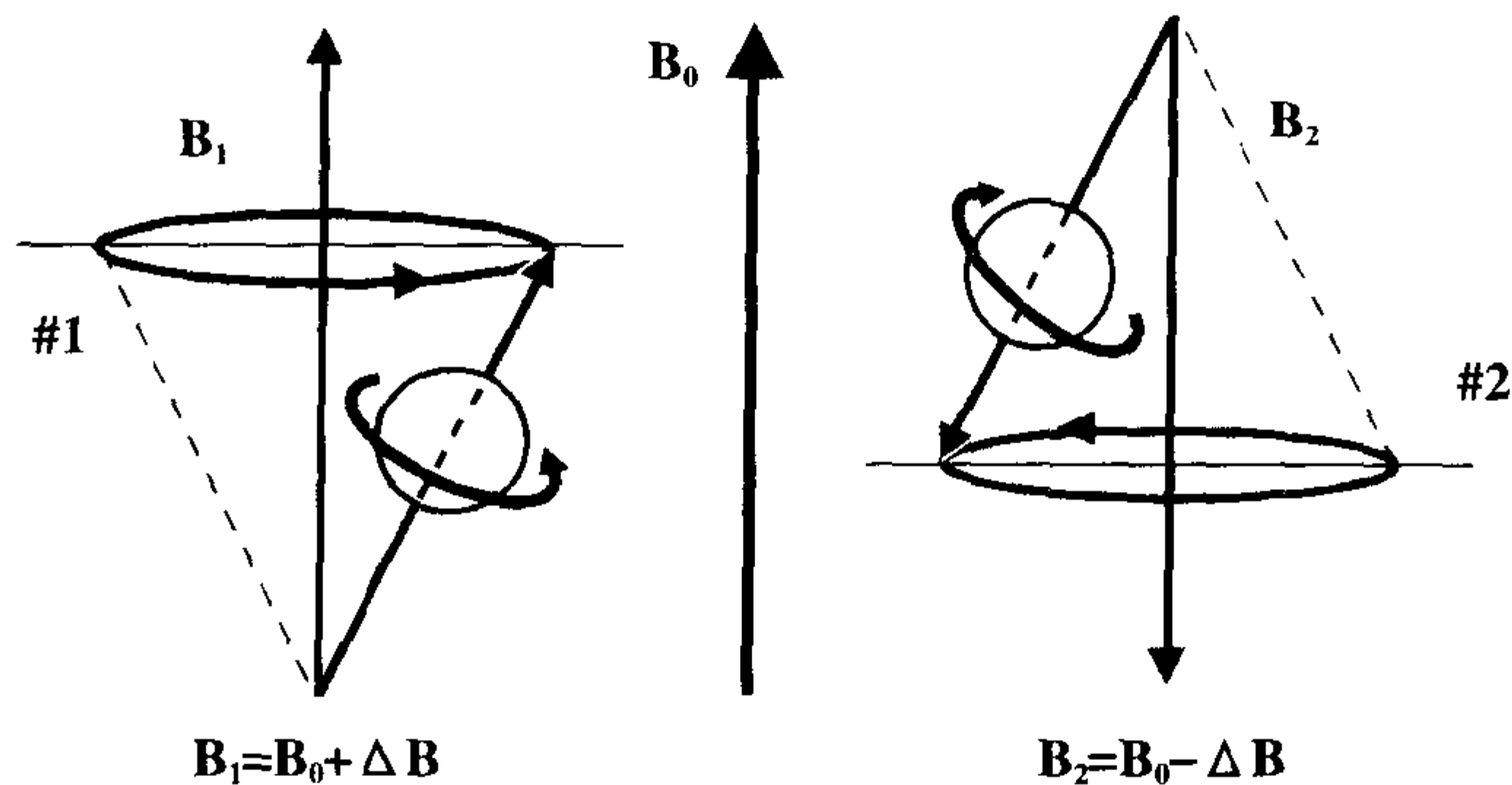


图 4-8 两个邻近的质子,一个沿磁场方向排列而另一个相反。

这两种现象共同造成了质子以略微不同的频率进行自旋。设想我们有三种质子:

1. 一种以真正的拉莫频率  $\omega_0$  进动。
2. 一种受到稍强磁场的影晌,以稍快于拉莫频率的频率  $\omega_0^+$  进动。
3. 一种受到稍弱磁场的影晌,以稍慢于拉莫频率的频率  $\omega_0^-$  进动。

如果我们等待足够长的时间,三种质子在 x-y 平面内将会完全不同相。这样在 x-y 平面内的净磁场将会变为零。

所以,在时间  $t=0$  时,所有的自旋都同相,它们的矢量和将达到最大磁化矢量。随着自旋彼此之间开始出现不同相,它们的矢量和将变得越来越小。当所有的自旋相位彼此完全相反时,它们的矢量和将为零。自旋-自旋相互作用的效果取决于自旋质子彼此之间的接近程度。例如,在水( $H_2O$ )中,质子就比固体组织中更分散。这样,在水中自旋-自旋相互作用造成的失相位的表现,将不如在固体组织中明显。

## 接收到的信号

让我们回到 x-y 平面,射频脉冲也在此平面内沿 x 轴排列。射频线圈(例如头和体线圈)常同时既是发射线圈也是接收线圈。信号在发射的相同位置被接收。是否记得带电粒子的运动可以产生磁场。反过来也是对的。磁场可以造成带电粒子,如电子的运动。如果我们有一根导线,其内的电子向某一个方向(远离我们)运动,(根据右手定则)可以确定磁场的方向(在此情况下,它指向上;图 4-9A)。同样地,如果我们有一根直导线和一个绕这根导线的振荡磁场,这个磁场就会引发导线内的电压和电流(图 4-9B)。

测量到的电流就是我们所说的信号。是否记得在  $90^\circ$  脉冲以后,磁化矢量在 x-y 平面内以频率  $\omega_0$  旋转。这个磁化矢量反映了许多进动质子的一系列现象。伴随每个质子的是一个也在进动的磁场。紧随  $90^\circ$  射频脉冲之后,质子群同相进动。当每一个自旋(或每一组自旋)的磁场都位于射频接收线圈的相同方向时,就可在射频接收线圈内产生一个非常大的信号。

因此,在  $t=0$  时(图 4-10A),所有的

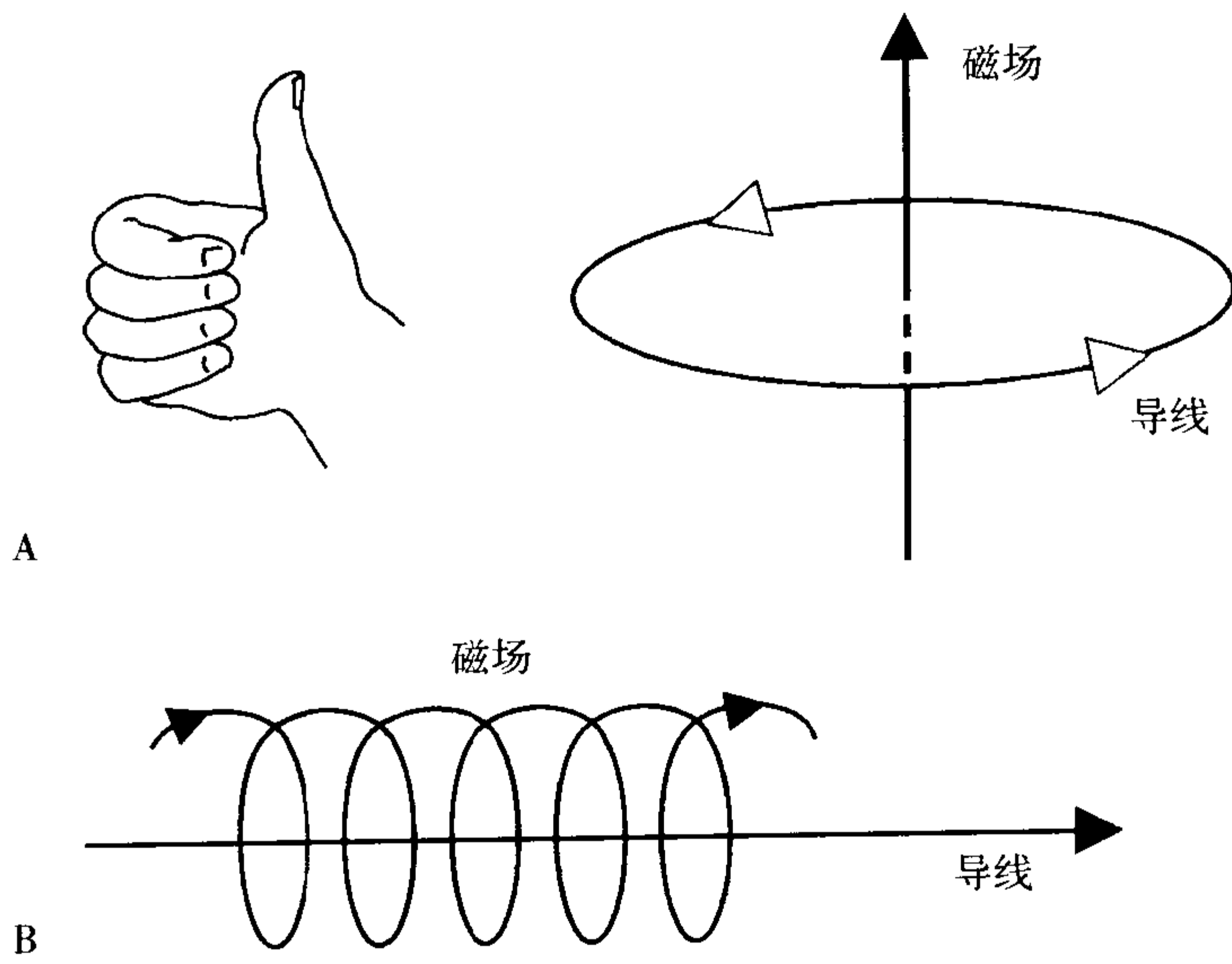


图4-9 A, B: 右手定则确定导线内电流所产生磁场的方向。

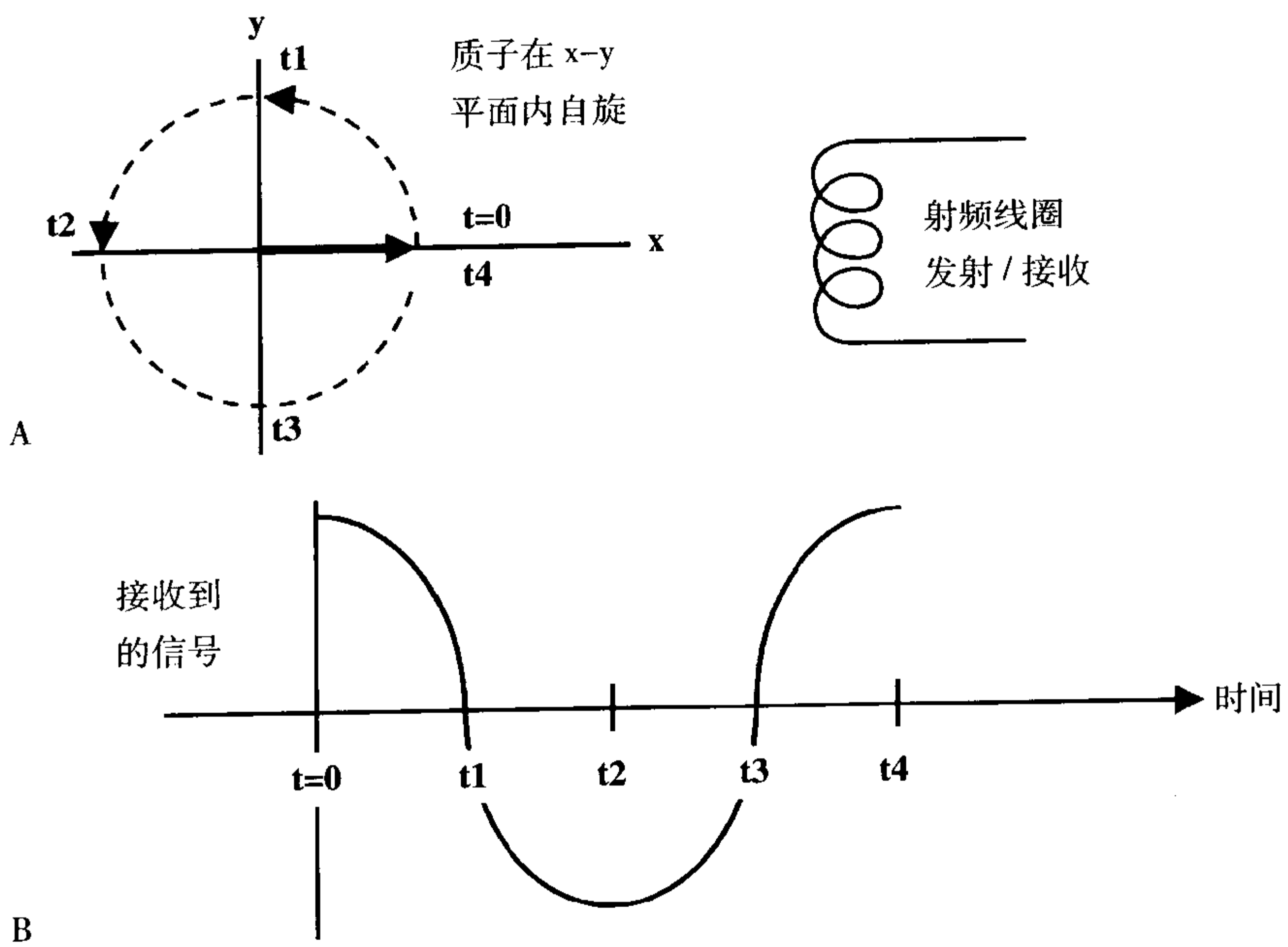


图4-10 在不同的时间点, 横向磁化矢量(A)与接收到的信号(B)之间的关系。

质子都沿射频线圈方向排列。当质子旋转  $90^\circ$ , 在  $t = t_1$  时, 磁化矢量沿  $x$  轴方向将没有分量。所有的磁化矢量都位于  $y$  轴。由于此射频线圈只能发现沿  $x$  轴的磁化分量变化。所以在  $t_1$  时刻, 无信号产生。再另外旋转  $90^\circ$  以后 (在  $t_2$  时刻), 可产生一个信号, 但它位于初始信号的相反方向。在  $t_3$  时刻, 在  $x$  轴上仍然没有磁化分量, 因此, 没有信号。在  $t_4$  时刻, 自旋再次沿接收线圈方向排列, 信号达到最大值。接收到信号的图形看起来将像一个正弦函数 (图 4-10B)。因为质子以频率  $\omega_0$  自旋, 接收到信号的频率也是  $\omega_0$ 。

但是, 接收到的信号真的是这样吗, 或是否还有其它影响因素?

## 自由感应衰减 (FID)

在一个理想状态, 如果我们有一个非常均匀的磁场, 接收到的信号才可能看起来像图 4-10B。然而, 这并不是实际发生的情况。实际发生的情况如下 (图 4-11): 我们由  $t = 0$ , 在  $x$  轴上开始。然而, 由于自旋

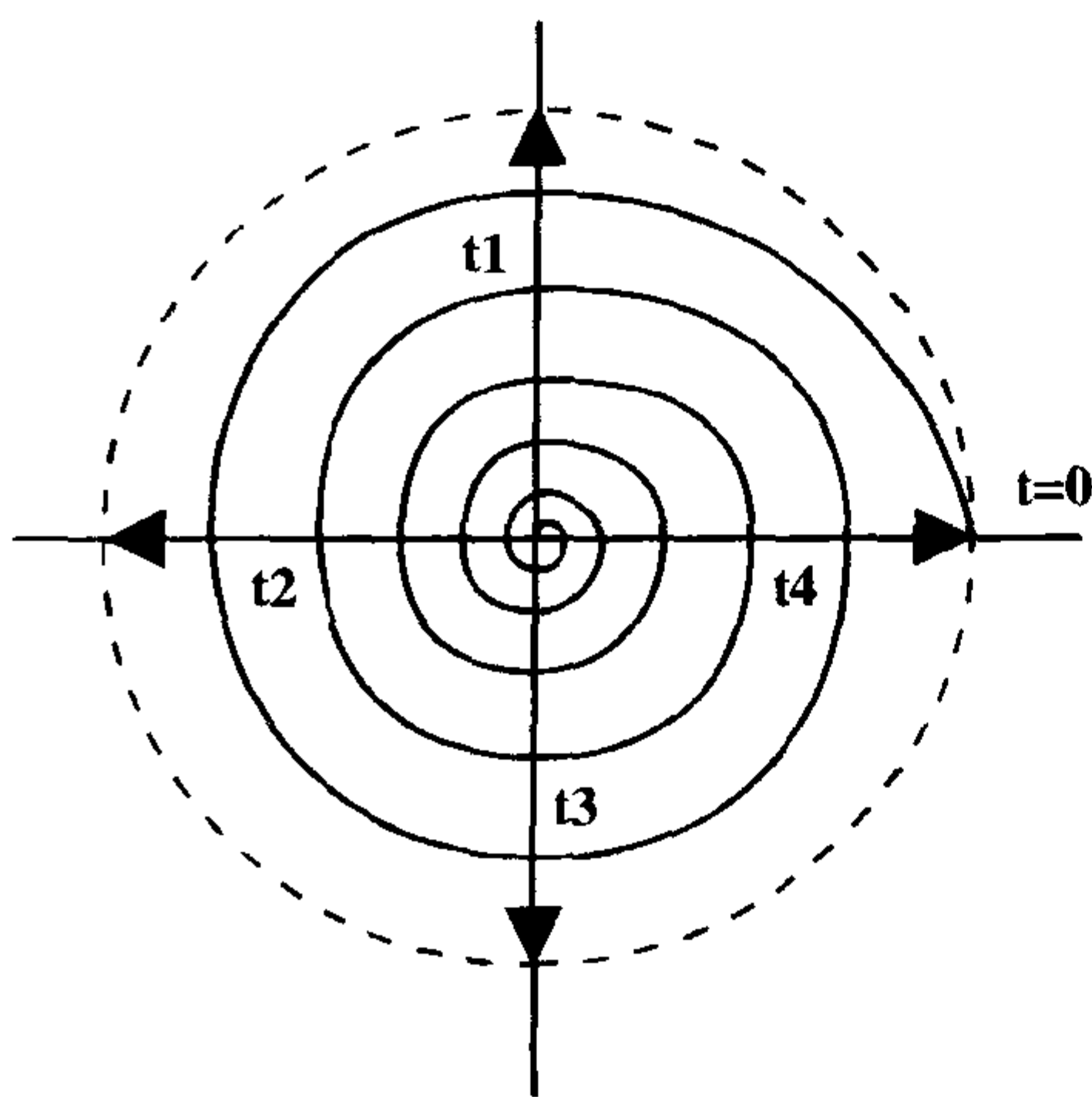


图 4-11 横向磁化的螺旋样衰减。

失相位 (也就是, 自旋-自旋相互作用和外磁场的均匀性), 当自旋到达  $t_4$  时刻时, 它们将会有轻度的失相位, 由自旋产生的信号将会比它原有的信号略弱些。随着时间的过去, 信号变得越来越小, 它呈螺旋形地走向  $x-y$  平面的中心。

信号矢量在  $x-y$  平面内进动的同时, 它的大小连续不断地衰减。那么射频接收线圈得到的信号看起来是什么样呢? 答案在图 4-12 中。此图像显示了接收线圈获得的信号的形状; 它是一个振荡、衰减的信号。它被称为自由感应衰减 (FID), 因为在关闭射频脉冲以后:

1. 自旋开始自由进动。
2. 信号开始随时间衰减。
3. 自旋在接收线圈内感应产生一个电流。

所以, 由振荡自旋产生了振荡磁场, 其在接收线圈内产生的感应电流, 即 FID。这个衰减的振荡信号, 可以用数学方法表示:

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2^*} (\cos \omega_0 t) \quad (\text{等式 4-3})$$

我们曾经见过此公式的组成各项 (参见第 1 章):

1.  $(\cos \omega_0 t)$ : 它是一个振荡波形的公式, 频率为  $\omega_0$ 。
2.  $(e^{-t/T_2^*})$ : 因为此信号为一个衰减信号, 公式中还包括一个指数函数。此指数函数的时间常数由  $T_2^*$  所决定。

因此, 接收到信号的主要形态取决于:

1. 信号的振荡, 以  $\cos \omega_0 t$  的形式变化。
2. 信号的衰减, 随衰减常数为  $T_2^*$  的指数函数  $e^{-t/T_2^*}$  进行衰减。

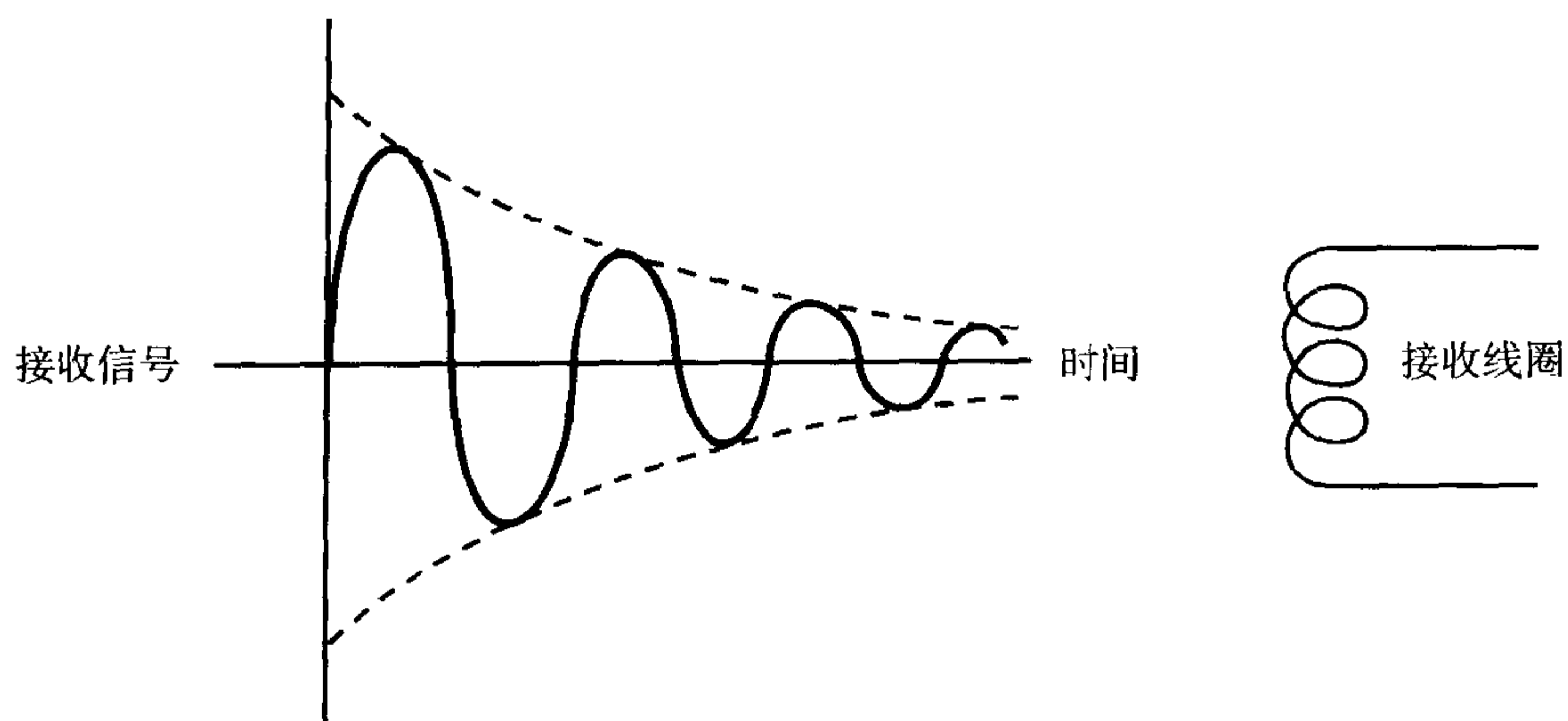


图 4-12 接收信号 (FID) 的衰减正弦波形。

### T2 和 T2\* 的区别

T2\* 衰减取决于二者共同作用：

1. 外磁场；
2. 自旋-自旋相互作用。

T2 衰减主要取决于自旋-自旋相互作用<sup>[1]</sup>。

因为组织的 T2，仅取决于自旋-自旋相互作用，所以其为固定值——我们不能控制质子之间的互相作用。T2\* 还受外磁场不均匀性的影响，所以并不是固定的。它随主磁场的均匀性而变。T2\* 总是小于 T2。T2\* 衰减总是快于 T2 衰减 (图 4-13)。下面的等式表明了二者的联系：

$$1/T2^* = 1/T2 + \gamma \Delta B$$

(等式 4-4)

式中 1/T 项是弛豫率，单位为秒<sup>-1</sup> (回想一下，1/T 是频率)。弛豫率 (1/T2\*) 取决于组织的弛豫率 (1/T2) 和外磁场的均匀性。如果我们有一个无任何不均匀性的理想磁场，那么  $\Delta B=0$  而  $T2^*=T2$ 。新型的 MRI 系统的磁场不均匀性较低，这样使得 T2\* 效应明显减低。但是，完全均匀的磁场是不可能的。所以，总是存在一定程度的 T2\* 效应。

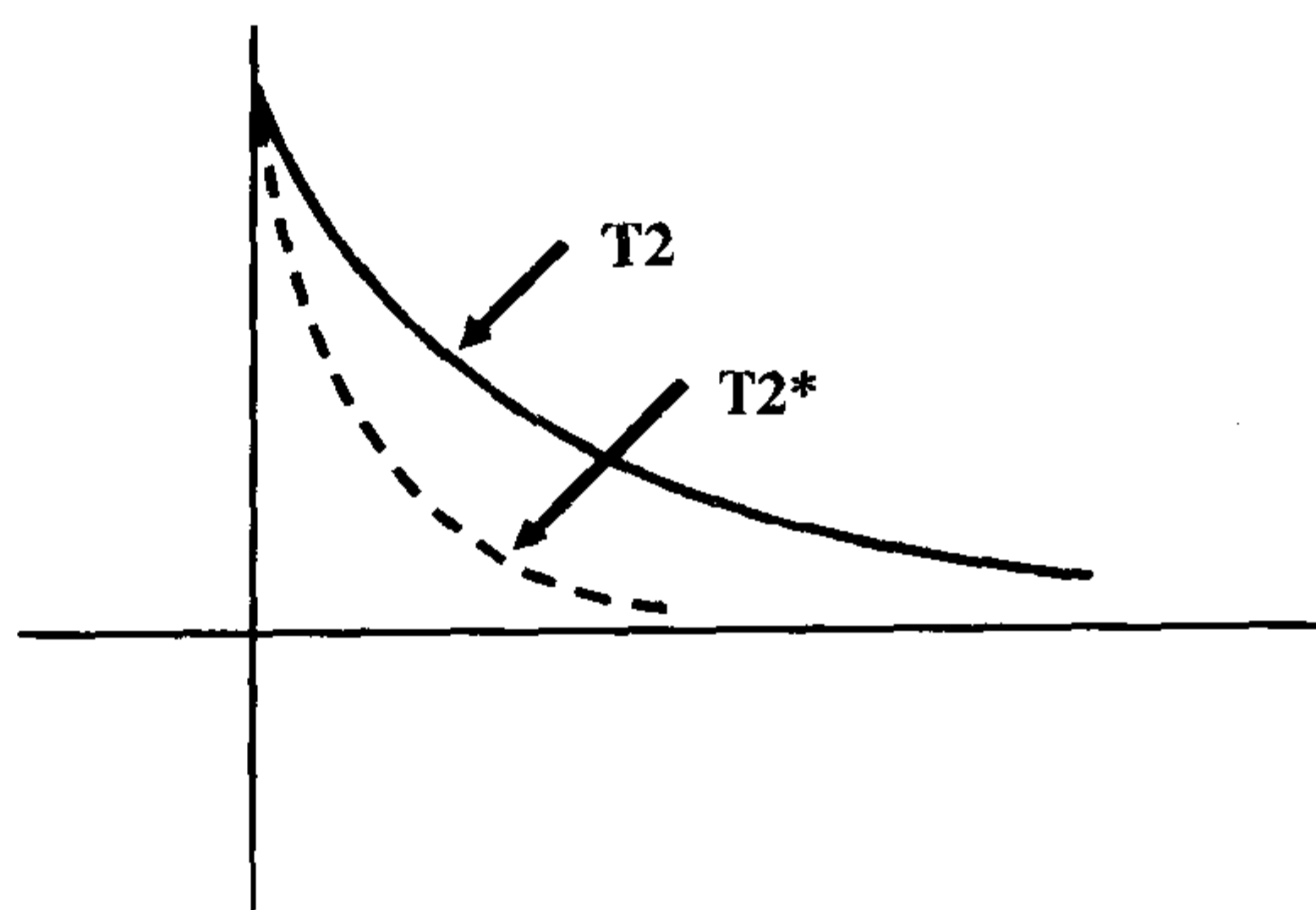


图 4-13 T2 和 T2\* 衰减曲线。

[1] T2 也取决于扩散 (也就是，自旋散布和离开晶格的快速程度)；但是，与自旋-自旋相互作用比较，这是一个较小的因素。

## 要点

---

1. 纵向磁化矢量的恢复速率由 T1 决定。
2. 横向磁化矢量的衰减速率由 T2 决定。
3. FID 的衰减速率由 T2\* 决定。
4. T1 比 T2 大 5~10 倍。
5. T2\* 总是小于 T2。
6. T2 是自旋-自旋相互作用(组织内部的不均匀性)的结果,而 T2\* 同时受内部和外部磁场(主磁场)的不均匀性的影响。
7. FID 由旋转的磁场产生,可在固定线圈内产生感应电流。

## 习题

---

4-1 是 / 否 判断:

- (a) T2\* 受外磁场的均匀性的影响
- (b) T2 受外磁场的均匀性影响
- (c) T2 受 T2\* 的影响
- (d) T2\* 受 T2 的影响

4-2 纵向磁化矢量的恢复正比于:

- (a)  $e^{-t/T1}$
- (b)  $1 - e^{-t/T1}$
- (c)  $1 - e^{-t/T2}$
- (d)  $e^{-t/T2}$
- (e) 以上各项都不是

4-3 横向磁化矢量的衰减正比于:

- (a)  $e^{-t/T1}$
- (b)  $1 - e^{-t/T1}$
- (c)  $1 - e^{-t/T2}$
- (d)  $e^{-t/T2}$

(e) 以上各项都不是

4-4 是 / 否 FID 的衰减率由 T2 决定。

4-5 下列哪个是正确的?

- (a)  $T2 > T2^* > T1$
- (b)  $T2^* > T2 > T1$
- (c)  $T1 > T2 > T2^*$
- (d)  $T1 > T2^* > T2$

4-6 将下面的 2 项:

(i) T1; (ii) T2

与下面的 2 项配对:

- (a) 纵向磁化矢量的恢复
- (b) 横向磁化矢量的恢复

# 5

## TR、TE 和组织对比

### 简介

在以前的章节中，我们讨论了 T1 和 T2，纵向和横向磁化矢量，以及射频脉冲的作用。很明显，仅仅通过做一次前面章节所介绍的操作，我们并不能产生一幅图像。为得到各种类型的空间信息，此过程必须被重复很多次，就像我们将在后面看到的。这就是 TR 和 TE 发挥作用的地方。参数 TR 和 TE 分别与组织参数 T1 和 T2 有密切的关系。但是，与 T1 和 T2 不同，此二者是组织的固有特性，因而是固定不变的；TR 和 TE 可以被操作者所控制和调整。实际上，我们在后面将会看到，根据临床需要的不同类型要求，恰当地设置 TR 和 TE，我们可以更多地“权重” T1 或 T2 成分。

我们实际中是如何检测这个信号的呢？病人位于大磁场内（图 5-1A），我们应用一个 90° 射频脉冲，使磁化矢量偏转到 x-y 平面（图 5-1B），然后，我们关闭 90° 射频脉冲，磁化矢量开始在 z 方向上增长，而在 x-y 平面内衰减（图 5-1C）。习惯上，我们在 x 方向上施加射频脉冲，因为这个

原因，在旋转参照系内，脉冲结束时磁化矢量位于 y 轴方向（图 5-1b）。

在 90° 射频脉冲以后，我们有一个衰减中的横向磁化矢量  $M_{xy}$ （它是磁化矢量在 x-y 平面内的分量）和一个恢复中的纵向磁化矢量  $M_z$ （它是磁化矢量沿 z 轴方向上的分量）。是否记得仅有沿 x 轴方向的信号才能够被接收，也就是，只有沿射频发射接收线圈方向的信号才能被接收。接收线圈只能识别振荡的信号（像交流电），而不能识别非振荡的电压变化（像直流电）。这样，磁化矢量在 x-y 平面内的旋转可以在射频线圈内产生一个信号，而沿 z 轴的磁化矢量变化不会产生任何信号。

在时间  $t=0$  时，信号位于最大值。随着时间的过去，由于失相位（参见第 4 章），正弦函数形式的信号逐步降低（图 5-2）。信号的衰减曲线由下式决定：

$$e^{-t/T_2^*}$$

信号的正弦特征由下式决定：

$$\cos \omega t$$

因此，衰减的正弦信号是由二者的乘



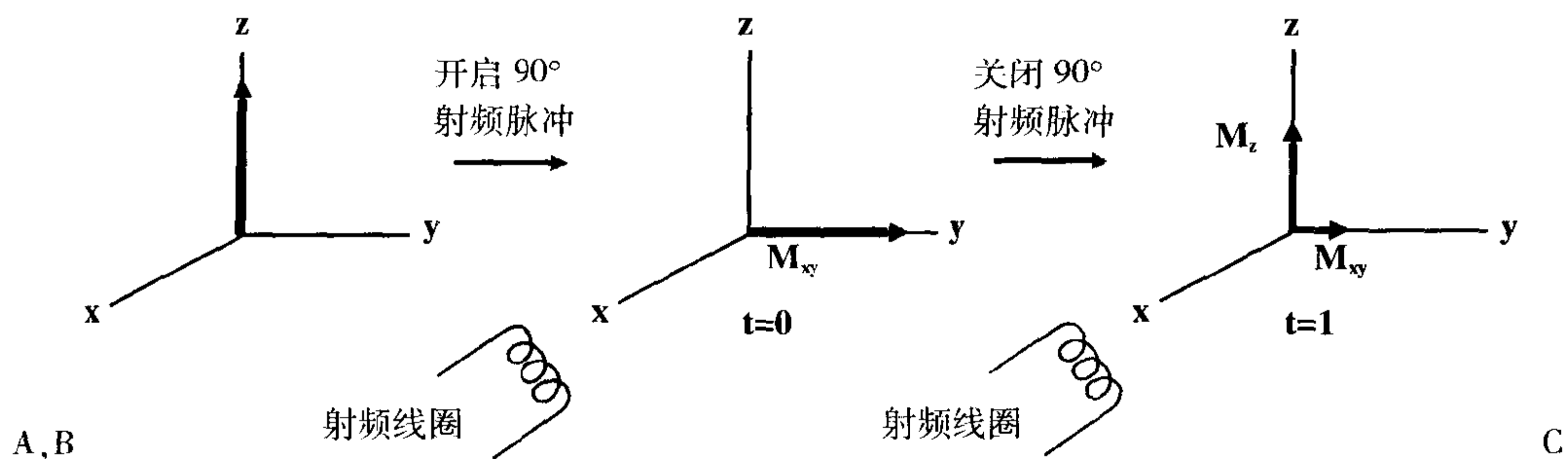


图 5-1 A:施加射频脉冲以前的纵向磁化。B:施加射频脉冲后,磁化矢量被翻转到 x-y 平面。C:经过一段时间,  $M_z$  恢复了一部分,而  $M_{xy}$  衰减了一部分。

积所决定:

$$(e^{-t/T_2^*}) (\cos \omega t)$$

当  $t=0$  时:

$$\cos \omega t = \cos \omega (0) = \cos 0 = 1$$

$$e^{-t/T_2^*} = e^0 = 1$$

当  $t=0$  时,  $(e^{-t/T_2^*}) (\cos \omega t) = 1$ 。这样,在时间=0 时,信号为最大值 (也就是 100%)。随着时间的增加,正弦函数 ( $\cos \omega t$ ) 和指数衰减函数 ( $e^{-t/T_2^*}$ ) 的乘积,最终衰减到零 (图 5-3)。

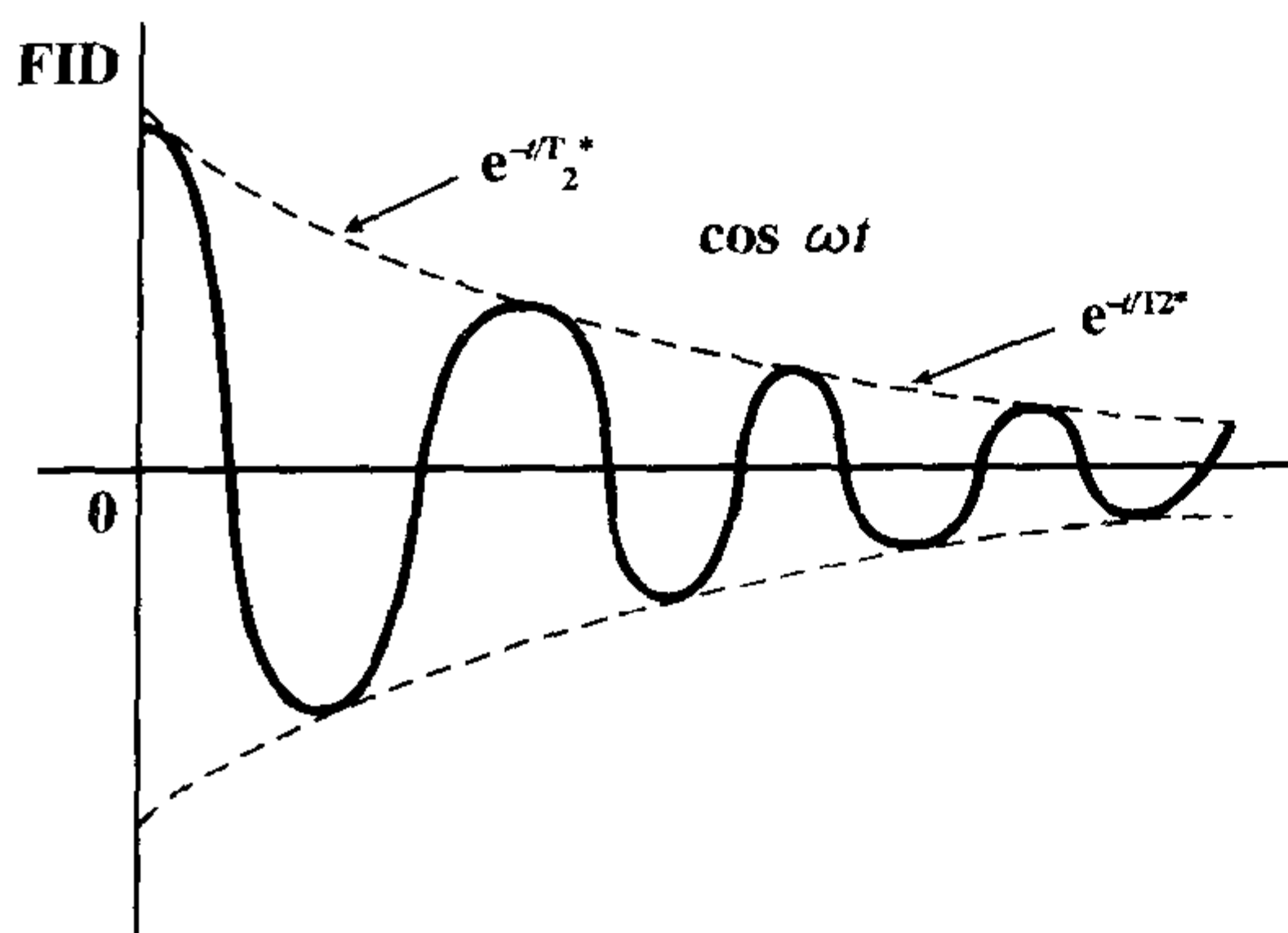


图 5-2 接收到的信号 (FID) 具有一个衰减的正弦函数波形。

当我们把病人放入磁体内以后,他或她会得到暂时的磁化,也就是他或她体内的质子将变得沿外磁场的  $z$  轴方向排列。我们然后以拉莫频率发射一个射频脉冲,我们立刻就会得到一个自由感应衰减 (FID;图 5-4)。这个过程可以产生一个信号——FID 信号,由整个病人而产生。它并没有给我们提供关于信号的来源部位的任何信息。这个 FID 是来自于病人体内所有不同氢质子的“合唱”,无空间分辨能力。为得到相应的空间信息,我们必须设法区分信号在  $x$ 、 $y$  和  $z$  轴上的坐标位置。此时,梯度开始发挥作用。梯度线圈的目的就是对信号进行空间编码。

为了对信号进行空间编码,我们必须在变化梯度时多次施加射频脉冲,而依次得到多个 FID 或其它信号 (如自旋回波)。当我们把从多个 FID 中获得的信息放到一起的时候,我们可以得到生成一幅图像的足够信息。如果我们仅仅施加一次射频脉冲,我们只能得到一个信号 (一个 FID),而我们不能从一个信号中产生一幅图像 [这种说法的一个例外情况就是平面回波成像 (EPI),它在一次射频脉冲后进行,参见第 22 章]。

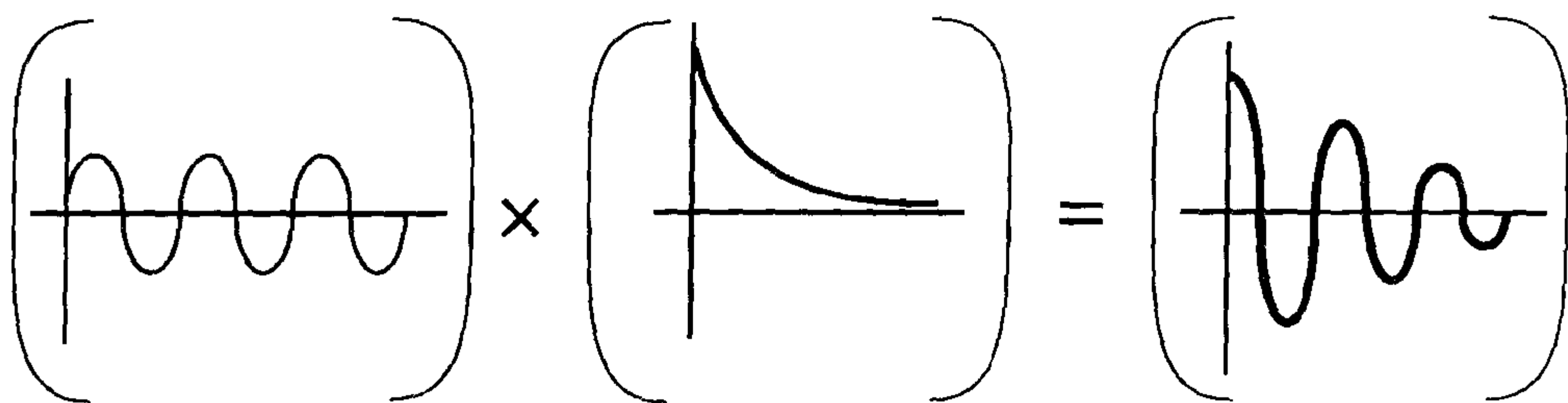


图 5-3 正弦信号和指数衰减信号的乘积产生一个衰减的正弦函数。

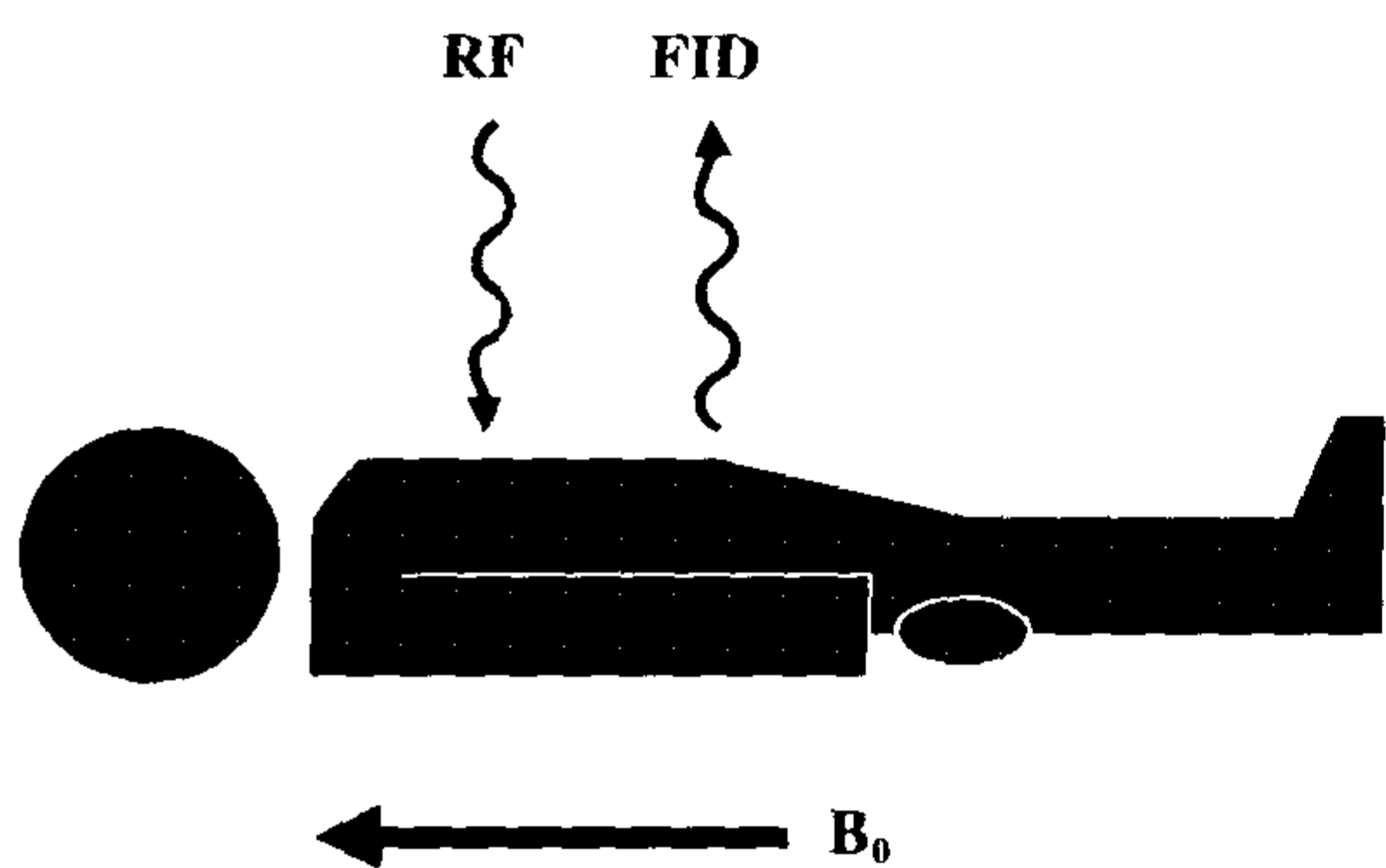


图 5-4 发射射频脉冲后,立刻形成一个 FID 信号。

1. 就在时间  $t=0$  之前,磁化矢量沿  $z$  轴方向分布。此磁化矢量  $M_0$  的大小为  $M_0$ 。

2. 紧随射频脉冲,  $t=0$  以后,磁化矢量  $M_{xy}$  位于  $x-y$  平面内,  $z$  轴上没有磁化矢量的分量。在  $t=0^+$  时,  $M_{xy}$  大小为  $M_0$ 。

3. 随着时间的过去,到达  $t=TR$  时,磁化矢量在  $z$  轴方向有些恢复,在  $x-y$  平面内有部分(或全部)丧失。我们假定在  $TR$  时横向磁化矢量  $M_{xy}$  非常小。如果我们现在施加另一个  $90^\circ$  射频脉冲,会怎么样呢? 我们会翻转此刻的纵向磁化矢量到  $x-y$  平面。但是,在时间  $TR$  时磁化矢量  $M_z$  的大小是多少呢? 因为

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1})$$

那么在  $t=TR$  时,

$$M_z(TR) = M_0(1 - e^{-TR/T_1}) \quad (\text{等式 5-1})$$

## TR (重复时间)

在我们施加一个  $90^\circ$  射频脉冲以后(图 5-5 中为我们用来表示  $90^\circ$  射频脉冲的符号),我们还会施加另一个。它们的间隔时间被称为  $TR$  (重复时间)。

在连续地施加  $90^\circ$  脉冲的时候,  $T_1$  恢复曲线有什么变化呢(图 5-6)?

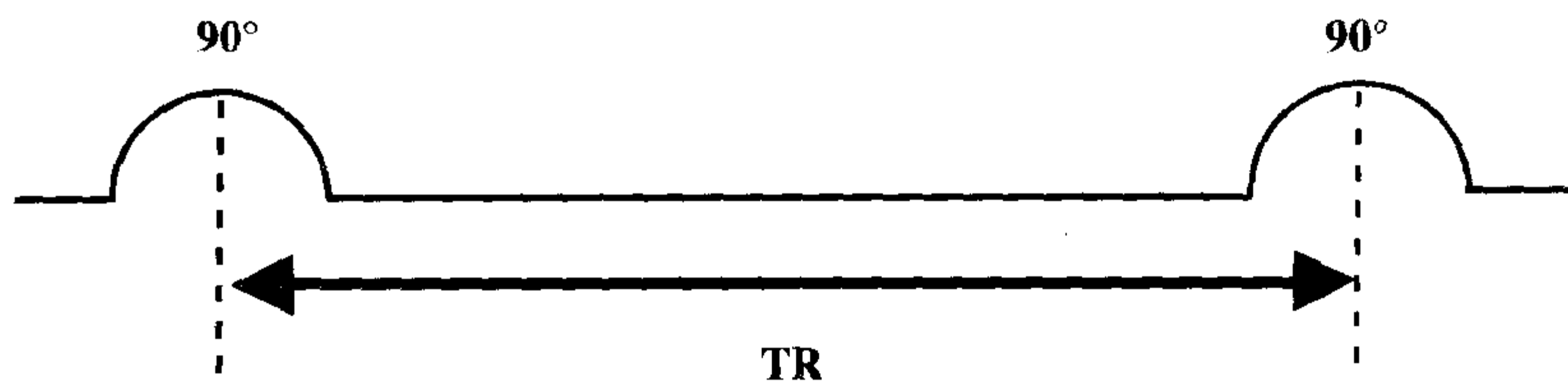


图 5-5 TR 代表两个连续的  $90^\circ$  射频脉冲间的时间间隔。

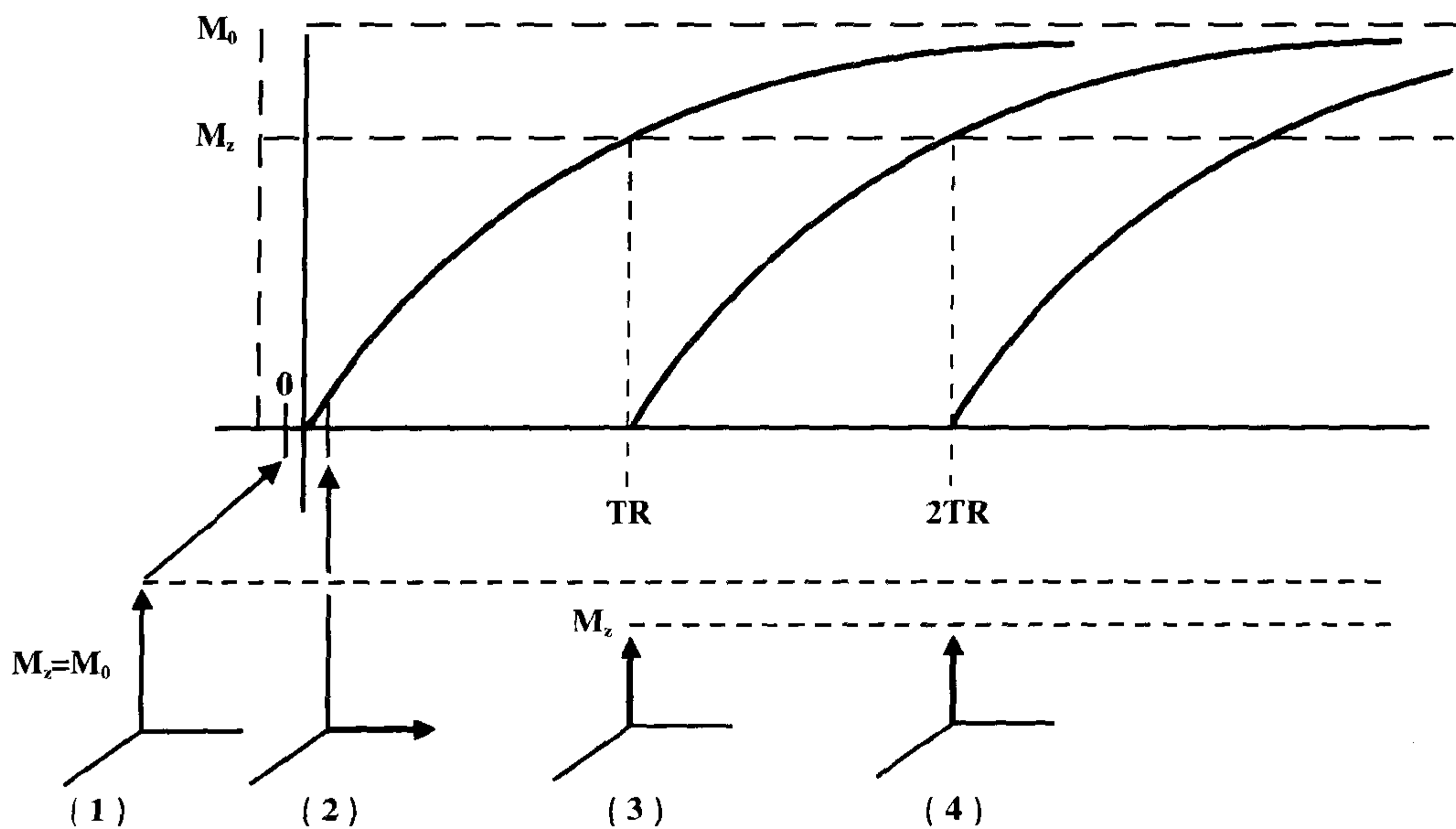


图 5-6 连续的 RF 脉冲以后的恢复曲线。

4. 正如我们看到的 T1 恢复曲线, 由于第二个  $90^\circ$  射频脉冲施加时, 磁化矢量  $M_z$  尚未完全恢复, 在 TR 时刻的磁化矢量 ( $M_z$ ) 小于初始磁化矢量  $M_0$ 。

5. 在磁化矢量翻转回 x-y 平面以后, 它将再次开始沿 z 轴增长 (根据 T1 恢复曲线), 直至下一个 TR 时间, 它将再次被翻转到 x-y 平面。我们现在就有一系列磁化矢量尚未完全恢复的指数曲线。

### 接收到的信号

现在我们看一下我们接收到的信号 (S)。因为我们仅施加了一系列  $90^\circ$  射频脉冲, 信号将是一系列自由感应衰减:

1. 在  $t=0$  时, 初始信号将是一个较强的 FID, 类似图 5-7A 中所示。
2. 在  $t=TR$  时, 信号强度将略有减小,

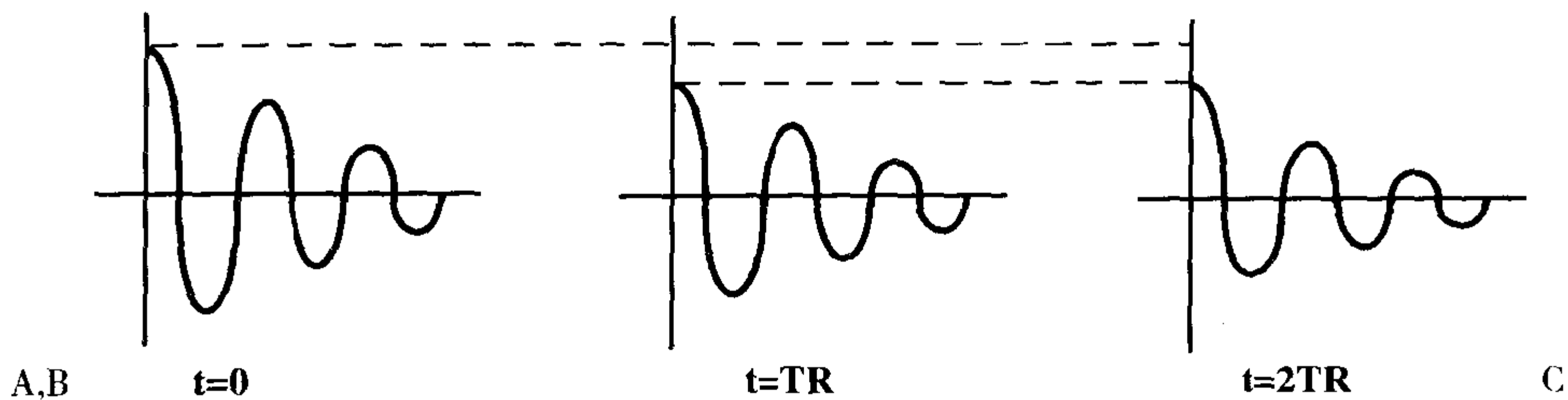


图 5-7 连续的射频脉冲后的 FID 信号: A:  $t=0$  时; B:  $t=TR$  时; C:  $t=2TR$  时。

但仍是一个 FID (图 5-7B)。

3. 在  $t=2TR$  时, 信号强度将与图 5-7B 中的相等 (图 5-7C)。

因为  $T1$  恢复曲线由公式  $1-e^{-t/T1}$  所决定, 如果我们想在施加完射频脉冲后没有任何延迟, 立即就进行信号检测, 那么每个 FID 的信号将正比于:

$$1-e^{-TR/T1}$$

(实际上这是不可能实现的。) 到现在, 我们可得出信号  $S$  的如下公式:

$$S \propto 1-e^{-TR/T1}$$

记住“信号”实际上是一个相对量。我们得到的信号是一个没有量纲的数值, 也就是, 它没有单位。如果我们处理具有很多移动质子的组织, 那么, 不考虑组织的  $TR$  和  $T1$  因素, 可移动的质子越多, 我们得到的信号也就越多 (参见第 2 章)。因此, 我们还必须考虑可移动质子的数量  $N(H)$ :

$$S \propto N(H) (1-e^{-TR/T1})$$

(等式 5-2)

对于某种给定组织,  $T1$  和质子密度都是恒量, 接收到的信号取决于以上公式。如果我们在  $TR$  时刻, 施加  $90^\circ$  脉冲以后立刻测量 FID 信号, 我们会得到一个最大信号, 等于  $N(H) (1-e^{-TR/T1})$ 。这样, 如果我们能够刚好在  $90^\circ$  脉冲结束时, 也就是在 FID 刚开始的时刻进行检测, 我们在各  $TR$  间隔时刻 (如,  $1TR$ 、 $2TR$ ) 时, 采集到的 FID 信号将是最大的。但是, 实际上, 我们必须等待一段时间, 直到电子系统允许我们进行检测。

## TE (回波延迟时间或回波时间)

TE 表示回波延迟时间 (或回波时间)。我们等待一小段时间, 然后进行检测, 而不是在射频脉冲以后立刻就进行检测 (这是我们无论如何也办不到的)。这一小段时间间隔, 就是 TE。

让我们回到  $T2^*$  衰减曲线, 看看发生了什么。在  $x-y$  平面内, 由于以下两个原因, FID 信号以很快的速率衰减:

1. 外磁场的均匀性;
2. 自旋-自旋相互作用。

信号以  $T2^*$  的速率按指数衰减函数的形式进行衰减:

$$e^{-t/T2^*}$$

从上式我们可以看出, 如果我们在信号有任何衰减以前, 马上就进行检测, 信号将会等于最初翻转到  $x-y$  平面时的磁化矢量 ( $M_0$ ) (图 5-8 中的点 1)。然而, 如果我们等一小段时间 (TE) 再检测信号, 它将看起来像图 5-8 中的点 2:

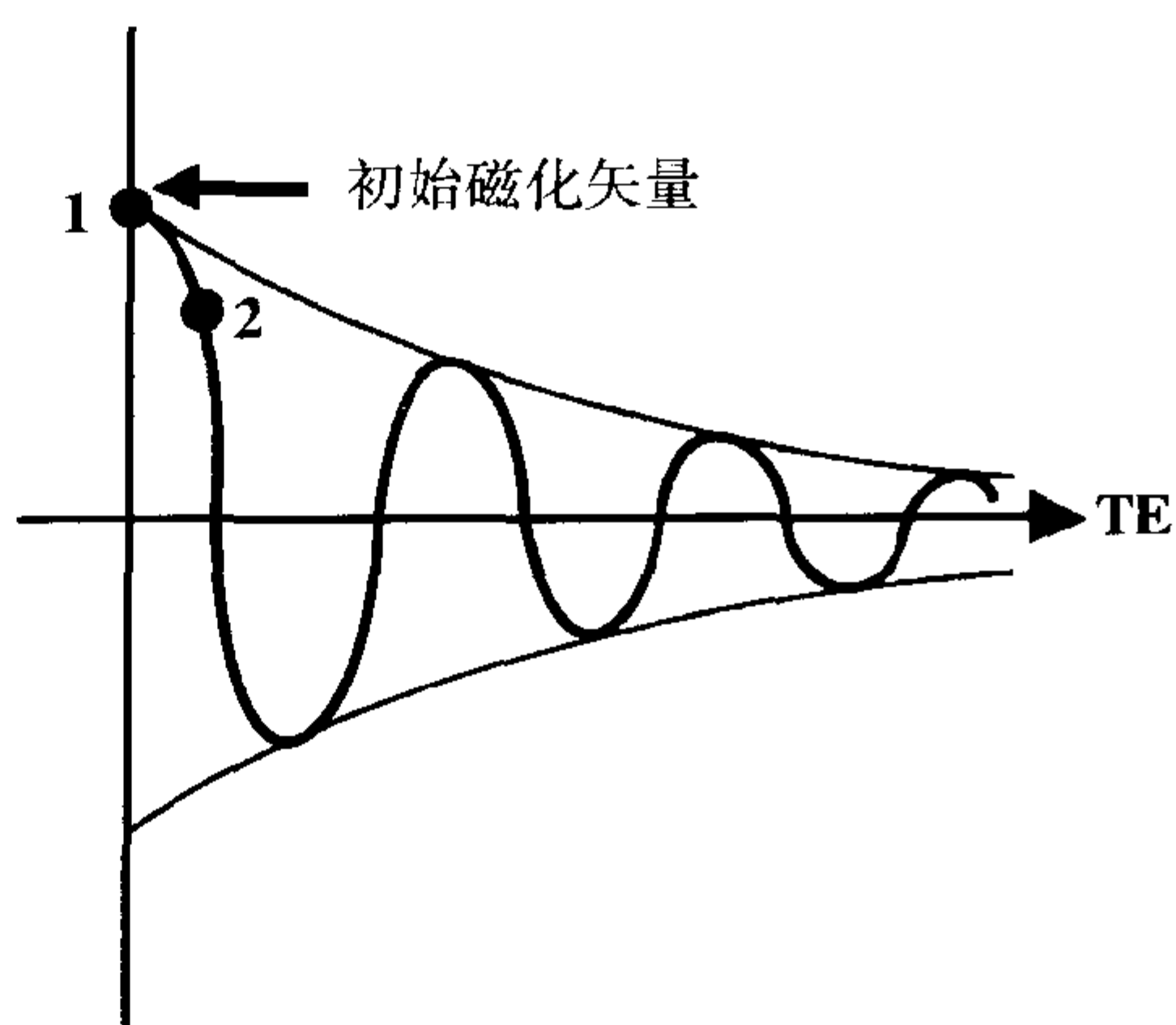


图 5-8 在 0 时刻时, FID 的值为  $M_0$ , 而在 TE 时刻为  $M_0 \cdot e^{-TE/T2^*}$ 。

$$M_0 (e^{-TE/T2^*}) \quad (\text{等式 5-3a})$$

现在我们必须把两条曲线放到一起，因为 T1 恢复和 T2 衰减过程是同时发生的（图 5-9）。

让我们回到 T1 恢复曲线。在 90° 射频脉冲以后，自旋翻转到 x-y 平面。在一个时间间隔 TR 以后，接收到的纵向磁化矢量的大小为：

$$M_0 (1 - e^{-TR/T1}) \quad (\text{等式 5-3b})$$

我们在这条 T1 恢复曲线上，以两个新坐标轴添加另外一条曲线，T2\* 衰减曲线。此 T2\* 衰减曲线由 T1 恢复曲线上的  $M_0(1 - e^{-TR/T1})$  点开始，然后很快衰减。新曲线的衰减率由 T2\* 决定，按下面的公式衰减：

$$e^{-TE/T2^*}$$

在一段时间 (TE) 以后，我们可以检测信号。TE 时的信号值将是 T1 恢复曲线的最大信号强度的一个函数。换句话说，它将是等式 5-3a 和 5-3b 的乘积：

$$\text{信号} = S \propto M_0 (1 - e^{-TR/T1}) (e^{-TE/T2^*})$$

此图中容易混淆的事情是存在两组坐标轴（图 5-9）：

1. 第一组坐标轴与 TR 有关；
2. 第二组坐标轴与 TE 有关。

如果依照比例画出它们，T2 曲线的衰减 (TE 的时间范围) 将会比 T1 曲线的恢复 (TR 的时间范围) 快得多。无论如何，此图形可以给我们一个关于最终的信号强度将如何变化的直观概念。因为初始的纵向磁化矢量  $M_0$  与可移动的质子数成正比，也就是，

$$M_0 \propto N(H)$$

那么，通常情况下，我们检测到的信号强度为：

$$\text{信号强度} = SI \propto N(H) (e^{-TE/T2^*}) (1 - e^{-TR/T1})$$

(等式 5-4)

(T2 与 T2\* 的区别在于是否采用自旋回波技术纠正外磁场的均匀性。)

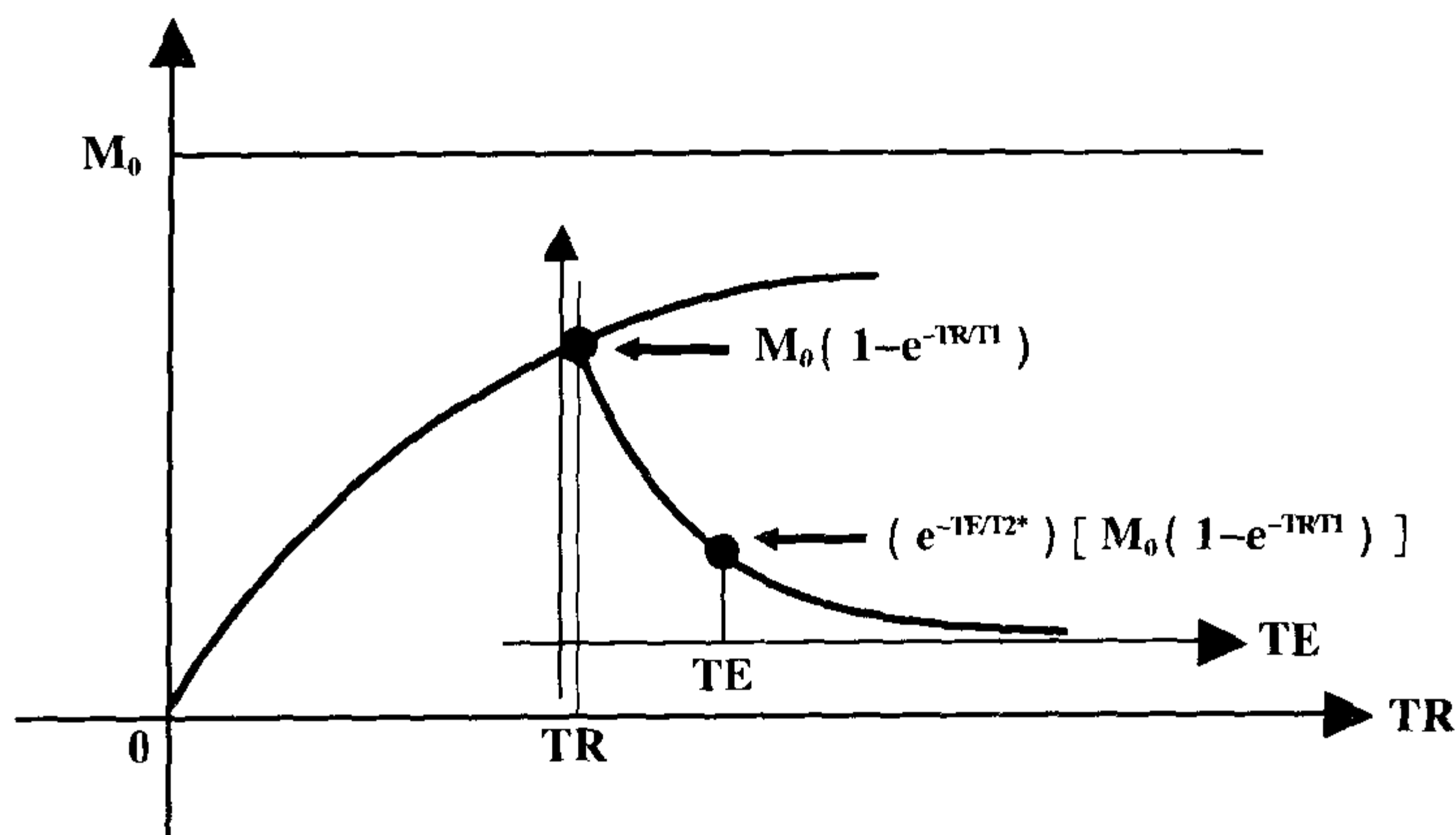


图 5-9 画在同一幅图中的恢复曲线和衰减曲线。

## 组织对比(T1 和 T2 加权)

让我们看一下当我们处理两种不同的组织时将发生什么情况。到目前为止,我们一直研究单一的组织,但是现在我们考虑两种组织:组织 A 和组织 B。

问:在图 5-10A 中的两种组织中,哪种的 T1 更长?

答:组织 A 的 T1 更长(它需要较长的时间进行恢复)。

如果我们沿每条曲线在起点处画一条切线,组织 A 较组织 B 有更长的 T1。然而,仅凭借观察这两条曲线,组织 A 到达平衡状态较组织 B 需要更长的时间。让我们看看,如果我们有二个不同的 TR:

1. 短 TR=TR<sub>1</sub>;
2. 长 TR=TR<sub>2</sub>。

问:在图 5-10B 中,哪个 TR 可以有更好的组织对比?

答:TR<sub>1</sub> 有更好的组织对比。

让我们返回到等式 5-4,看一下这个答案有什么意义:

$$SI=N(H)(e^{-TE/T2^*})(1-e^{-TR/T1})$$

式中 SI 代表信号强度。如果 TR 接近无限大,那么  $1-e^{-TR/T1}$  接近 1。即如果  $TR \rightarrow \infty$ ,那么  $1-e^{-TR/T1} \rightarrow 1$  而  $SI \rightarrow N(H)(e^{-TE/T2^*})$ 。如果 TR 很长,我们可以去除等式中的 T1 成分。它在实践中的意义就是我们可以通过很大的 TR 来去除(或更实际地说,是减少)T1 的作用。

长 TR 减少 T1 作用。

实际上,我们不可能达到足够长的 TR 来完全 100%消除 T1 的作用,但是我们无疑可以通过采用一个 2000~3000ms 的 TR (通常,如果 TR 是 T1 的 4~5 倍,那么 T1 的作用就可以忽略),从而使 T1 的作用最小。让我们回到图 5-10B,看看在 TR=TR<sub>1</sub> 时会出现什么情况。在此点时,TR 不够长,不能消除等式  $(1-e^{-TR/T1})$  中的 T1 项。所以

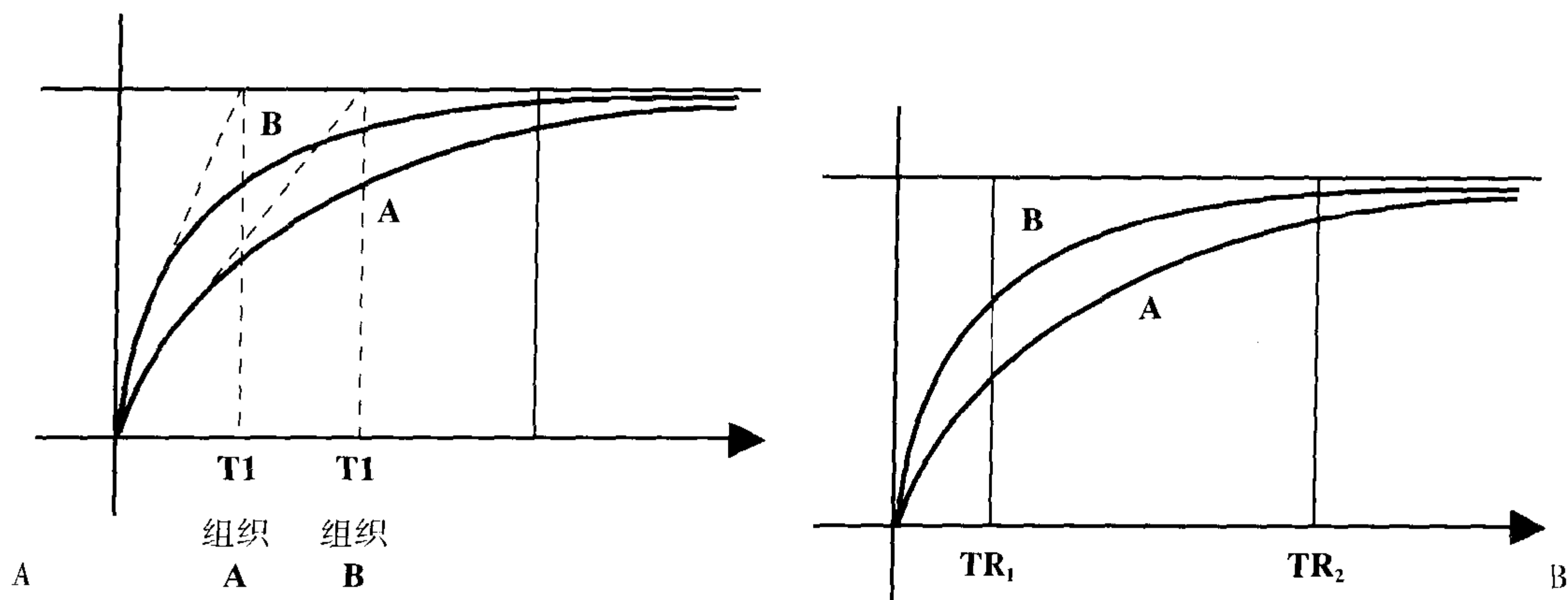


图 5-10 A:具有不同 T1 的两种组织 A 和 B。哪个 T1 更长? B:考虑恢复曲线上的两种不同的 TR,哪个 TR 可产生 A 与 B 的更好对比?

我们可得出：

$$\frac{\text{信号强度(组织 A)}}{\text{信号强度(组织 B)}} = \frac{(1 - e^{-TR/T1(\text{组织 A})})}{(1 - e^{-TR/T1(\text{组织 B})})}$$

由于组织 A 和组织 B 的 T1 不同，短 TR 可以显示出组织 A 和组织 B 的不同对比。这样，采用短 TR，可以根据不同的 T1 值区别两种不同组织。换句话说，在短 TR 时我们可以得到组织的 T1 对比。

短 TR 增加 T1 对比。

当我们想评价 T1 时，我们不希望 TR 很长，因为我们已经学过当  $TR \rightarrow \infty$ ，那么  $1 - e^{-TR/T1}$  接近 1，这样会去除 T1 的作用。然而，我们也不希望 TR 太短。如果 TR 接近零，那么

$$e^{-0/T1} = e^0 = 1$$

而

$$1 - e^{-TR/T1} = 1 - 1 = 0$$

在这种情况下，由于 TR 非常短，我们最终得不到信号。理想地讲，我们希望 TR 与所研究组织的 T1 差别不要太大。

## T2\* 组织对比

让我们考虑两种组织间的 T2\* 组织对比。

问：在图 5-11A 中，哪种组织的 T2\* 更长？

答：同样，如果我们在  $t=0$  处画各条曲线的切线，我们可以发现组织 A 有更长的 T2\*。不同的是，组织 A 的信号衰减较组织 B 需要更长的时间。

让我们选择两个不同的 TE（图 5-11B）。我们在这儿有两个 TE：

1. 短 TE=TE<sub>1</sub>；
2. 长 TE=TE<sub>2</sub>。

问：在图 5-11B 中，哪个 TE 可在组织 A 与组织 B 间产生更强的组织对比？

答：TE<sub>2</sub> 可以产生更强的组织对比。

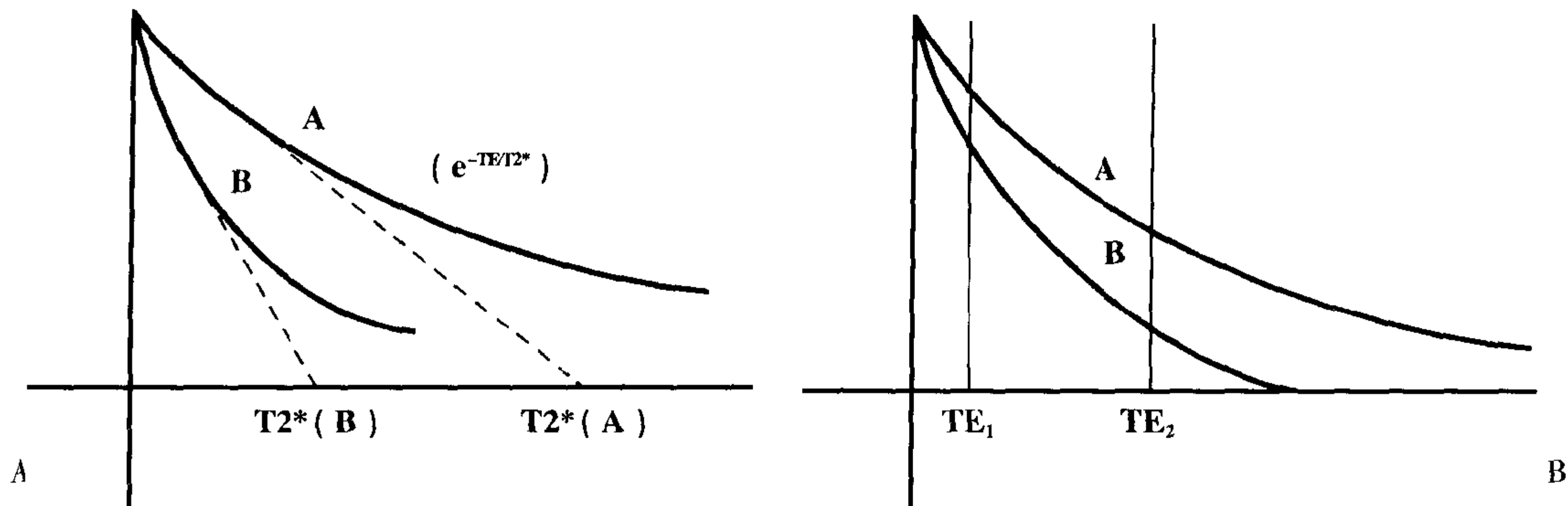


图 5-11 A:具有不同的 T2\* 的两种组织 A 和 B。哪种组织的 T2\* 更长？ B:在衰减曲线上考虑两个不同的 TE。哪个 TE 可以产生 A 与 B 间的更好组织对比？

我们再看一下信号强度的公式(等式 5-4):

$$SI=N(H)(e^{-TE/T2^*})(1-e^{-TR/T1})$$

如果 TE 非常短(接近零),那么  $e^{-TE/T2^*}$  接近 1。

$$TE \rightarrow 0 \Rightarrow e^{-TE/T2^*} \rightarrow e^0 = 1$$

那么

$$\begin{aligned} \text{信号强度} &= N(H)(1)(1-e^{-TR/T1}) \\ &= N(H)(1-e^{-TR/T1}) \end{aligned}$$

这就意味着,在非常短的 TE 时,我们

可以去除等式中的  $T2^*$  作用。这样,我们可以采用非常短的 TE 消除(或,实际上仍然是减少)组织内的  $T2^*$  作用。

短 TE 降低  $T2^*$  作用。

我们可以从图形(图 5-11B)中看出或通过等式(等式 5-3)计算验证这一点。当我们采用一个长 TE 时,可以增加组织的  $T2^*$  对比。这样做虽然降低了信噪比(因为长 TE 造成了更大的信号衰减),但提高了组织对比。

## 要点

1. 长 TR:降低 T1 效应。
2. 短 TR:增加 T1 效应。
3. 短 TE:降低  $T2^*$  效应。
4. 长 TE:增加  $T2^*$  效应。

## 习题

5-1 在图 5-12 的图形中,为方便起见将 T1 和 T2 曲线画在一起。假定 T1 和 T2 值如下:

白质(WM): T1=500,  
T2=100ms

脑脊液(CSF): T1=2000,  
T2=200ms

也假定白质和脑脊液二者的自旋密度  $N=100$ 。

(a) 在 TR=2000ms 时,求出脑白质与脑脊液的相对信号强度的比值(也就是,图中的 A 点和 B 点)。

(b) 计算 TE 的交叉点,即脑白质和脑脊液有相等的 T2 信号时的回波时间(C 点)。

(c) 现在,计算脑白质和脑脊液在 TE=25ms(第一个回波)和 TE=100ms(第二个回波)时的信号强度,脑脊液/脑白质的比值。

(d) 当 TR=3000ms 时,重复以上(a)~(c)的过程,观察二者中的一个如何在第二个回波中获得更高的 T2 加权信号(更大的脑脊液/脑白质比值)。

(e) 现在,计算当 TR=3000ms, TE=



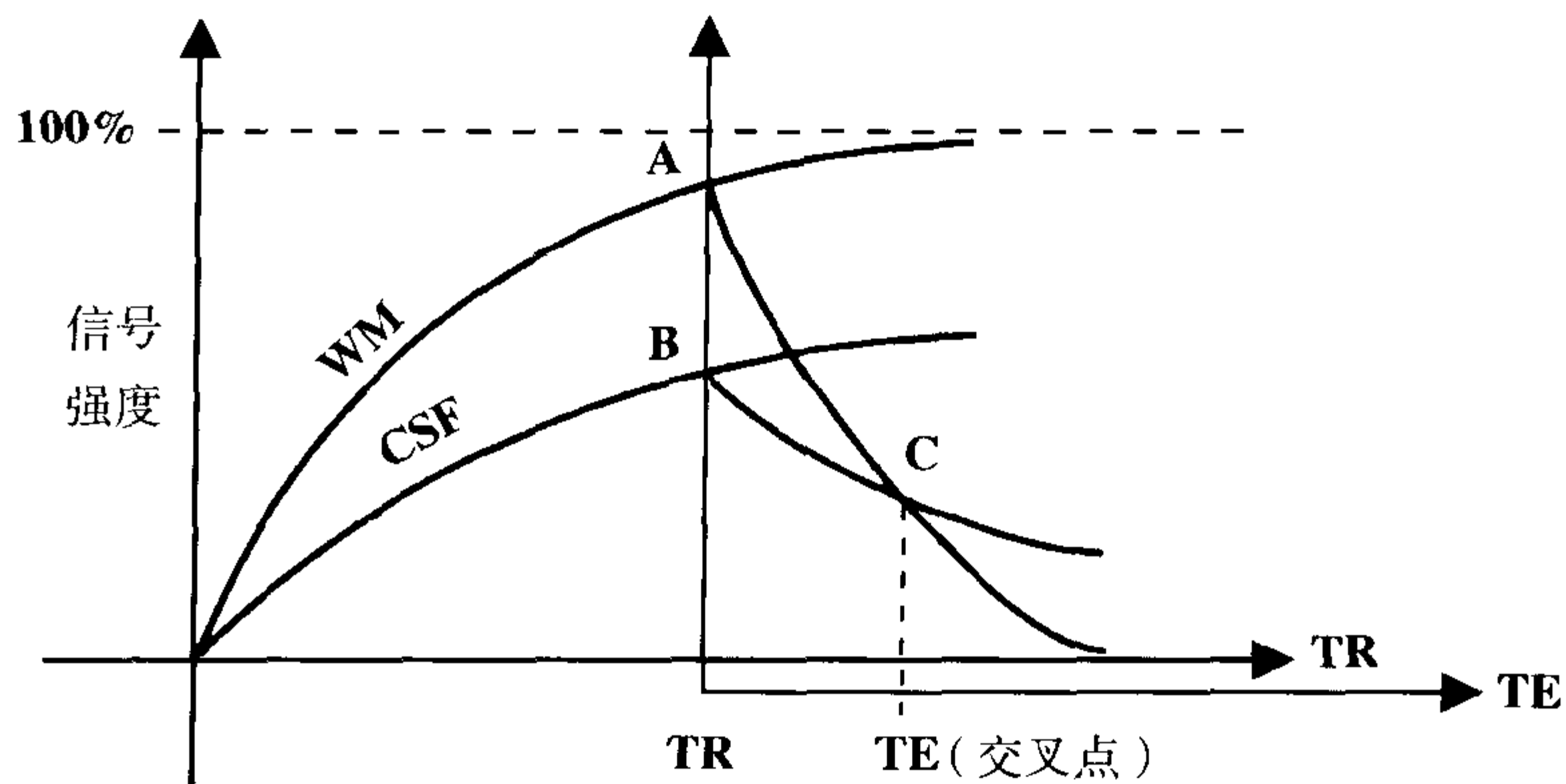


图 5-12 画在一起的 T1 和 T2 曲线(使用此图回答问题)。

200ms 时的信号强度,脑脊液 / 脑白质的比值。注意尽管脑白质和脑脊液的信号均有较大丢失,但脑脊液 / 脑白质的比值实际上却增加了,显示更高的 T2 加权(也就是,脑脊液在图像中将更亮)。

如果你没有专门的计算器,以下的数值可能有帮助:

$$e=2.72, e^{-1}=1/e=0.37,$$

$$e^{-2}=1/e^2=0.14, e^{-3}=0.05,$$

$$e^{-4}=0.02, e^{-5}=0.01, e^{-6} \cong 0,$$

$$e^{-0.5}=0.61, e^{-1.5}=0.22, e^{-0.13}=0.88;$$

$$\ln 0.64 = \log_e 0.64 = -0.45,$$

$$\ln 0.78 = -0.25$$

5-2 假定在 1.0T 的条件下,下列组织具有以下的 T1 和 T2 值:

组织	T1 (ms)	T2 (ms)
水	2500	2500
脂肪	200	100
脑脊液	2000	300
脑灰质	500	100

(a) 在以下脉冲序列条件下:

1. T1WI/SE TR=500, TE=25ms
2. T2WI/SE TR=2500, TE=100ms

计算信号强度的比值:

1. 水 / 脂肪;
2. 脑脊液 / 脑灰质;

注意: 假设这些组织具有相似的自旋密度。

(b) 画出它们的图形。

提示:

$$e^{-1} = 0.37, e^{-5} = 0.01, e^{-0.04} = 0.96,$$

$$e^{-1.25} = 0.29, e^{-1.25} \cong 0, e^{-25} = 0.08,$$

$$e^{-0.25} = 0.78, e^{-0.2} = 0.82, e^{-0.01} = 0.99,$$

$$e^{-1/3} = 0.72, e^{-0.25/300} \cong 0.92$$

5-3 较长的 TR:

- (a) 增加 T1 权重;
- (b) 减少 T1 权重;
- (c) 增加 T2 权重;
- (d) 减少 T2 权重。

5-4 较长的 TE:

- (a) 增加 T1 权重;
- (b) 减少 T1 权重;
- (c) 增加 T2 权重;
- (d) 减少 T2 权重。

5-5 在以下理论状态下, 计算信号  $N(H)$

$(1 - e^{-TR/T1})(e^{-TE/T2^*})$  的情况:

- (a)  $TR = \infty$
- (b)  $TE = 0$

(c)  $TR = \infty$  和  $TE = 0$

5-6 将下面的 4 项:

(i) 减少 T1 的作用; (ii) 增加 T1 的作用; (iii) 减少 T2 的作用; (iv) 增加 T2 的作用

与下面的 4 项配对:

- (a) 短 TR
- (b) 长 TR
- (c) 短 TE
- (d) 长 TE

# 6

## 组织对比:一些临床应用

### 简介

在前一章内,我们介绍了 T1 和 T2 加权,取决于时间参数 TR 和 TE。现在让我们讨论下列组织的 T1 和 T2 特征,看看影响它们的物理特性:

1. 水;
2. 固体;
3. 脂肪;
4. 蛋白质。

### T2 特征

组织的 T2 特征取决于该组织内的氢质子失相位的速度。如果它们很快失相位,我们会得到一个短 T2。如果它们失相位的过程较慢,我们会得到一个长 T2。

#### 水

因为水分子的自身结构(H-O-H)和这些分子在空间的分布稀疏,氢质子间的自旋-自旋相互作用很小。这样,水分子中

失相位的发生速度,要较在其它组织中慢很多。因此,水的 T2 弛豫时间很长。是否记得 T2 衰减是由外磁场的均匀性,或者由分子内或分子间的自旋-自旋相互作用而造成的。在水分子内,一个氢质子对另外一个氢质子的作用相对较小。无论是在一个水分子内还是在邻近的水分子之间,氢质子的距离都相对较远,所以自旋-自旋相互作用就很小,因而此失相位过程就很慢。

#### 固体

固体的分子结构与纯水的正好相反。组织内分子间的结构排列非常紧密,氢质子间的相互作用就非常多。这些大量的自旋-自旋相互作用造成失相位的过程很快。这样,固体组织的 T2 值很短。

#### 脂肪和蛋白质

这些物质组成的结构,失相位的过程较固体慢,但是较水快。这样,蛋白质或脂肪的 T2 值是中等的。

## T1 特征

组织的 T1 与质子把它们的能量释放到周围的晶格, 或者从周围的晶格吸收能量的过程的快慢有关。当质子的自然运动频率<sup>[1]</sup>与拉莫频率( $\omega_0$ )接近时, 将会产生最有效的能量传递。回想拉莫频率与磁场的强度成正比:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

对于氢,  $\gamma = 42.6 \text{ MHz/T}$

换句话说, 在 1 特斯拉的磁场中, 氢质子的进动频率为 42.6 MHz。然而, 氢质子的自然运动频率取决于组织的物理状态。它受到与它们相连或周围邻近的原子的影响。

### 水

在较小的 H<sub>2</sub>O 分子内的氢质子, 有很快的自然运动频率, 例如, 快于固体结构内氢质子的自然运动频率。水内氢质子的自然运动频率要比氢的拉莫频率快很多。

$$\omega(\text{H}_2\text{O}) \gg \omega_0$$

### 固体

固体内的氢质子比水中的氢质子具有更低的自然运动频率。固体内氢质子的自然运动频率要低于氢的拉莫频率。

$$\omega(\text{固体}) < \omega_0$$

## 脂肪

脂肪内氢质子的自然运动频率与 MRI 中所使用的拉莫频率几乎相等。

$$\omega(\text{脂肪}) \approx \omega_0$$

这个结果是由于绕末端 C-C 键旋转的碳原子的频率造成的。因为它的频率接近拉莫频率, 由质子到晶格或者由晶格到质子的能量传递的效率提高了, 这样 T1 值就降低了。

## 蛋白质溶液

我们前面讨论了液体的 T1 和 T2 特征, 如水, 但仅涉及了纯水(或大量水)中的情况。然而, 人体内的绝大部分水并不是以纯水状态存在, 而是与亲水性的大分子物质, 例如蛋白质结合。

这样的水分子在大分子物质的表面形成一个结合水层, 这些水分子也被称为结合水(图 6-1)。这些结合的水分子失去了它们的部分运动自由。结果, 这些水分子的自然运动频率变得接近拉莫频率, 这样可以产生更有效的能量传递。最终造成的结果是缩短了 T1 弛豫时间。因此, 含蛋白质的液体, 也就是结合水, 在 T1 加权图像中比纯水更亮。

如果蛋白质的含量足够高, 结合水可以产生一定程度的缩短 T2 弛豫效应。这种缩短效应通常可见于凝胶或粘液内。这样的含蛋白质液体, 可以在 T2 加权图像中比纯水更暗。

对于水和固体组织, 能量传递的效率不高, 这样水和固体组织的 T1 值较长。同样, 因为水分子的自然运动频率和拉莫频率之间的差异要远远大于固体组织的自然

[1] 移位、旋转和振动。

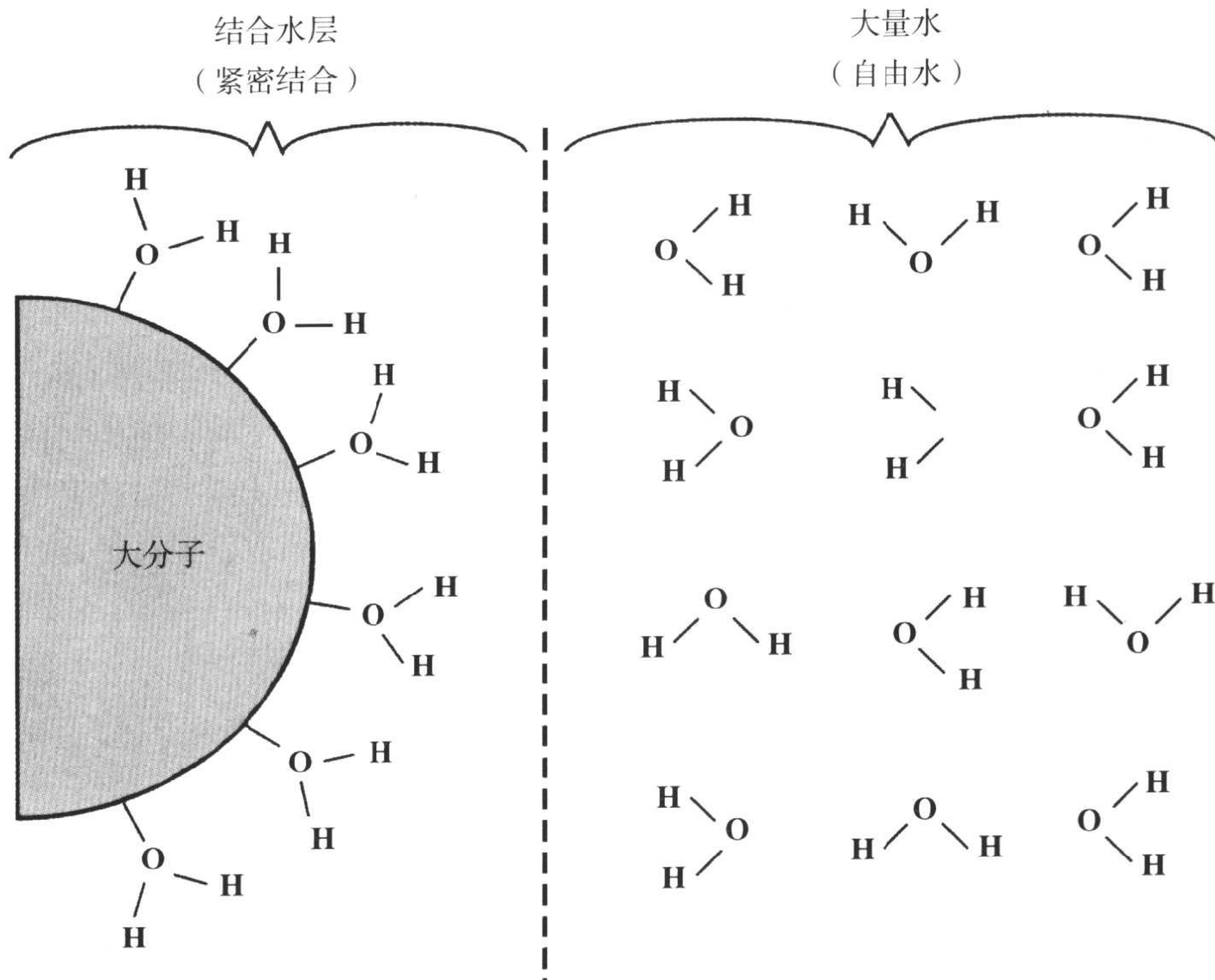


图 6-1 结合水

运动频率和拉莫频率之间的差异，水分子的 T1 值要长于固体组织的 T1 值。

让我们画出这些不同组织的 T1 和 T2 曲线(图 6-2)：

1. 脂肪具有最短的 T1, 将会有最陡的 T1 恢复曲线。
2. 含蛋白质液体也有较短的 T1。
3. 水具有最长 T1, 将会有最慢的 T1 恢复曲线。
4. 固体组织具有中等的 T1。

为了讨论方便，我们假定所有的组织均具有相同的质子密度。实际上，水的质子密度相对较高，因为在水内单位体积中，比脂肪和固体组织具有更多的氢质子，而信号强度不仅取决于 T1 和 T2，并且也受质

子密度  $N(H)$  的影响：

$$SI \propto N(H) (e^{-TE/T2}) (1 - e^{-TR/T1})$$

在 TR 时刻，我们发射另外一个射频 (RF) 脉冲。让我们在 T1 恢复曲线上添加 T2 衰减曲线(图 6-3)：

1. 水具有非常长的 T2, 所以它将会有一个非常平缓的 T2 衰减曲线。
2. 固体组织具有很短的 T2, 这样将会非常快地衰减。
3. 脂肪具有中等的 T2。
4. 含蛋白质液体可以具有较短或中等的 T2, 取决于蛋白质的含量。

这样，我们可以在图 6-3 中观察是否我们选择了一个足够长的 TE ( $TE_3$ )。我们

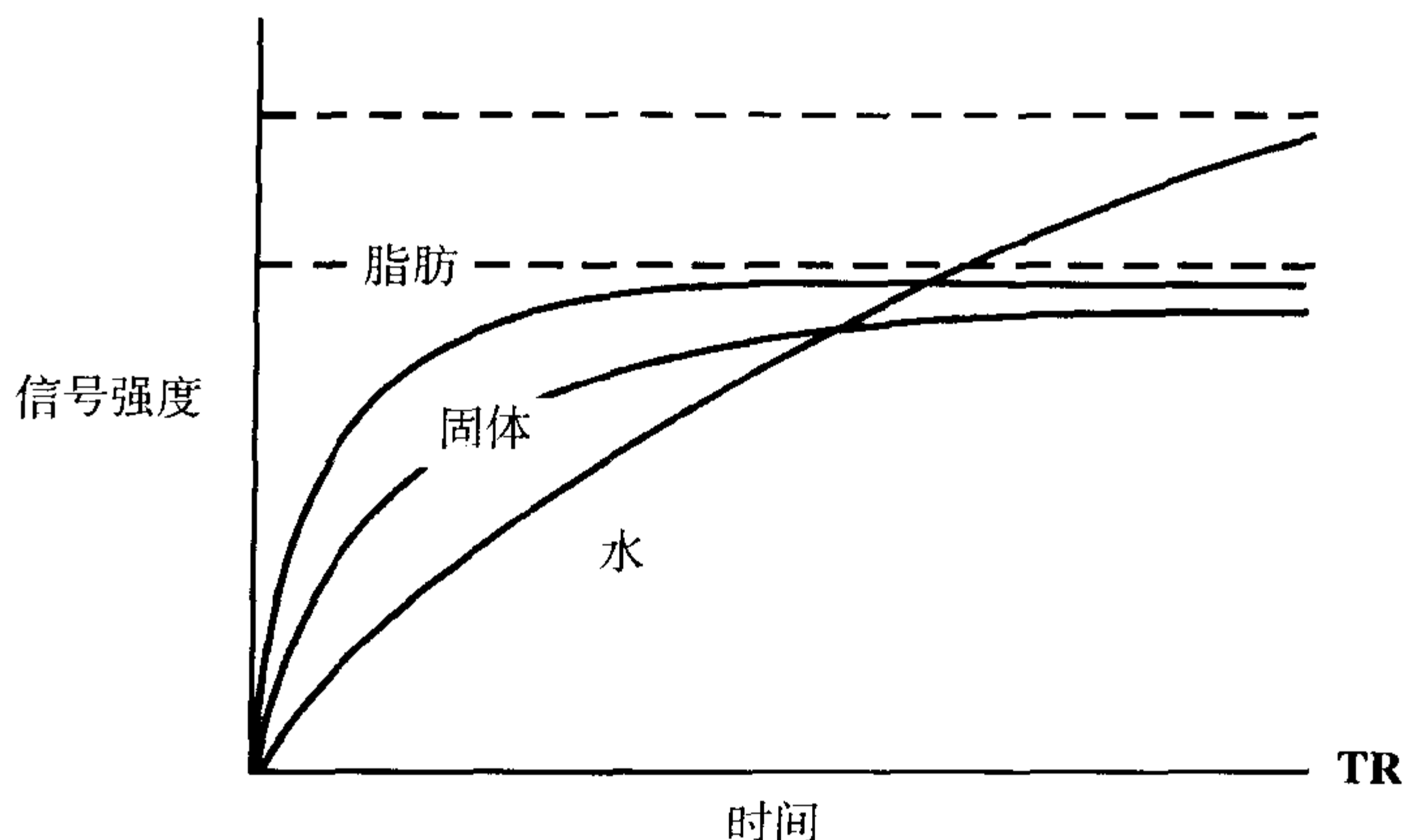


图 6-2 脂肪、水和固体组织的 T1 恢复曲线。

所检测到的每一种组织的信号，显示出以下内容：

1. 水具有最高的信号强度(图 6-3 中的 a 点)。
2. 固体组织具有最低的信号强度。
3. 脂肪具有中等的信号强度。
4. 含蛋白质液体具有中等或较低的信号强度,取决于蛋白质的含量。

如果我们采用一个短些的 TE ( $TE_2$ ), 我们可能选择脂肪与水具有相等信号强度

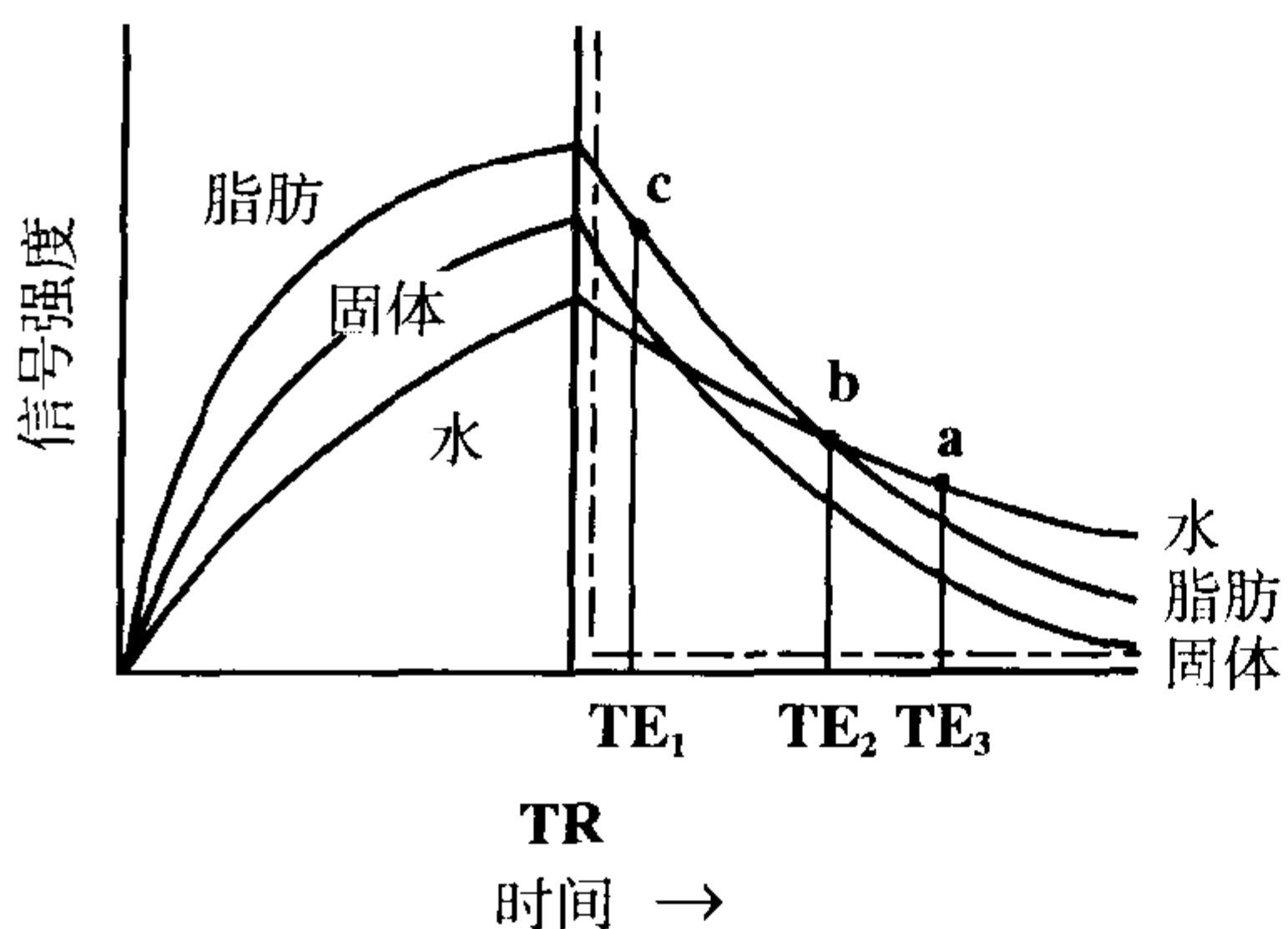


图 6-3 脂肪、水和固体组织的 T2 衰减曲线。

的一点。此时恰好位于这二条曲线的交叉点(图 6-3 中的 b 点)。

如果 TE 非常短, 我们就可以得到 T1 或质子密度加权的图像 (取决于 TR), 此时:

1. 脂肪具有最高的信号强度(图 6-3 中的 c 点)。
2. 含蛋白质液体也具有类似脂肪的较高信号强度。
3. 固体组织具有中等信号强度。
4. 水具有最低的信号强度。

所以, 通过上面曲线我们可看出,

1. 如果 TR 和 TE 均较短, 我们得到 T1 加权图像。
2. 如果 TR 和 TE 均较长, 我们得到 T2 加权图像。
3. 如果 TR 较长而 TE 较短, 我们得到质子密度加权图像。

现在让我们看看大脑中三种不同的组织: 1) 脑灰质, 2) 脑白质和 3) 脑脊液 (CSF; 图 6-4)。在 T1 恢复曲线中:

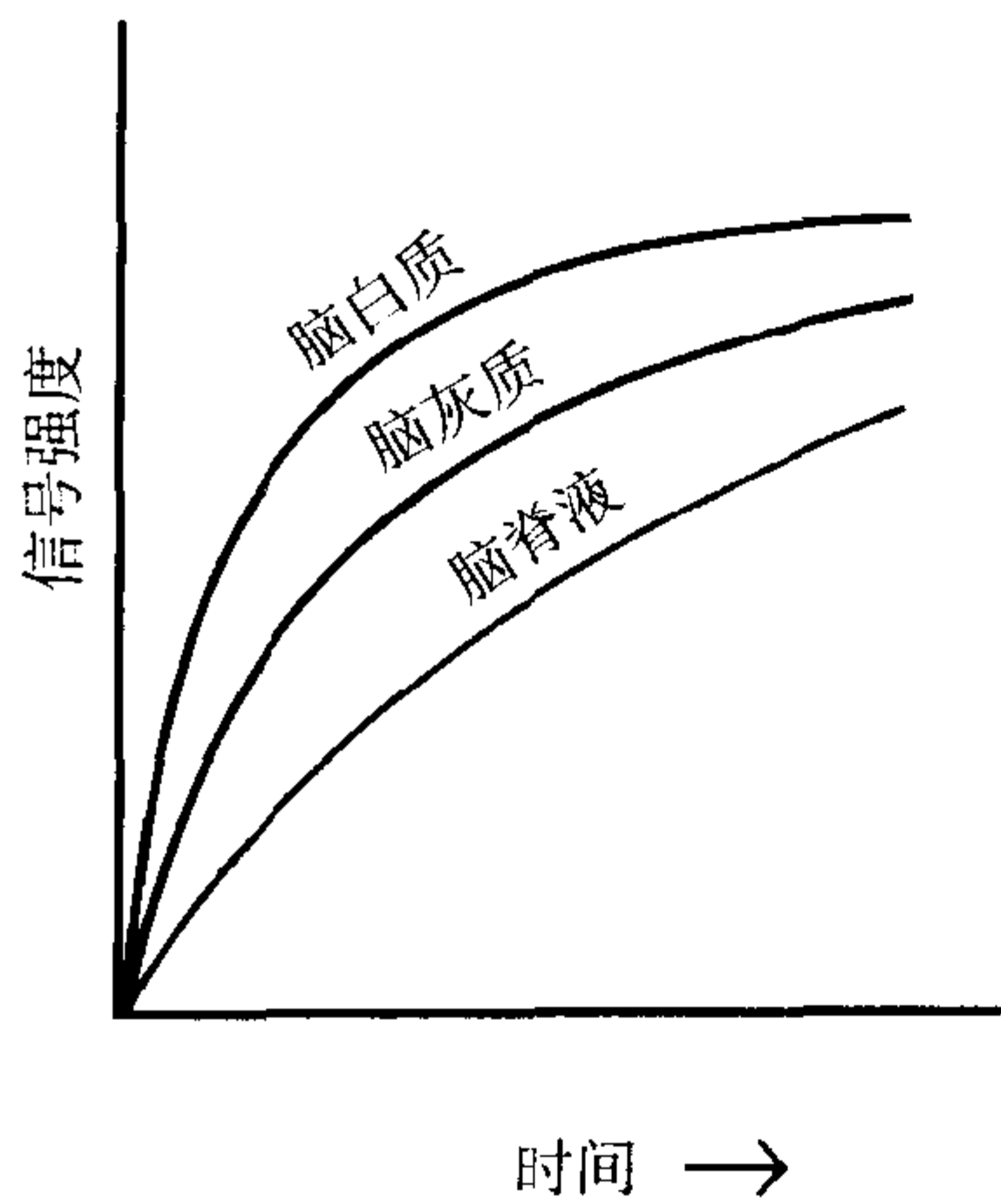


图 6-4 脑脊液、脑白质和脑灰质的 T1 恢复曲线。

1. 脑白质是亮的。白质内含较多的髓鞘成分,它的表现与脂肪相类似;能量交换更为有效,因此白质的纵向弛豫时间比灰质更短。
2. 脑灰质是中等信号:灰质内无髓鞘结构,表现为典型的固体组织信号。
3. 脑脊液是暗的:类似水,能量交换效率不高,这样具有同样较长的纵向弛豫, T1。

现在我们在 T1 恢复曲线后添加 T2 衰

减曲线(图 6-5):

1. 脑脊液,类似水,具有最小的失相,因而 T2 最长。
2. 脑白质的 T2 值比脑灰质的 T2 值稍短。

如果我们采用较长的 TE ( $TE_3$ ),那么我们可以得到一个典型的 T2 加权图像。这样,在  $TE=TE_3$  时,我们得到(图 6-6):

@ $TE=TE_3$  { 脑脊液是亮的(图 6-5 中 a 点)  
 脑灰质呈中等信号(灰)  
 脑白质呈黑色

我们选择一个短些的  $TE=TE_2$  (图 6-6)。在此点时,脑白质和脑脊液信号强度相等(交叉点)。我们希望在质子密度图像中它们的信号相同。通过考虑肿瘤和脱髓鞘性病变更在 T1 恢复曲线或在 T2 衰减曲线上的变化,我们可以看到它的优势。大部分病理性改变因为它们会产生血管源性水肿(含水量增加),所以具有较慢的 T1 恢复曲线。但是,它们的 T1 恢复曲线不会像纯

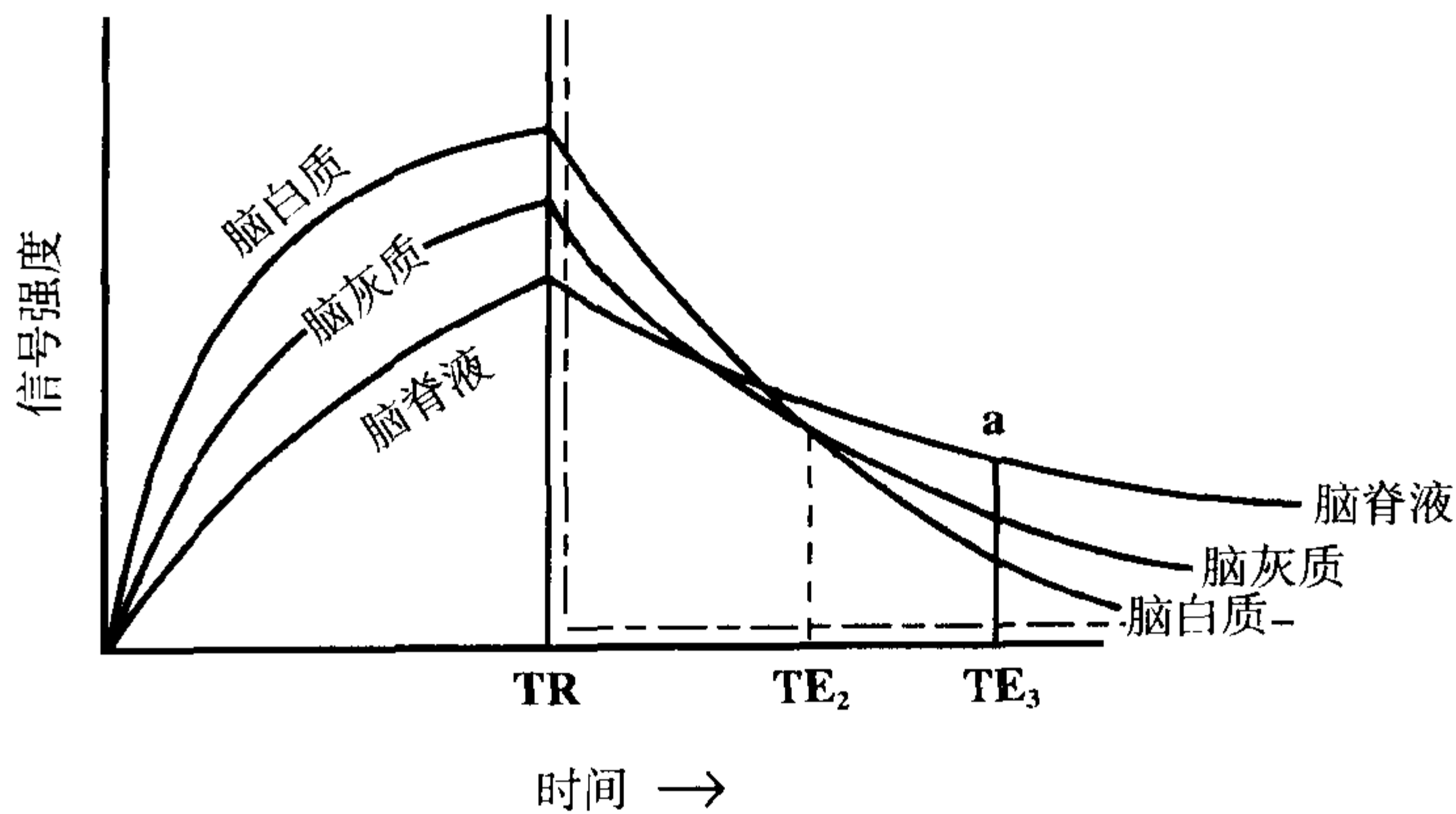


图 6-5 脑脊液、脑白质和脑灰质的 T2 衰减曲线。

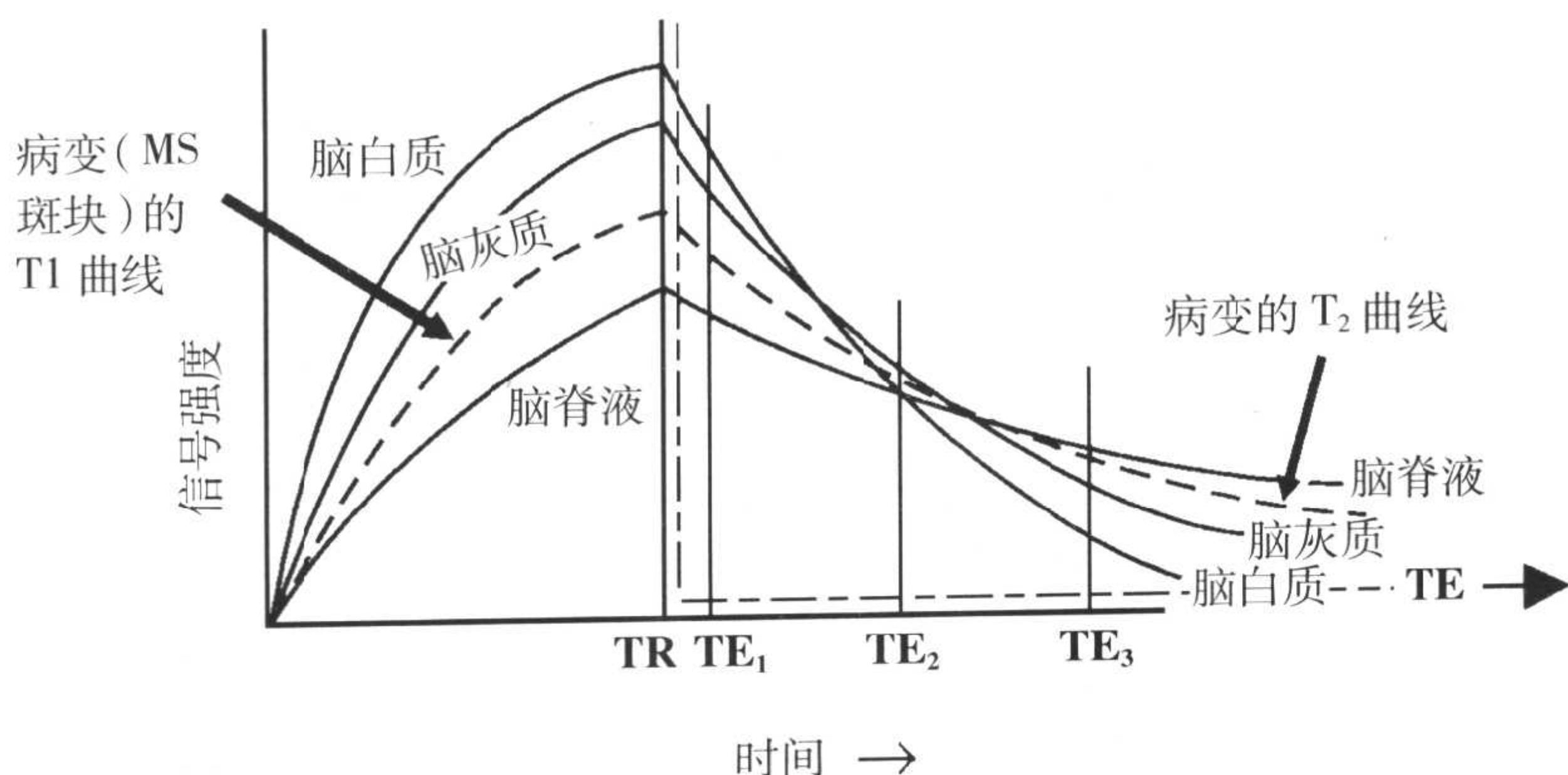


图 6-6 脑脊液、脑白质、脑灰质和病变的恢复和衰减曲线。

水那样缓慢。大部分病理性改变〔如肿瘤、水肿和多发性硬化 (MS) 斑块〕也具有较长的 T2 值,但是不像脑脊液那么长。

在图 6-6 中,包括一个病理改变的 T1 恢复曲线和 T2 衰减曲线。如果我们检查多发性硬化的斑块,我们首先看 T2 加权像 (在图中的长  $TE=TE_3$ ):

1. 脑白质是黑的。
2. 脑脊液是亮的。
3. 多发性硬化斑块也是亮的。

即使脑脊液和多发性硬化 (MS) 斑块之间的亮度可能是不同的,但它们之间的差别也将难以进行分辨 (特别是邻近侧脑室的病变)。

我们现在观察在稍短的 TE ( $TE_2$ ) 时,即脑脊液和脑白质交叉点处的信号,此时脑脊液与脑白质信号强度相等。病变 (例如多发性硬化斑块) 将比脑脊液和脑白质都要亮,这样它更容易被发现。

如果我们选择长的 TR 和很短的 TE (图中的  $TE_1$ ), TE 选择在脑脊液、脑灰质或脑白质出现交叉点以前,这样会产生质子密度加权图像。

此时是显示出质子密度  $N(H)$  差别的很好时间。我们在前面的部分内容中,忽略了它的影响。在讨论 T1 和 T2 时,我们假定所有的组织具有近似相同的质子密度。但是,在表 6-1 中,我们可以看出各种组织间的质子密度差异。同样, T1 定义为纵向磁化恢复到 63% 的时间 (3 倍 T1 时产生 95% 的恢复), 而 T2 定义为横向磁化衰减了 63% 的时间 (3 倍 T2 时产生 95% 的衰减)。

例如,如果脑脊液的质子密度为 1 (或 100%), 那么脑白质的质子密度为 0.61 (脑脊液的 61%), 而水肿区的质子密度为 0.86 (脑脊液的 86%)。此质子密度的不同会对 T1 和 T2 图像产生怎样的影响呢? 我们比较两种不同的组织 (图 6-7):

表 6-1 在 1.5T 下脑组织的 T1、T2 和质子密度\*

	T1(ms)	T2(ms)	N(H)
脑白质	510	67	0.61
脑灰质	760	77	0.69
水肿区	900	126	0.86
脑脊液	2650	180	1.00

\*Stark and Bradley. p.44.



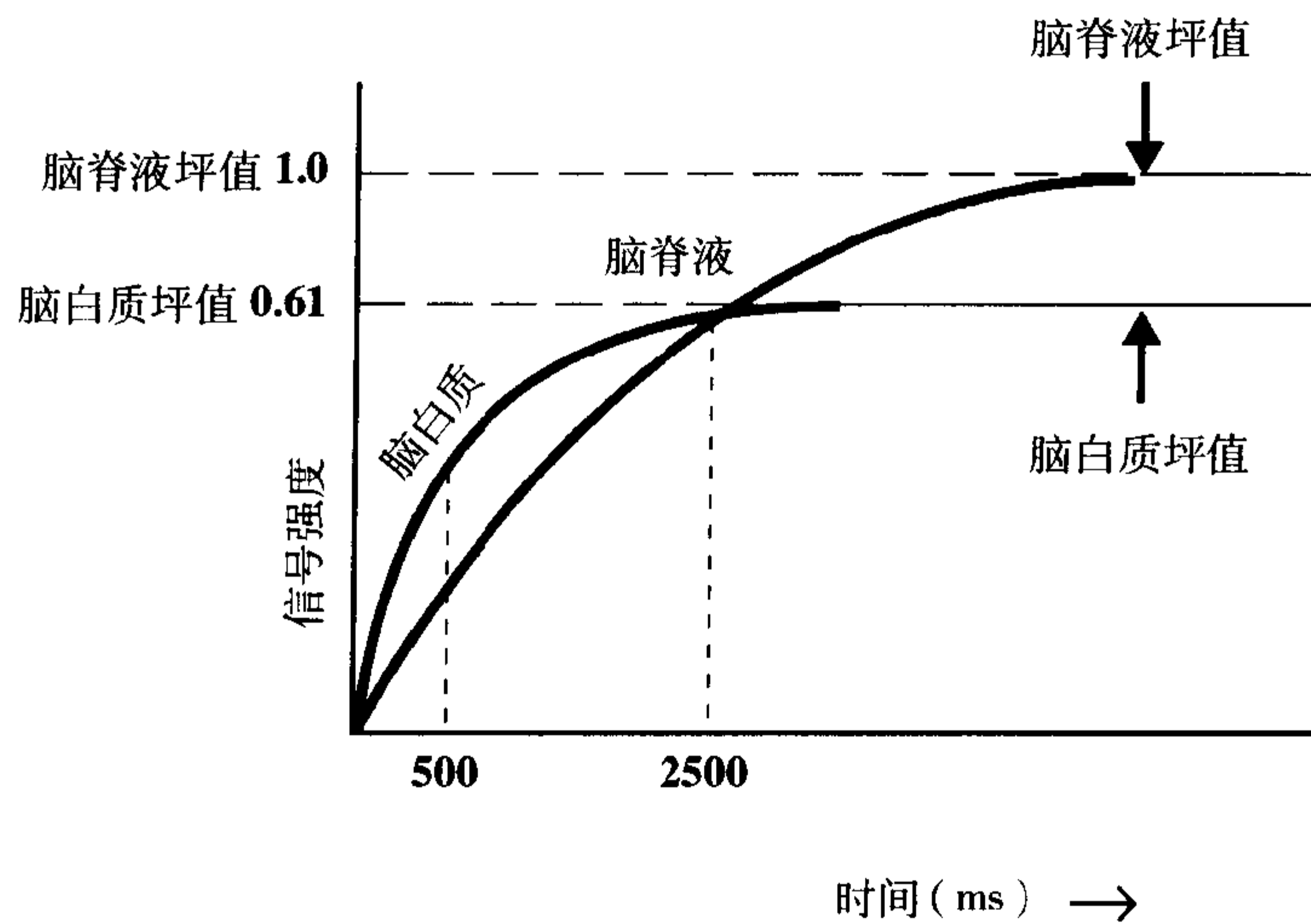


图 6-7 组织恢复曲线的坪值取决于此组织的质子密度  $N(H)$  (例如,脑脊液的质子密度就大于脑白质的质子密度)。

1. 脑脊液;
2. 脑白质。

脑脊液比脑白质具有更高的质子密度,所以脑脊液的 T1 恢复曲线具有更大的极限值。脑白质比脑脊液的质子密度低,但它的 T1 时间更短。两条恢复曲线在脑白质和脑脊液信号相等时,有一个交叉点 ( $TR \approx 2500ms$ )。

我们现在考虑两种情况:

1. 短 TR;
2. 长 TR。

(1) 首先,画出脑白质和脑脊液的 T1 恢复曲线(图 6-8)。现在考虑在短 TR (比如说 300ms) 时的情况。脑白质因为 T1 更

对于有一定数学基础的读者,可以通过解如下的方程而得到 TR:

$$1.0(1 - e^{-TR/2650}) = 0.61(1 - e^{-TR/510})$$

或者

$$e^{-TR/2650} - 0.61e^{-TR/510} - 0.39 = 0$$

采用表 6-1 中脑白质和脑脊液的 T1 和  $N(H)$  值,得出 TR 为大约 2500ms (准确地说是 2462ms)。

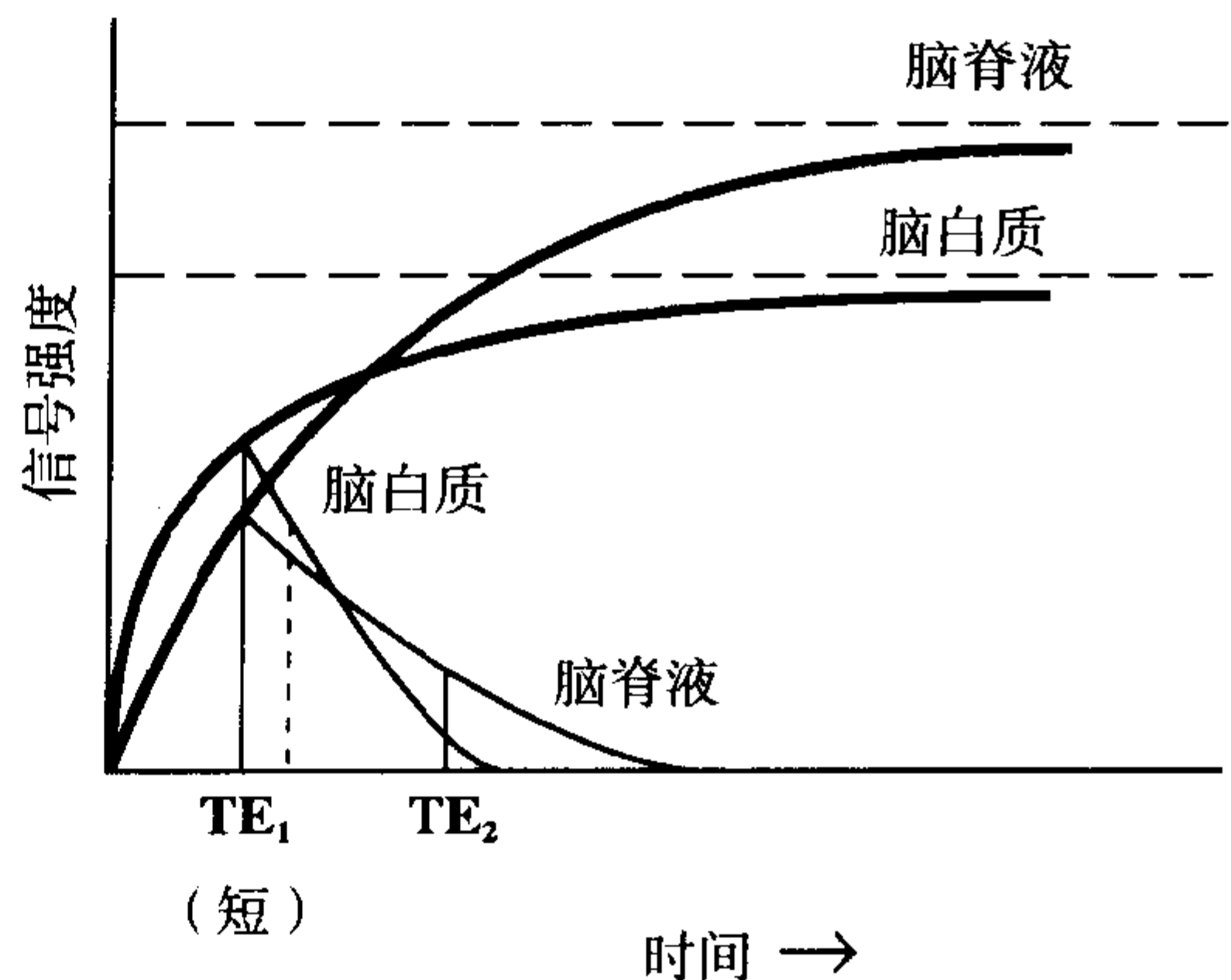


图 6-8 在短 TR 时,脑白质和脑脊液的恢复和衰减曲线。

短,开始的信号要比脑脊液高。然而,脑脊液的 T2 较脑白质长。这样,在 T2 的交叉点以后,脑脊液将会变得比脑白质亮(如在 TE<sub>2</sub>)。这样,在长 TE 时,我们获得 T2 对比。如果我们选择短的 TE (TE<sub>1</sub>),我们可以得到 T1 对比。因此,采用短的 TR,可以最大限度地突出 T1 对比,我们希望采用尽可能短的 TE 从而获得 T1 权重最高的图像。

**T1 加权:短 TR/短 TE**

(2) 现在,选择长 TR 时,再次画出 T1 和 T2 曲线。是否还记得脑脊液比脑白质的质子密度更高,所以它会比脑白质具有更高的坪值,这一点在长 TR 时可以表现出来(图 6-9)。然后,我们画出 T2 衰减曲线,始终应牢记脑脊液比脑白质的 T2 时间更长。如果我们选择非常短的 TE (TE<sub>1</sub>),两个信号将取决于它们各自的质子密度:脑脊液将比脑白质具有更高的信号强度(从表 6-1 可知,也就是高 39%)。在此点时,信号强度的差异反映了它们(真实)的质子密度差别(假定 TE 非常短)。

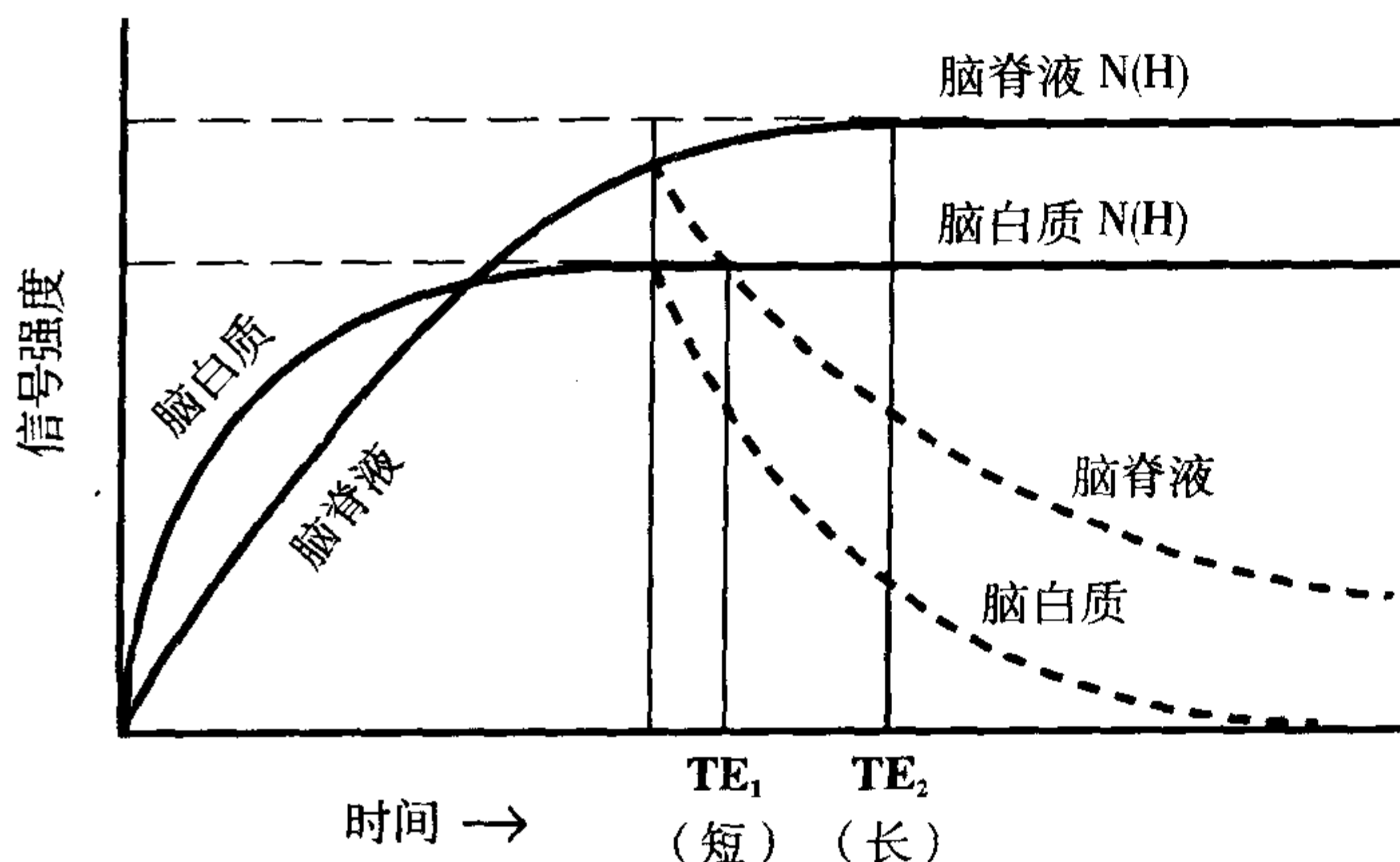


图 6-9 在长 TR 时,脑白质和脑脊液的恢复和衰减曲线。

**质子密度加权:长 TR/短 TE**

如果 TE 较长 (TE<sub>2</sub>),会增加脑白质和脑脊液之间的信号强度差异。这些增加的信号强度差异反映了 T2 的差别:

**T2 加权:长 TR/长 TE**

我们现在介绍一种异常情况——即水肿,并结合脑脊液和脑白质的具体表现(图 6-10)。我们知道水肿的 T1 恢复曲线在脑脊液和脑白质之间——它的 T1 比脑脊液短,而比脑白质长。我们也知道水肿的坪值小于单纯的脑脊液,但大于脑白质。如果我们仍然选择足够长的 TR 使脑白质达到它的坪值,然后选择短的 TE (或者位于脑脊液和脑白质的 T2 衰减的交叉点,或者位于此交叉点以前),那么水肿具有最高的信号强度。

这样,在“质子密度”图像(长 TR/短 TE)中:

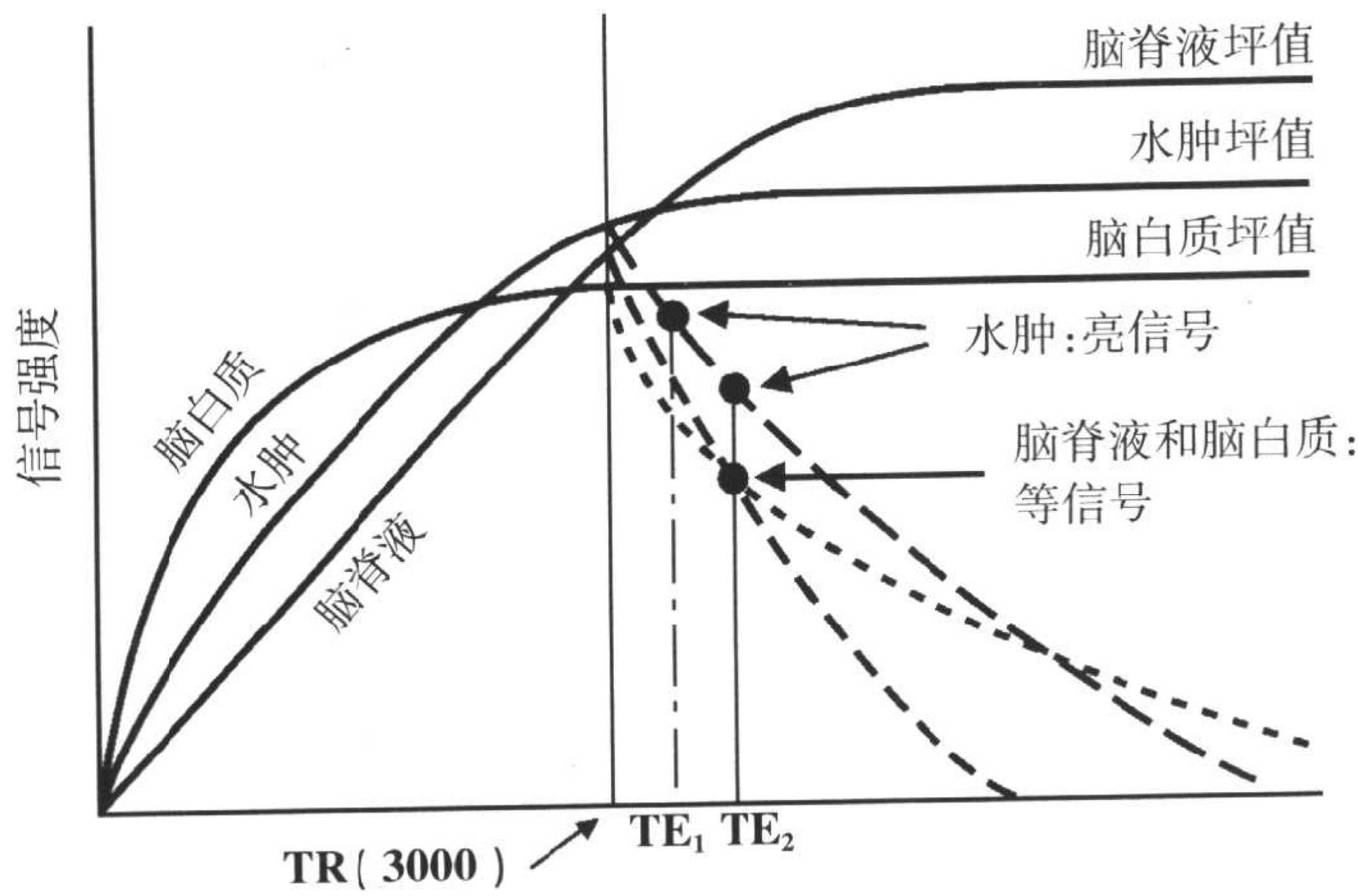


图 6-10 在长 TR 时，脑白质、脑脊液和水肿区的恢复和衰减曲线。

1. 水肿呈高信号。
2. 脑脊液和脑白质呈等信号。

现在，将 TR 选择在脑脊液和脑白质的 T1 恢复曲线的交叉点——在此点脑白质基本达到它的峰值强度，但脑脊液尚未达到（与前一图类似，但现在 TR 更长以到达二者的交叉点，图 6-11）。现在，应用 90° 脉冲后出现 T2 衰减曲线。采用短 TE 时，脑脊液比脑白质要亮。采用长 TE 时，脑脊液仍比脑白质亮，而且亮度的差异得到了加大。在长 TR/短 TE 图像上，信号强度的差异仅反映两种组织的质子密度差异，而长 TR/长 TE 图像则混合了两种组织的质子密度和 T2 差异表现。

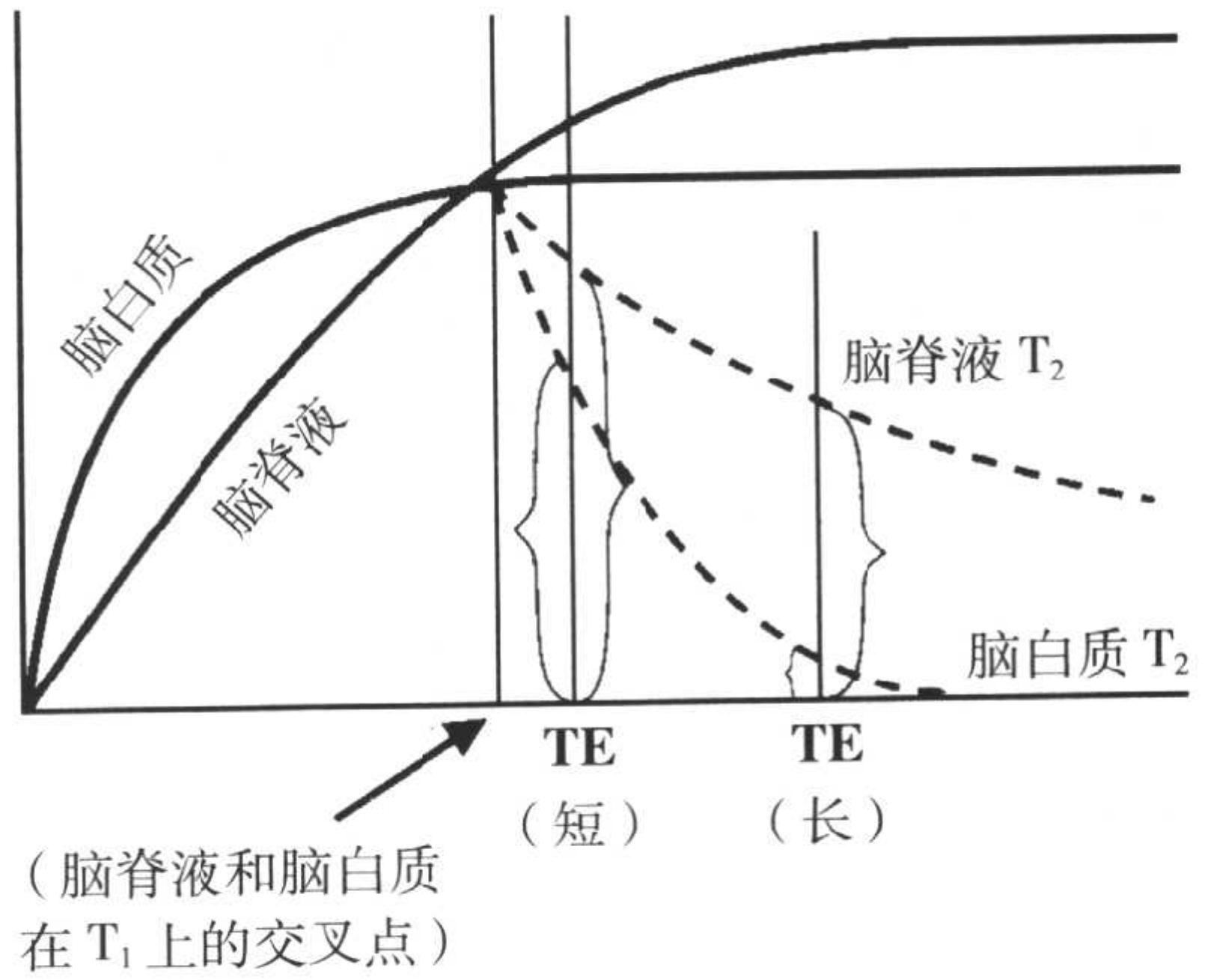


图 6-11 TR 位于二者交叉点处的脑白质和脑脊液的恢复和衰减曲线。

表 6-2 不同组织由于自然运动频率  $\omega$  和拉莫频率  $\omega_0$  的作用有不同的 T1 和 T2

	水 / 液体	固体	脂肪和蛋白质
T1	$\omega \gg \omega_0$	$\omega < \omega_0$	$\omega \approx \omega_0$
	无有效能量传递 T1 很长	能量传递效率低 T1 长	能量传递有效 T1 短
T2	失相位少 T2 长	大量失相位 T2 短	失相位中等 T2 中等

顺便说一句,在真正的质子密度图像(如图6-9)中,脑脊液或水具有最高的信号(因为水比其它组织具有更多的质子)。这样,为减小T1和T2对真正的质子密度加权图像的影响,我们需要使TR足够长,

从而让T1恢复曲线到达它们的坪值;而使TE足够短,以减小T2衰减。(实际上,这可能并不是我们所需要的图像,因为病变与正常脑脊液在此图像上可能难以区分)。

## 要点

表6-2总结了三种组织的T1和T2特性,包括:水、固体和脂肪/蛋白质结构。表6-3包含了一些组织相对的T1和T2值

(短、中等或长)。图6-12~图6-20显示了不同的组织对比的例子(文字部分接81页)。

表6-3 几种组织不同的T1和T2值

	长 T1(低信号)	中等	短 T1(高信号)
长 T2 (高信号)	水/脑脊液 病理性水肿		细胞外正铁血红蛋白
中等		肌肉 脑灰质 氧合血红蛋白 脑白质	
短 T2 (低信号)	空气 骨皮质 高 Ca <sup>++</sup> 脱氧血红蛋白 含铁血黄素 纤维化 肌腱		脂肪 蛋白质溶液 细胞内正铁血红蛋白 顺磁性材料(如,钆)

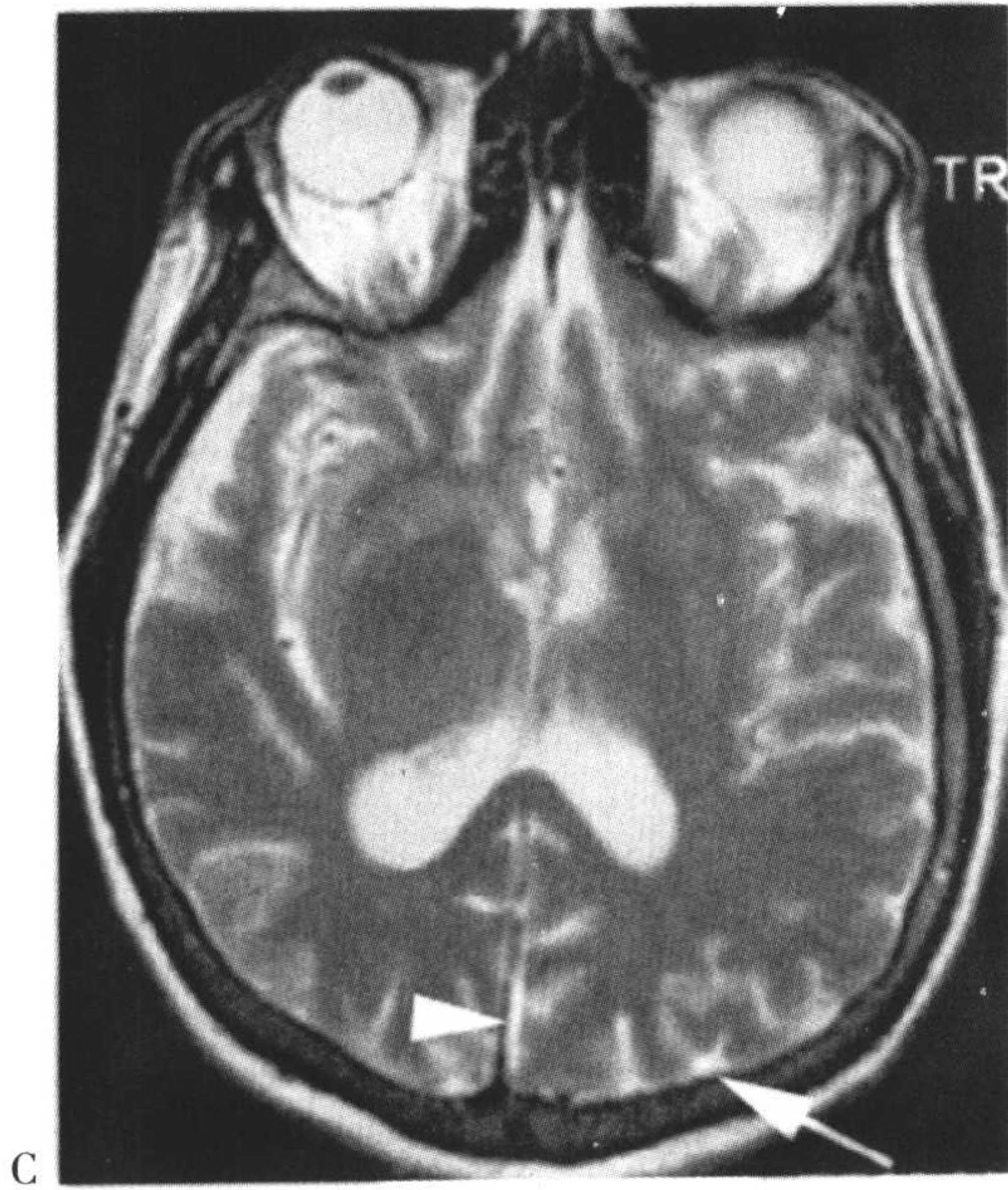
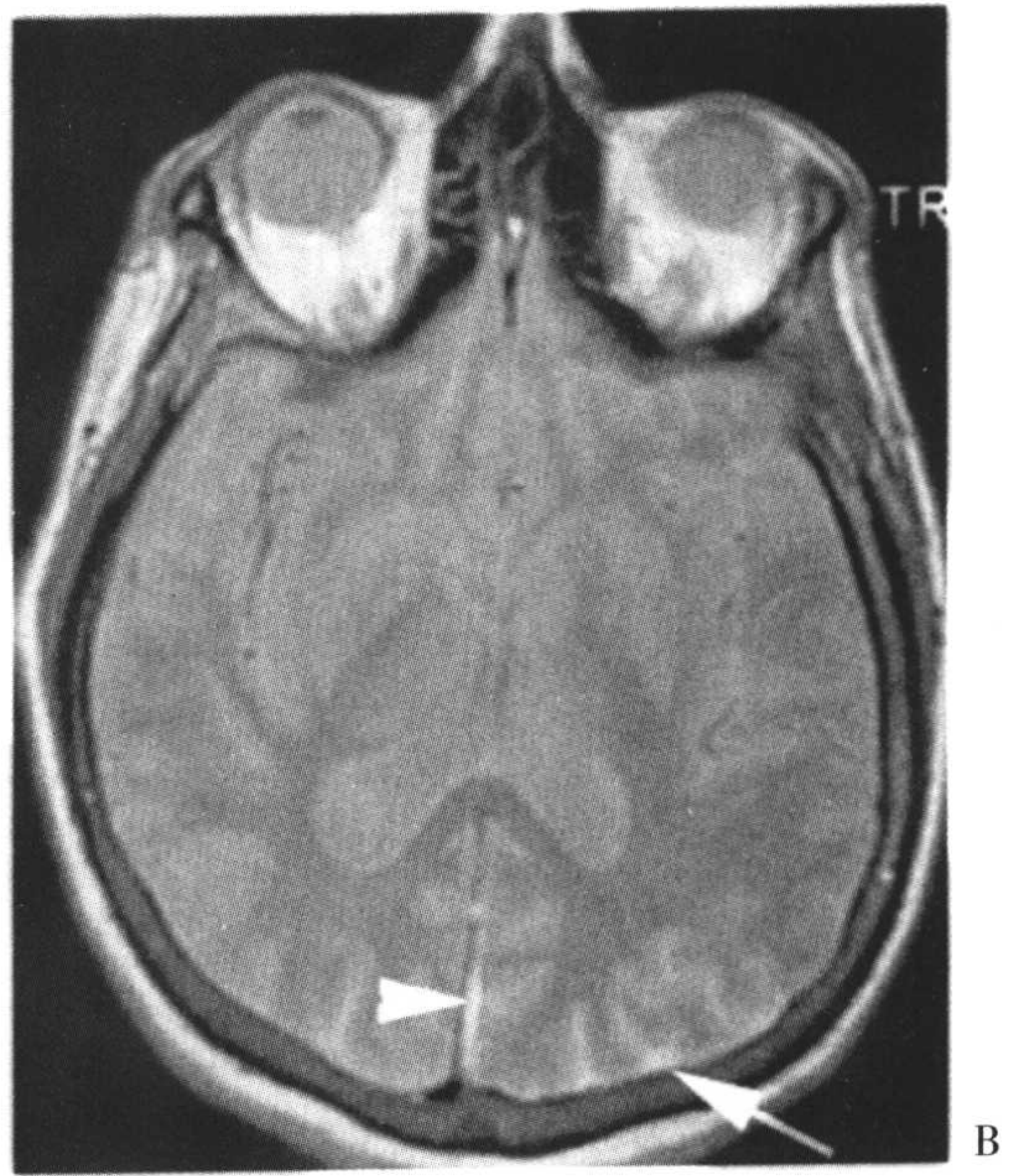
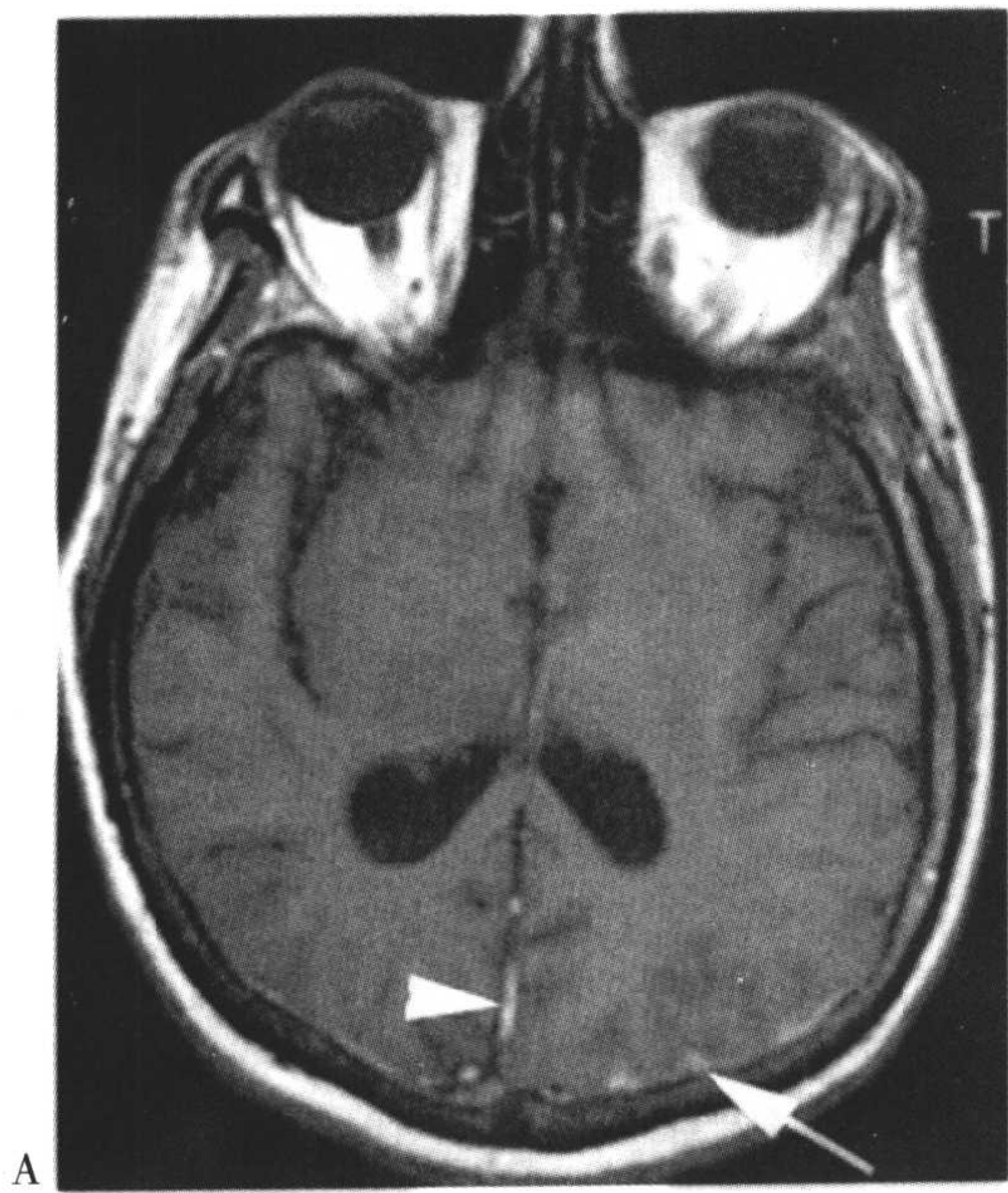


图 6-12 头部的横断 T1 (A)、质子密度 (B) 和常规自旋回波 T2 (C) 图像。注意在 T1 图像中, 由于脑白质的 T1 更短, 所以脑白质比脑脊液亮。但是, 脑脊液在质子密度图像中表现更亮, 是因为它的质子密度更高。由于增加了 T2 差异, 脑白质在 T2 图像中相对于脑脊液更暗。图中长箭标出的为蛛网膜下腔出血, 而箭头标出的是小的硬膜下出血。注意因为位于交叉点, 出血在 T2 图像上与脑脊液呈相等信号; 而由于比脑脊液更短的 T1 和更高的质子密度, 出血在 T1 和质子密度加权图像上呈高信号。

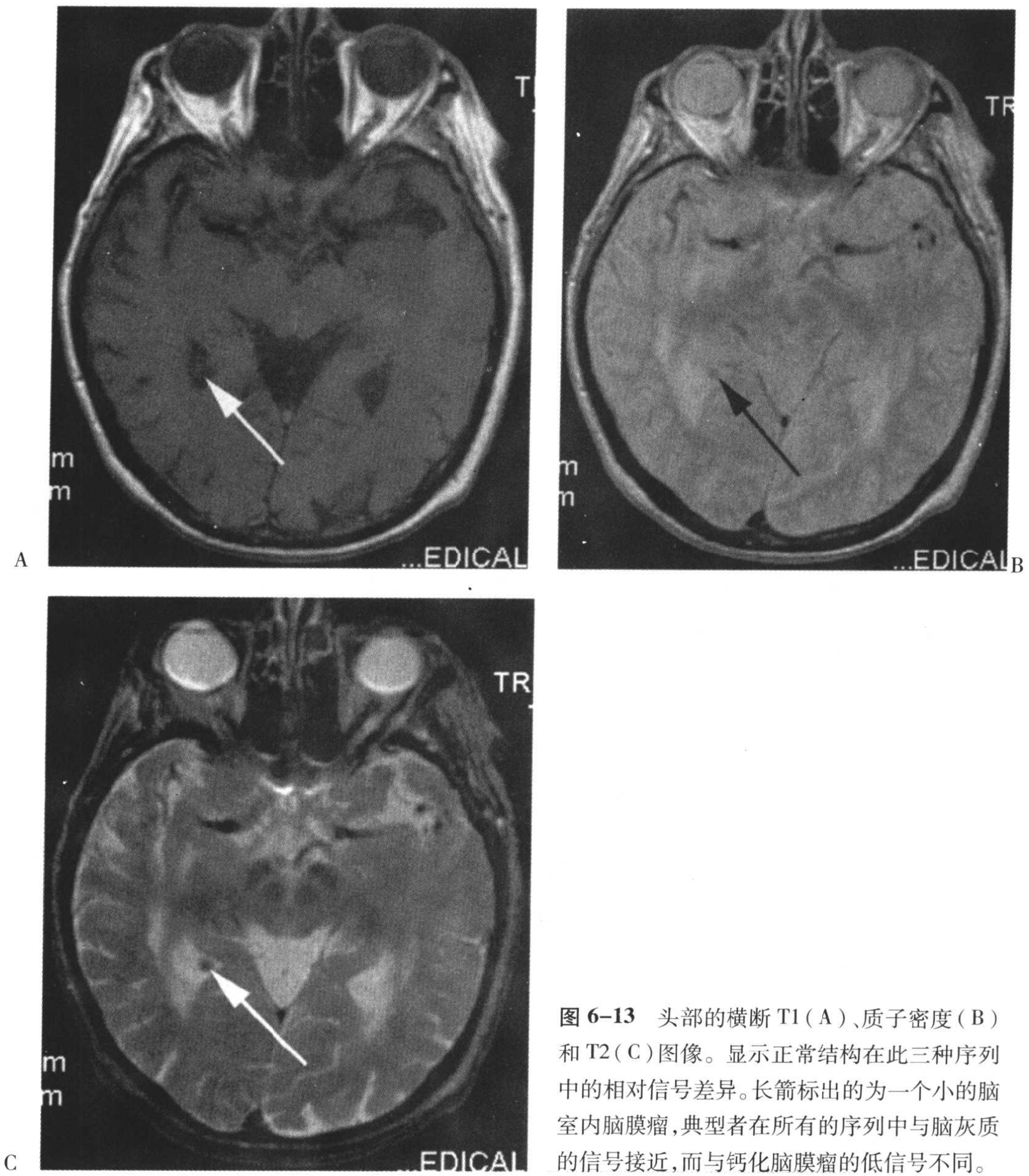


图 6-13 头部的横断 T1 (A)、质子密度 (B) 和 T2 (C) 图像。显示正常结构在此三种序列中的相对信号差异。长箭标出的为一个小的脑室内脑膜瘤, 典型者在所有的序列中与脑灰质的信号接近, 而与钙化脑膜瘤的低信号不同。

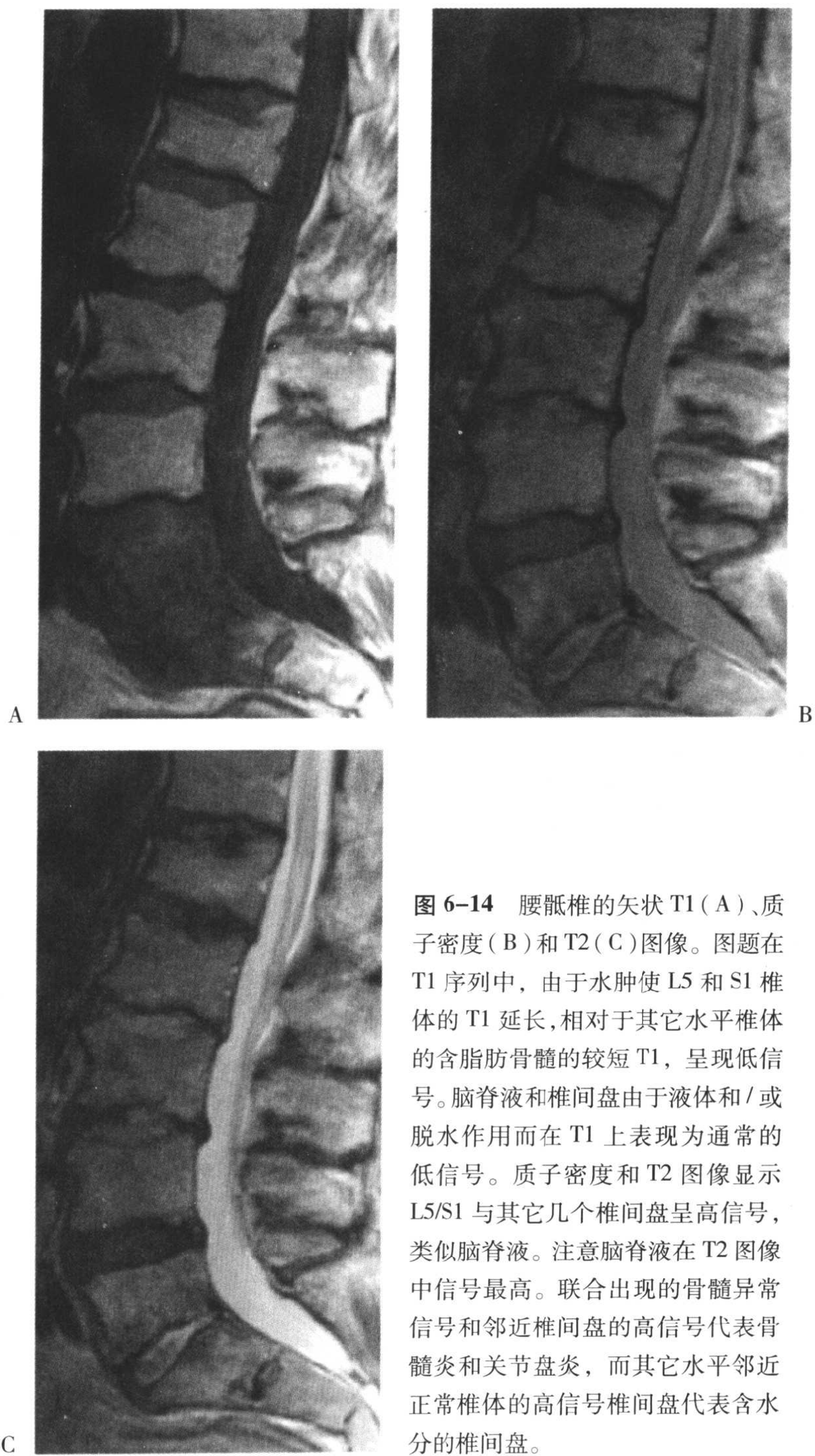
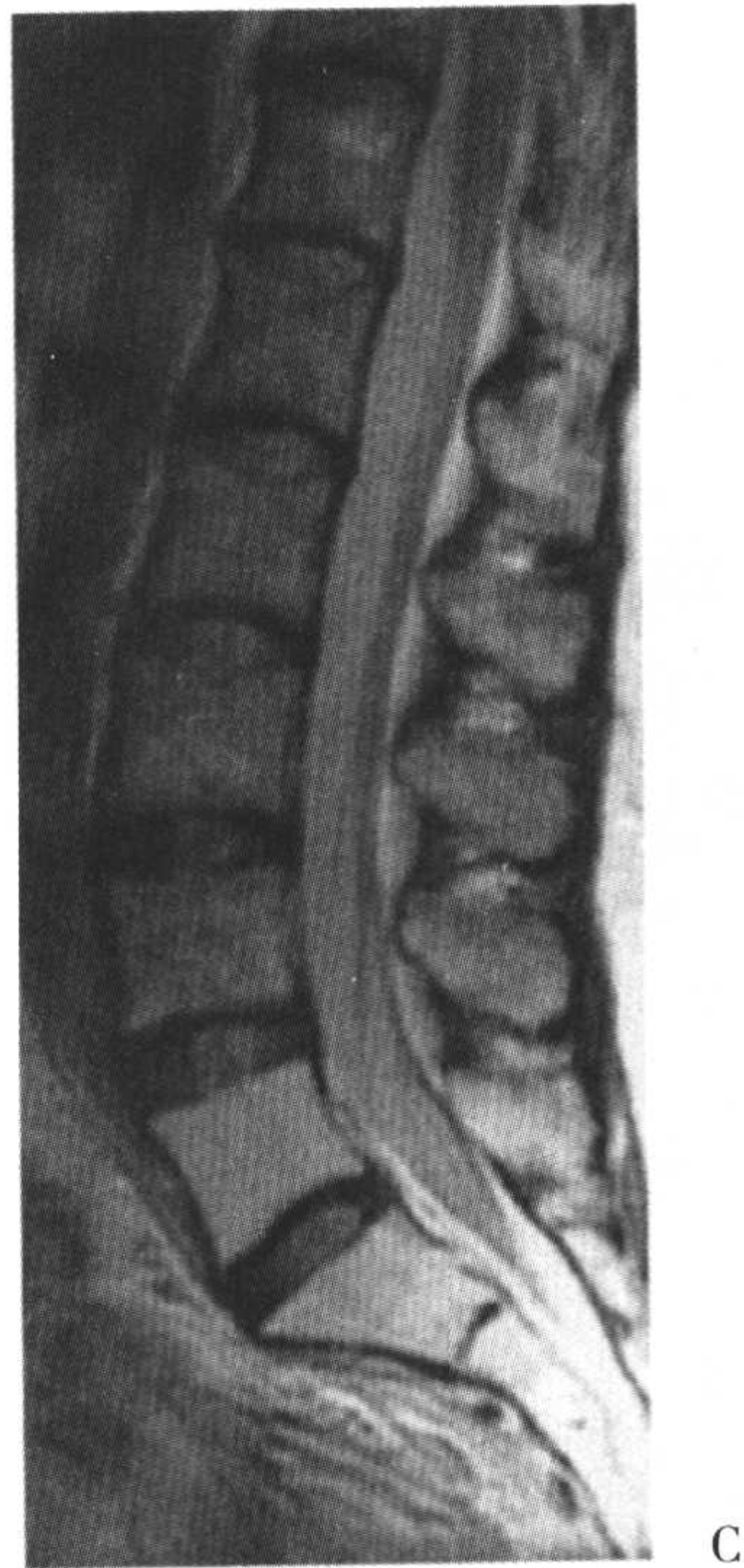


图 6-14 腰骶椎的矢状 T1 (A)、质子密度 (B) 和 T2 (C) 图像。图题在 T1 序列中, 由于水肿使 L5 和 S1 椎体的 T1 延长, 相对于其它水平椎体的含脂肪骨髓的较短 T1, 呈现低信号。脑脊液和椎间盘由于液体和 / 或脱水作用而在 T1 上表现为通常的低信号。质子密度和 T2 图像显示 L5/S1 与其它几个椎间盘呈高信号, 类似脑脊液。注意脑脊液在 T2 图像中信号最高。联合出现的骨髓异常信号和邻近椎间盘的高信号代表骨髓炎和关节盘炎, 而其它水平邻近正常椎体的高信号椎间盘代表含水分的椎间盘。



图 6-15 腰骶椎的矢状 T1 (A)、质子密度 (B) 和 T2 (C) 图像。显示所有椎体内的正常信号至 L4 椎体; 但是 L5 椎体和骶骨在所有序列中均表现为非常亮的信号。质子密度和 T2 图像使用快速自旋回波技术采集。此病人曾因宫颈癌接受放疗, 导致在 L5 和骶骨内产生完全的脂肪替代, 因而不同于其它水平椎体内正常的脂肪含量。





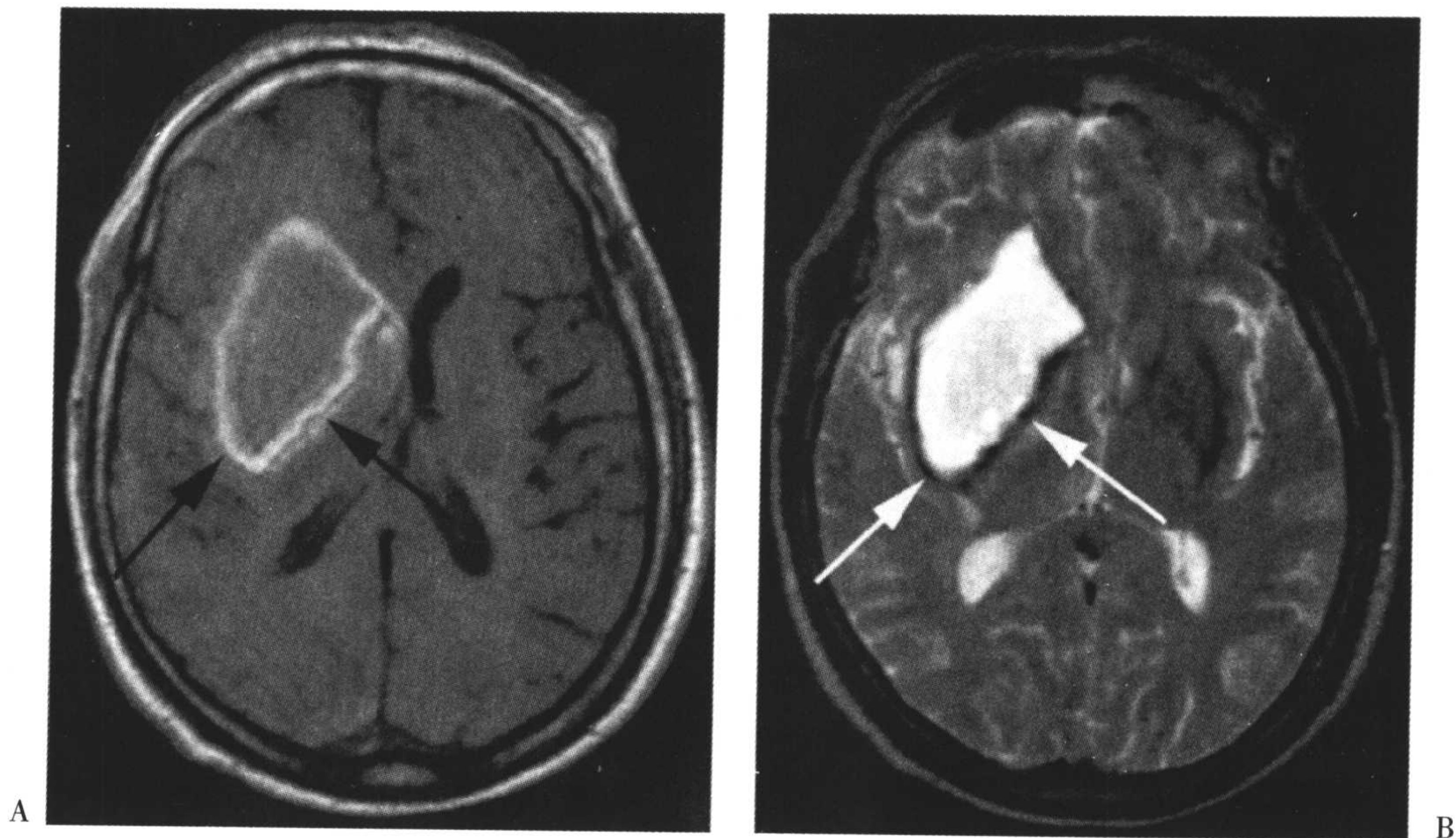


图 6-16 横断面的 T1 (A) 和 T2 (B) 图像。显示右侧基底节区一个大的高信号的急性出血 (在 T1 上为等信号而 T2 上为高信号——氧合血红蛋白)。T1 高信号和 T2 低信号的环 (长箭) 代表具有特征性的, 时间上处于更为进展期的细胞内正铁血红蛋白环。

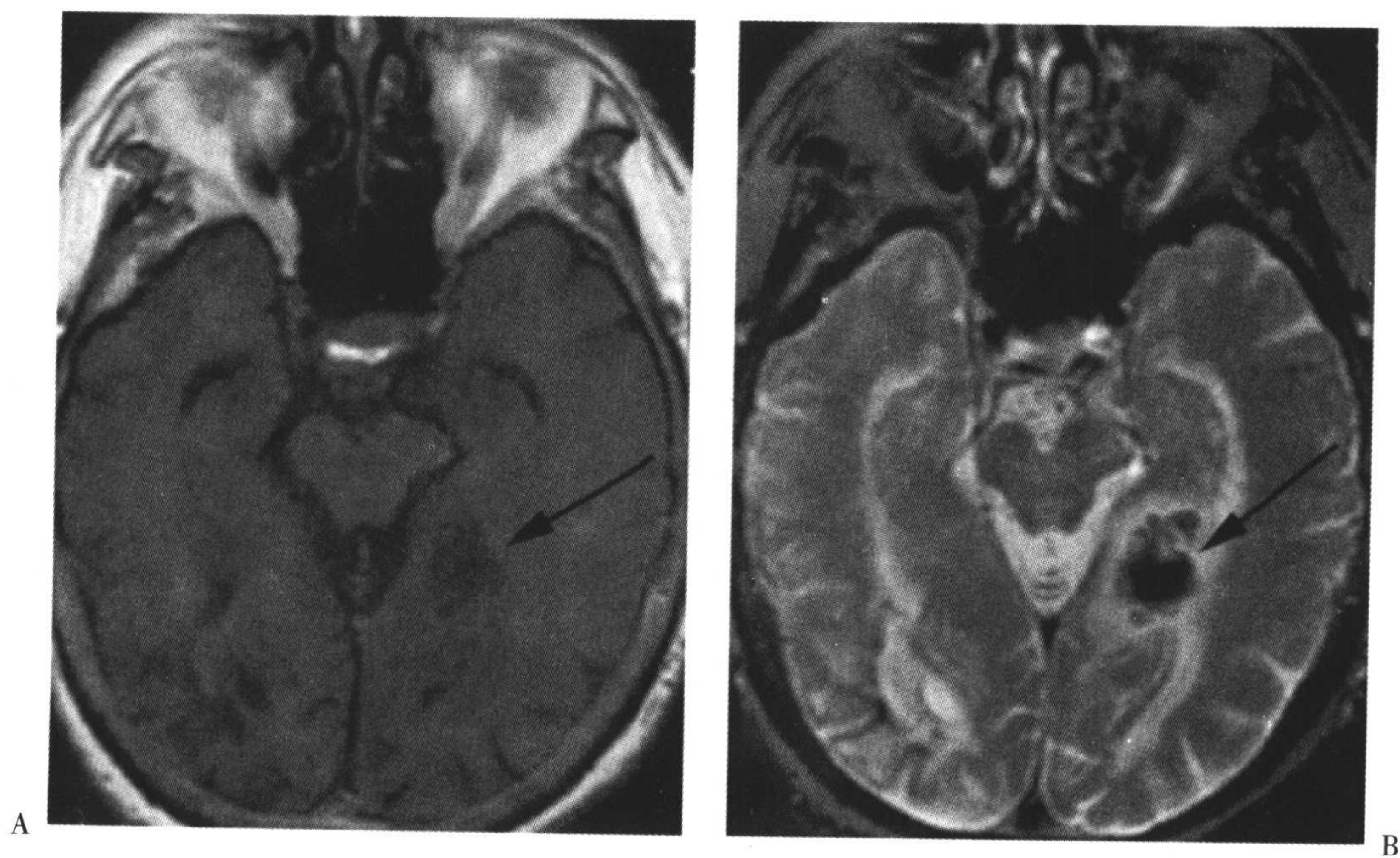


图 6-17 横断面的 T1 (A) 和 T2 (B) 图像。显示左侧颞叶内侧脑实质内的急性 (在 T1 和 T2 上均为低信号——脱氧血红蛋白) 血肿 (长箭)。

(接下页)

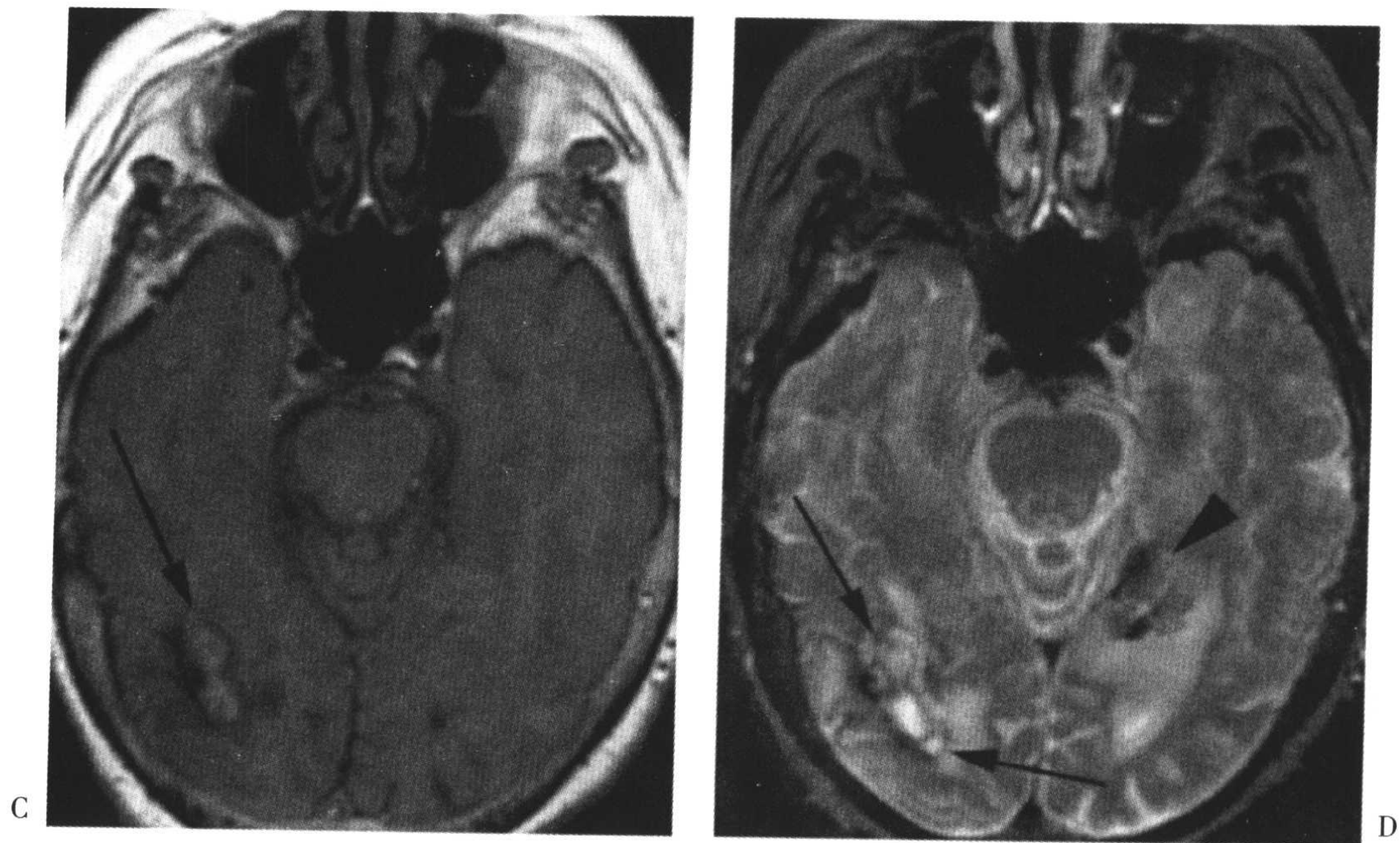


图 6-17 (接上页)同一个病人另外水平的横断面 T1(C)和 T2(D)图像。显示右侧枕叶的亚急性晚期(在 T1 和 T2 上均呈高信号——细胞外正铁血红蛋白)血肿(长箭)和左侧颞叶内侧血肿(箭头——d 图中更明显)。这个病人有淀粉样血管病。

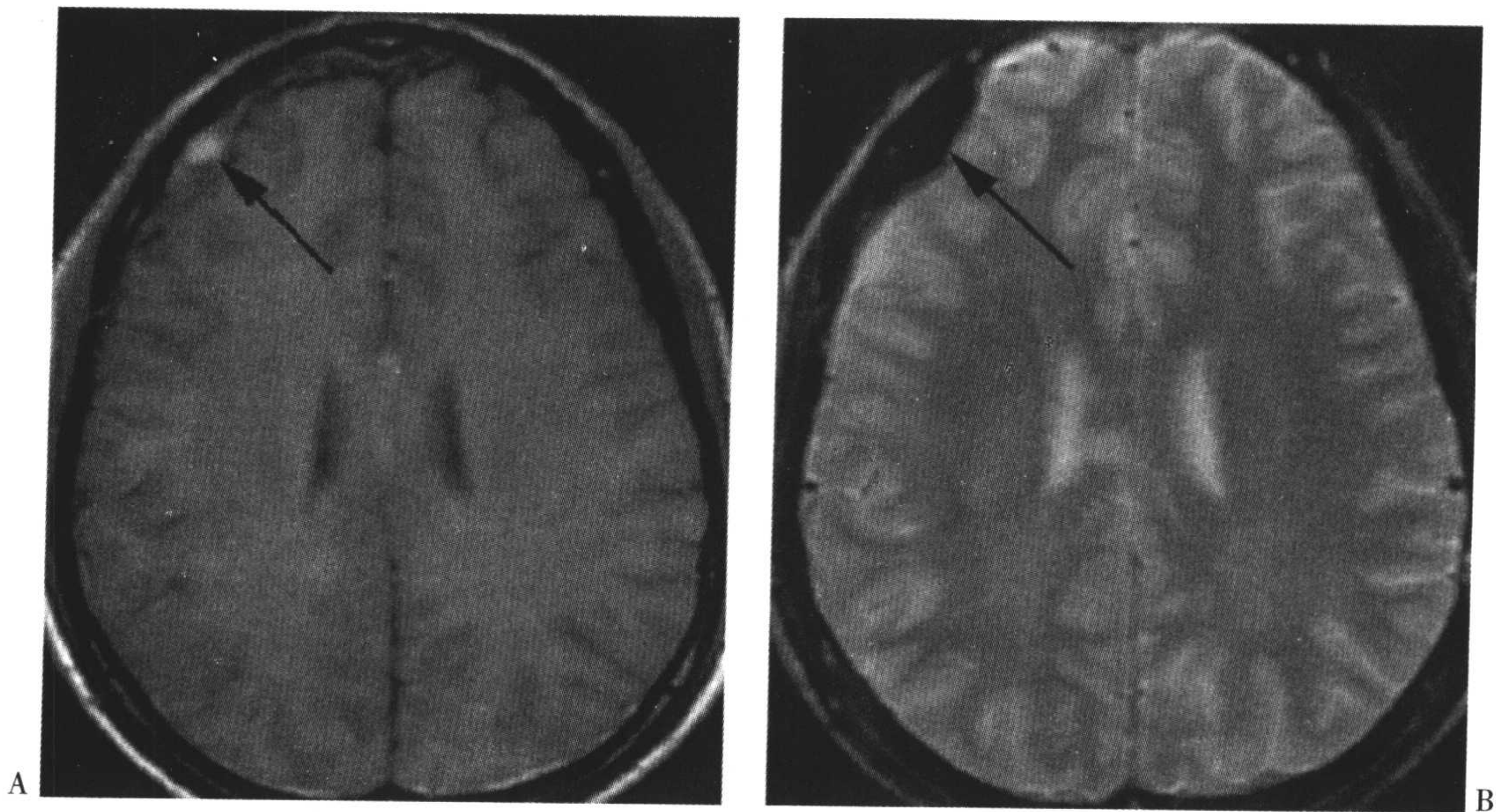
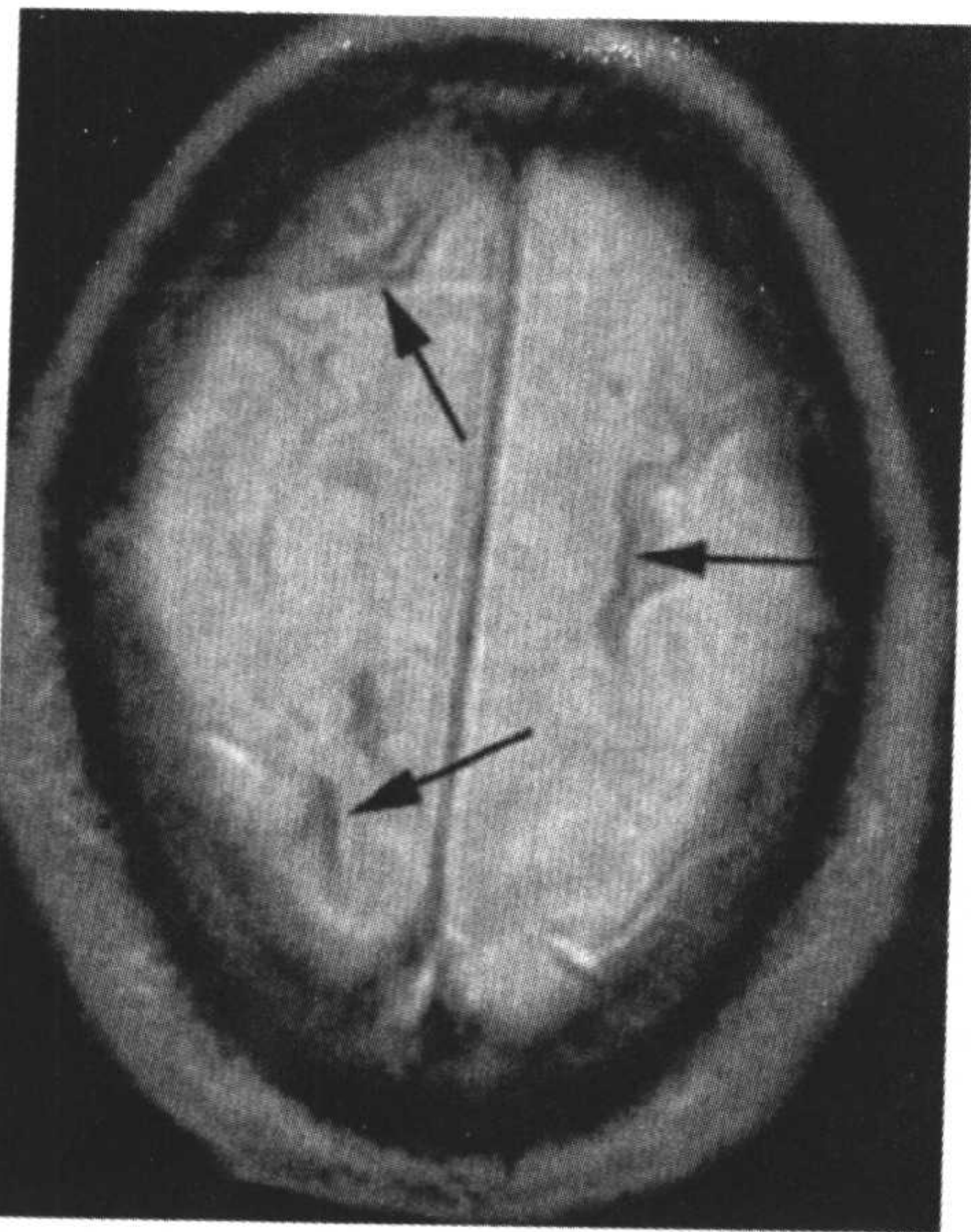
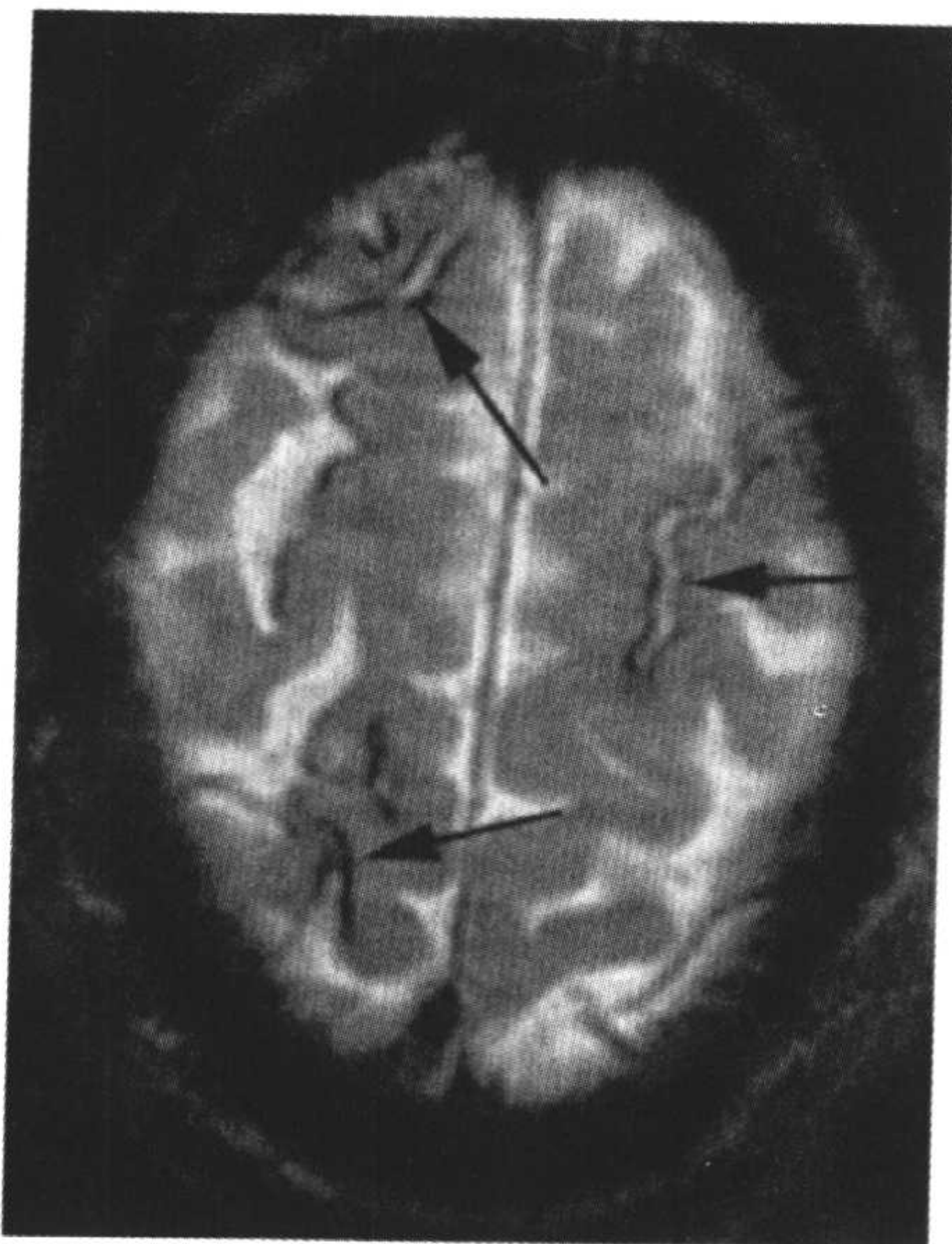


图 6-18 横断面的 T1(A)和 T2(B)图像。显示位于右侧额叶(长箭)的早期硬膜外血肿(在 T1 上为高信号而在 T2 上为低信号——细胞内正铁血红蛋白)。



A



B

图 6-19 在一个有蛛网膜下腔出血病史的病人中,横断面的质子密度(A)和 T2(B)图像。显示表浅的脑回状的低信号(长箭),来自于铁质沉积(含铁血黄素)。

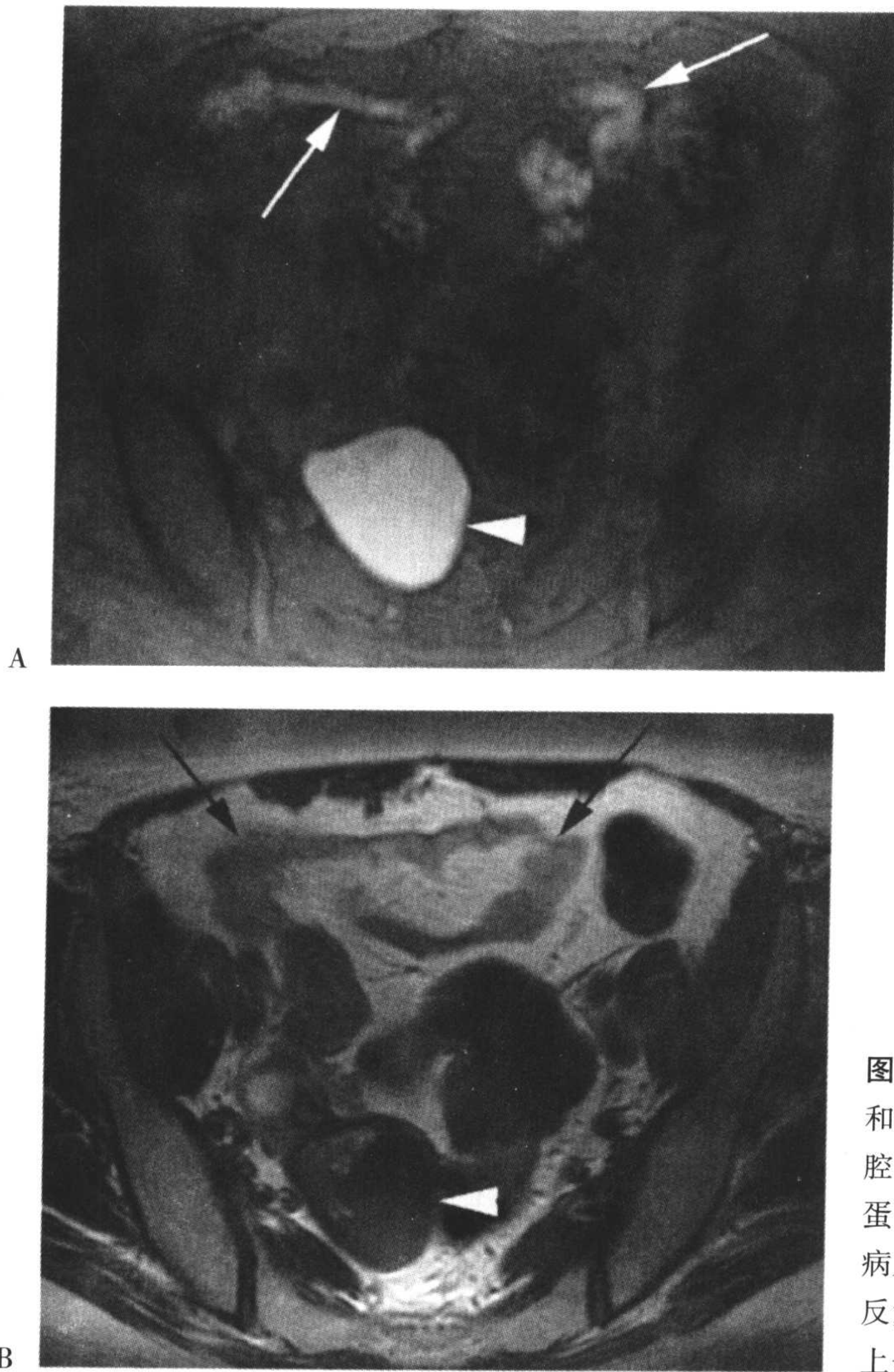


图 6-20 横断的平扫脂肪抑制 T1 (A) 和快速自旋回波 T2 (B) 图像。显示小肠腔内的 T1 高信号和 T2 中等信号, 与含蛋白质液体表现一致 (长箭)。另外, 此病人有右侧子宫内膜异位 (箭头), 由于反复出血而在 T1 上呈明显高信号而 T2 上呈低信号。

## 习题

6-1 是 / 否 结合水比大量的自由水的 T1 更短。

6-2 将下面 4 项:

- (i) 短 T1 和 T2; (ii) 短 T1, 长 T2;  
(iii) 长 T1, 短 T2; (iv) 长 T1 和 T2

与下面 5 项配对:

- (a) 空气 (b) 脂肪  
(c) 水 (d) 细胞内正铁血红蛋白  
(e) 细胞外正铁血红蛋白

6-3 是 / 否 最有效的能量传递发生于拉莫频率。

6-4 将下面的 4 项:

- (i) 短 TR 和 TE; (ii) 长 TR 和 TE;  
(iii) 短 TR, 长 TE; (iv) 长 TR, 短 TE

与下面的 3 项配对:

- (a) T1 加权  
(b) T2 加权  
(c) 质子密度加权

# 7

## 脉冲序列

### 第1部分(饱和、部分饱和、反转恢复)

#### 简介

脉冲序列指的是在 MR 检查中反复施加射频(RF)脉冲的顺序。其中包括 TR 和 TE 等时间参数。与此相关的就是时间图或脉冲序列图(PSD),我们将在第 14 章讨论这个内容。在这章中,我们将会介绍饱和的概念,学习部分饱和的脉冲序列、饱和恢复和反转恢复。在下一章中,我们将介绍重要的自旋回波脉冲序列。图 7-1 中图解说明了这本书中使用的三种射频脉冲的符号。

#### 饱和

在纵向磁化矢量刚刚被  $90^\circ$  射频脉冲偏转到  $x-y$  平面的时候,我们说系统被饱和。在这个时刻,如果我们施加第二个  $90^\circ$  射频脉冲将不会有信号产生(就像打一匹死马不会有任何反应)。经过一段时间,有部分 T1 弛豫恢复以后,我们说系统处于部分饱和状态。在 T1 恢复到坪值以后,我们说系统未饱和或被完全磁化。如果纵向磁化矢量仅被部分翻转到  $x-y$  平面(也就是,

翻转角小于  $90^\circ$ ),那么沿  $z$  轴方向仍然有磁化矢量的分量。这种状态的自旋也被称为部分饱和。

#### 部分饱和脉冲序列

开始施加  $90^\circ$  脉冲以后,等待一小段时间然后施加第二个  $90^\circ$  脉冲。继续重复这个脉冲。在施加  $90^\circ$  射频脉冲以后立刻就进行信号检测。这样,接收到的信号是一个自由感应衰减(FID)信号。

我们看看在 T1 恢复曲线上它是怎样的(图 7-2)。在  $t=0$  时,纵向磁化矢量翻转  $90^\circ$  到  $x-y$  平面。在此以后,纵向磁化矢量开始恢复。等待一段时间  $t=TR$  以后,重复  $90^\circ$  脉冲。在最初  $t=0$  时,纵向磁化矢量位于最大值。一旦我们翻转它后,纵向磁化矢量立刻回到零,然后开始增长。在  $t=TR$  时,纵向磁化矢量被再次翻转到  $x-y$  平面前已经有所增长,但尚未恢复到它的坪值(注意纵向磁化矢量的大小在被  $90^\circ$  射频脉冲翻转到  $x-y$  平面以前,小于初始纵向磁化矢量)。

现在,施加第三个  $90^\circ$  脉冲,我们再次将纵向磁化矢量翻转到  $x-y$  平面。纵向

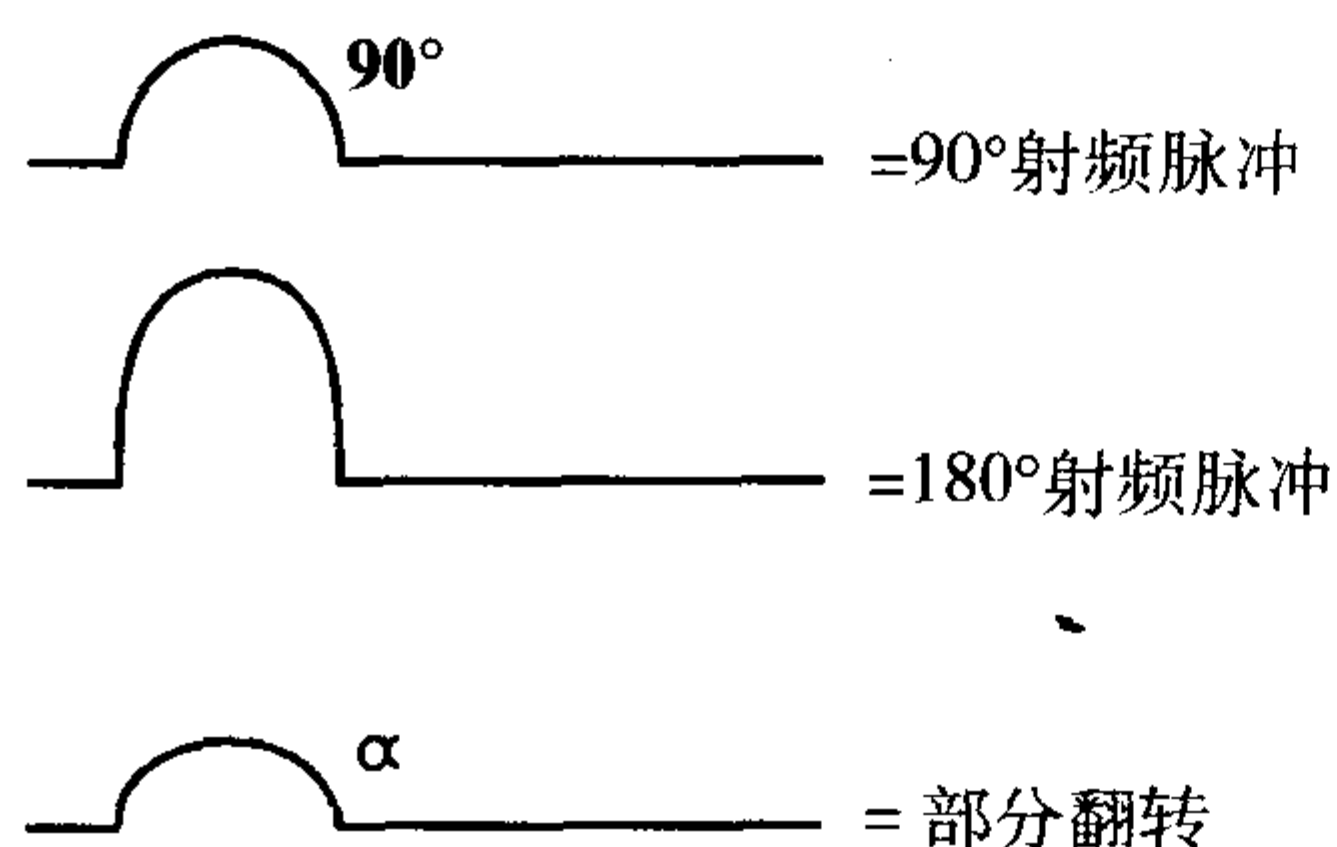


图 7-1 90°、180°和部分翻转脉冲的符号。

磁化矢量再次回到零，并立刻开始恢复。仍然，在  $t=2TR$  时，它小于最大值，但等于前一次（在  $TR$  时）的纵向磁化矢量。后面的每个恢复时间  $TR$ ，在位于后续每个  $90^\circ$  脉冲之后，也都是相同的。这样，最大的自由感应衰减（FID）信号产生于  $t=0$  时，在第一个  $90^\circ$  射频脉冲之后，而后面所有的自由感应衰减（FID）信号的强度均较小，但它们的大小相同。

问：在施加下一次  $90^\circ$  射频脉冲时，是否还有残存横向磁化矢量  $M_{xy}$ ？

答：没有！因为  $T_1$  比  $T_2$  大几倍，随着一段时间  $TR$  的过去，在  $x-y$  平面内的磁化矢量已经完全衰减到零。

在部分饱和时， $TE$  选择在最小值。在  $90^\circ$  射频脉冲以后，马上进行信号检测。

部分饱和： $TR$  较短， $TE$  最小。

问： $TR$  较短而  $TE$  最小时，我们将得到什么类型的图像？

答： $T_1$  加权图像。

部分饱和脉冲序列产生  $T_1$  加权图像。

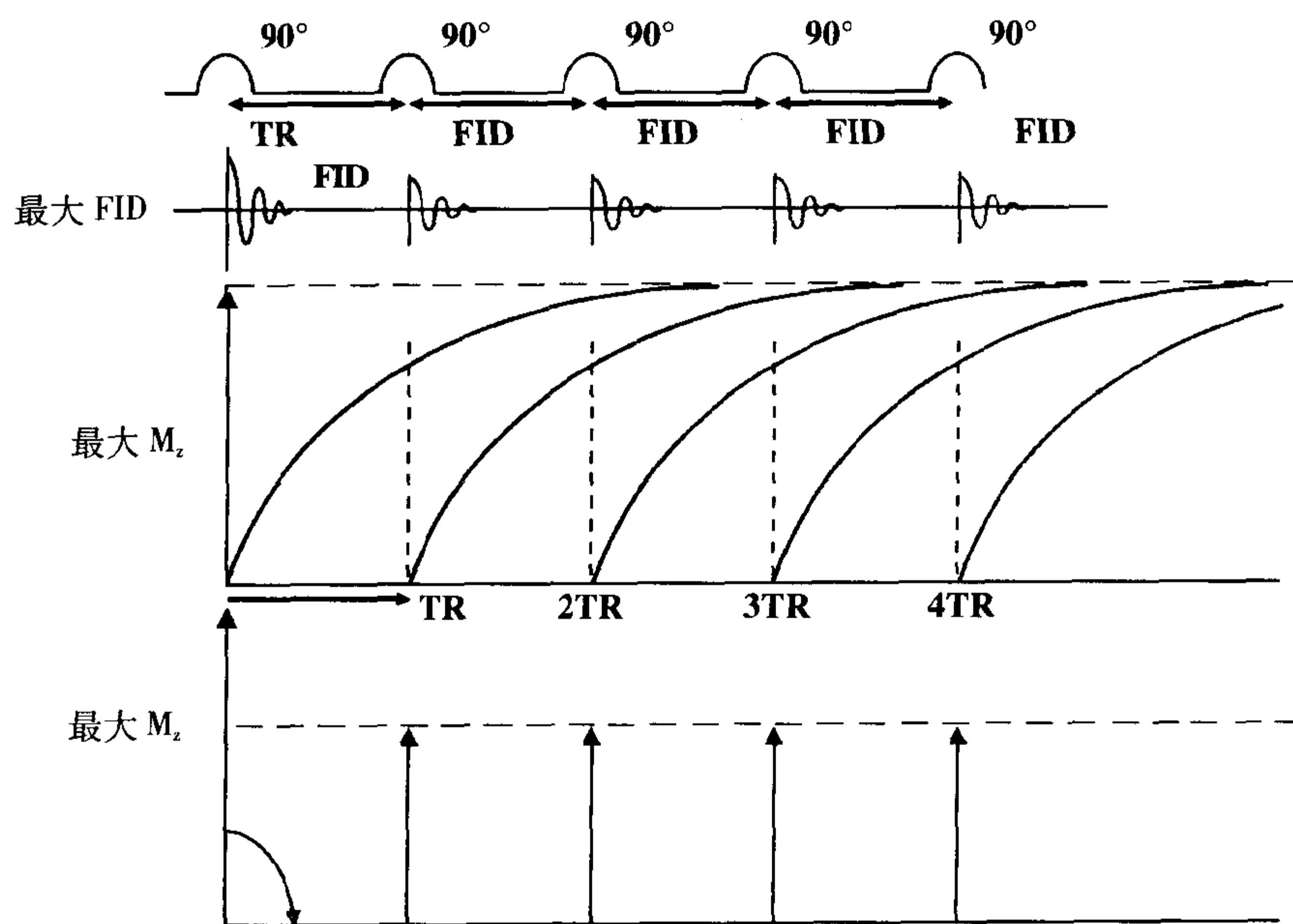


图 7-2 在部分饱和序列中，射频脉冲以后的恢复曲线。

## 饱和恢复脉冲序列

上面的脉冲序列被称作部分饱和恢复脉冲序列,因为在第二个  $90^\circ$  射频脉冲( $TR$  时)时,纵向磁化还未完全恢复。这样,初始纵向磁化( $M_0$ ),在  $TR$  时(和随后的  $TR$  时)仅有部分被翻转。因此,称为部分饱和。

在饱和恢复时,我们尽量使所有的纵向磁化在施加下一次  $90^\circ$  射频脉冲以前都得到恢复。我们不得不在施加第二个射频脉冲前等待很长时间。这样, $TR$  将会很长(图 7-3)。

在每个  $90^\circ$  射频脉冲以后,我们立即检测 FID 信号。因为我们在下一次的  $90^\circ$  脉冲以前,使纵向磁化矢量完全恢复,FID 每次都会产生最大信号。换句话说,我们已经从饱和状态得到恢复。

在饱和恢复时, $TR$  较长而  $TE$  最小。

问: $TR$  长而  $TE$  最小时,我们将得到什么类型的图像?

答:质子密度加权图像(PDW)。

饱和恢复脉冲序列产生质子密度加权图像。

这些序列中还没有任何一个真正得到应用,但是它们理解起来如此简单,所以它们是学习其它的、更复杂的脉冲序列的很好出发点。这些脉冲序列没有得到使用,是因为没有延迟时间就检测 FID 非常困难。电子系统要求我们必须等待一段时间才能进行检测。同样,外磁场的均匀性也将成为一个问题;这就是为什么要使用自旋

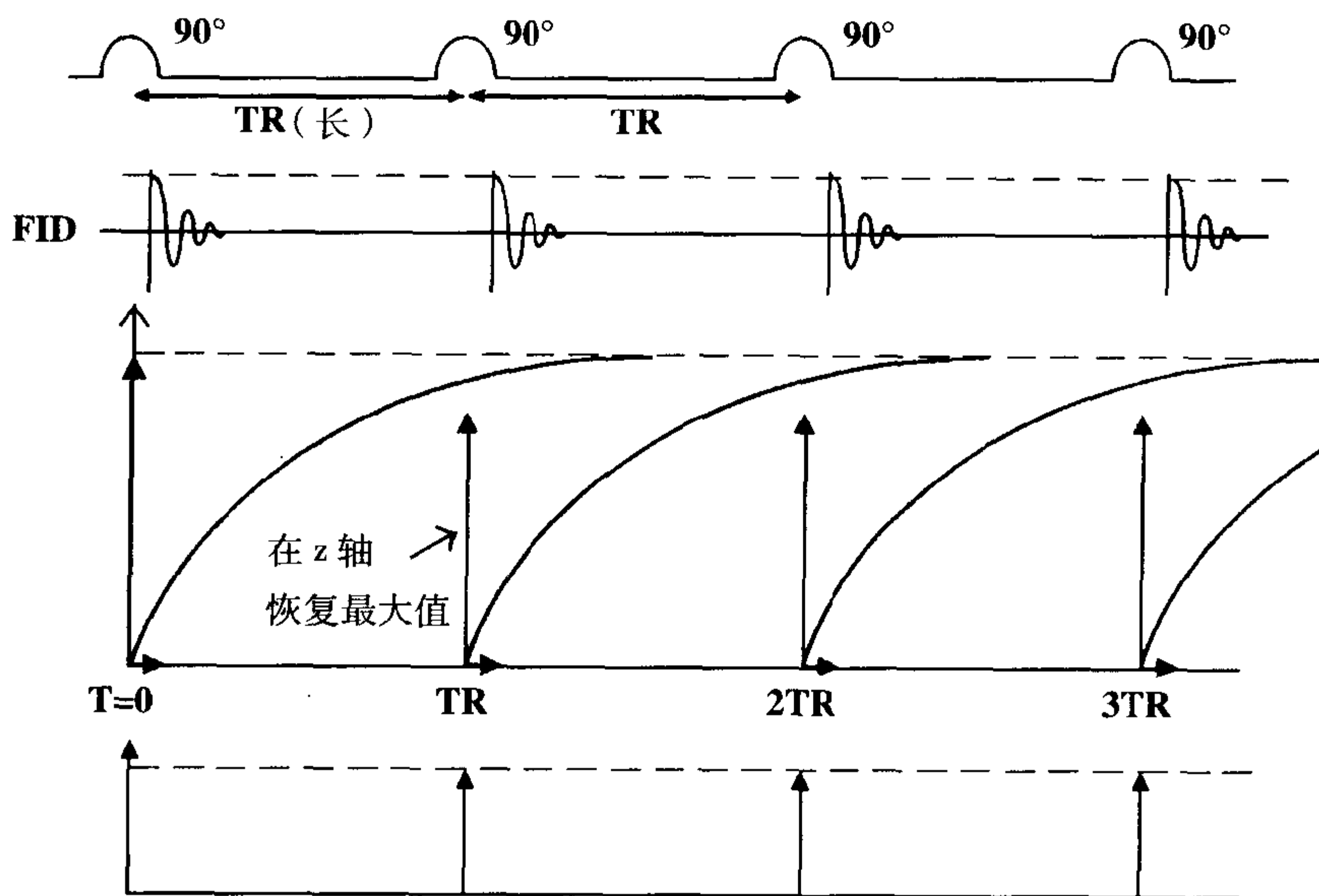


图 7-3 在饱和恢复序列中, $TR$  较长而纵向磁化矢量接近最大值。

回波序列(我们将在下一章中介绍)来解决这个问题。

## 反转恢复脉冲序列

在反转恢复中,我们首先施加一个 $180^\circ$ 射频脉冲。接下来,我们等待一段时间(反转时间 $T_1$ ),再施加一个 $90^\circ$ 射频脉冲。然后我们等待一段时间 $TR$ (从开始的 $180^\circ$ 脉冲),施加另一个 $180^\circ$ 射频脉冲(图7-4),而后序列开始进行完全的重复。

在我们施加 $180^\circ$ 脉冲以前,磁化矢量与 $z$ 轴方向相同。在施加 $180^\circ$ 脉冲以后,纵向磁化矢量立即被翻转 $180^\circ$ ,现在它指向 $S$ 极( $-z$ 方向),恰好位于相反方向(图7-5)。

然后我们使纵向磁化矢量沿 $T_1$ 增长曲线进行恢复。在它恢复的过程中,在到达零点以前它在 $-z$ 方向上变得越来越小,然后开始在 $+z$ 方向增长,直至恢复到初始纵向磁化矢量。

在 $T_1$ 时间以后,我们施加一个 $90^\circ$ 脉冲。它使纵向磁化矢量翻转到 $x-y$ 平面。翻转到 $x-y$ 平面的磁化矢量大小,当然,将取决于在 $180^\circ$ 射频脉冲后的 $T_1$ 时间内纵向磁化矢量所恢复的量。我们检测这个翻转的磁化矢量。这样,我们在此点得到一个与翻转到 $x-y$ 平面内的纵向磁化矢量成正比的FID信号。同样,在此点,纵向磁化重新开始增长。回想典型的 $T_1$ 恢复曲线,指数增长曲线的公式为:

$$1 - e^{-t/T_1}$$

但是,当纵向磁化从 $-M_0$ ,而不是从零开始恢复时(图7-6),恢复的公式为:

$$1 - 2e^{-t/T_1}$$

### 练习

求证上面的数学公式。

在 $t=0$ 时,

$$\begin{aligned} \text{信号强度(SI)} &= 1 - 2e^{-0/T_1} \\ &= 1 - 2(1) = -1 \end{aligned}$$

所以,当时间 $=0$ 时,

$$\text{信号强度的大小} = -1$$

在 $t=\infty$ (无穷大)时,

$$\begin{aligned} \text{信号强度} &= 1 - 2e^{-\infty/T_1} \\ &= 1 - 2(0) = +1 \end{aligned}$$

所以当时间 $=\infty$ 时,信号强度达到最大值。这些值与图7-6中的图形相对应。

### 零点

信号经过零轴线的位置点被称为零点。在这点时,信号强度为零。这个零点的时间用 $T_1(\text{零})$ 表示,我们可以解数学方程来求得 $T_1(\text{零})$ ,也就是信号强度为零的点:

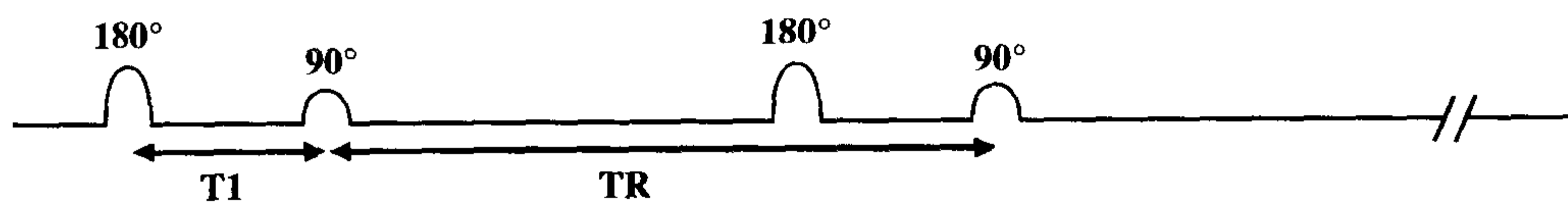


图7-4 在反转恢复中, $T_1$ 代表 $180^\circ$ 脉冲和 $90^\circ$ 脉冲之间的时间。



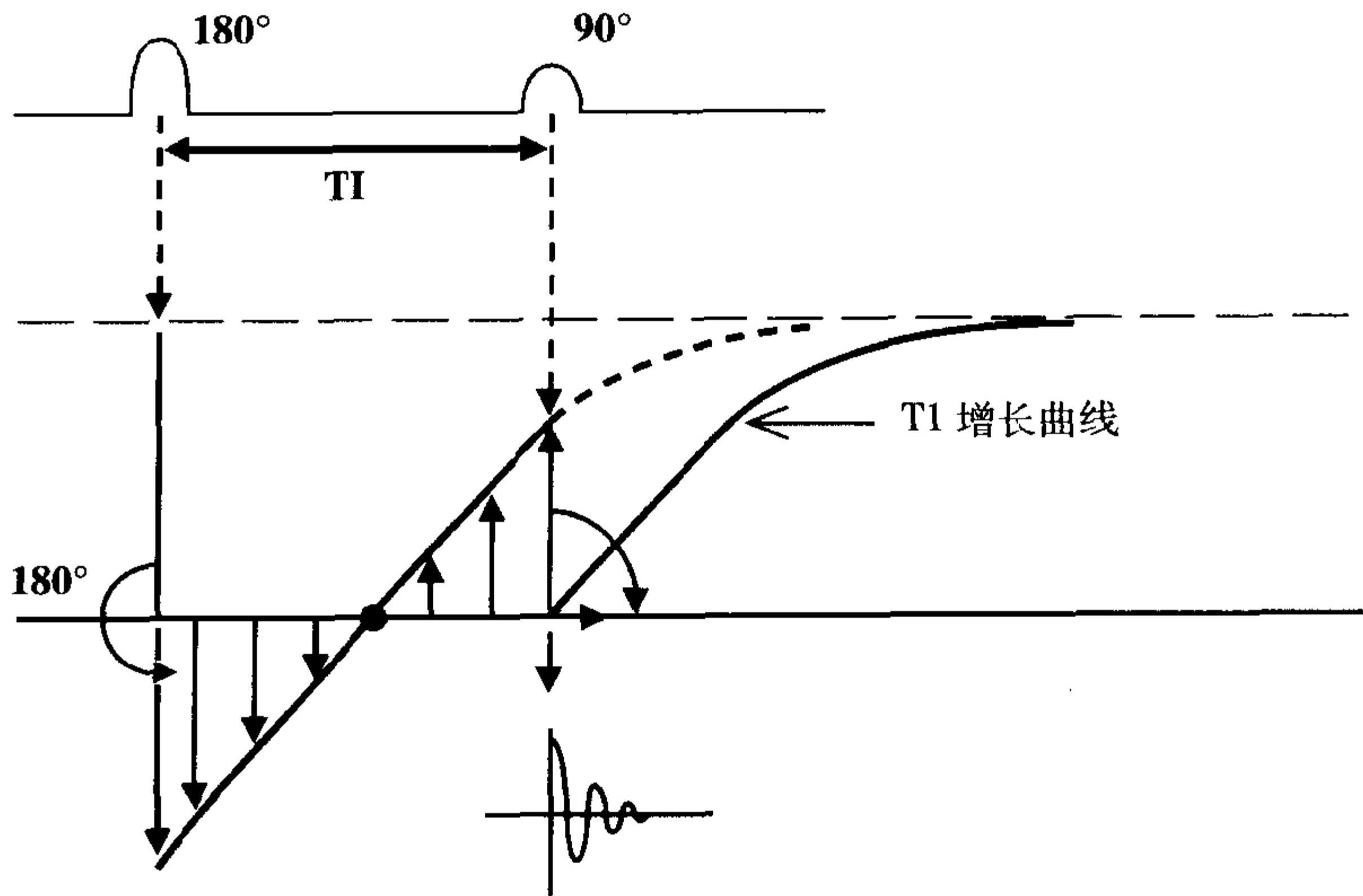


图 7-5 反转恢复中的恢复曲线。在 180°脉冲以后,纵向磁化矢量被翻转了 180°,而开始从其初始时的最大值的相反数恢复。

$$\text{信号强度} = 0 = 1 - 2e^{-TI/T1}$$

这个方程的解是 (参见后面的问题 7-1):

$$TI(\text{零}) = (\log_2 2) T1 = (\ln 2) T1 \approx 0.693 T1$$

让我们返回并重新观察恢复曲线。实际上,先后出现两条不同的指数增长曲线 (图 7-7):

1. 在 180°射频脉冲后的恢复。

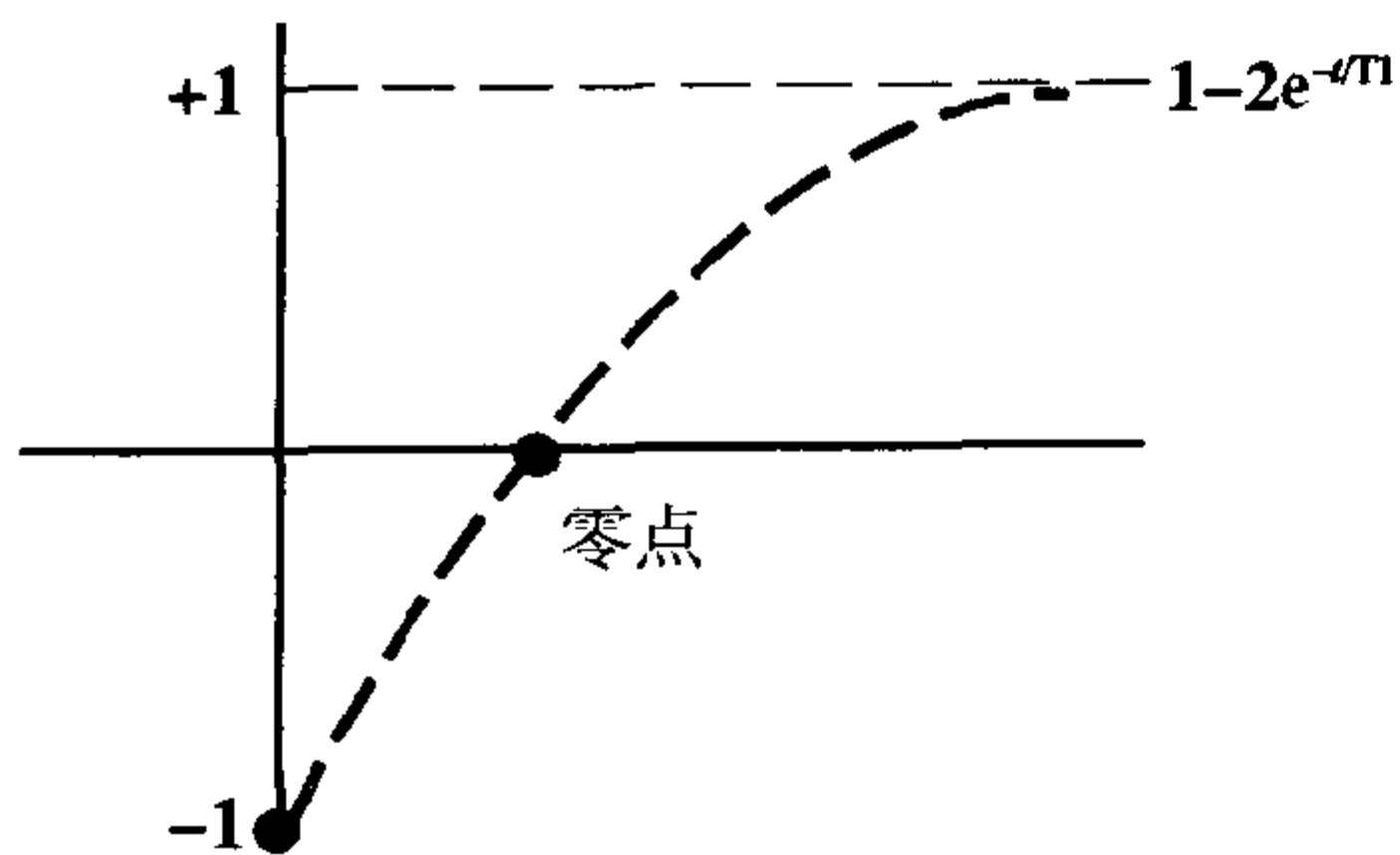


图 7-6 IR 中的恢复曲线由公式  $1 - 2e^{-t/T1}$  决定。

2. 在 90°射频脉冲后的恢复。

(1) 在 180°脉冲以后的 T1 恢复曲线由  $-M_0$  开始,根据以下公式以指数形式增长:

$$M_0 (1 - 2e^{-TI/T1})$$

(2) 在 90°射频脉冲以后的 T1 恢复曲线,在纵向磁化矢量翻转到 x-y 平面以后,由 0 开始,根据以下公式以指数形式增长:

$$M_0 (1 - e^{-TR/T1})$$

如果我们合并这两个 T1 恢复曲线,我们可以得到信号强度与 T1 和 TR 之间的关系。结果是上面两个公式的乘积:

$$SI \propto M_0 (1 - 2e^{-TI/T1}) (1 - e^{-TR/T1})$$

假定  $TI \ll TR$ , 括号内两项的乘积可以简化为 (参见后面的问题 7-2):

$$(1 - 2e^{-TI/T1}) + (e^{-TR/T1})$$

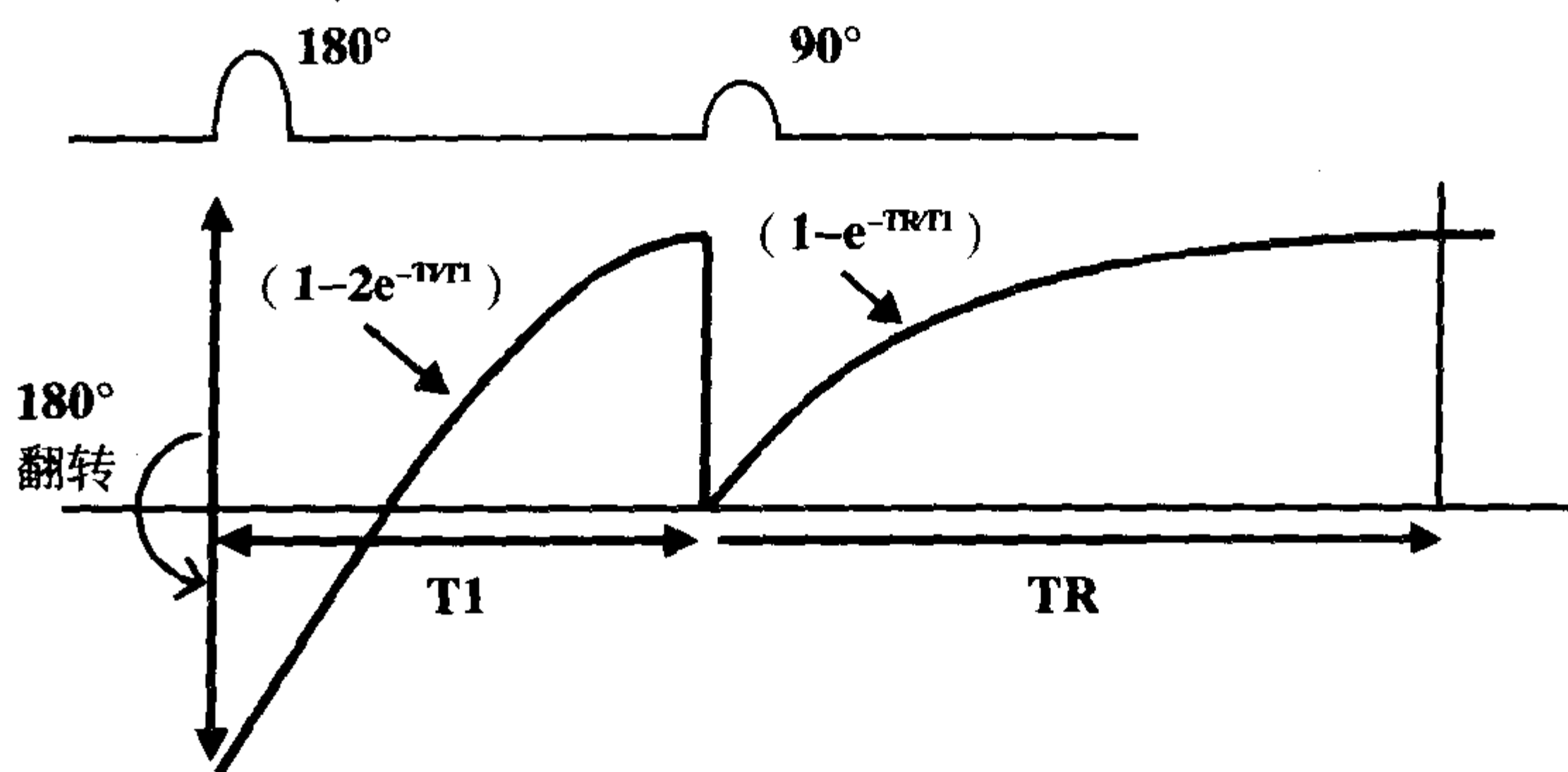


图 7-7 在一个 IR 循环中,有两条恢复曲线。

## 反转恢复的临床应用

在反转恢复脉冲序列中,我们首先施加一个  $180^\circ$  射频脉冲,然后在一个时间间隔  $T1$  后,施加一个  $90^\circ$  射频脉冲。接下来,在一定的时间间隔  $TR$  后,重复进行前面的序列,施加另一个  $180^\circ$  脉冲。

$T1$  = 反转时间,代表  $180^\circ$  脉冲和  $90^\circ$  脉冲之间的时间间隔。

$TR$  = 两个连续的  $180^\circ$  脉冲(或两个连续的  $90^\circ$  脉冲)之间的时间间隔。

通过图形思考两种组织的表现:水肿和脑白质(图 7-8)。在反转恢复中,我们首先通过  $180^\circ$  射频脉冲使纵向磁化矢量翻转  $180^\circ$ 。随后,纵向磁化矢量仍沿  $z$  轴变化,但指向负的( $S$ 极)方向。接下来,纵向磁化矢量开始依照水肿和脑白质的  $T1$  增长曲线进行增长。水肿比脑白质具有更大的质子密度,所以它在  $z$  轴上最大的磁化矢量将会大于脑白质的最大磁化矢量。同样地,在它们翻转了  $180^\circ$  以后,水肿的  $T1$  恢复曲线变得较低,也就是水肿在  $z$  轴上比脑白质位于更负的方向。

水肿的纵向磁化矢量就从这个起始位置沿  $z$  轴,依照它的  $T1$  恢复曲线进行增长,直至到达它的最大值。在到达零轴线(零点)以前它首先在负的  $z$  轴方向上减少,然后在正的  $z$  轴方向上连续增长直至到达它的最大值。因为质子密度较低,在  $180^\circ$  翻转以后脑白质的  $T1$  恢复曲线在  $z$  轴负方向上的出发点比水肿更接近零。而因为它的  $T1$  值更短,它依照  $T1$  曲线达到最大值的恢复速度就比水肿更快。

在  $T1$  时,施加一个  $90^\circ$  激发脉冲。水肿和脑白质的纵向磁化将会以不同的速率进行恢复,这取决于它们各自的  $T1$  值。当二者的纵向磁化矢量被  $90^\circ$  脉冲翻转到  $x-y$  平面以后,它们会产生 FID 信号。在  $90^\circ$  脉冲后,每个纵向磁化矢量立刻都回到零,并且依照它的  $T1$  恢复曲线开始恢复。那么,在一段时间间隔  $TR$  以后,采用另一个  $180^\circ$  反转脉冲重复以上的过程。

我们前面已经讲过在  $180^\circ$  脉冲以后,  $T1$  增长曲线由下面的公式所决定:

$$M_0(1 - e^{-TR/T1})(1 - 2e^{-T1/2T1})$$

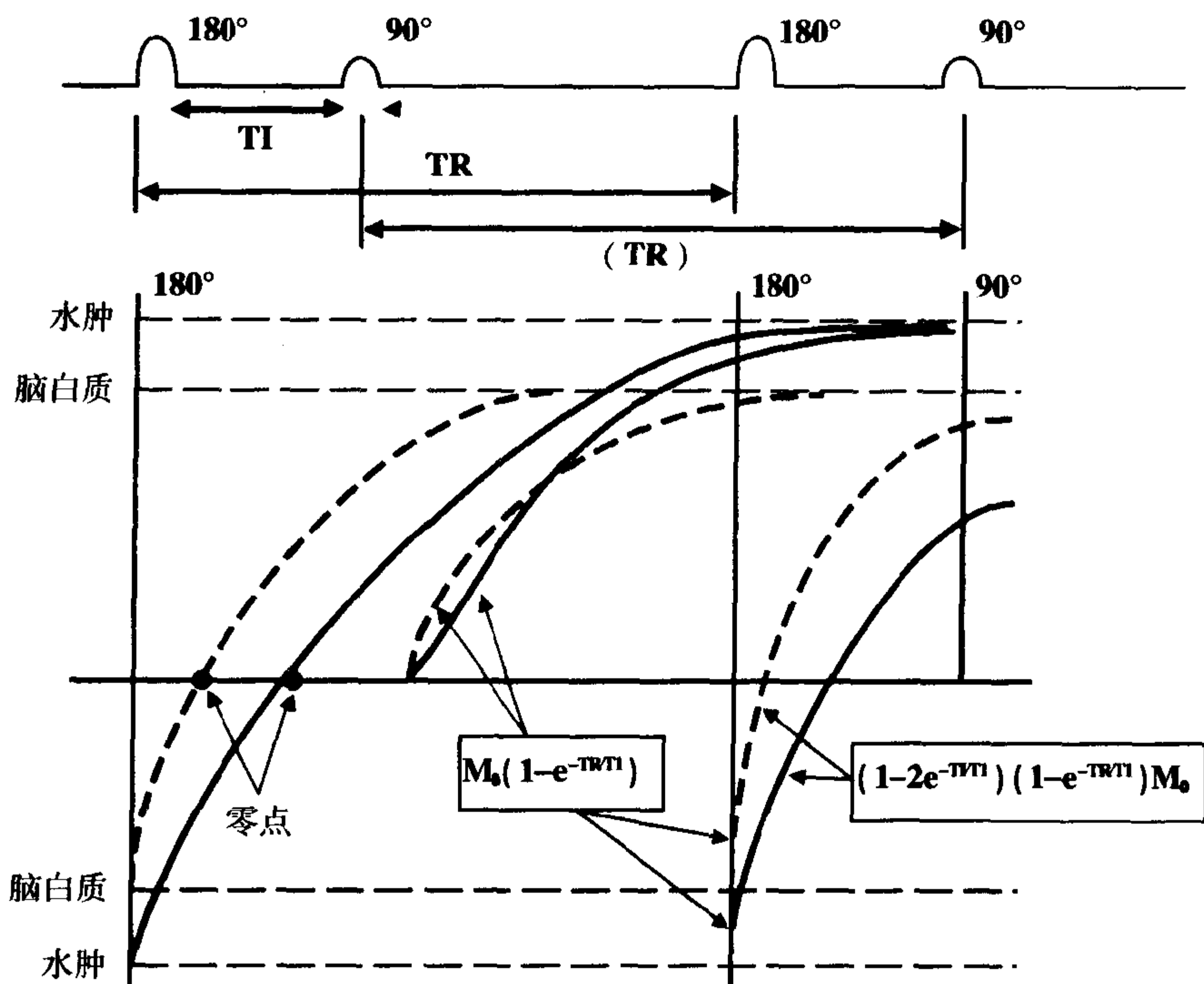


图 7-8 脑白质和水肿的恢复曲线。

## 大小重建

大小重建是反转恢复中的另一个可变因素。如果我们想将信噪比提高 40% (更确切地讲,是 $\sqrt{2}$  倍),我们可以一起使用 x 和 y 通道的线圈,而最终的信号是二者的均方根,也就是 $\sqrt{S_x^2 + S_y^2}$ 。

这样做给我们产生了一幅具有大小的图像,它始终是正的。它看起来就像负的增长曲线的镜像,以时间轴为中心进行了翻转(图 7-9)。由 z 轴正方向斜行向下至零水平轴的点划线,实际上就是水肿和脑白质的两条 T1 增长曲线的镜像,“翻转”后我们只能显示它们的大小,而不再有正和负的方向。显示反转恢复过程的这个新方法被称为大小重建。虽然它比原来的相位

重建的信噪比提高了 $\sqrt{2}$  倍,但它的变化范围比后者要小,也就是 $0 \sim M_0$  与  $-M_0 \sim M_0$ 。这样,当信噪比较低时采用大小重建,而当需要产生更大的对比时采用相位重建。

在反转恢复中,TR 通常很长。通过选择较长的 TR,我们可以使各种组织在 90° 脉冲以后,沿 T1 增长曲线到达它们最大值的稳定状态。当 TI 选择在脑白质较低时,会出现什么情况呢(图 7-9)? 如果我们仅考虑信号的大小,即 T1 恢复曲线位于时间轴以上或以下的距离,那么水肿比脑白质的信号强度更大。因为水肿比脑白质的 T2 更长,如果我们选择较长的 TE,那么就会增大这两种组织间的信号强度差异。实际上,TE 越长,水肿和脑白质之间的对比差异就会越大(图 7-10)。

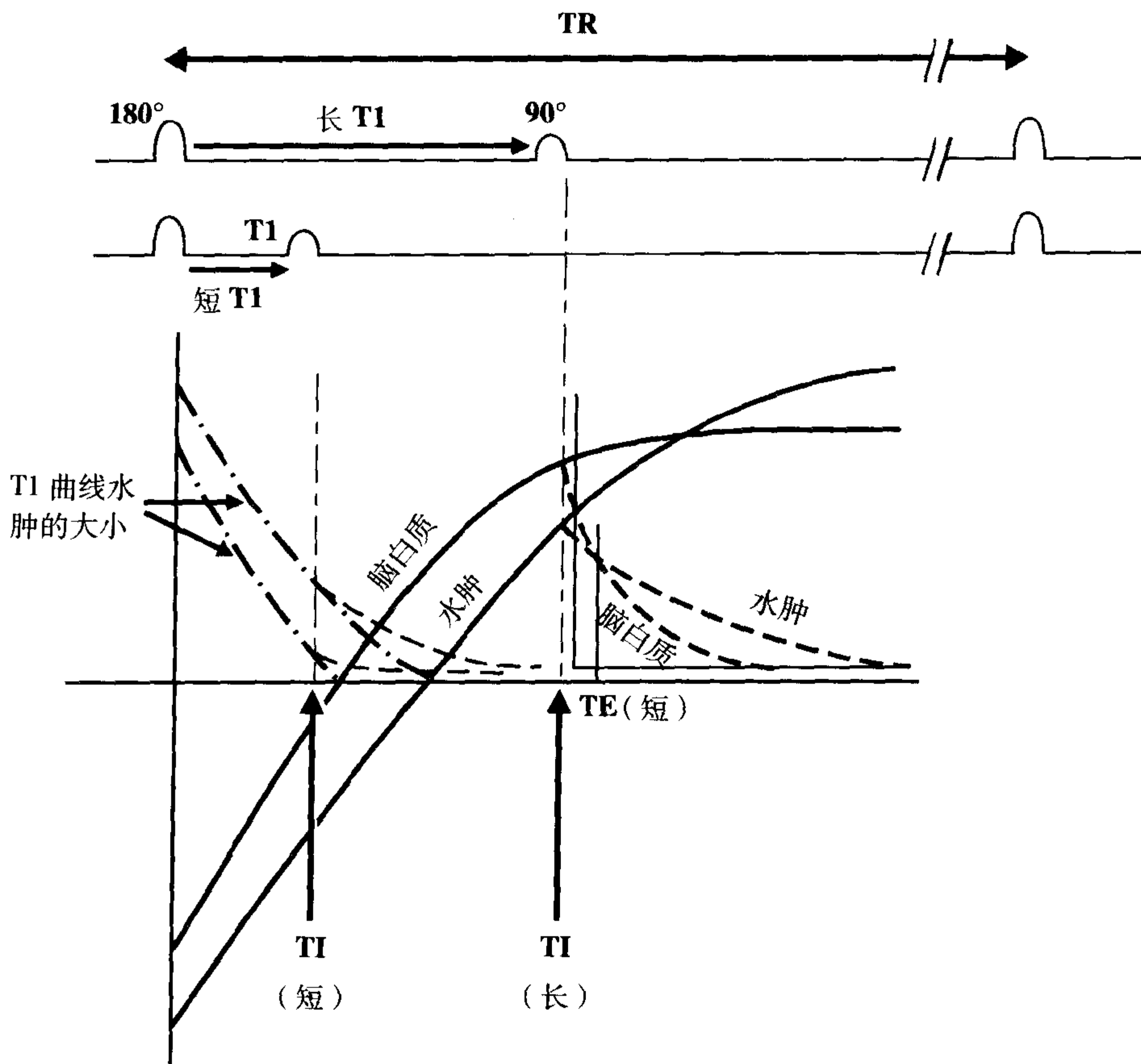


图 7-9 脑白质和水肿的恢复曲线、恢复曲线大小(使所有值都为正值的曲线的镜像)和相关的衰减曲线。

短 TI  
(90°)

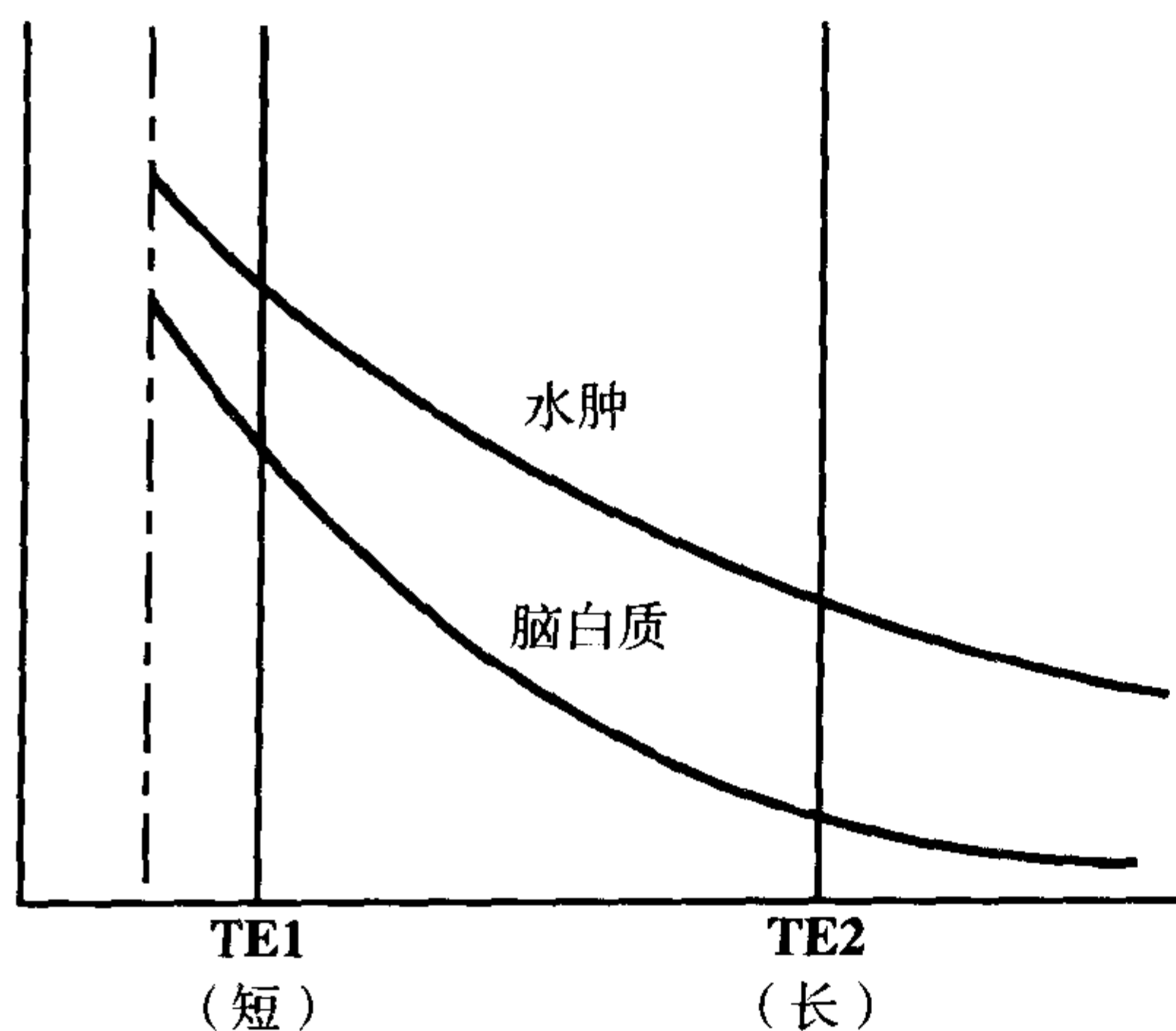


图 7-10 两个不同 TE 的组织对比度。

## 脂肪抑制: STIR 成像

STIR 代表短 TI (或  $\tau$ ) 的反转恢复。让我们画 180° 射频脉冲以后的两条 T1 恢复曲线, 代表两种组织——脂肪和水 (图 7-11)。选择 TI 在脂肪跨越零点的位置 [零点等于  $\ln 2$  (或 0.693) 乘以脂肪的 T1 值 (参见后面的问题 7-1)]。

在此脂肪的零点处, 如果我们画 T2 衰减曲线, 脂肪开始为零, 并且其后仍位于零。在 x-y 平面内将不会有脂肪的横向磁化, 而水仍会有通常的 T2 衰减曲线。结果, 我们抑制了脂肪的信号。这样, 在 180° 反向脉冲以后, 我们等待一个时间  $TI = 0.693T1$

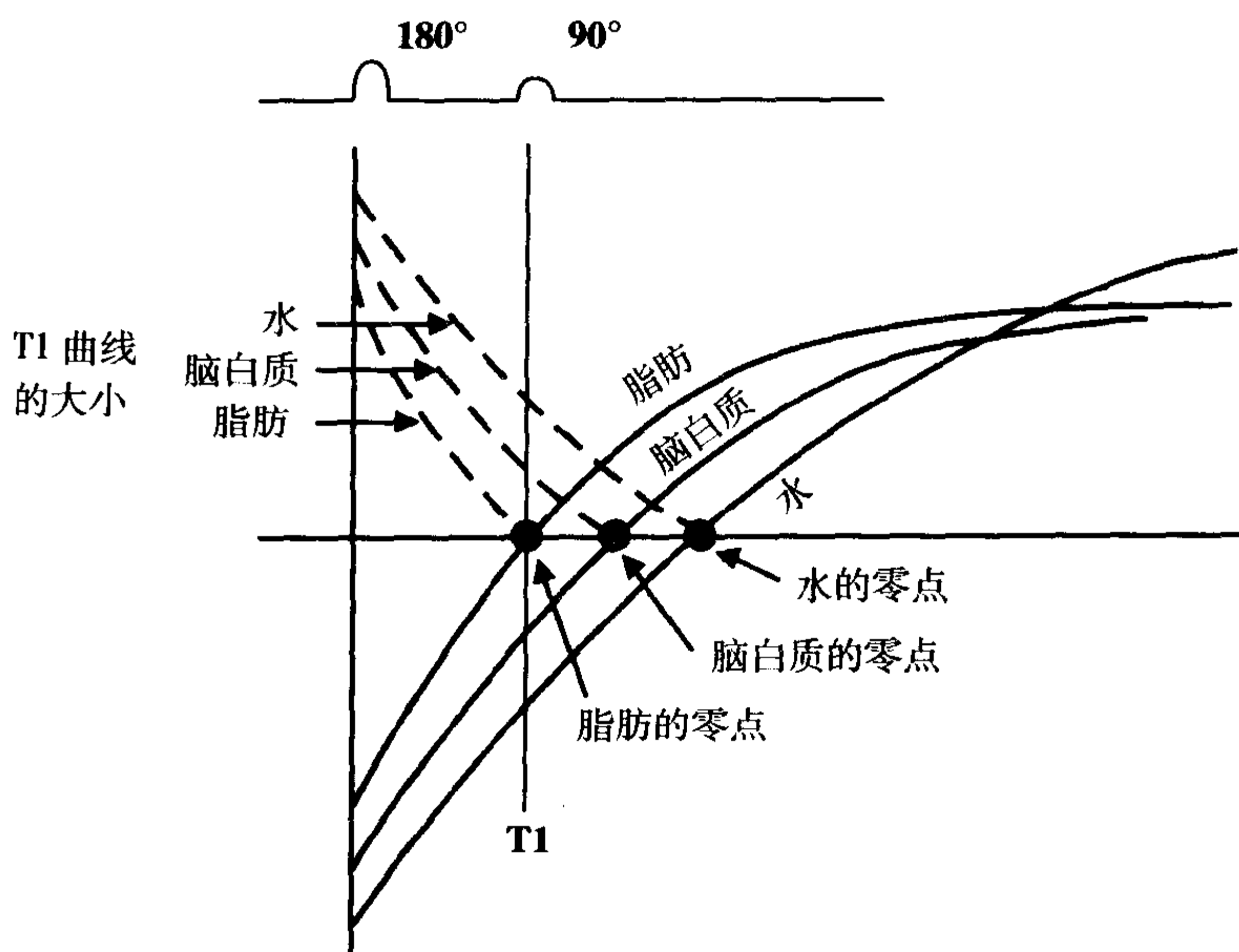


图 7-11 在 STIR 脂肪抑制技术中, TI 选择在脂肪的 T1 恢复曲线跨越零点时施加 90° 脉冲。

(脂肪), 并发射一个 90° 脉冲。所有的其它组织将都会有纵向磁化矢量被翻转到 x-y 平面, 并根据它们的 T2 曲线发出相应大小的信号。但是, 脂肪在它的零点, 没有任何纵向磁化矢量被翻转到 x-y 平面, 这样也就不会有任何信号。

STIR 是 short TI inversion recovery (短

TI 反转恢复) 的缩写, 因为脂肪具有非常短的 T1; 这样, 为达到它的零点必须选择非常短的 TI [在高场 (1.5T) 时, 此 TI 为 140ms; 而在中场 (0.5T) 时, 此 TI 为 100ms]。脂肪将在脑白质、脑灰质、水或水肿以前到达它的零点(图 7-11)。

## 要点

我们讨论了三种类型的脉冲序列: 饱和恢复、部分饱和以及反转恢复 (IR)。最后一个是非常重要的, 因为它可以通过选择 TI 为相应组织 T1 值的 0.693 倍而抑制任何组织:

$$TI(\text{零点}) = 0.693 \times T1$$

这个内容还会在第 24 章的组织抑制技术中做进一步详细阐述。

部分饱和脉冲产生 T1 加权图像 (短 TR 和 TE)。而饱和恢复序列产生质子密度加权图像 (长 TR, 短 TE)。

# 习题

7-1 (a) 在反转恢复 (IR) 脉冲序列 (图 7-6) 中, 证明“抑制”特定组织或使该组织为“零”的 TI 等于  $0.693 \times T_1$  (组织), 也就是,  $TI = 0.693 \times T_1$

提示: IR 曲线的信号取决于  $SI \propto 1 - 2e^{-t/T_1}$ , 式中  $t = TI$ 。

(b) 假定脂肪的  $T_1 = 180\text{ms}$ , 要“抑制”脂肪的 TI 是多少呢?

7-2 考虑图 7-12 中所示的反转恢复脉冲序列。假定 TI 远远小于 TR (也就是,

$TI \ll TR$ ), 证明每个  $90^\circ$  脉冲后 (也就是, 在 A, A'), 检测到的信号为  $N(H) (1 - 2e^{-TI/T_1} + e^{-TR/T_1})$ 。

7-3 将下面 2 项:

(i) 部分饱和,

(ii) 饱和恢复

与下面 2 项配对:

(a) PD 加权图像

(b) T1 加权图像

7-4 是 / 否 在 IR 序列中,  $180^\circ$  脉冲的 TI ms 后为  $90^\circ$  脉冲。

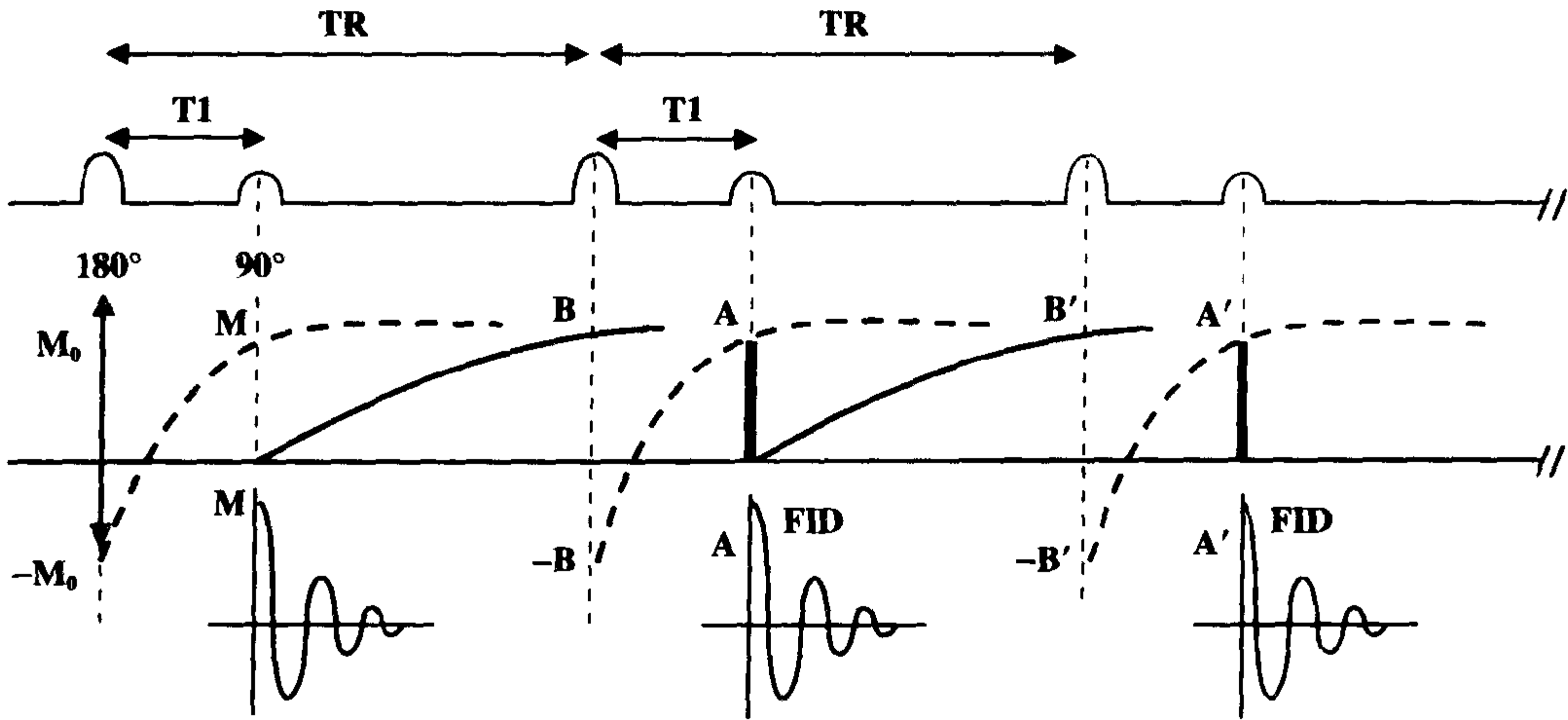


图 7-12

# 8

## 脉冲序列

### 第2部分(自旋回波)

#### 简介

本章集中讲述我们最常使用的脉冲序列——自旋回波(SE)脉冲序列。在前面章节内讨论失相位的概念时,我们曾谈到两个主要的原因:1)外磁场的非均匀性,和2)内在的自旋-自旋相互作用。自旋回波脉冲序列可以通过施加的相位重聚或复相位 $180^\circ$ 射频(RF)脉冲,去除前者的作用。通过使用自旋回波脉冲序列,我们可以去除由于固定的外磁场的非均匀性所导致的失相位(我们并不能消除自旋-自旋相互作用,因为它们不固定,始终在随机地变动)。

#### 自旋回波脉冲图

作为 $90^\circ$ 脉冲的结果,磁化矢量 $M_z$ 翻转到x-y平面。在水平面内考虑三种不同的磁化矢量进动方式,每一个都位于稍有差别的磁场环境(图8-1A)。最初,所有这些矢量都位于同相位,都以频率 $\omega_0$ 进动。

在图8-1A中,我们说一组位于 $B_0$ 磁场的自旋质子,以频率 $\omega_0$ 进动。邻近的一

组自旋质子处于稍高的磁场 $B_0^+$ ,以略高一些的频率 $\omega_0^+$ 进动;而另外一组处于稍低磁场 $B_0^-$ 的自旋质子以略低一些的频率 $\omega_0^-$ 进动。在 $90^\circ$ 脉冲后,三种自旋相互之间将会逐步失相位(图8-1B)。最终,快的矢量和慢的矢量将出现 $180^\circ$ 的相位差,而它们将互相抵消(图8-1C)。

#### 类比

我们现在思考类似的三个绕跑道跑步的运动员(图8-2)。最初时,他们从相同的位置出发。在他们跑了一段时间 $\tau$ 以后,他们不会还在一起——一个跑得较快,在其它人的前面;一个跑得较慢,落在其它人的后面。

在这个时刻,如果我们让所有的运动员都向后转,向相反的方向跑,每个人仍旧按他原来相同的速度跑(在自旋中,仍旧以相同的频率进动)。他们只改变方向,向回跑向他们开始时所出发的地方。如果他们都跑相同的时间 $\tau$ ,那么每个人都将跑相同的距离。这样,在 $2\tau$ 时,他们都将会同时回到最初的起点,也将会一起重新获得同相位。在自旋中,使运动员改变方向的

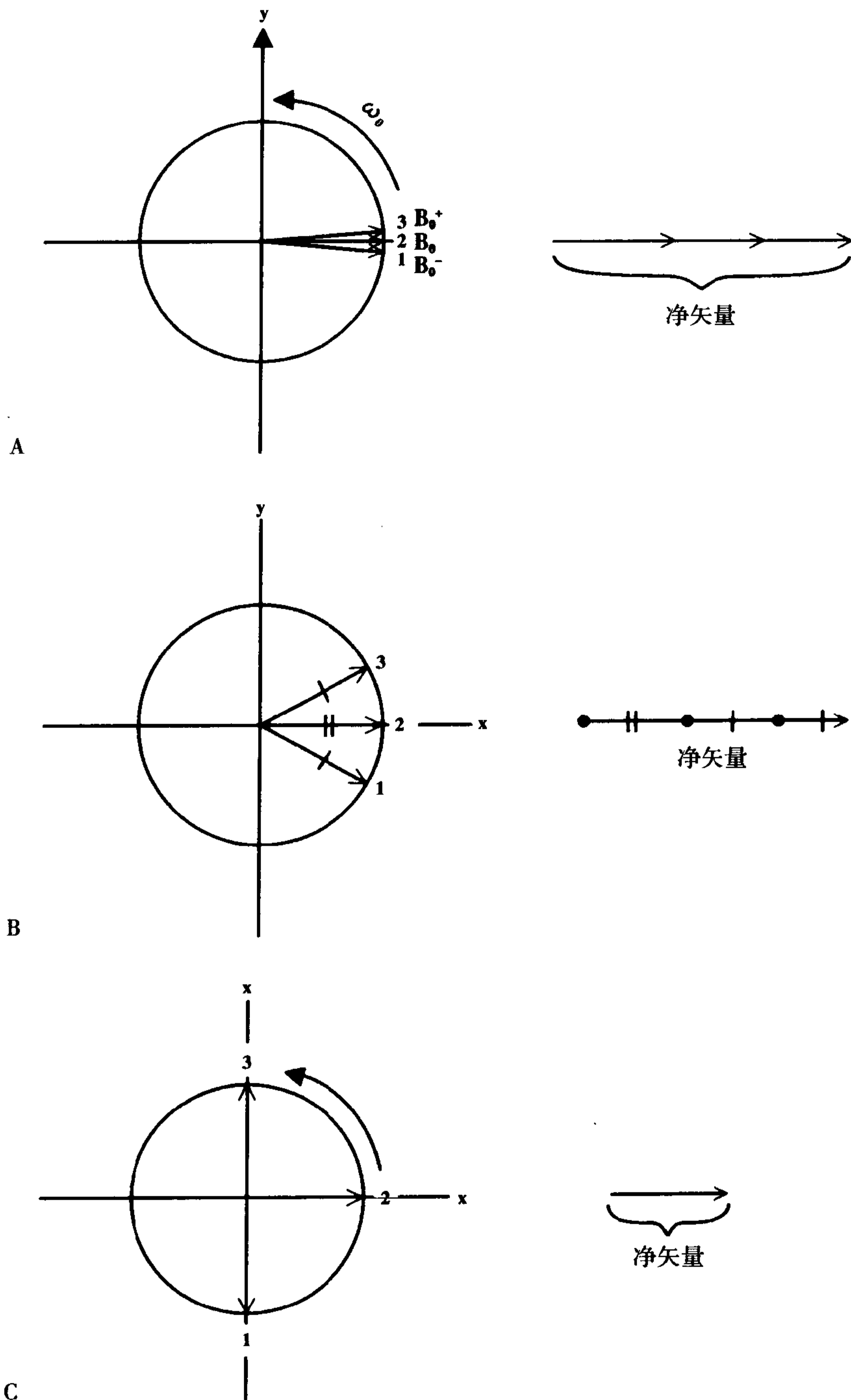


图 8-1 三种微小差异磁场环境中的三个磁化矢量。(A)它们同相,矢量和等于每个矢量的 3 倍。(B)它们存在小的相位差,产生较小的净磁化矢量。(C)矢量 1 和 3 互相抵消,因为它们存在  $180^\circ$  的相位差,仅存矢量 2。



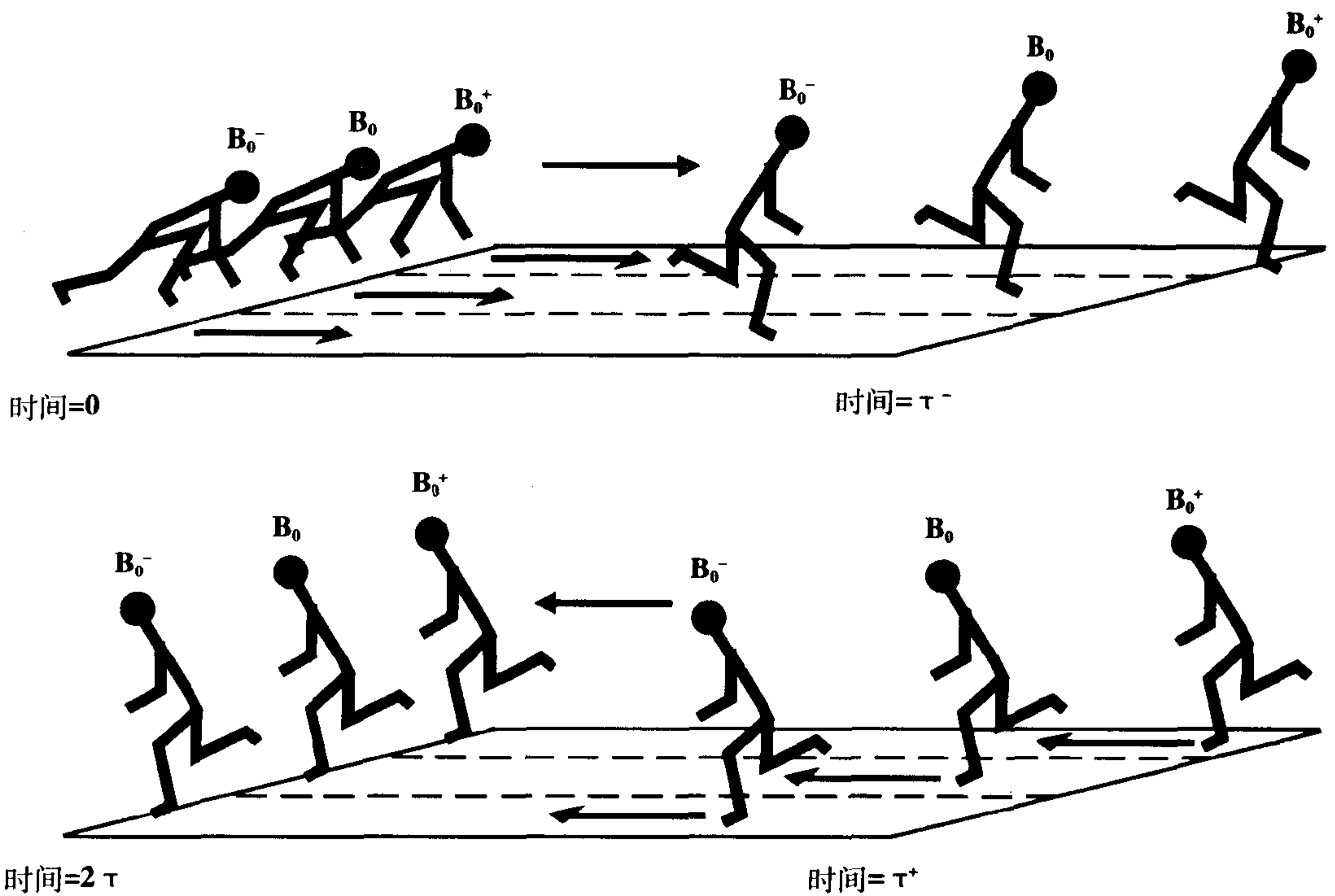


图 8-2 类比跑道上的三个运动员。在时间  $\tau$  时他们都向后转,向回跑向起点。因为最慢的此时在最前面,他们都将会恰好在相同的时刻 ( $2\tau$  时) 到达起点。

过程是通过施加一个  $180^\circ$ 重聚脉冲而实现的。

这样,在  $90^\circ$ 脉冲的一段时间  $\tau$  后,当自旋变得不同相时,可以施加一个  $180^\circ$ 脉冲。现在,所有的自旋都在  $x-y$  平面内翻转  $180^\circ$ ,它们继续进动,但现在沿相反的方向(图 8-3)。我们现在看脉冲序列图(图 8-4)。我们开始用  $90^\circ$ 射频脉冲将自旋翻转转到  $x-y$  平面。在等待一段时间  $\tau$  后,施加  $180^\circ$ 射频脉冲。然后我们等待较长时间 TR 后,重复以上过程。

如果我们画  $90^\circ$ 脉冲后的自由感应衰减(FID),由于与外磁场不均匀性和自旋-自旋相互作用所致的  $T_2^*$  效应,我们会发现 FID 失相位的过程非常快。自旋很快出现不同相。在时间  $\tau$  后,我们施加

$180^\circ$ 重聚脉冲。在相同的时间  $\tau$  后,它们将会再次完全位于同相位,信号将达到最大值。

1. 时间  $\tau$  是  $90^\circ$ 射频脉冲到  $180^\circ$ 射频脉冲的时间。
2. 时间  $\tau$  也是  $180^\circ$ 射频脉冲到最大复相位的时间点,也就是回波的时间。
3. 我们称  $2\tau$  为回波延迟时间(回波时间)——TE:  $90^\circ$ 脉冲后到我们再次得到最大信号的时间。
4. 因此,  $180^\circ$ 脉冲被称为重聚或复相位脉冲。

我们可以施加第二个  $180^\circ$ 脉冲。现在,我们不是在  $90^\circ$ 脉冲后紧随一个  $180^\circ$

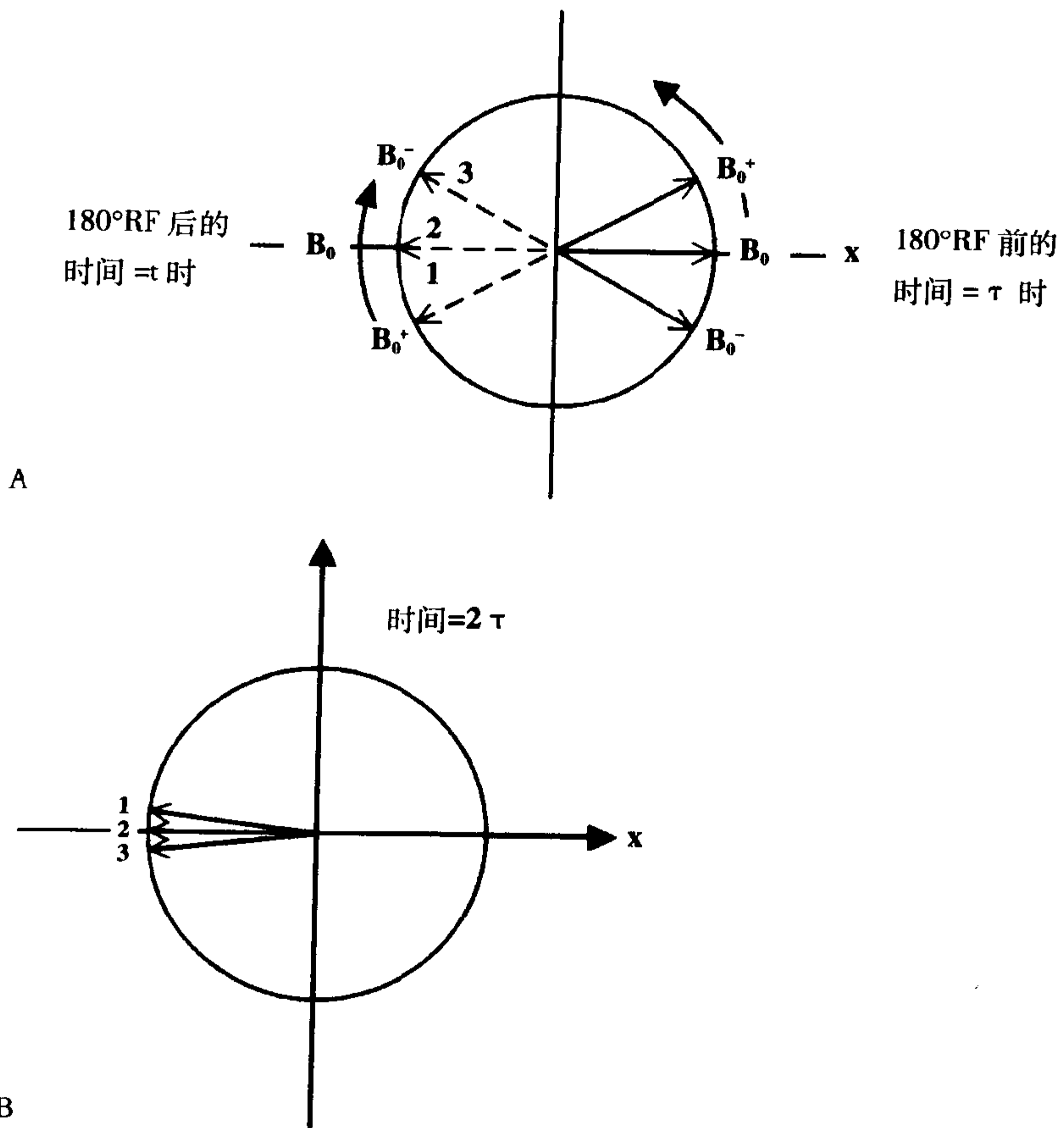


图 8-3 对图 8-1 中的矢量在时间  $\tau$  时的方向翻转 180° (A), 所以在时间  $2\tau$  时它们将再次获得同相位 (B)。

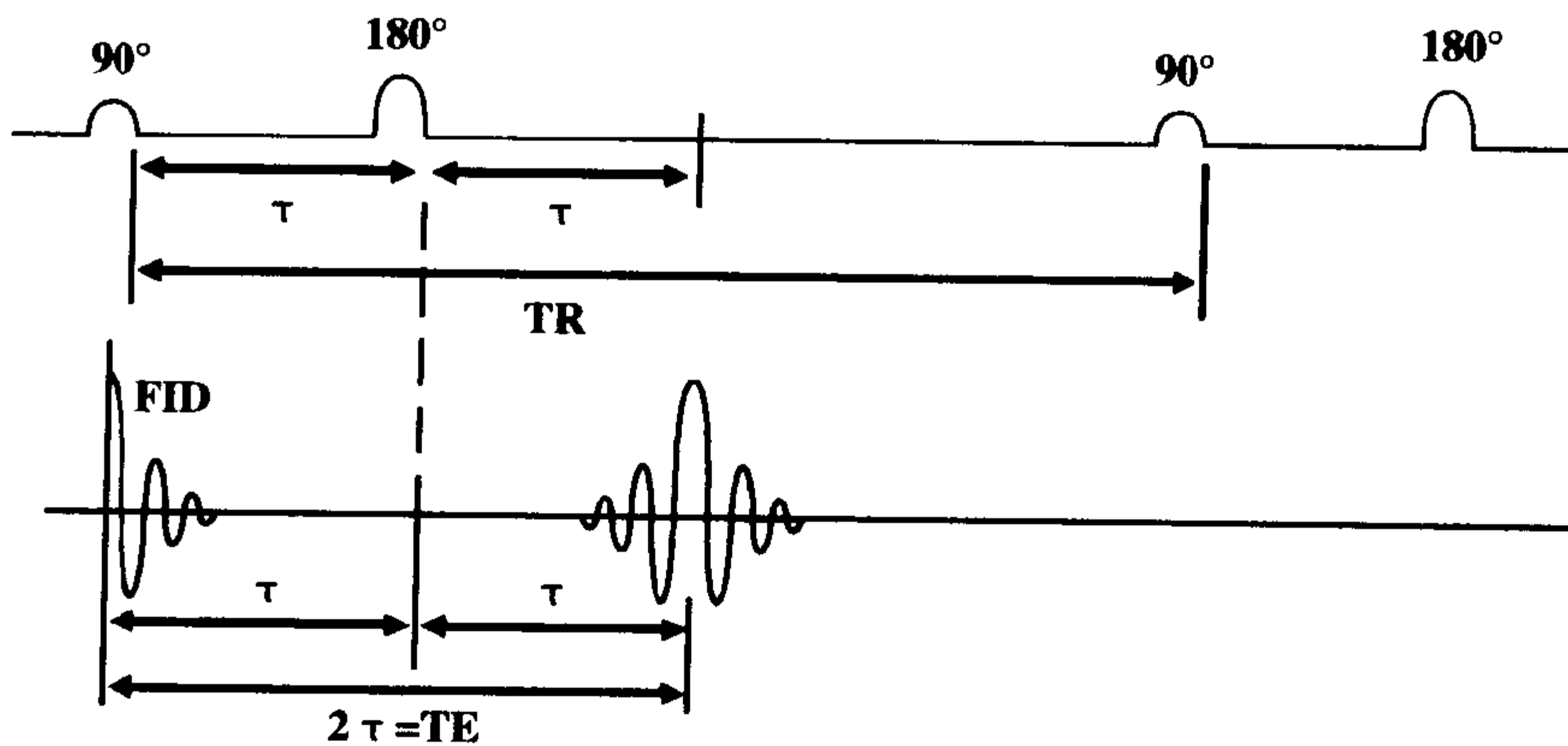


图 8-4 在自旋回波脉冲序列中, 在时间  $\tau$  时施加一个 180° 脉冲, 使自旋在  $2\tau$  时获得同相位。这样可以由 FID 形成一个回波。

脉冲；而是在  $90^\circ$  脉冲后，序列内有两个  $180^\circ$  脉冲（图 8-5）。在第一个回波后，自旋将会再次逐步失相位。在第一个回波的  $\tau_2$  时间后施加第二个  $180^\circ$  脉冲，将使自旋在第一个回波后的  $2\tau_2$  时刻再次复相位，得到第二个回波。每个回波具有各自的 TE。

1. 从  $90^\circ$  脉冲到第一个回波的时间为  $TE_1$ 。
2. 从  $90^\circ$  脉冲到第二个回波的时间为  $TE_2$ 。

理想情况下，我们希望能从最初的 FID 信号中重新获得所有的信号。实际上，这种情况是不可能做到的。我们能够通过施加复相位的  $180^\circ$  脉冲重新获得由于固定的外磁场不均匀性所致的信号丢失，但是由于组织的自旋-自旋相互作用所致的失相位不能再重新获得。如果我们连接  $180^\circ$  脉冲所产生的复相位的各最大信号点，我们将会得到以 T2 为时间常数的指数衰减曲线。这样，最初的 FID 的衰减和随后的每个回波的衰减都是由  $e^{-t/T2^*}$  所决定，然而描

述最大信号的曲线的衰减是由  $e^{-t/T2}$  所决定。这是 T2 和 T2\* 之间的区别。

## 对称性回波

在图 8-5 中，如果  $\tau_1 = \tau_2$ ，那么我们得到对称性回波。

### 示例

TR=2000 而 TE 为 40 和 80ms。

这样， $\tau_1 = 20$ ，所以  $TE_1 = 2\tau_1 = 40$ ，而  $TE_2 = 80 = TE_1 + 2\tau_2 = 40 + 2\tau_2$ ；那么

$$2\tau_2 = 40 \text{ 而 } \tau_2 = 20。$$

所以， $\tau_1 = \tau_2$  是对称性回波。

## 非对称性回波

如果  $\tau_1 \neq \tau_2$ ，那么我们得到非对称性回波。

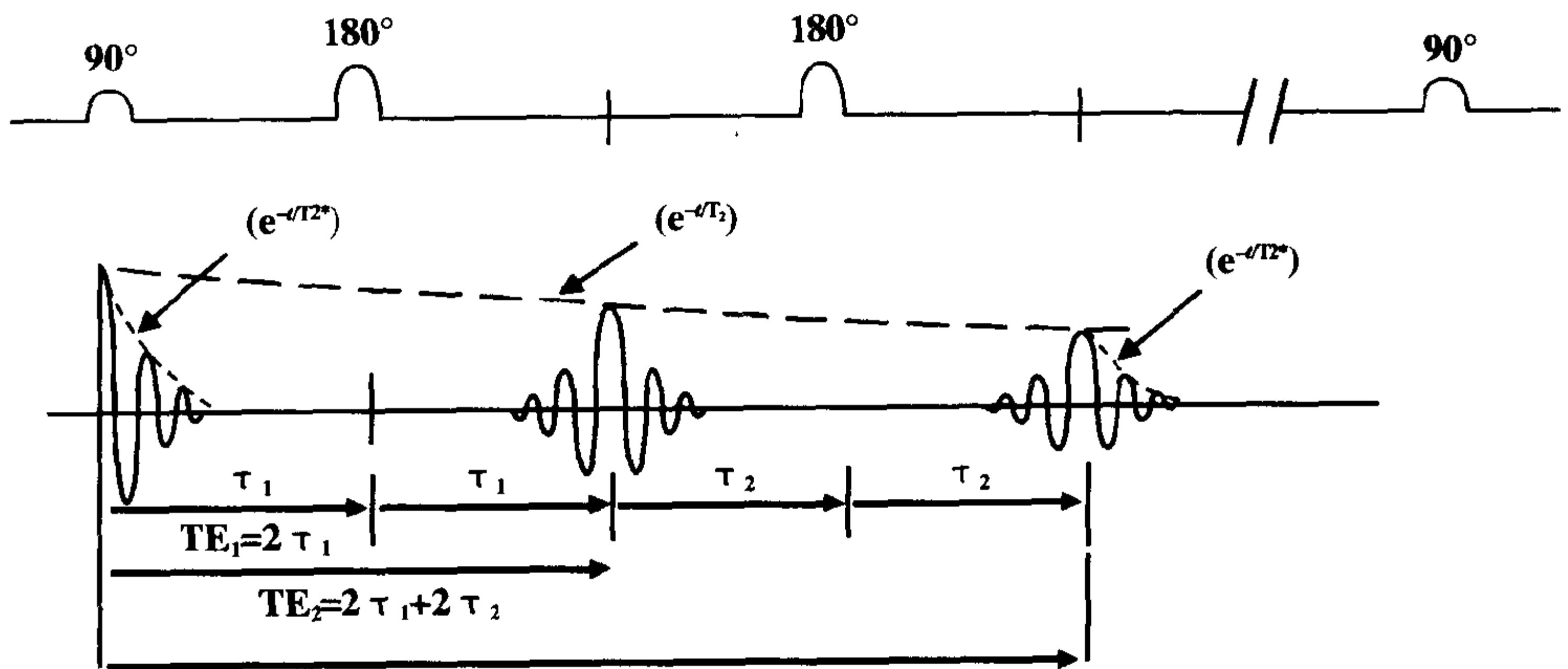


图 8-5 双回波的一个示例，通过在自旋回波脉冲序列中施加两个  $180^\circ$  脉冲而形成两个回波。

**示例**

假定  $TR=2000$  而  $TE=30$  和  $80ms$ 。

这样,  $TE_1 = 2(\tau_1) = 30ms$ , 所以  $\tau_1 = 15ms$ 。  
 $TE_2 = 80ms = TE_1 + 2(\tau_2) = 30ms + 2\tau_2 = 80ms$ 。

那么  $2\tau_2 = 50$  而  $\tau_2 = 25ms$ 。

所以,  $\tau_1 \neq \tau_2$  是非对称性回波。

**问:**对于纵向磁化矢量,  $180^\circ$  脉冲产生什么效果?

**答:** $180^\circ$  脉冲也反转纵向磁化矢量。但是, 在  $TE/2$  时 ( $10ms$  左右), 恢复的纵向磁化矢量可以忽略不计, 它的反转没有产生任何有意义的信号丢失。实际上, 在  $t=TE/2$  时, 我们得到

$$M_z = M_0(1 - e^{-TE/2TR}) \cong 0$$

因为  $TE/2 \ll TR$ , 所以  $-e^{-TE/2TR} \cong 1$ 。

**组织对比**

我们在第6章中曾经讨论过, SE 序列中的组织对比主要取决于  $TR$  和  $TE$ 。有三种类型的组织对比:

1. T1 加权 (T1W);
2. T2 加权 (T2W);
3. 质子密度加权像 (PDW; 也称做“平衡”、“中间”或“自旋密度”)。

我们看一下在这三种成像情况下,  $TR$  和  $TE$  的选择 (表 8-1):

表 8-1

	TR	TE	信号(理论的)
T1W	短	短	$N(H)(1 - e^{-TR/T1})$
T2W	长	长	$N(H)(e^{-TE/T2})$
PDW	长	短	$N(H)$

1. 对于 T1 加权像, 我们希望消除 T2 效果而增强 T1 效果。

(a) 为消除 (降低) T2 效果, 我们需要短的  $TE$ 。

(b) 为增强 T1 效果, 我们需要短的  $TR$ 。

(c) 那么, 信号强度的大小与  $N(H)(1 - e^{-TR/T1})$  成正比。

2. 对于 T2 加权像, 我们希望消除 T1 效果而增强 T2 效果。

(a) 为消除 (降低) T1 效果, 我们需要长的  $TR$ 。

(b) 为增强 T2 效果, 我们需要长的  $TE$ 。

(c) 这样, 信号强度的大小与  $N(H)(e^{-TE/T2})$  成正比。

3. 对于质子密度加权像, 我们希望消除 T1 和 T2 效果。

(a) 为消除 (降低) T1 效果, 我们需要长的  $TR$ 。

(b) 为消除 (降低) T2 效果, 我们需要短的  $TE$ 。

(c) 那么, 信号强度的大小与  $N(H)$  成正比。

需要记住, 实际上我们并不可能完全去除任何一种因素。我们不得不采用无限长的  $TR$  来完全消除所有的 T1 作用效果, 而我们需要  $TE$  为 0 才能完全消除所有的 T2 作用效果。这样, 所有的 T1 加权像实际上都受一定程度的 T2 影响; 所有的 T2 加权像都受一定程度的 T1 影响; 而所有的质子密度加权像都受一定程度的 T1 和 T2 影响。这就是我们为什么使用 T1 加权、T2 加权和质子密度加权名称的原因:

1. 我们通过缩短  $TE$  和  $TR$  来增大 T1 的加权程度。

2. 我们通过延长 TR 和 TE 来增大 T2 的加权程度。

3. 我们通过延长 TR 和缩短 TE 来减少

T1 和 T2 的加权程度, 从而产生更大的质子密度加权图像。

## 要点

1. 自旋回波 (SE) 脉冲序列由一个  $90^\circ$  激励脉冲, 随后为一个或多个  $180^\circ$  复相位脉冲所组成。
2.  $180^\circ$  脉冲的作用是消除由外磁场不均匀性所致的失相位, 使自旋在回波时间 (TE) 时复相位。
3. 获得的回波取决于 T2 衰减, 而不是 FID 中所看到的 T2\* 衰减。

4. 表 8-2 总结了 SE 中不同 TR 和 TE 时的组织对比。

表 8-2

	短 TE	长 TE
短 TR	T1W	混合
长 TR	PDW	T2W

## 习题

8-1 思考一下图 8-5 中的双回波 SE 序列:

- (a) 第一个和第二个回波时接收到的信号为何?
- (b) 如果没有  $180^\circ$  复相位脉冲, 在 A 点时的信号为何?
- (c) 在  $TE_1 = 25, TE_2 = 50, T_2 = 50$  和  $T_2^* = 25\text{ms}$  时, 计算在 A 点处无  $180^\circ$  复相位脉冲和有  $180^\circ$  复相位脉冲时的信号比。

8-2 将下面的 3 项:

- (i) T1W (ii) T2W (iii) PDW

与下面的 3 项配对:

- (a) 短 TR 和短 TE
- (b) 长 TR 和短 TE
- (c) 长 TR 和长 TE

8-3 是 / 否  $180^\circ$  脉冲可完全消除水平面内的自旋失相位。

# 9

## 傅立叶变换

### 简介

傅立叶是一位十八世纪的法国数学家。他的画像,和此画像经过傅立叶变换以后的图像可见于图 9-1 中。傅立叶变换 (FT) 对大多数放射学工作者来说是很神秘的。虽然傅立叶变换的数学过程非常复杂,但它的概念非常容易掌握。简单地讲,傅立叶变换提供的是一个信号的频率范围。有些时候,在频率域内处理数据更容易,而后在把它们转换到时间域。

我们从我们的一个信号  $g(t)$  开始,它具有特定的波形(图 9-2)。这个信号基本上是一个时间的函数,也就是一个随时间而变化的波形。现在,假如我们有一个“黑盒子”,可以将信号转换成它的频率成分。在这个“黑盒子”内的转换过程就是傅立叶变换。傅立叶变换将信号从时间域转换到频率域(图 9-2)。 $g(t)$  经傅立叶变换后用  $G(\omega)$  表示[频率可以是角频率( $\omega$ )或线频率( $f$ )]。

傅立叶变换可以用数学方程表示(你不必记它)。它在下面列出,显示了信号在时间域内的函数  $g(t)$  和经傅立叶变换后

在频率域内的函数  $G(\omega)$  的关系:

$$G(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} g(t) e^{-i\omega t} dt \quad (\text{等式 9-1a})$$

$$G(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} g(t) e^{-i2\pi f t} dt \quad (\text{等式 9-1b})$$

式中  $\omega = 2\pi f$ 。

我们在第 1 章时,就已经熟悉了 ( $e^{-i\omega t}$ ) 项。它是以角频率  $\omega$  自旋的矢量。此公式是这个周期函数和关于时间的函数  $g(t)$  的乘积的积分。它也提供了在频率域内的另一个函数,  $G(\omega)$  (图 9-2)。

关于傅立叶变换的一个有趣现象是,对傅立叶变换后的函数再次进行傅立叶变换将回到最初的信号。如果  $g(t)$  经傅立叶变换后为  $G(\omega)$ ,那么对  $G(\omega)$  进行傅立叶变换后得到  $g(t)$ :

$$g(t) = 1/2\pi \int_{-\infty}^{+\infty} G(\omega) e^{i\omega t} d\omega \quad (\text{等式 9-2})$$

傅立叶变换提供了信号的频率范围。下面是一些函数和它们的傅立叶变换的示

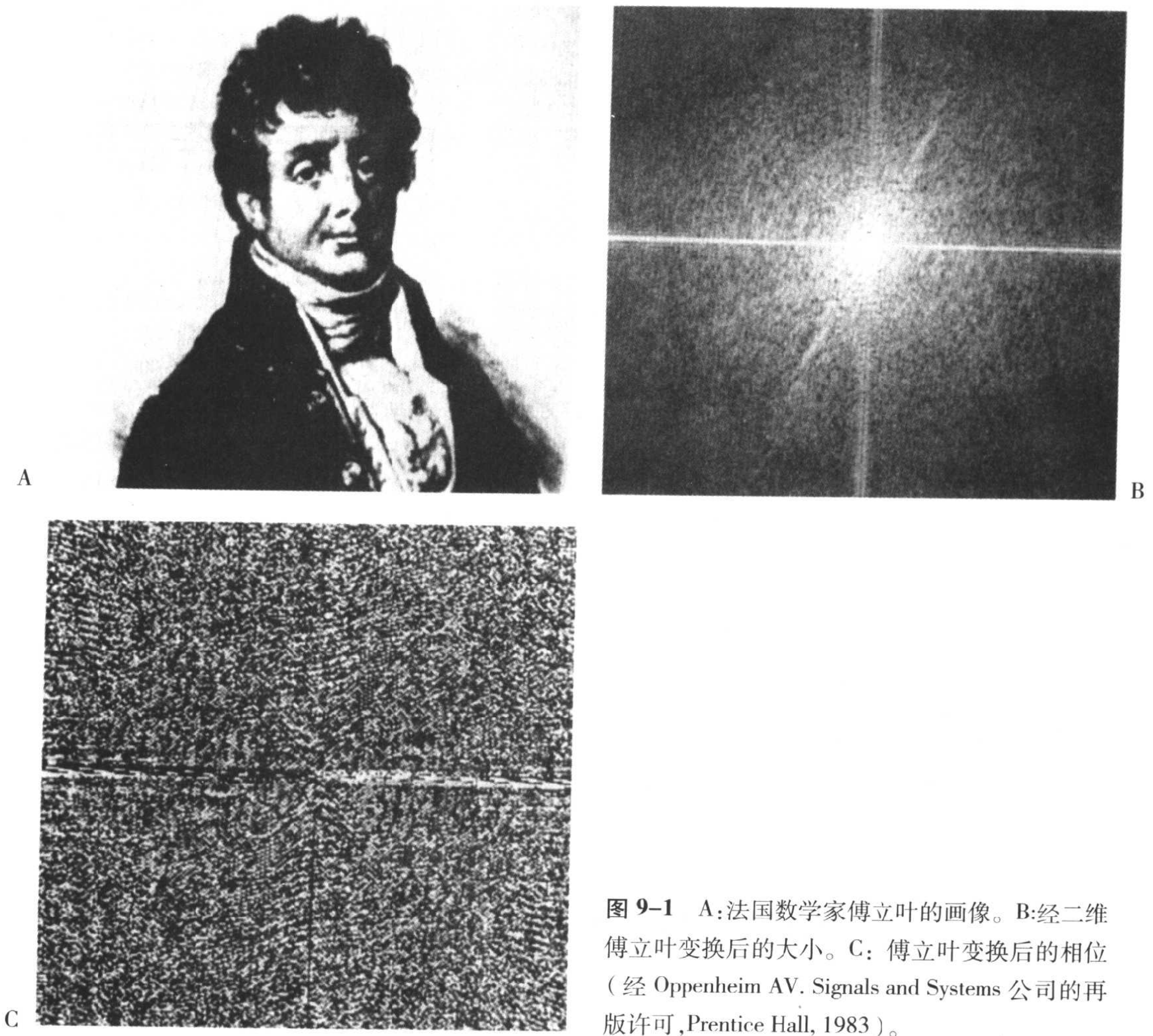


图 9-1 A:法国数学家傅立叶的画像。B:经二维傅立叶变换后的大小。C:傅立叶变换后的相位(经 Oppenheim AV. Signals and Systems 公司的再版许可,Prentice Hall, 1983)。

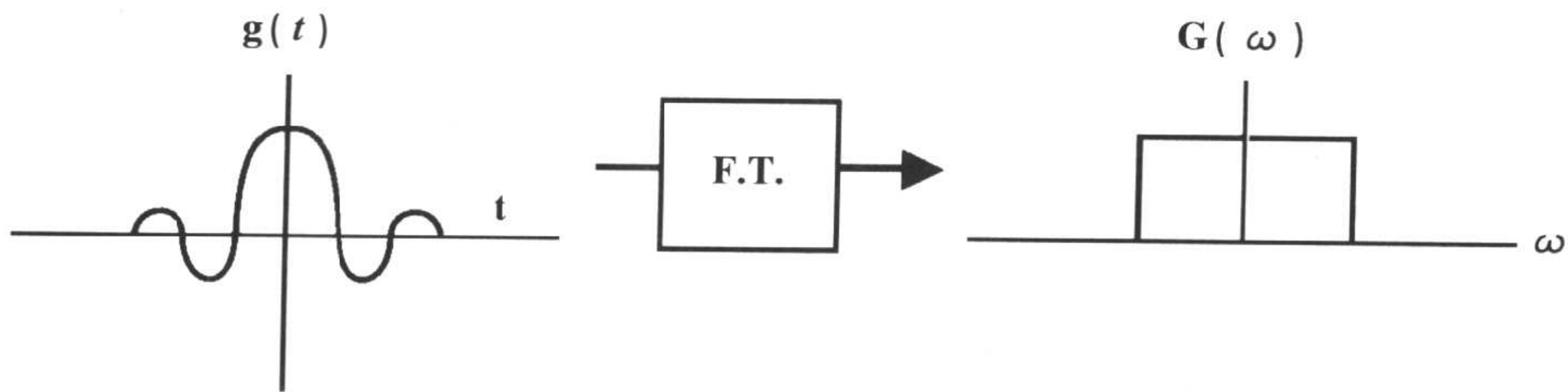


图 9-2  $g(t)$ 的傅立叶变换,用  $G(\omega)$ 表示。

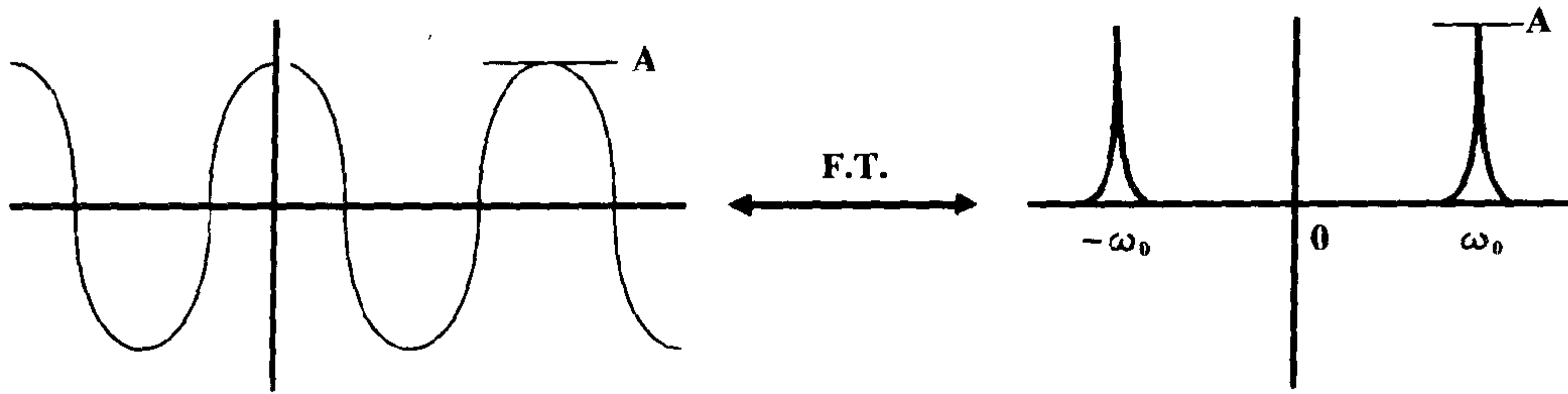


图 9-3  $\cos(\omega_0 t)$  的傅立叶变换由两个峰组成, 一个在  $\omega_0$ , 一个在  $-\omega_0$ 。

例:

**示例 1**

余弦函数:  $\cos(\omega_0 t)$ 。

观察(图 9-3)这个信号有一个单一频率。频率可以是任何值。傅立叶变换后是一个单一峰, 表示频率域内只包含有一个频率(因为它的对称性, 我们也可以在零轴线的相反侧得到一个相似的峰<sup>[1]</sup>)。这个例子中的傅立叶变换告诉我们仅包含有一个单一频率, 因为它仅在  $\omega_0$  处显示了一个频峰, 而在频率轴的其它任何位置均为

零。为简单起见, 我们可以忽略在零点负侧上的对称峰, 仅考虑正侧上的单一峰, 从而说有一个单一频率( $\omega_0$ )。此峰代表余弦函数的频率和振幅。

**示例 2**

Sinc 波形:  $\text{sinc}(\omega_0 t) = \sin(\omega_0 t) / \omega_0 t$

这个信号的傅立叶变换(图 9-4)是一个矩形, 显示这个信号包括, 不只是包括一个频率, 而是从  $-\omega_0$  到  $+\omega_0$  范围内的所有频率。这个频率范围的带宽是从  $-\omega_0$  到  $+\omega_0$ 。

$$\text{带宽} = \pm \omega_0 = 2\omega_0$$

(我们后面还要再次对带宽进行讨论。)这样傅立叶变换可以告诉我们这个

[1] 可以认为负的频率是沿相反方向的振荡。例如, 如果把顺时针旋转作为正的频率, 那么逆时针旋转将组成负的频率。也可参见后面关于奇、偶函数和它们的傅立叶变换的讨论。

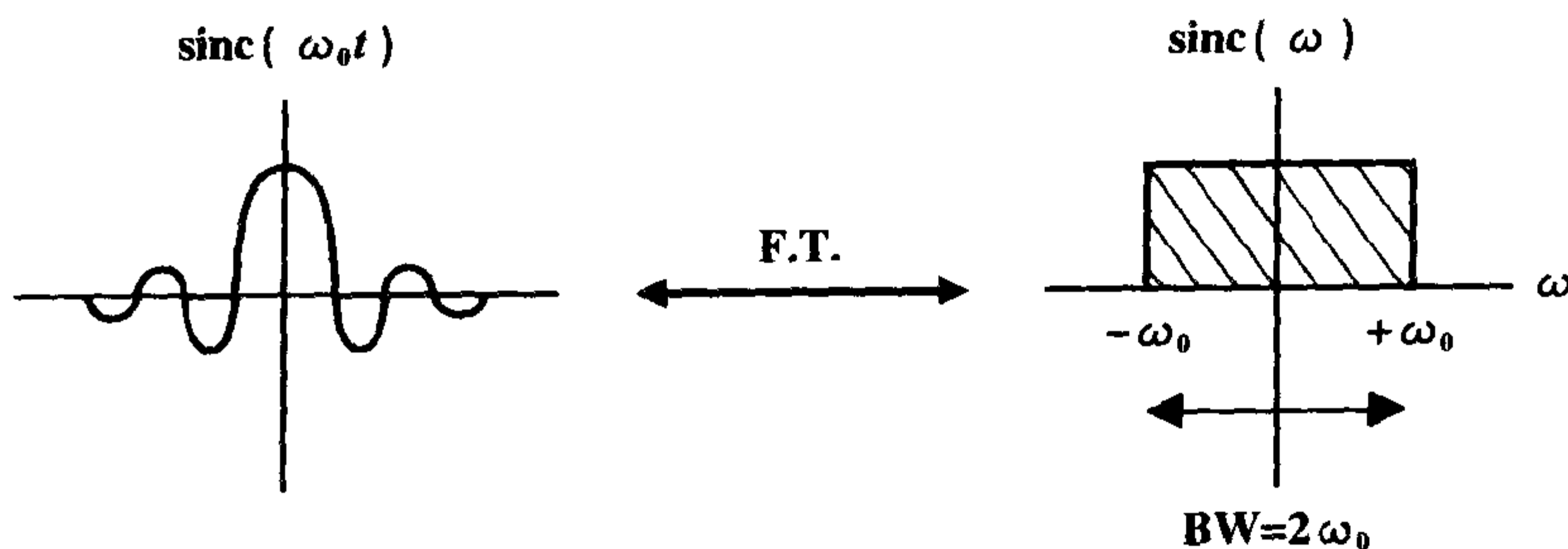


图 9-4 sinc 函数 ( $\text{sinc} \omega_0 t = \sin \omega_0 t / \omega_0 t$ ) 的傅立叶变换呈矩形。这个矩形的两端位于  $\omega_0$  和  $-\omega_0$  (其中  $\omega_0$  是 sinc 函数的频率)。



信号所具有的频率范围和这些频率信号的振幅。傅立叶变换的好处是,如果我们有这些频率范围和振幅,我们就可以重建最初的信号。

**示例 3**

我们考虑两个频率:

1.  $\cos \omega t$ ;
2.  $\cos 2\omega t$  (它的频率是  $\cos \omega t$  的两倍)。

信号  $\cos (2\omega t)$  振荡的频率是  $\cos (\omega t)$  的两倍(图 9-5)。如果把它们叠加到一起,我们得到一个复合信号(图 9-6)。如果我们仅有一个图 9-6 中的信号,我们不可能知道它是两个余弦波形的和。

问: 计算组成信号的频率的最好方法是什么?

答: 对这个复合信号(我们所知的两个余弦波形的和,其中一个频率是另一个的两倍)进行傅立叶变换,结果包括两个峰,一个距离原点是另一个的两倍(图 9-6)。那么,傅立叶变换可按照频率的形式显示信号的组成。

**示例 4**

我们现在有一个由两个余弦波形组成

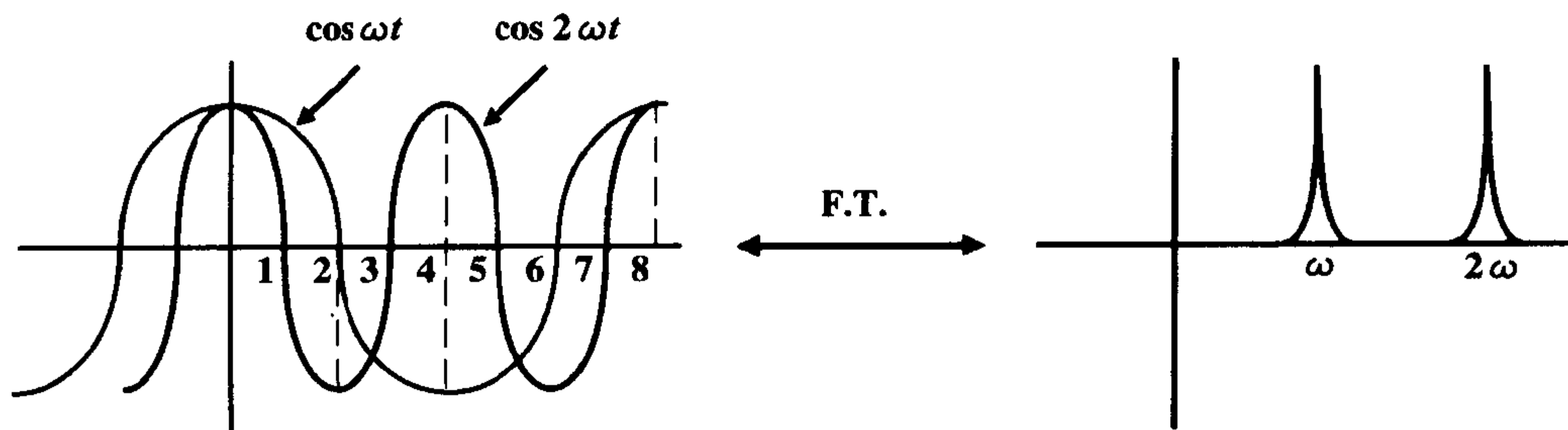


图 9-5  $\cos 2\omega t$  经傅立叶变换后具有两个峰:一个在  $2\omega$ , 一个在  $-2\omega$  (这里,仅显示了正的频率)。

的复合信号,第二个余弦波形不仅频率是第一个的两倍,振幅也是第一个的两倍。同样,如果只看图 9-7 中的信号,我们并不知道它的组成,但是通过观察(信号傅立叶变换后的)频率范围,我们可以发现信号的组成:在这个例子中,包括两个独立的不同频率和不同振幅的余弦波形。傅立叶变换可以提供信号的频率范围和它们的振幅。

**示例 5**

让我们考虑一下正弦波形:  $\sin \omega t$  的傅立叶变换。正弦波形的傅立叶变换与余弦波形的傅立叶变换不同:

1. 余弦波形的傅立叶变换是对称性的,在零点的两侧具有两个对称的峰(图 9-8A)。
2. 正弦波形的傅立叶变换是反对称的。它在零点的右侧具有一个正的峰,而在零点的左侧具有一个负的峰<sup>[2]</sup>(图 9-8B)。

它的原因是正弦函数是一个奇函数。换句话说,如果我们在位于零点右侧一段时间  $t$  时,  $\sin$  函数的值是正的,那么,在相

[2] 实际上,负的峰具有一个虚数,而不是实数的振幅(用  $iA$  的形式表示,其中  $i$  是虚数单位而  $A$  是峰的振幅)。这个概念对于理解  $k$  空间的对称性非常重要,在第 13 章和 16 章将会讨论。

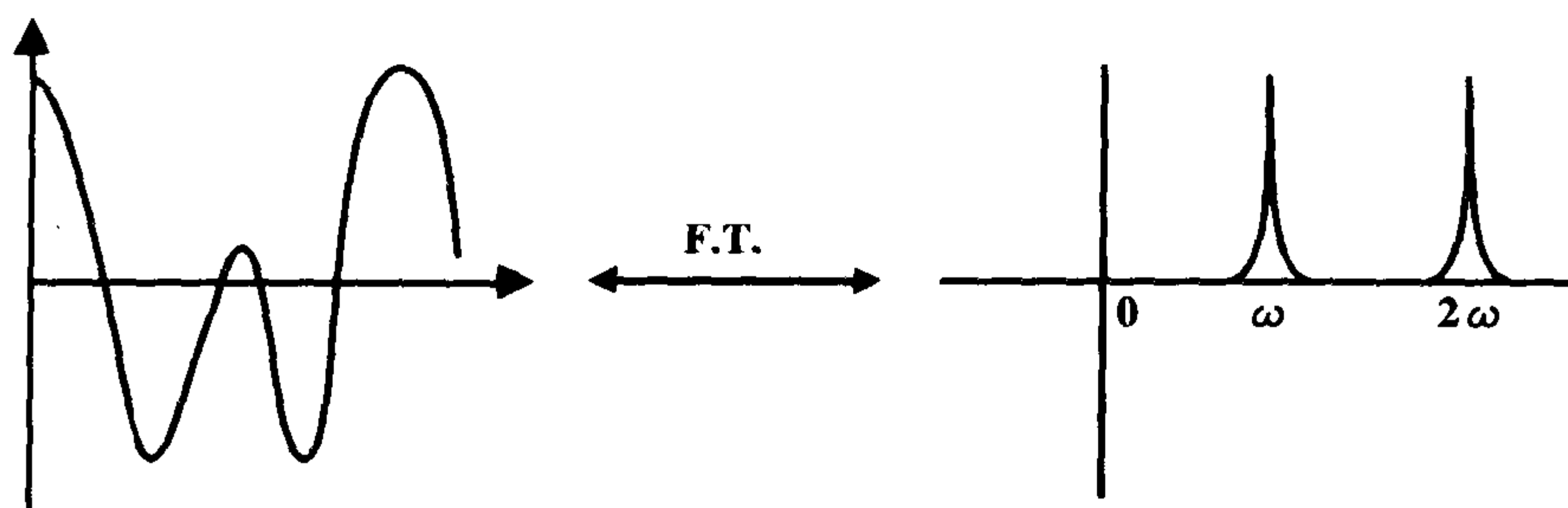


图 9-6  $\cos \omega t + \cos 2\omega t$  经傅立叶变换后,在  $\pm \omega$  和  $\pm 2\omega$  具有两组峰。通过观察傅立叶变换后的信号,很容易计算出它在时间域内的组成。

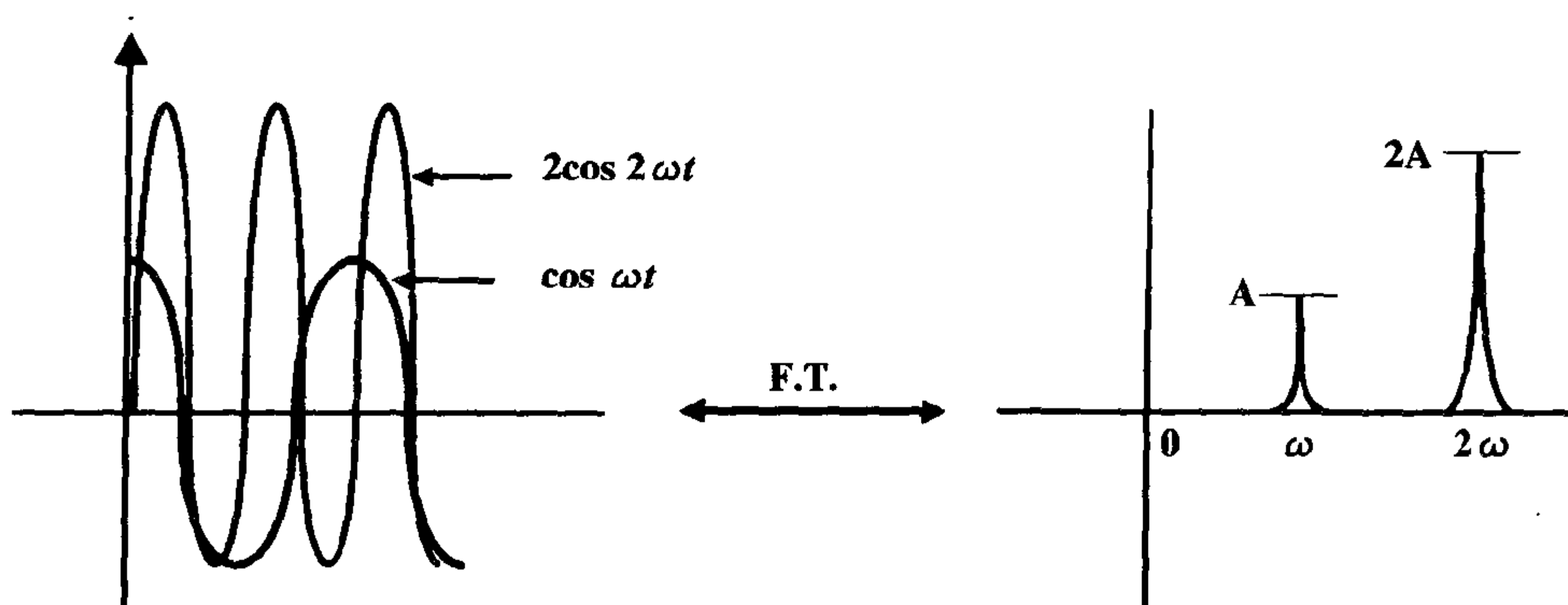


图 9-7  $\cos \omega t + 2\cos 2\omega t$  信号和它的傅立叶变换。傅立叶变换后仍有两组峰:一组在  $\pm \omega$  而另一组在  $\pm 2\omega$  (但具有两倍的振幅)。

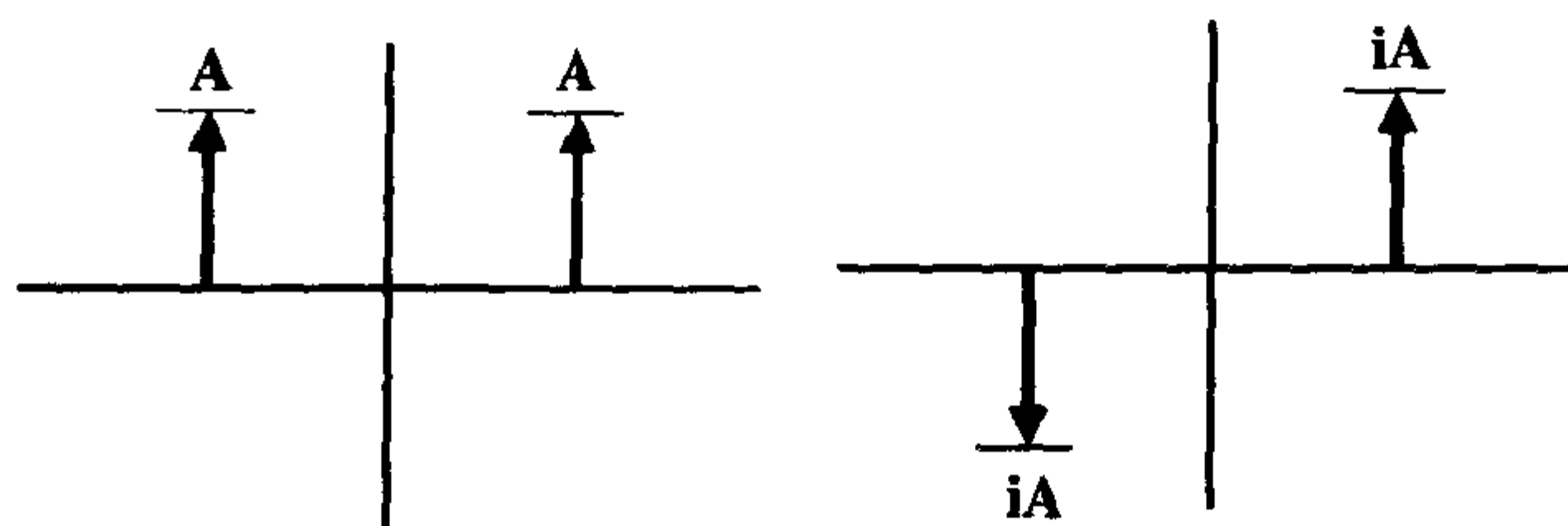


图 9-8 A:  $\cos \omega t$  的傅立叶变换。B:  $\sin \omega t$  的傅立叶变换。这时两峰的方向相反,并且都是虚数(在图 B 中为  $iA$  与图 A 中不同)。

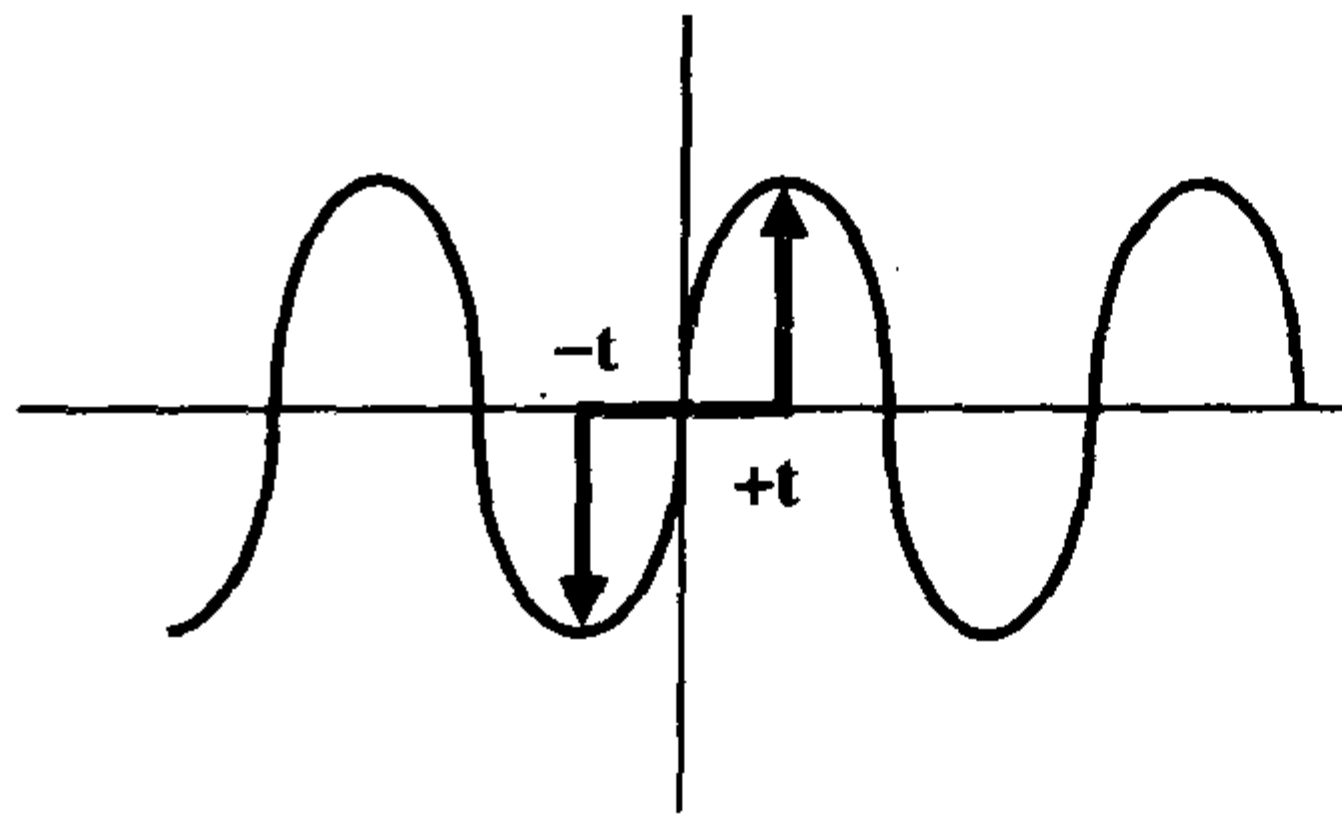


图 9-9  $\sin \omega t$  是一个奇函数的示例,在  $-t$  时信号值是  $+t$  时信号值的相反数。

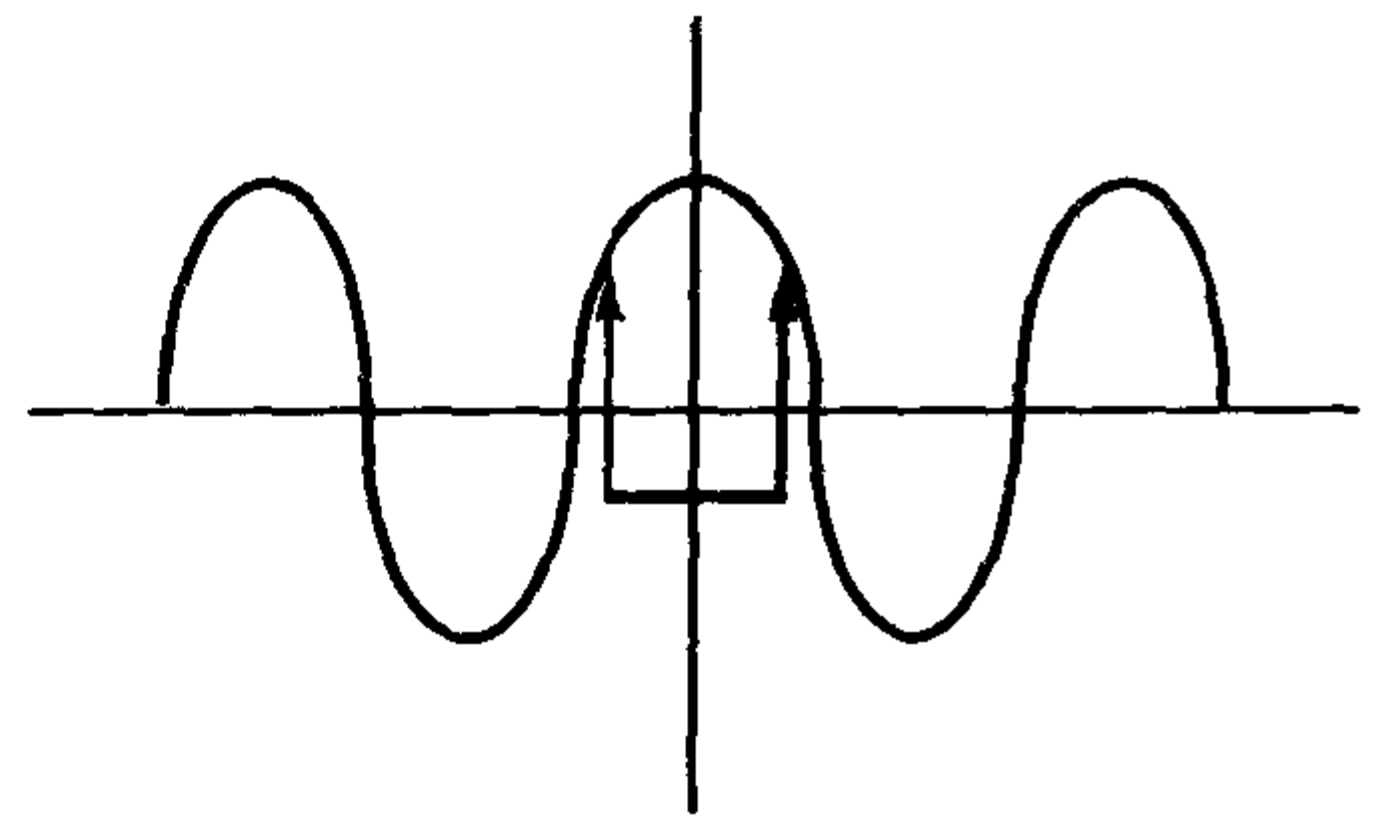


图 9-10  $\cos \omega t$  是一个偶函数的示例,信号值在  $\pm t$  时是相同的。

反方向离零点同样距离的位置,  $\sin$  函数的值是负的(图 9-9)。但是,  $\cos$  函数是一个偶函数。如果我们选择零点左侧和右侧相同距离的位置,  $\cos$  函数的值是相同的(图 9-10)。偶函数的傅立叶变换是实数,而奇函数的傅立叶变换是虚数。这样,  $\cos$  函数进行傅立叶变换后是实数(图 9-8A)。  $\sin$  函数进行傅立叶变换后是虚数(图 9-8B)。

## 傅立叶变换和傅立叶系列

傅立叶变换和傅立叶系列存在不同。应该承认这两者是容易混淆的。我们回到最初介绍的函数  $g(t)$ 。这个函数可以用无数的正弦和余弦波形的组合来表示:

$$g(t) = a_0 + a_1 \cos(\omega_0 t) + a_2 \cos(2\omega_0 t) + \dots + b_1 \sin(\omega_0 t) + b_2 \sin(2\omega_0 t) + \dots \quad (\text{等式 9-3})$$

这个等式有什么意义呢? 假定我们有一个呈直角的函数(图 9-11A)。我们说它

是由无数的正弦和余弦波形组成的:

1. 如果我们开始只有一个余弦波形, 信号将就像图 9-11B 中所示。
2. 当我们增加正弦和余弦时, 信号将就像图 9-11C 中所示。
3. 当我们继续增加正弦和余弦时, 信号将就像图 9-11D 中所示。
4. 我们所增加的正弦和余弦越多, 信号将越接近方形的波(图 9-11E)。
5. 实际上不可能做到无穷大( $\infty$ )。但是, 在去除更高频率的部分后, 我们将得到“去除周边”效果的波形。

如果我们对上面  $g(t)$  函数的傅立叶系列波形进行傅立叶变换, 我们将得到一系列峰(图 9-12)。这个傅立叶变换的包络线就是 sinc 波形。

总之, 傅立叶系列告诉我们信号可用一系列正弦和余弦波形(在时间域内)表示。然而, 傅立叶变换可以给出函数的频率范围(在频率域内)。

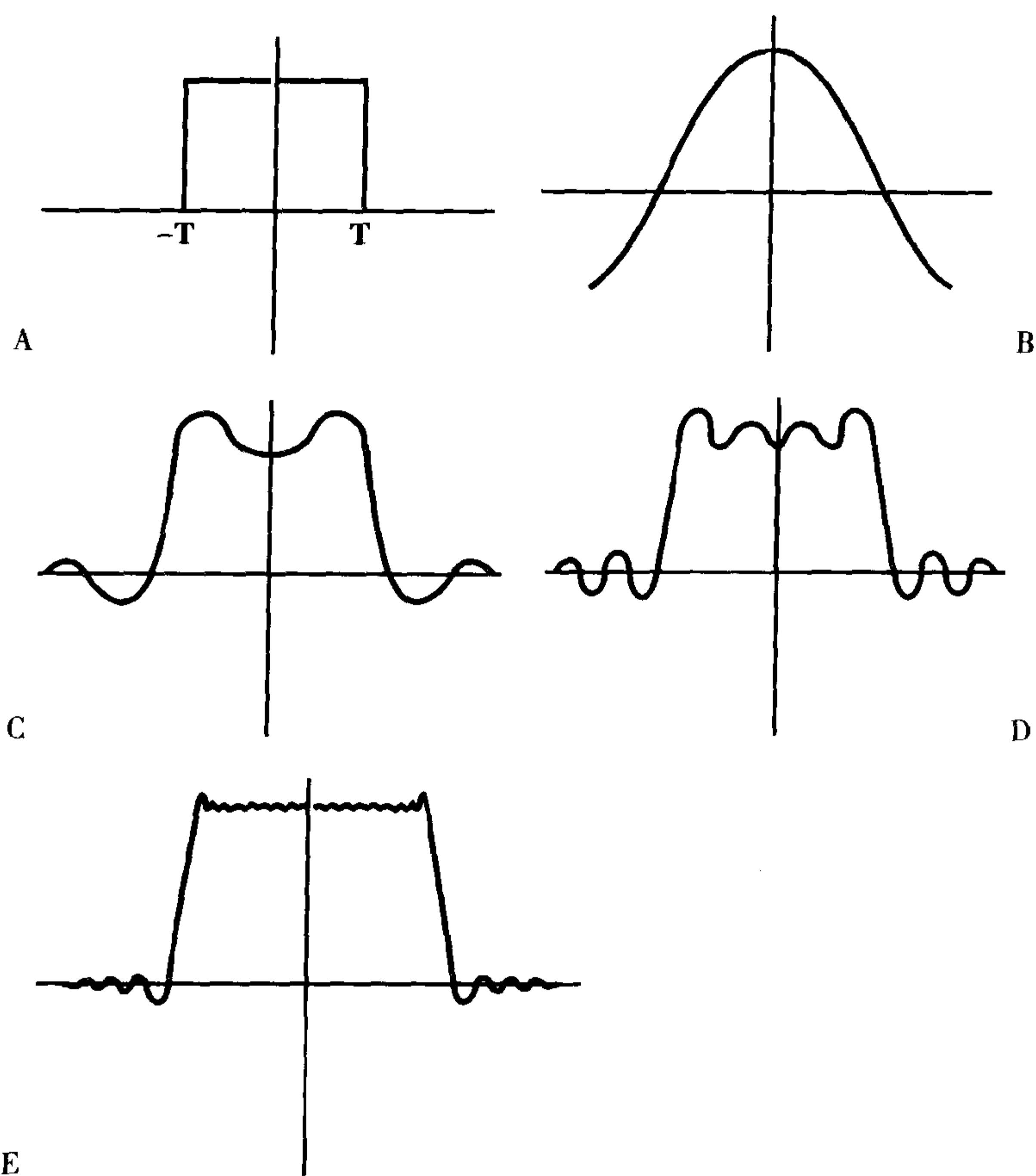


图 9-11 A: 方形或直角形的函数可以近似地表示成有限数目 ( $N$ ) 的正弦和余弦函数的和。B:  $N=1$ ; C:  $N=3$ ; D:  $N=7$ ; E:  $N=20$ 。图 E——中的信号除了存在去除周边效果外, 已经非常接近直角。

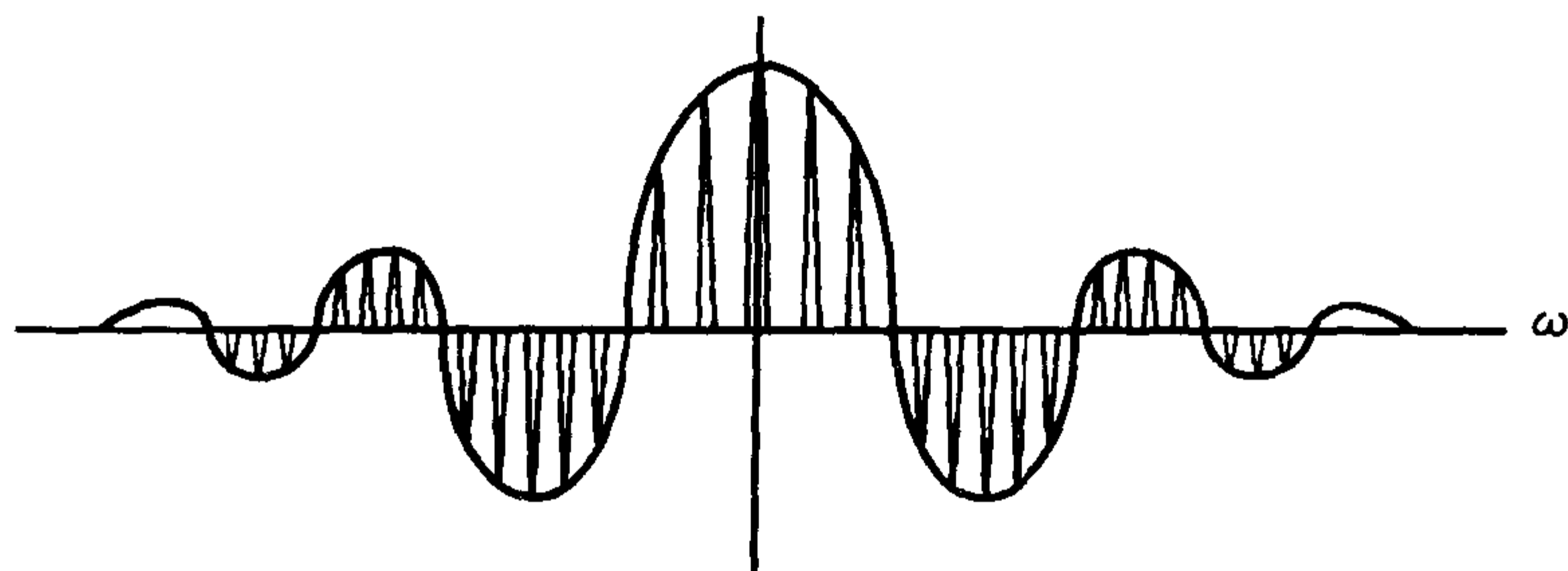


图 9-12 等式 9-3 中信号的傅立叶变换是一组包络线为 sinc 函数的峰。

## 要点

---

傅立叶变换,看起来好像很复杂,它代表一个非常简单的概念。每个(在时间域内的)信号都由一系列的频率组成。傅立叶变换是一种用频率表示信号的方法。傅立叶变换还允许在频率域内进行数学计算,这样有时候比在时间域内更容易。信号和它的傅立叶变换之间的关系就是通过傅

立叶变换重建最初的信号。

换句话说,傅立叶变换代表在频率域内的函数,它的振幅随信号内所存在的频率而变化。带宽,简单地说,就是衡量是信号内所包括的频率范围(用 Hz 或弧度/秒表示)。

## 习题

---

**9-1 是 / 否** 傅立叶变换的傅立叶变换等于最初的信号。

**9-2 是 / 否** (a) 在频率域内进行计算总是要容易些。

(b) 在时间域内进行计算总是要容易些。

**9-3 是 / 否** 余弦函数的傅立叶变换由两个峰组成,分别位于零点的两侧,余弦函数频率的位置。

**9-4 是 / 否** 傅立叶变换代表信号的频率范围,而傅立叶系列将信号分解为一系列正弦和余弦波形。

# 10

## 图像重建 第1部分(层面选择)

### 简介

从病人所接收到的信号包含被成像病人整个身体的信息。它们并没有任何特殊的空间信息。这也就是说,我们不能确定信号的每个成分的特定起源点。这正是使用梯度的目的和作用。为获得各个方向的空间信息,需要在 x、y 和 z 每个方向上都施加一个梯度。根据它们的功能,这些梯度被称为:

1. 层面选择梯度;
2. 读出或频率编码梯度;
3. 相位编码梯度。

根据它们的方向,把它们称为  $G_x$ 、 $G_y$  和  $G_z$ 。根据层面方向的不同(横断、矢状或冠状), $G_x$ 、 $G_y$  和  $G_z$  可被用作层面选择、读出或相位编码。

梯度只不过是一个随位置而变化的磁场——通常是以线性方式变化。我们暂时造成磁场的均匀,在所有的三个轴向上都以线性方式变化,从而获得关于位置的信息。

首先,我们考虑层面选择梯度,它是所

有梯度中最容易理解的。一旦层面被选择,我们所关注的问题就是层面内的空间编码,也就是区分层面内的位置。我们很快就会看到,在 MRI 中的层面选择和空间编码的原理与在计算机(X线)断层成像(CT)中使用的原理有很大的不同。

### 如何选择层面

假设我们有一个病人在扫描床上,我们想在某一水平选择一定厚度的层面(图 10-1)。记住病人躺在外磁场  $B_0$  中,外磁场与 z 轴方向相同。如果我们发射一个射频(RF)脉冲,并得到一个自由感应衰减(FID)或回波,接收到的信号将来自于整个病人。没有空间分辨力。我们所得到的就是一个信号,我们并不能知道信号来自人体内的确切位置。

射频脉冲的频率取决于拉莫频率:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

如果我们发射一个不符合拉莫频率(在  $B_0$  磁场中的振荡频率)的射频脉冲,我们将不会激发人体内的任何质子。

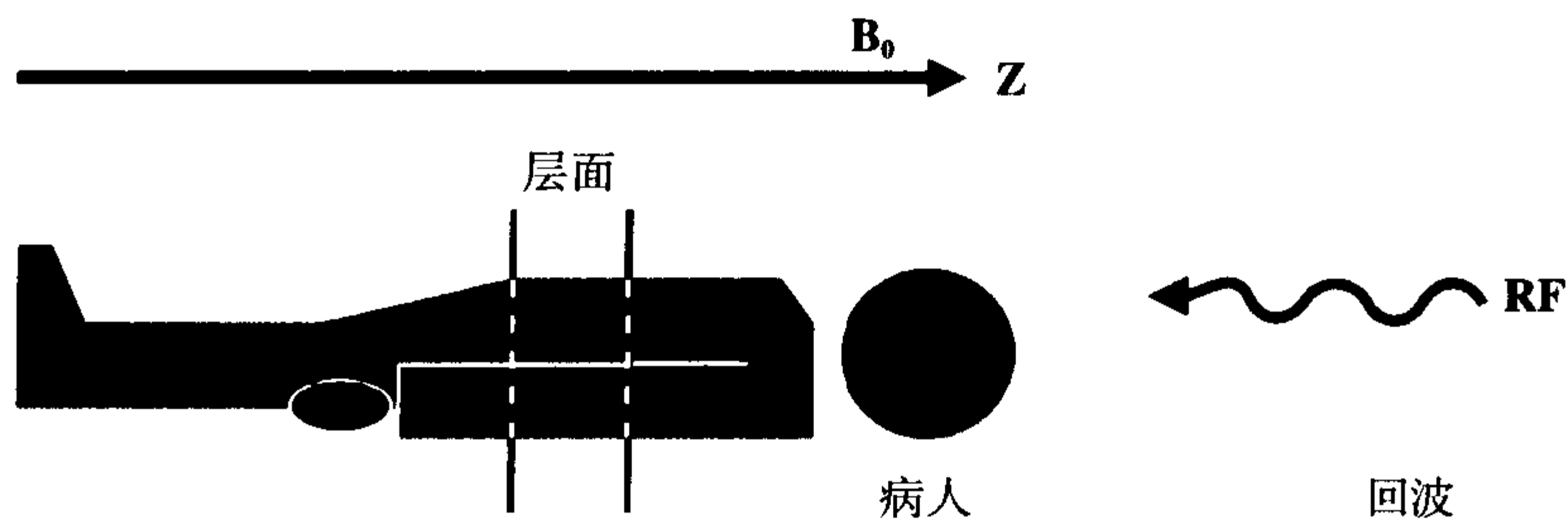


图 10-1 选择特定厚度的层面。

然而,如果我们使磁场随位置而变化,那么每个位置将会有自己的共振频率。我们可以使磁场的强度在足侧稍小一些,向头侧逐步增大磁场强度,在头顶达到最大值(图 10-2)。通过使用梯度线圈,可以达到这种效果。

我们假定在中央的磁场强度是 1.5T,在足部为 1.4T,而在头部为 1.6T。那么,病人足部所处的磁场强度就低于头部的磁场强度。这样,任何方向(x、y 或 z)的梯度就是场强沿该轴向按某种方式的变化(它的大多数常见形式是线性增加或降低)。如果我们现在向病人发射一个单一频率的射频脉冲,我们将会接收到来自于病人体内,以该频率进动(根据拉莫频率)的相应磁

场水平位置的信号,但是它将会是一个无限薄的平面。我们需要做的就是发射具有一定频率范围的射频脉冲——有一定的频率带宽。

在频率域内,射频脉冲看起来是什么样的呢?首先,注意在 1.5T 的磁场内,氢质子的拉莫频率是 64MHz:

$$64\text{MHz 相应于 } 1.5\text{T 的磁场 } B_0$$

想知道它是如何得来的,是否还记得

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

式中  $\gamma \cong 42.6\text{MHz/T}$ , 而

$$B_0 = 1.5\text{T}$$

这样可计算出

$$\omega_0 = 42.6 \times 1.5 = 64\text{MHz}$$

图 10-3 中示出磁场强度和相应的拉莫频率范围。我们在这里主要关心从 1.4T 到 1.6T 的磁场强度,因为在我们的示例中,它是病人所处的磁场强度范围。我们用射频脉冲激励一个层面。例如,我们激励由 1.55T~1.57T 的层面。它相应的频率范围就是由 66~67MHz。

如果射频脉冲在频率域内呈矩形,其

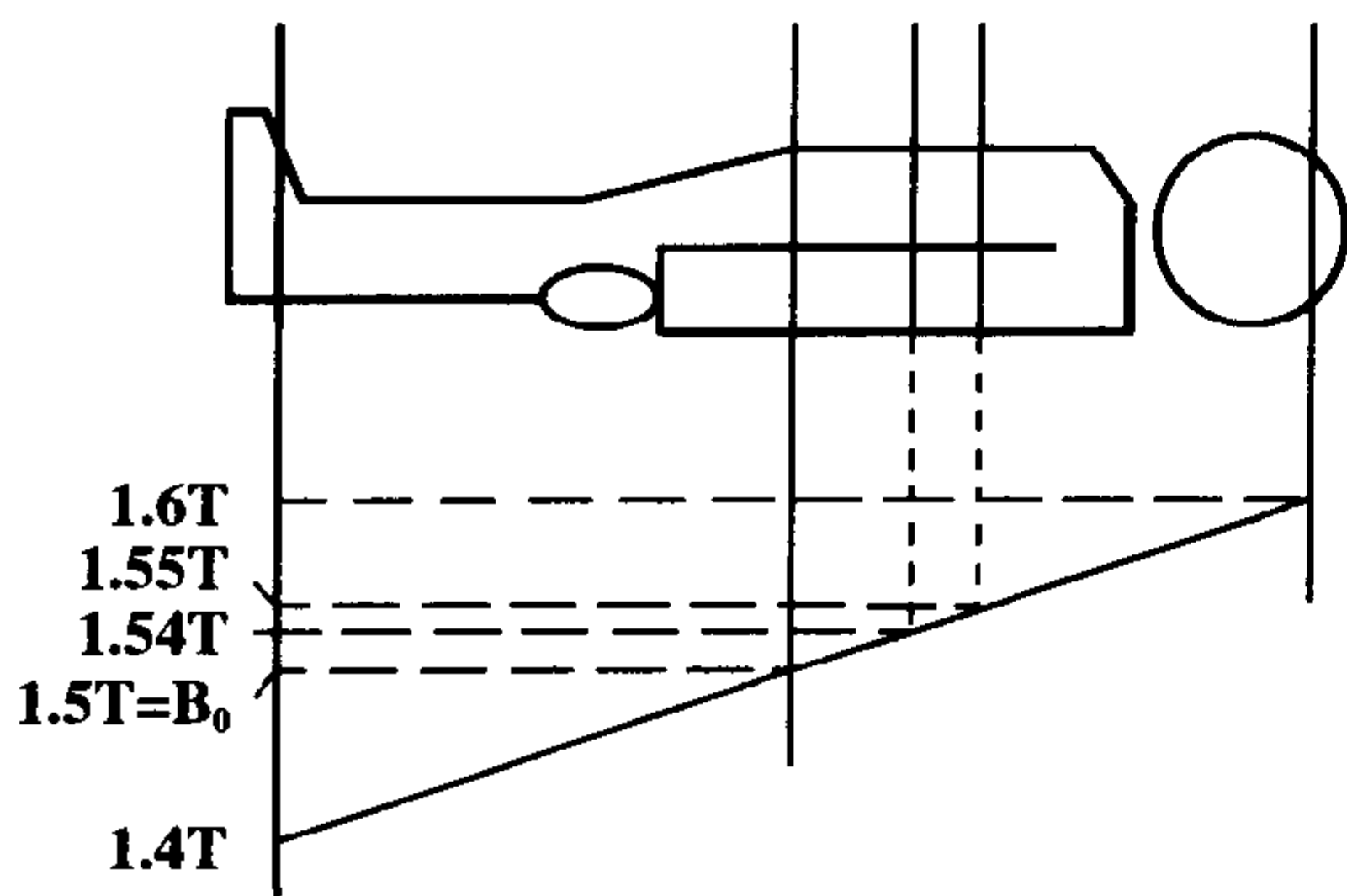


图 10-2 层面厚度取决于梯度的斜率。

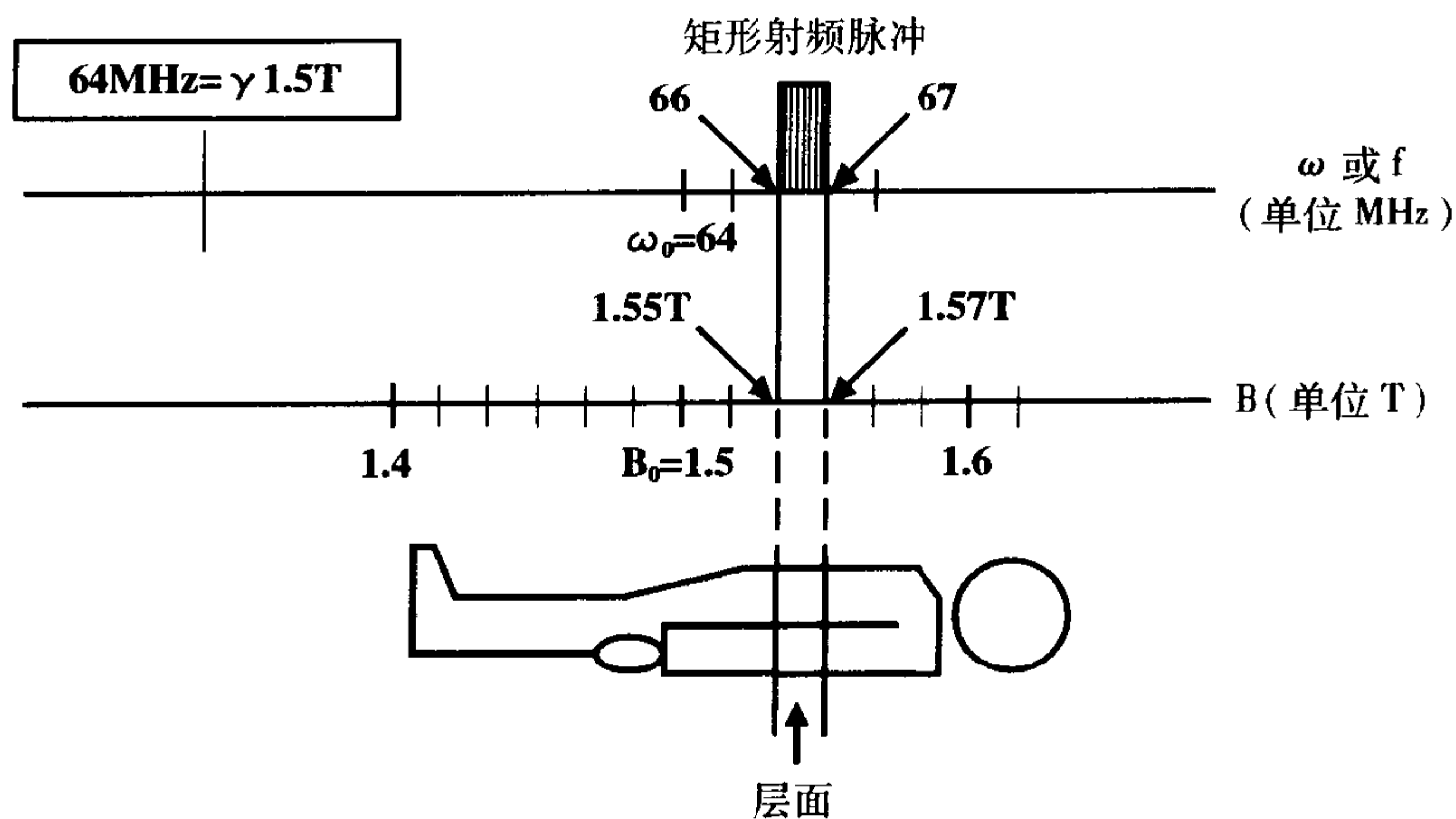


图 10-3 在决定层面厚度和位置时,磁场强度和拉莫频率之间的关系。

频率范围对应于相应的磁场强度,那么我们将只激发选定磁场强度范围的层面内的质子。在身体其它部位的质子将不会得到激励,因为我们所发射的射频脉冲的频率范围与身体其它部位的质子的拉莫频率并不匹配。射频脉冲的频率范围只与所选择的单一层面的拉莫频率相匹配。

这样,我们发射一个具有一定频率范围的射频脉冲,我们知道它与特定层面的一定范围的磁场强度相关。这个频率范围决定了层面的厚度,也就是所称的带宽。

**带宽 = 频率的范围**  
(决定层面的厚度)

我们可以通过观察射频脉冲的傅立叶变换而测量它的带宽(频率范围)。我们现在比较射频脉冲和它的傅立叶变换。射频脉冲通常是一个 sinc 波形,看起来就像图 10-4A,傅立叶变换后呈矩形。

如果我们有一个更窄形状的脉冲,我们将得到一个更宽频率的带宽。更窄的脉冲实际上反映了在给定周期的时间内存在更多的振荡,脉冲的最大频率增加了。因为傅立叶变换描述了由零到最大值的无数个频率,在描述更大最大值时,带宽将变宽。

我们将这个示例应用到余弦波形中(图 10-5A)。这个余弦波形的傅立叶变换包括两个峰,它们分别位于零点的两侧(图 10-5B)。然后我们如果看看一个以两倍频率振荡的余弦波形,观察它的傅立叶变换,我们可以看到两个峰离得更远了(图 10-6)。这样,在余弦波形振荡的速度较快两倍时,傅立叶变换后显示最大频率(在这个示例中,也是仅有的频率)距离零点的距离也增加了两倍。另外,如果我们观察余弦波形的图形,越快的余弦波,振荡的波形越窄——它波形的形状越窄,它振荡的频率就越快。同样,射频脉冲的波形越窄,它的带宽就越宽(最大频率越大;图 10-6)。



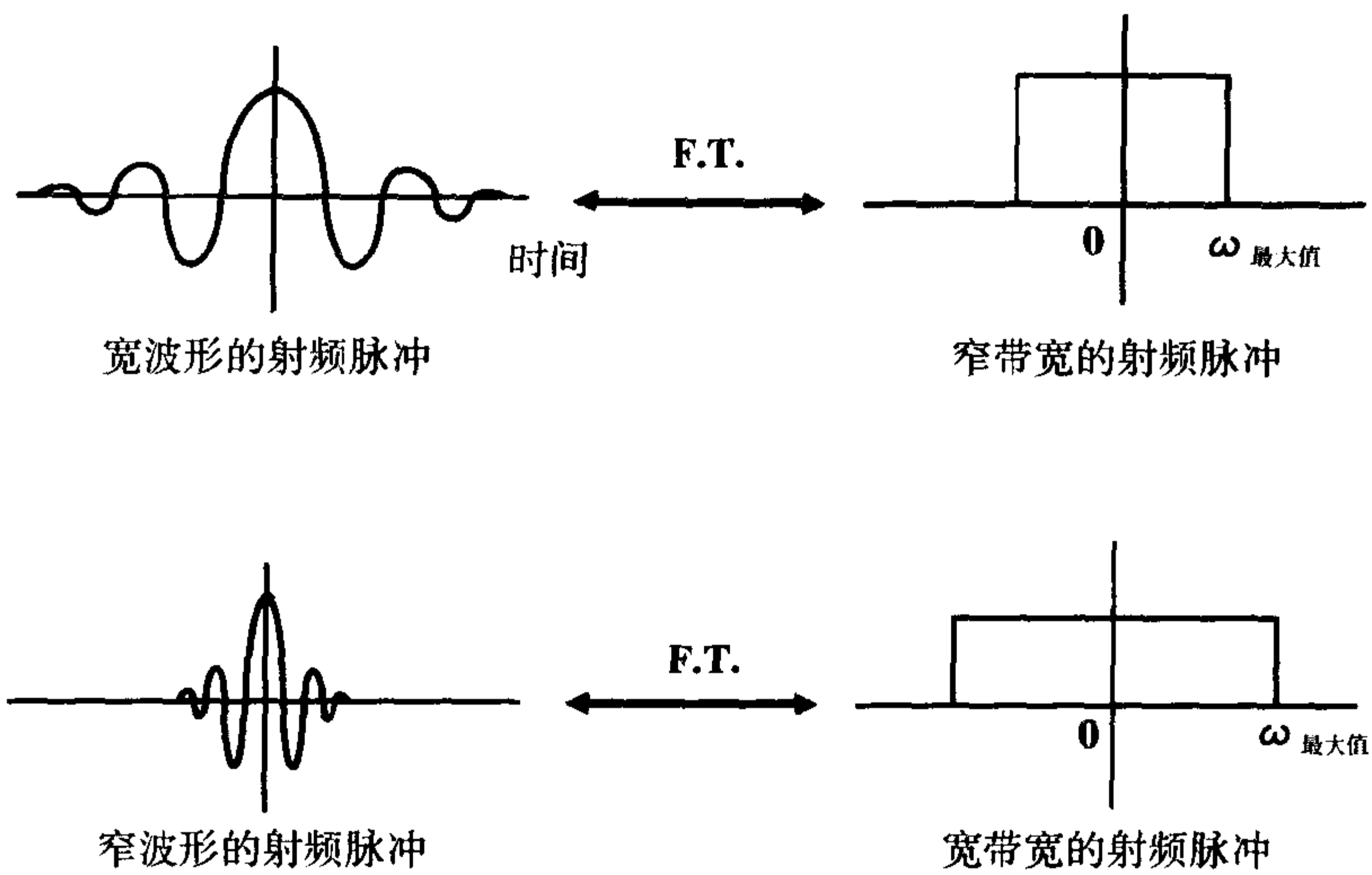


图 10-4 宽窄波形和它们的傅立叶变换之间的对比。时间域内越窄的波形，傅立叶变换后的带宽将越宽。

## 层厚

我们现在介绍我们是如何选择层厚的（图 10-7）。在我们平常对病人进行的从颅底到头顶的成像，与对病人从头到脚进行成像，使用的是相同的原理。我们要建立一个磁场强度梯度，这样，在所研究的磁场的中点（在这个例子中，人体中部），磁场强度为 1.5T；在梯度场的低处（脚），磁场强度将是 1.4T；而在梯度场的高处，磁场强度将达到最大值 1.6T。这些磁场强度也将

与不同的频率相关。使用拉莫方程，我们可以计算出它们大致的范围是：

- 1.6T ~ 68MHz
- 1.5T ~ 64MHz
- 1.4T ~ 60MHz

如果我们选择一定范围的频率带宽，那么我们将得到具有一定厚度的层面。这样，我们发射具有特定频率带宽的射频脉冲，（理想情况下）没有这个范围以外的频率。频率的带宽将只与病人一定厚度的

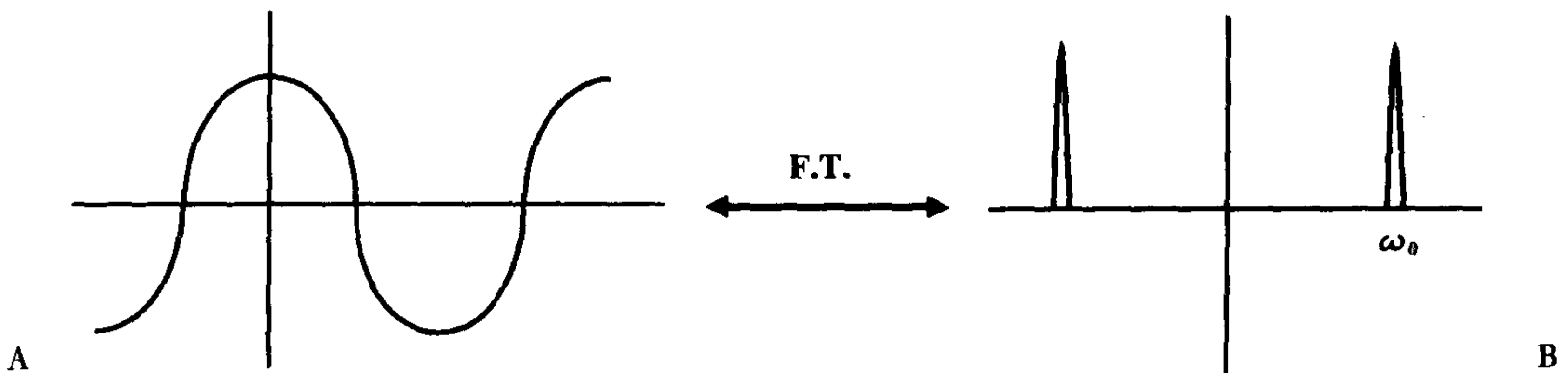


图 10-5  $\cos$  信号 ( $\cos \omega_0 t$ ) (A) 的傅立叶变换 (B) 在  $\pm \omega_0$  具有两个峰。

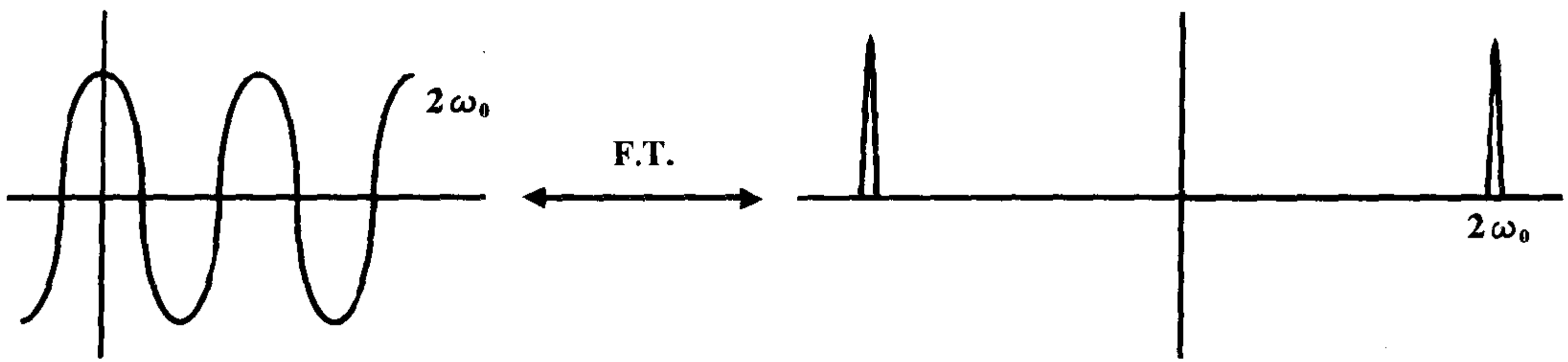


图 10-6  $\cos 2\omega_0 t$  的傅立叶变换在  $\pm 2\omega_0$  有两个峰。

层面内质子的拉莫频率相匹配,与相应磁场强度范围的拉莫频率一致。此层面以外任何位置的磁场强度将或高于、或低于,射频脉冲带宽的拉莫频率相对应的磁场强度。

问:如果我们成像下一层与上一层紧密相邻,将会出现什么情况呢?

答:理想情况下,连续的层面彼此相邻,且射频脉冲经傅立叶变换后呈一个矩形(图 10-8)。换句话说,我们希望射频脉冲的频率范围彼此分开,这样每个频率范围激发不同的层面,而我们可以得到连续

的层面。

### 层间交叉

实际上,射频脉冲的频率范围并不是矩形。相反,它可能是一个钟形或呈“高斯”曲线(图 10-9)。如果我们把这些频率范围彼此放得太近,它们将会有部分重叠;这些重叠的部分将产生层间交叉(图 10-10)。

记住层间交叉在频率域内能得到最好的解释。在时间域内理解它非常困难。为避

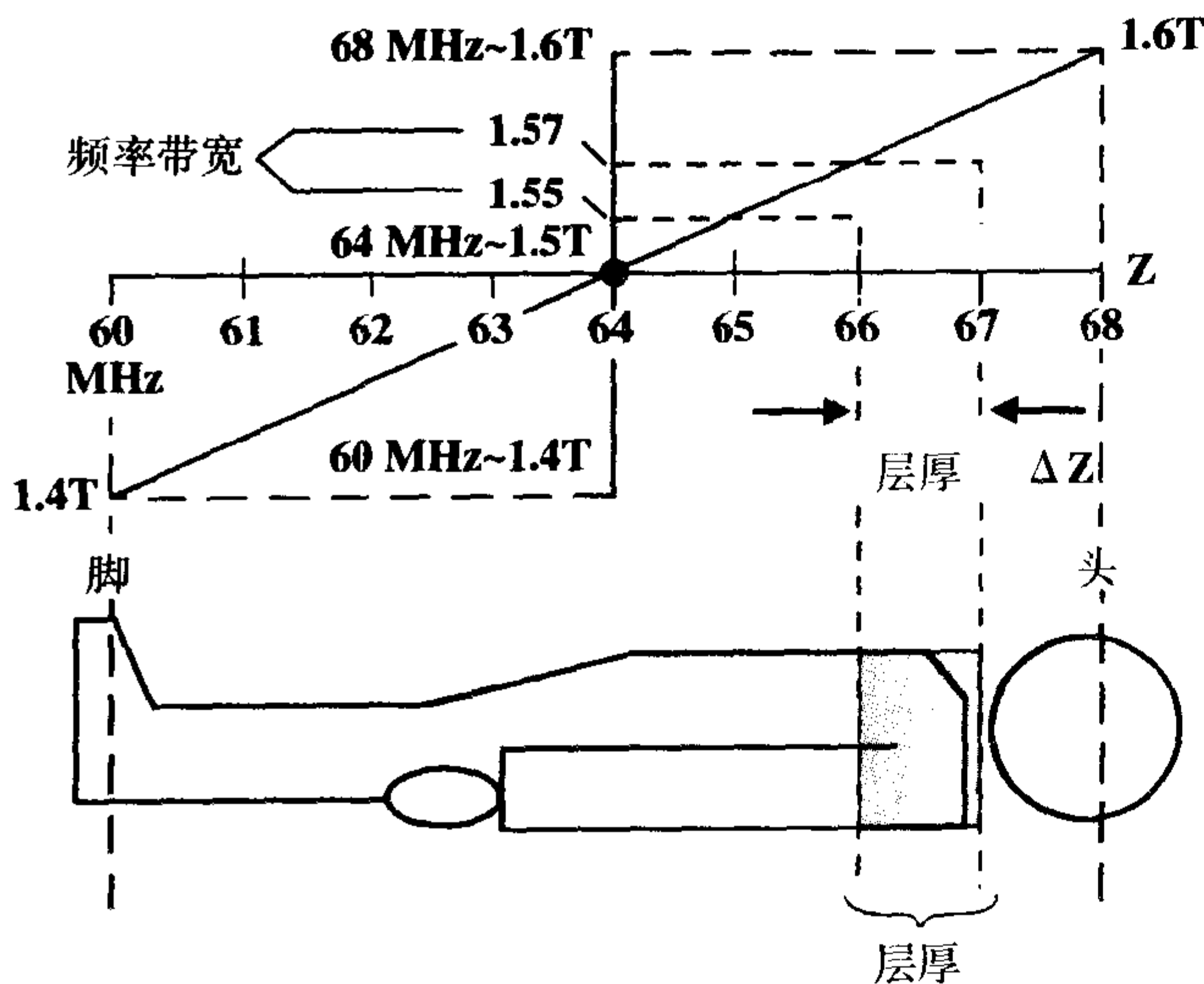


图 10-7 层厚和位置、频率和场强之间关系的示例。

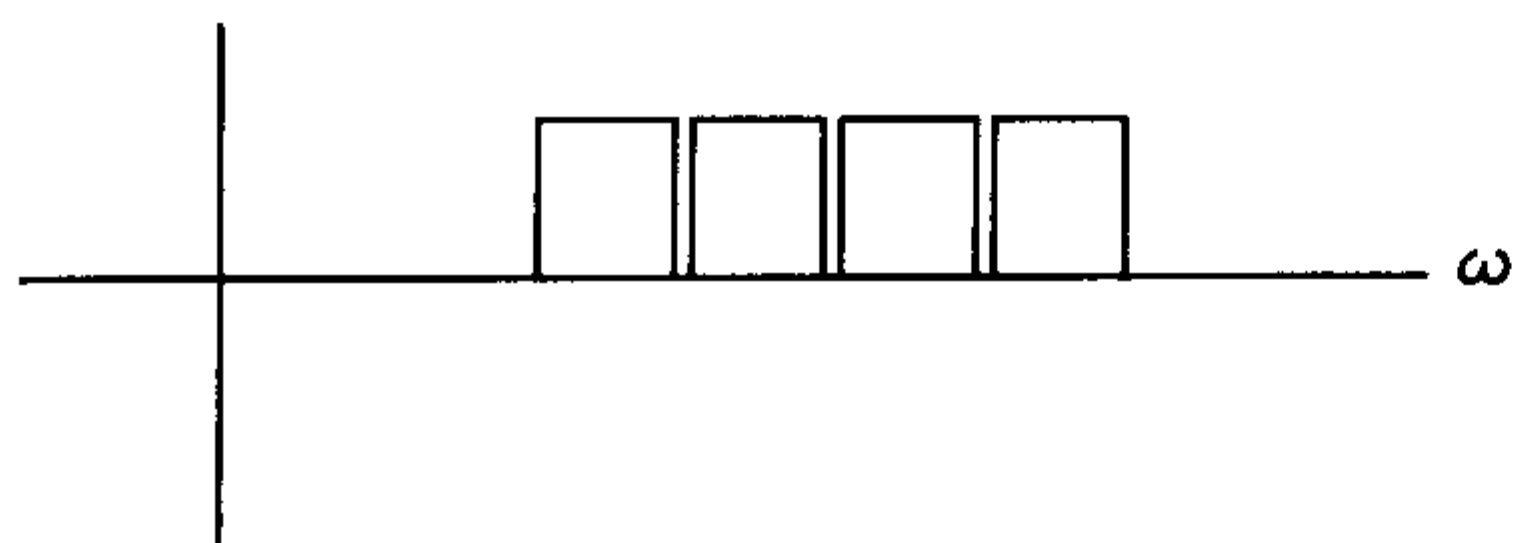


图 10-8 理想的连续层面相当于肩并肩理想的矩形傅立叶变换。

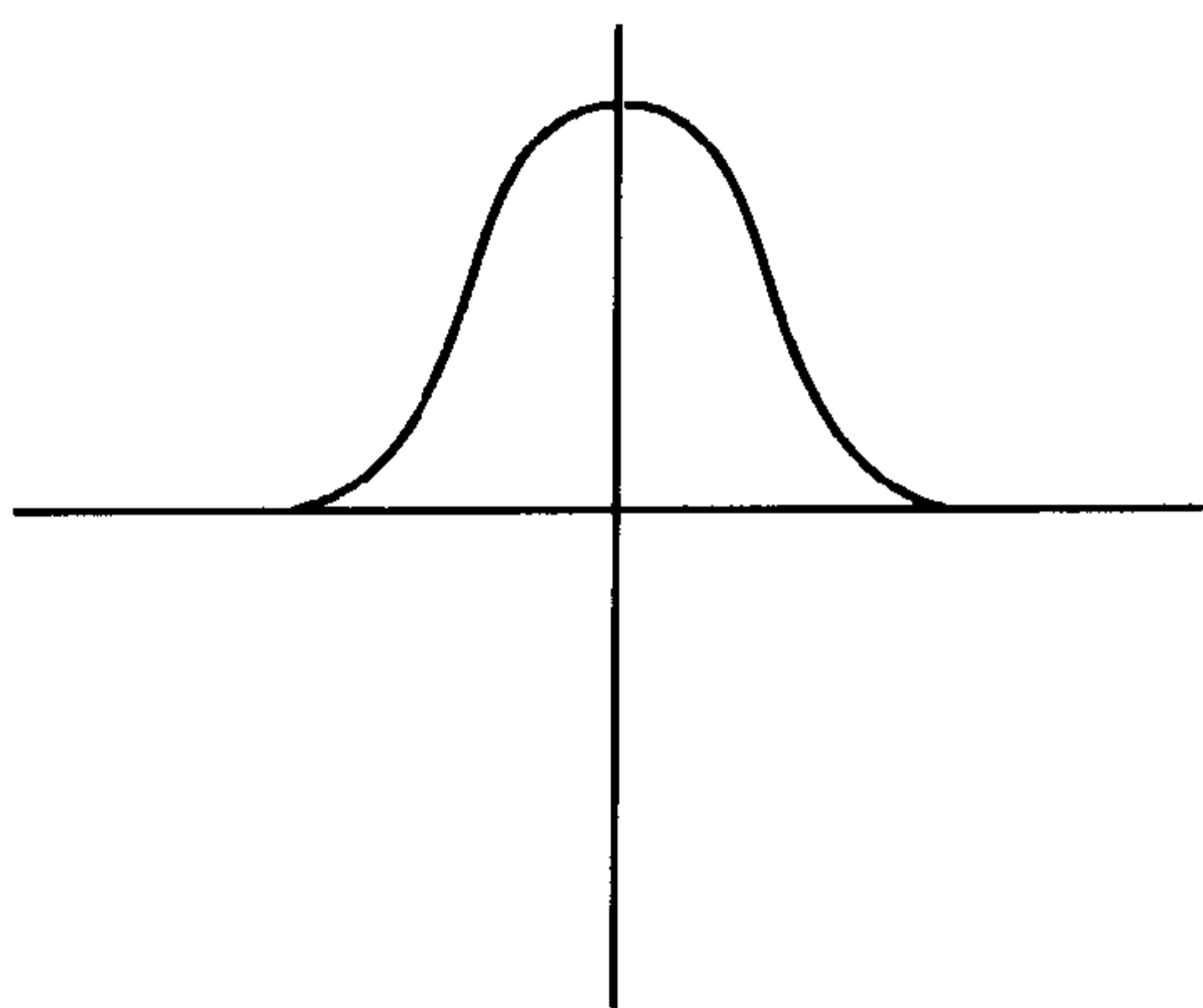


图 10-9 更实际情况下的傅立叶变换两侧有突出部分,类似高斯曲线。

免这种由邻近频率带宽的重叠导致的层间交叉,我们需要在连续的带宽间保持一个间隔(在频率域内),这样就在实际成像时在连续的层面间产生一个间隔(图 10-11)。这样就可以降低或消除层间交叉。

### 如何改变层面厚度

有两种方法可以改变层面厚度:

1. 第一种降低层厚的方法是使用更窄的带宽。更窄频率的带宽将激励更窄的磁场强度范围内的质子(图 10-12A)。

2. 第二种降低层厚的方法是增大磁场梯度的斜率(图 10-12B),也就是,增大梯度磁场的强度。

轴梯度( $G_z$ )。对于超导磁体内的横断面图像,它也被称为层面选择梯度。如果我们增大这个梯度,而保持射频带宽不变,我们可以得到更薄的层厚。

降低层面厚度,可以通过:

1. 减低射频脉冲的带宽;
2. 增大层面选择梯度。

### 层面选择梯度

沿  $z$  轴方向的磁场强度变化,称之为  $z$

我们可降低射频带宽的程度,受电子系统极限的限制。我们可增加梯度的程度,也受到设备极限的限制。这些因素决定了我们成像的最薄层厚的绝对极限。

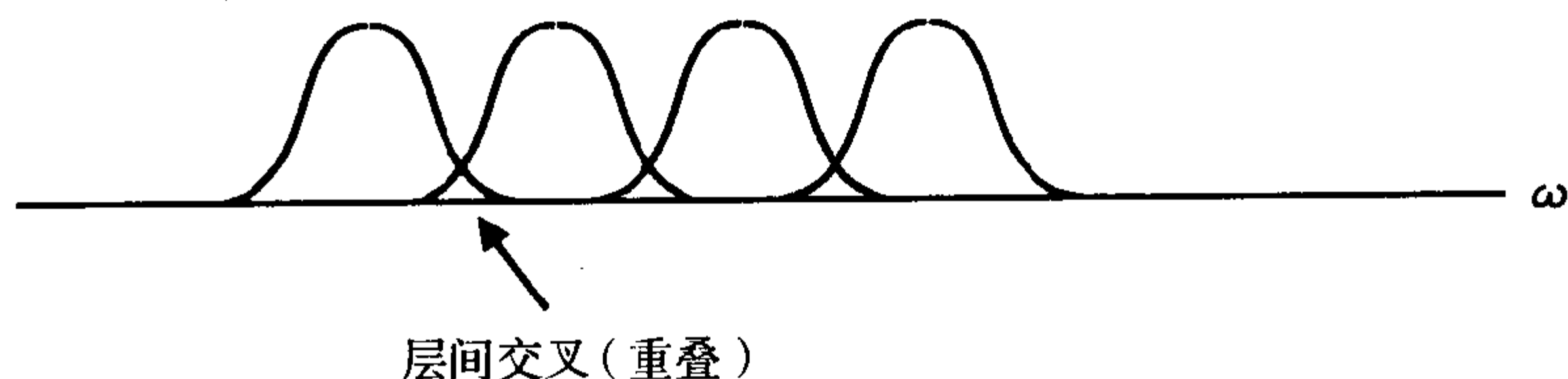


图 10-10 层间交叉:在非理想的矩形傅立叶变换时,傅立叶变换的两侧突出部分可能重叠。

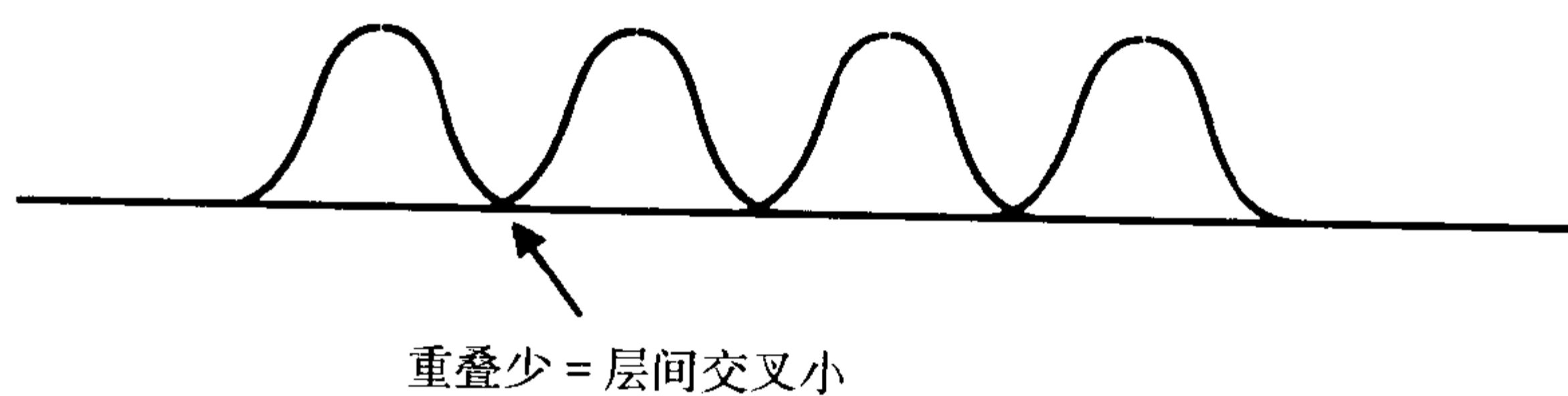


图 10-11 为减轻层间交叉, 各层面之间相互要离得远些 (在连续的层面间设置间隙)。

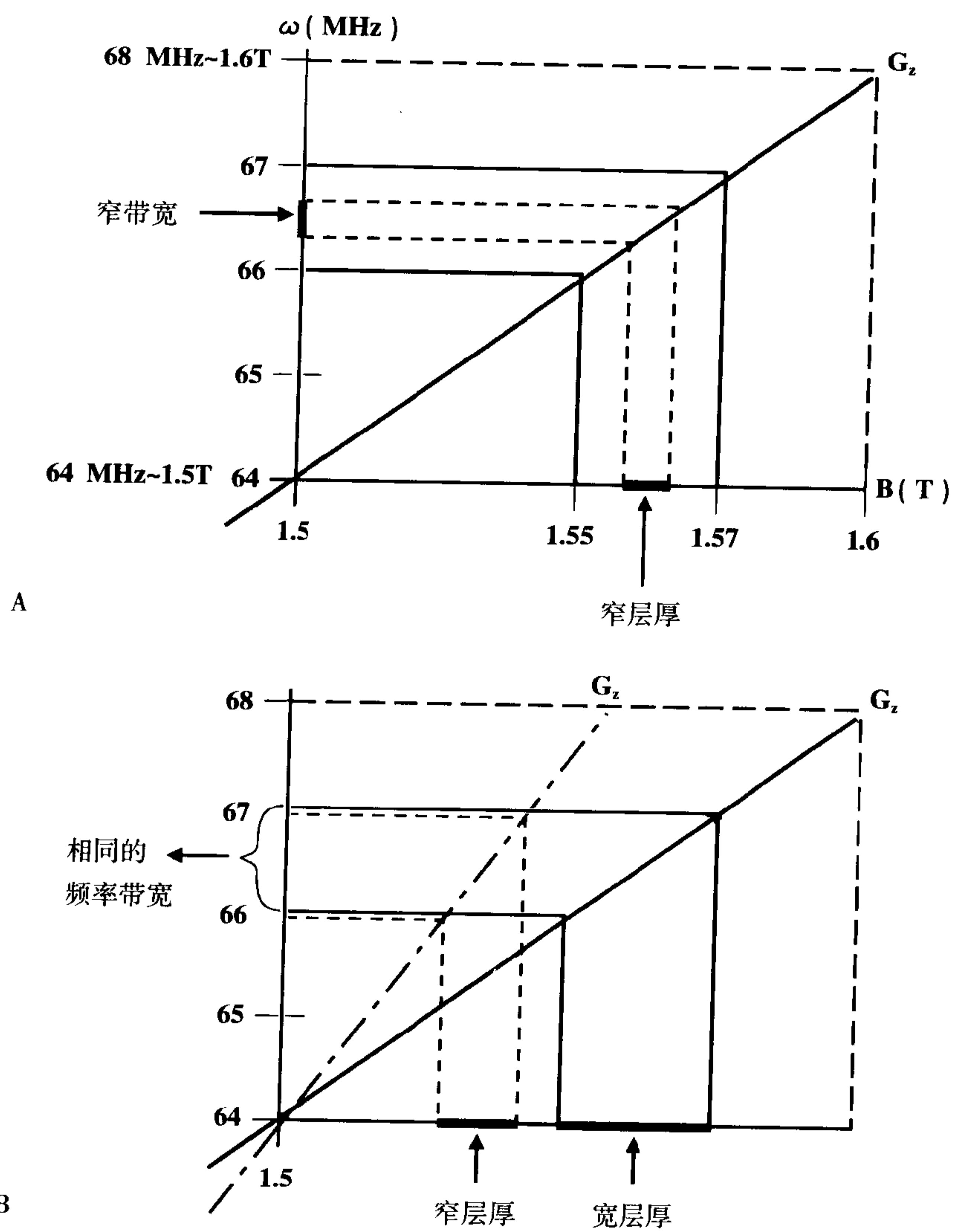


图 10-12 为降低层厚, 可以使用更窄的带宽 (A) 或更陡的梯度 (B)。

通过前面的过程，我们可选择有一定厚度的层面。通过与层面位置和层厚相应的具有一定频率范围的射频脉冲，我们可以选择特定的层面。我们得到的回波信号将来自于整个层面。我还不能区分层面内的点。这就是频率编码和相位编码所要起的作用。

## 复习

### 射频脉冲

有两种类型的射频脉冲：

1. 非选择性；
2. 选择性。

选择性，是指射频脉冲具有层面选择性——射频脉冲的频率带宽与沿梯度磁场的特定宽度的磁场强度相关。理想情况下，这个射频脉冲将只选择我们成像人体的特定层面〔在二维(2D)成像中使用〕。

非选择性射频脉冲可以激励线圈内人体的所有部分〔在三维(3D)成像中使用〕。

## sinc 射频脉冲

前面，我们提到过一种，在时间域内具有 sinc 波形的射频脉冲。sinc 函数的数学表达式为

$$\text{sinc}(t) = \sin(t)/t$$

它只不过是表示振荡函数  $\sin t$  除以  $t$ 。这样，因为  $t$  随振荡函数 ( $\sin t$ ) 而变化，结果也将是一个振荡函数。当  $t$  从较大的值变为较小的值时，( $\sin t/t$ ) 的结果将变大，并在  $t$  接近 0 时达到最大值。此射频脉冲在频率域内呈矩形，具有正的最大频率 ( $f_{\max}$ ) 和负的最大频率 ( $-f_{\max}$ )，如图 10-13 所示。这样，它的带宽就是  $2 \times$  (最大频率)，也就是，

$$\text{带宽} = 2f_{\max}$$

这仅是选择性射频脉冲的一种类型，还有其它类型。

## 高斯射频脉冲

第一代的 MR 设备使用高斯曲线形的射频脉冲(图 10-14A)。高斯射频脉冲在

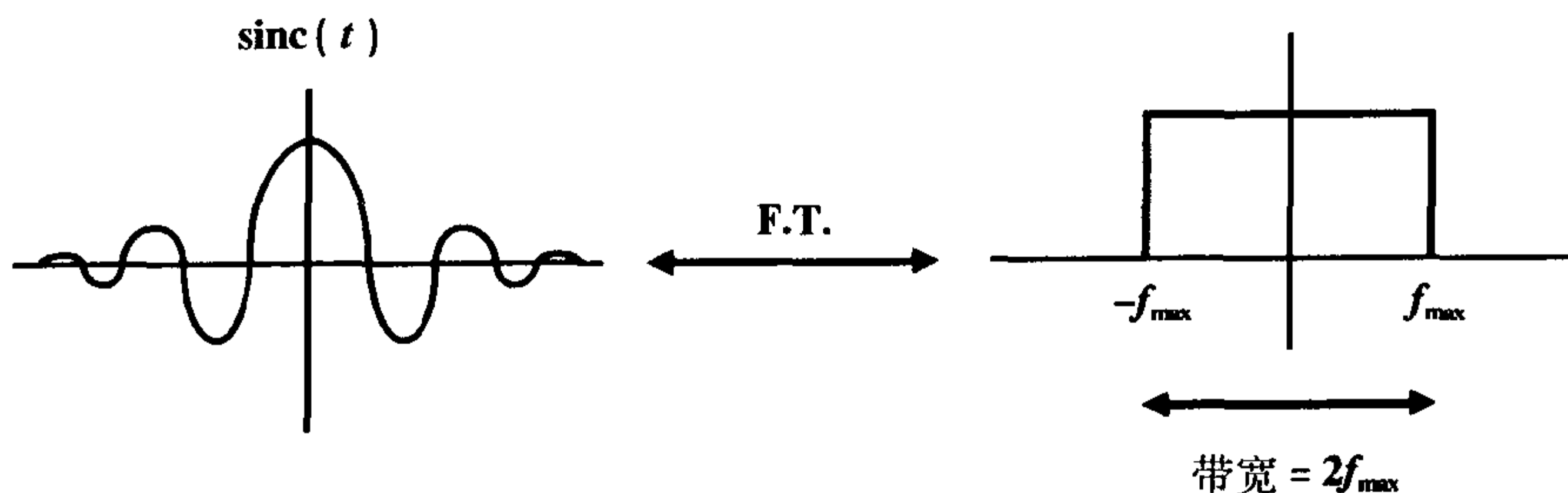


图 10-13 sinc 函数和它的傅立叶变换。带宽 (BW) 为  $2f_{\max}$ ，其中  $f_{\max}$  是 sinc 函数的频率。

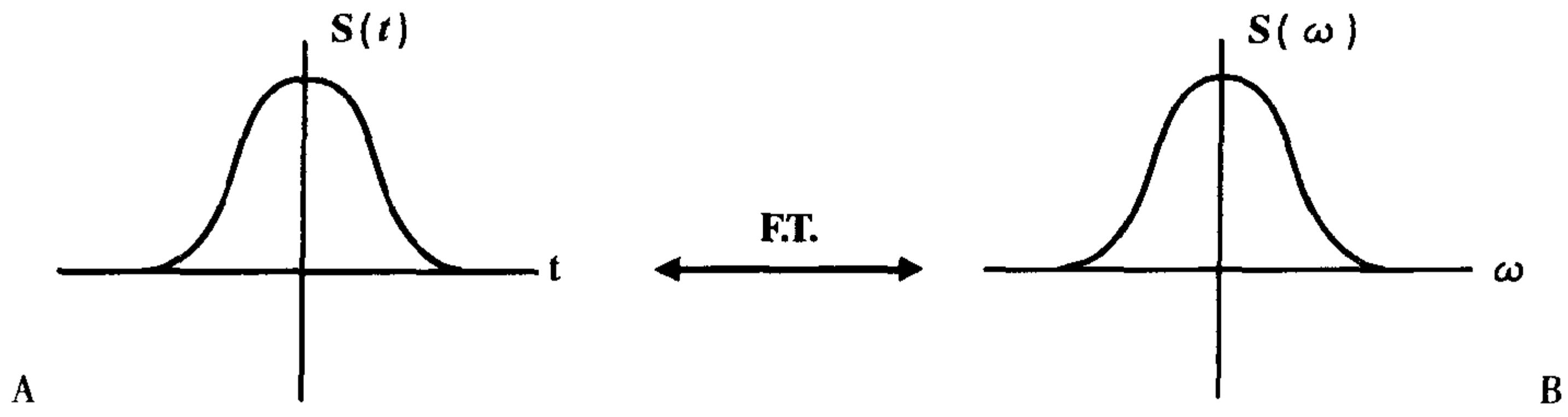


图 10-14 高斯信号(A)的傅立叶变换(B)自身也是一个高斯信号。

时间域内呈钟形。

高斯函数的傅立叶变换仍是一条高斯曲线(图 10-14)。

如果我们在时间域内有另一条较窄的高斯曲线,它的傅立叶变换将较宽(图 10-15)。射频脉冲的频率范围和持续时间之间存在相反的关系,正如我们前面所讨论的。

较短的射频脉冲可以产生更宽的带宽。MR 设备根据不同的目的,使用各种不同类型的射频脉冲,但是为了讨论方便起见,我们假定所处理的是理想的 sinc 波形

的射频脉冲,它经傅立叶变换后具有理想的矩形。

是否还记得射频脉冲是一个由线圈内的电流所产生的电磁波。如果我们用体线圈来产生射频脉冲,我们将产生遍及整个人体的射频脉冲。如果我们使用表面线圈,所产生的射频脉冲将只位于表面线圈的周围。这就是为什么使用表面线圈成像较好的一个原因。大多数线圈是发射/接收线圈——既发射射频脉冲,也接收来自于人体的信号。

再回到 sinc 波形,实际上,我们在发射信号过程中不可能在时间上做到无限。我们必须对信号进行修剪,处理有一定限度的时间范围(图 10-16)。这种修剪后信号

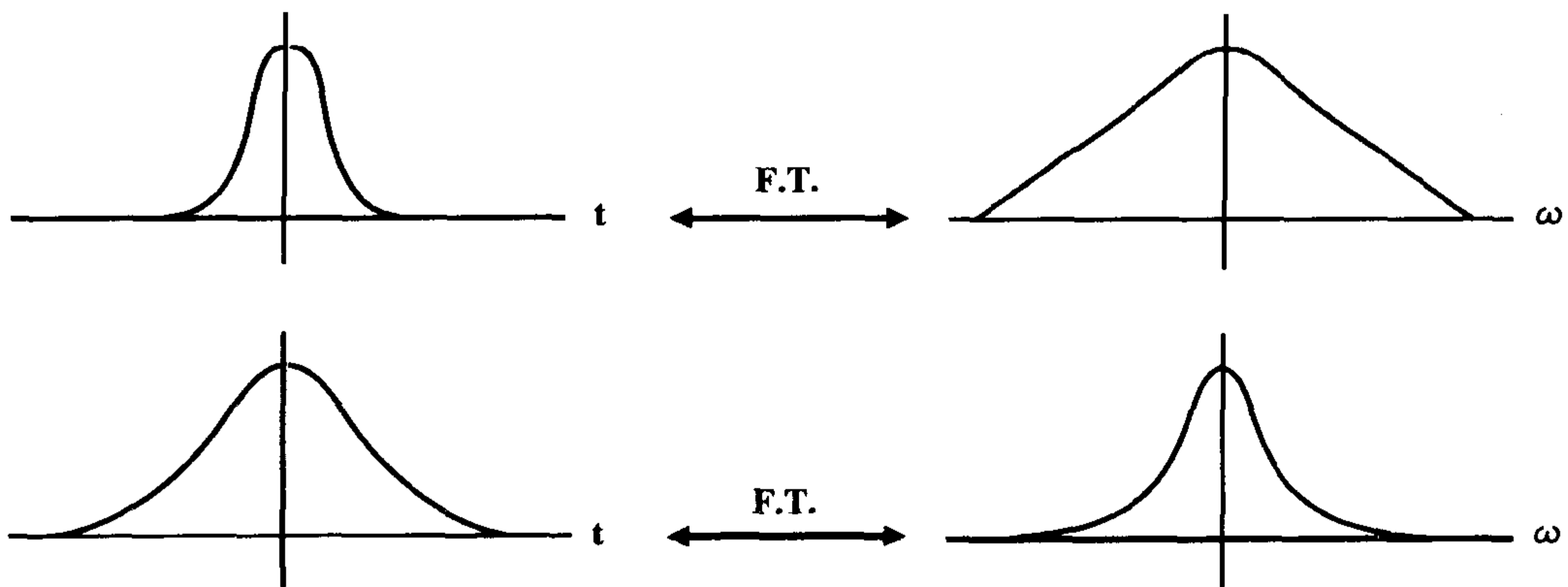


图 10-15 窄的高斯曲线具有宽的傅立叶变换,反之亦然。

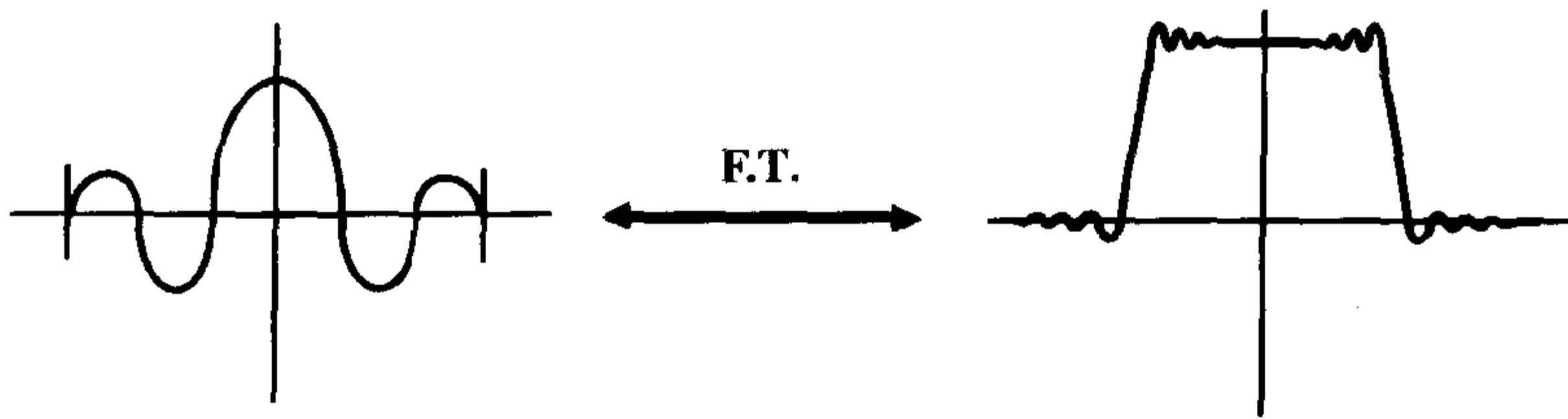


图 10-16 经过剪切的 sinc 函数的傅立叶变换,具有类似直角的轮廓,但含有环状或波纹效应。

的傅立叶变换,会在矩形波上产生“波纹”效应,就像我们在第 9 章中所见到的。我们修剪掉的信号越多,我们所得到的“波纹”越多。这些波纹也可造成 MRI 中的伪影。

### 带宽

带宽是对频率范围的度量。我们知道在 1.5T 磁场中,拉莫频率大约是 64MHz。我们产生的射频脉冲在无线电频率范围,但是它的带宽位于可听到的频率范围。

这就类似于无线电广播。当我们转到洛杉矶的 KOST 电台,FM 103.5 时,我们是否真的能听到 103.5MHz 的声波呢?如果你在收音机上接收到的信号有这么高的频率,你不可能听到它(我们不可能听到 MHz 频率的信号,也许海豚可以,但人不能!)。但是,我们所听到的频率实际上是在可听到的范围内。每个电台都有一个它们所发射的特定的频率范围,它们所使用

的带宽在所有的无线电台几乎都相同,在可听到的频率范围;它大约是 1~2kHz (图 10-17)。

现在,1kHz 的带宽是 103.5MHz 频率的 100 000 分之一。这个可听到的频率范围被调制到中心频率上(例如,FM 103.5MHz)。然后发射调制好的频率。这个调制好的信号可以被天线接收到。信号被传到收音机内,进行解调(图 10-18)。根据我们所选择的电台不同(例如,FM 103.5MHz 的 KOST),我们得到经解调返回到零频率的频率范围。

因此,无线电台所发射的信号带宽常常保持在 1kHz 左右,但是它是作为 1kHz 带宽调制到 103.5MHz 的频率上发射出去的。然后,在收音机内,它经过解调返回到零中心频率,仍然保持 1kHz 左右带宽。我们所发射和我们所接收到的是在相同的频率范围内。不同的是频率从零调制到 103.5MHz。我们只是改变它的中心频率。其它所有的事都是相同的。



图 10-17 FM 无线电台的频率示例。

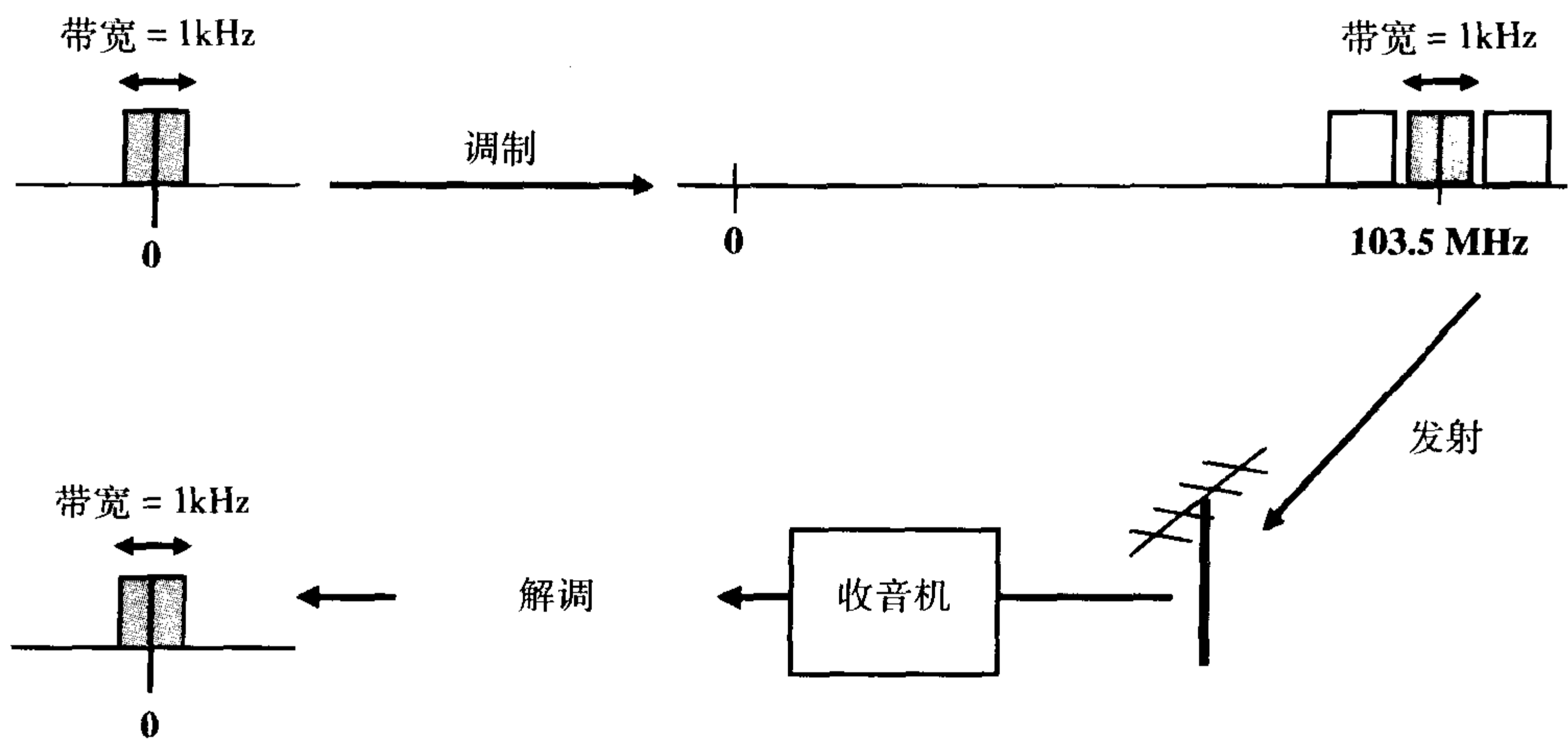


图 10-18 每个无线电台都有一个有限的在可听到频率范围的带宽。为把这个频率发送给听众,这个带宽被“调制”到一个载体频率(它频率的数量级要高若干倍)。在收音机内,这个频率经过解调返回可听到的频率范围。

无线电广播采用这种发射方式的原因是,每个无线电台只能发射一个很窄的带宽(在 kHz 范围)。但是,我们不能发射 kHz 的频率。它不能传送很远的距离,而无线电发射必须传送数英里的距离。除此以外,来自不同电台的信号,如果都在很窄的数 kHz 的频率范围内工作,将会互相干扰。因此, kHz 的频率带宽被调制到 MHz 的频率范围,但仍然维持相同的 kHz 的带宽。现在,以 MHz 的频率为载体,很窄的 1 kHz 的带宽可以被发射到很远的距离。

在 MRI 中,中心频率是拉莫频率。这样,我们所发射给病人的射频脉冲在 1.5T 时,中心位于 64 MHz 的拉莫频率(图 15-19)。但是,射频脉冲的频率带宽非常窄。仍然,为简单起见,我们假定射频脉冲的带宽已经解调到零中心频率。

### 层面选择梯度

让我们回到层面选择梯度。我们特意产生一个线性的磁场不均匀性,这样在足

部的磁场将低于头部。随距离而产生的磁场变化斜率称为梯度。梯度是对单位距离内的磁场变化的度量。我可以有线性的梯度或非线性的梯度。我们在 MRI 中使用的梯度通常是线性的梯度(实际上,产生几何变形伪影的梯度中可能包含有非线性梯度。参见第 18 章 MR 伪影。)

通过产生这个梯度,人体从脚到头位于逐渐增高的不同磁场。这样人体内质子的进动频率也存在着一个梯度差别,脚部质子的进动频率将低于头部的质子。

然后,我们发射一个射频脉冲,它与人体内特定层面内质子的进动频率相一致。那么,只有在这个层面内的质子才会



图 10-19 MRI 中的解调过程。



产生共振；人体内任何其它部位的质子都不会产生共振（也就是，翻转到横向平面）。

如果我们想选择某个特定的层面，那么我们就发射一个有适当中心频率和带宽的射频脉冲。梯度只在我们发射射频脉冲时才打开。它只在我们需要用射频脉冲激

发体内的一个薄层面时才起作用。当我们对同一层面发射  $180^\circ$  脉冲时，我们也使用相同的梯度。

在我们研究另一个层面时，梯度保持不变。我们只需要改变射频脉冲的中心频率。通过这种方式，我们可以按照任何我们所需要的顺序激发不同的层面。

## 要点

我们已经知道如何在人体内选择一个层面。这通过层面选择梯度而实现。为改变层面的层厚，我们或者可以变化射频脉冲的带宽，或者可以变化梯度的斜率。这样，我们降低层厚，可以通过：

1. 降低射频脉冲的带宽；
2. 增大层面选择梯度。

因为射频脉冲的形状并不是理想条件下的，它可能有边缘的突起或拖尾，在你想做连续的层面时，你将遇到被称作层间交叉的问题。这主要是因为发射的脉冲将会在频率域内（也就是，它们的傅立叶变换）

产生重叠和“层间交叉”。为避免这种情况，你必须在层面之间设置间隙。这是通过在所发射的射频脉冲内，去除一定范围的频率（也就是，带宽）。间隙越大，你所得到的层间交叉就越小，你漏掉间隙内病变的可能性就越大。

每个发射脉冲的中心频率就像是一个载体频率，所需要的带宽就是以它为中心，非常类似无线电广播中的情况。一旦层面选择后，下面需要解决的问题就是如何确定该层面内的像素。这正是我们下一章的内容。

## 习题

**10-1 (a)** 射频脉冲内所包含的频率范围就是指它的带宽 (BW)。假如一个射频脉冲的频率范围由  $-500\text{Hz} \sim 500\text{Hz}$ （也就是，带宽 =  $1000\text{Hz} = 1\text{kHz}$ ）。现在，为了达到层厚为  $5\text{mm}$ ，请确定层面选择梯度的大小。

**(b)** 在最小射频带宽  $BW=426\text{Hz}$  和

最大梯度  $G_z=10\text{mT/m}$  时，所能达到的最小层厚是多少？

提示： $\omega = \gamma B$ ，所以  $\Delta \omega = BW = \gamma \Delta B$ 。现在， $B=G_z z$ ，所以  $\Delta B=G_z \Delta z$ 。所以， $BW = \gamma \Delta B = \gamma G_z \Delta z$  或  $\Delta z = BW / (\gamma G_z)$ ，式中  $\Delta z =$  层厚，而  $\gamma = 42.6\text{MHz/T}$ 。

**10-2** 为达到更薄的层厚，可以

- (a) 降低发射(RF)带宽
- (b) 降低接收(RF)带宽
- (c) 增大层面选择梯度的强度
- (d) 所有以上各项
- (e) 仅(a)和(b)项

(f) 仅(a)和(c)项

**10-3 是 / 否** sinc 函数的傅立叶变换是矩形。

**10-4 是 / 否** 钟形的高斯函数的傅立叶变换也是钟形。

## 简介

在上一章内,我们学习了如何选择层面和如何调节它的层厚。但是,我们并不能在选定的层面内确定每个信号成分的来源位置。换句话说,我们仍然没有关于每个层面内的空间信息。为产生层面的图像,我们需要知道每个像素(pixel),或者更准确地说是,每个体素(voxel)产生的信号是多少。这就是空间编码所要解决的内容,它包括两个部分:频率编码和相位编码。

## 频率编码

在选择层面以后,我们如何才能得到所选择的层面的每个像素的信息呢?举一个例子,考虑一个具有三行和三列的层面,总共9个像素。这个层面可以用选择性的 $90^\circ$ 脉冲激发(图11-1)。在施加 $90^\circ$ 脉冲过程中,我们打开 $G_z$ (层面选择梯度),在 $90^\circ$ 脉冲以后关闭此梯度。

我们也发射选择性 $180^\circ$ 聚相位脉冲,同样在施加 $180^\circ$ 脉冲过程中打开 $G_z$ 梯度。在TE时间后接收回波。回波是来自于整个

层面的信号。为得到层面在x方向上的空间信息,我们在x方向上施加另一个 $G_x$ 梯度,称作频率编码梯度(也称作读出梯度)(图11-2)。在这个x方向上梯度的作用下,这个 $3 \times 3$ 矩阵的中间部分(中央一列)将不会存在任何梯度变化,也就是将不会存在由于打开 $G_x$ 梯度所导致的磁场强度变化。中线右侧一系列的像素将会有更高的净磁场强度。左侧一系列的像素将会有更低的净磁场强度。

$G_x$ 梯度在接收回波的时候施加,也就是,在读出时施加。

我们现在对矩阵内的像素指定一些大小数值(图11-3)。

我们最终想要知道的就是每个像素的数值和它们的特定位置,因为这是产生一幅图像所必须的。我们想用MRI来再现这幅图像。

最初,在这个层面内的所有质子都以相同的频率进动。我们称这个频率为 $\omega_0$ 。我们现在看一下在打开 $G_x$ 梯度以前的时候,每个点的像素的频率,而此时它们仍具

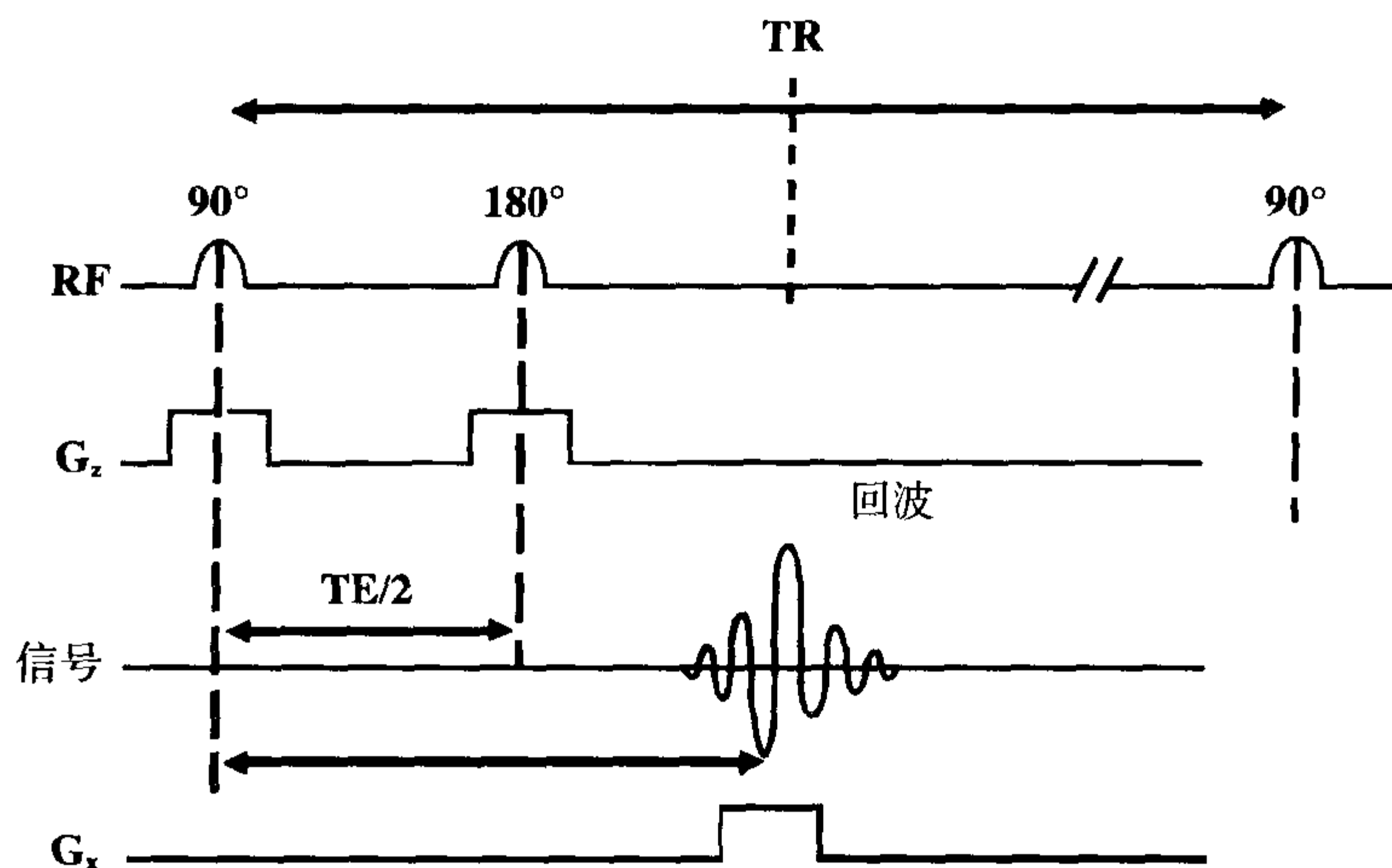


图 11-1 自旋回波脉冲序列图。

有相同的频率，把此频率与我们所指定的每个像素的大小相结合(图 11-4)。为简单起见，我们使用余弦波形作为我们所接收到的信号。实际情况下，所接收到的信号将更为复杂，例如 sinc 波形。

每个像素具有一个指定的大小(振幅)，而它们都具有相同的进动频率  $\omega_0$  (除了那些信号振幅为零的像素)。如果在 x 方

向上没有任何梯度，我们所要得到的信号，将会是来自每个像素的所有信号的叠加。

$$\begin{aligned} & \text{振幅的和} \\ & = (0) + (1) + (-2) + (1) + (2) \\ & \quad + (0) + (1) + (0) + (1) = 4 \end{aligned}$$

每个像素的频率都是相同的(即都是  $\omega_0$ )，也就是信号的形状都是相同的(即都是  $\cos \omega_0 t$ )。所以，

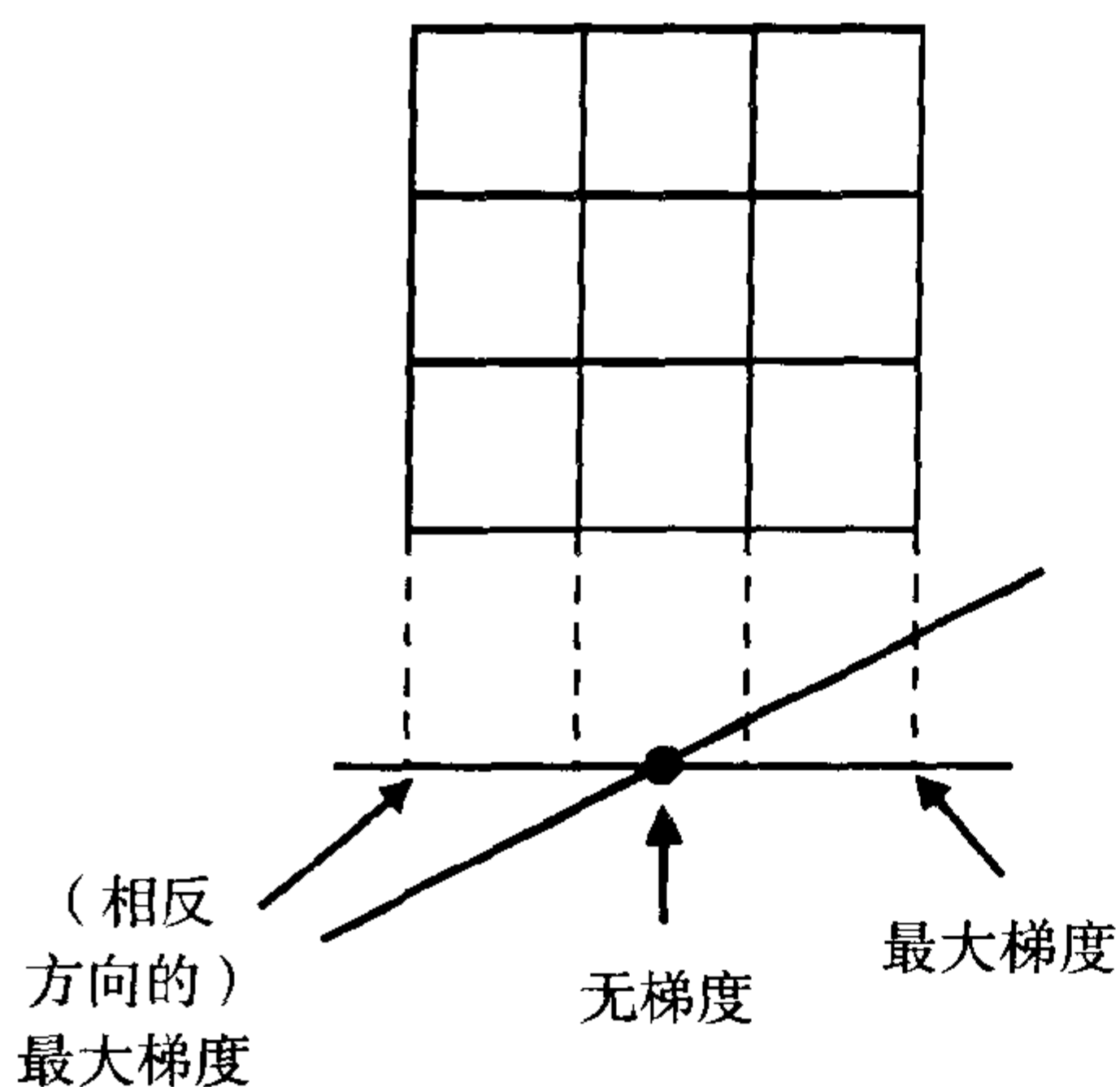


图 11-2 沿 x 轴的频率编码梯度。

0	1	1
1	2	0
-2	0	1

图 11-3 在前面的 3x3 矩阵示例中，给每个像素均分别指定了一个值(大小)。

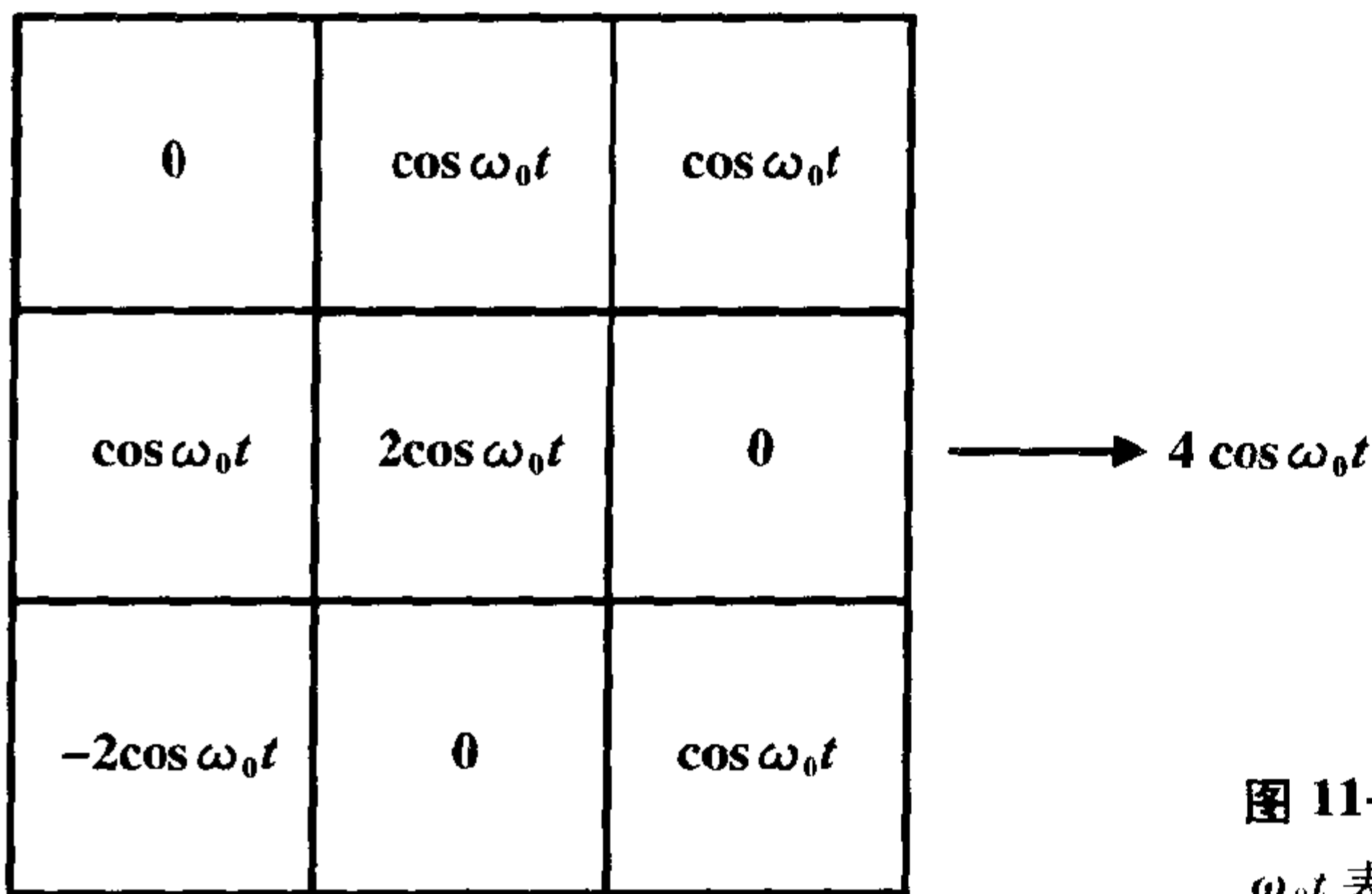


图 11-4 每个像素也都指定一个频率  $\omega_0$ , 用  $A \cos \omega_0 t$  表示, 其中  $A$  是振幅大小。

像素的和=整个层面的信号= $4 \cos \omega_0 t$

我们知道, 在实际情况下, 信号要更复杂。例如, 信号是随时间衰减的, 诸如 sinc 波形, 但是为简单起见, 我们认为我们所处理的是一个简单的余弦波形, 我们所接收到它的信号的振幅为 4。

总之, 当我们发射与某个层面相匹配频率的射频脉冲时, 此层面内所有的质子将会开始以拉莫频率 ( $\omega_0$ ) 同相进动。每个像素包含有不同数量的质子。为了说明这个问题, 我们给每个像素指定的数值与该像素所含的质子数目成正比。这个数值与信号的振幅相关。将信号指定为余弦波形是因为质子进动所造成的振荡的结果。但是, 我们仍没有任何空间信息; 在此时我们有的只是一个来自于整个层面的, 不能分辨空间位置的信号。我们希望能够把这个信号的总和分解成各个组成成分, 从而能够地说出, 来自于每个像素的所接收到的信号成分的大小。

现在我们在  $x$  方向上施加频率编码梯度, 看看每个像素会发生什么情况 (图 11-5)? 观察一下矩阵中的三列像素的不同变化:

1. 中央那一列中的像素将不会受到任何梯度变化的影响。这样, 它们将仍保持相同的频率 ( $\omega_0$ ) (当然, 每个像素的振幅保持不变, 因为质子的数目没有任何改变)。

2. 中线右侧那列中的像素将会具有稍高一些的频率。我们称之为 ( $\omega_0^+$ )。这是因为在较高的磁场强度条件下, 此列内的质子将会以较高的频率振荡。

3. 中线左侧那列中的像素将会处于稍低一些的磁场强度, 因此会比其它列质子具有更低的进动频率。我们称之为 ( $\omega_0^-$ )。

我们现在所得到的信号仍旧是所有各个信号的和; 但是, 现在每一列的像素具有不同的频率, 所以我们仅能够对相同频率的信号进行代数学相加, 结果如下:

$$\begin{aligned} \text{第一列: } & 0 + (\cos \omega_0^- t) + (-2 \cos \omega_0^- t) \\ & = -\cos \omega_0^- t \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{第二列: } & (\cos \omega_0 t) + (2 \cos \omega_0 t) + 0 \\ & = 3 \cos \omega_0 t \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{第三列: } & (\cos \omega_0^+ t) + 0 + (\cos \omega_0^+ t) \\ & = 2 \cos \omega_0^+ t \end{aligned}$$

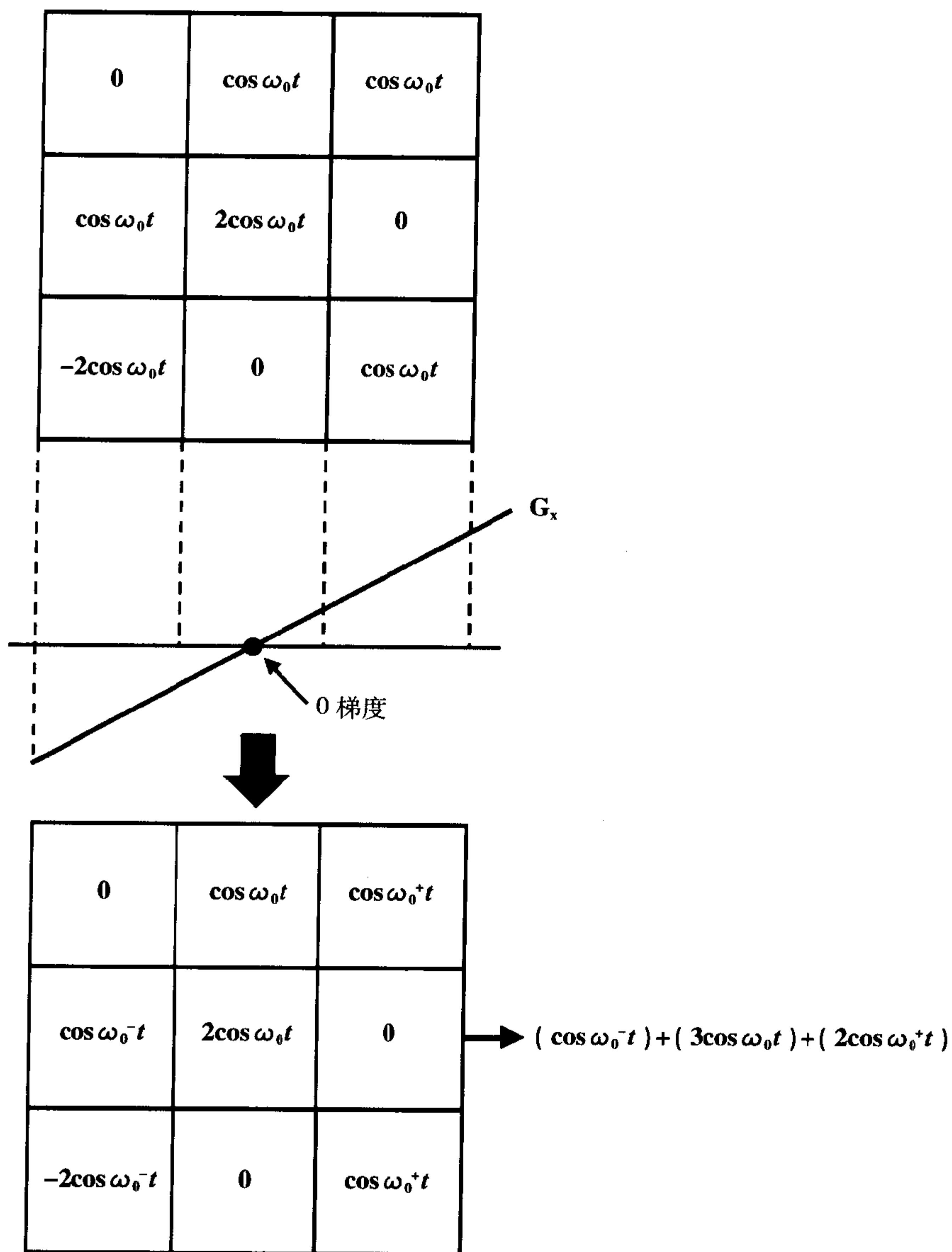


图 11-5 处于频率编码梯度内的矩阵, 每列会产生不同的频率,  $\omega_0$ 、 $\omega_0^+$ 和  $\omega_0^-$ 。

信号的和 =  $(-\cos \omega_0^- t) + (3\cos \omega_0 t) + (2\cos \omega_0^+ t)$

我们看看在施加  $G_x$  梯度以前, 信号的傅立叶变换 (图 11-6A), 然后再比较施加  $G_x$  梯度以后的变化情况 (图 11-6B)。对于

余弦波形, 傅立叶变换后是一对位于余弦频率的对称性的峰, 振幅等于信号的大小 (记住这是简化后的情况。通常, 我们处理的是一组频率, 也就是有一定的带宽, 而不是单一的频率。但是, 现在为简化起见, 我们把它作为一个单一的频率, 傅立叶变换后为单一的峰)。

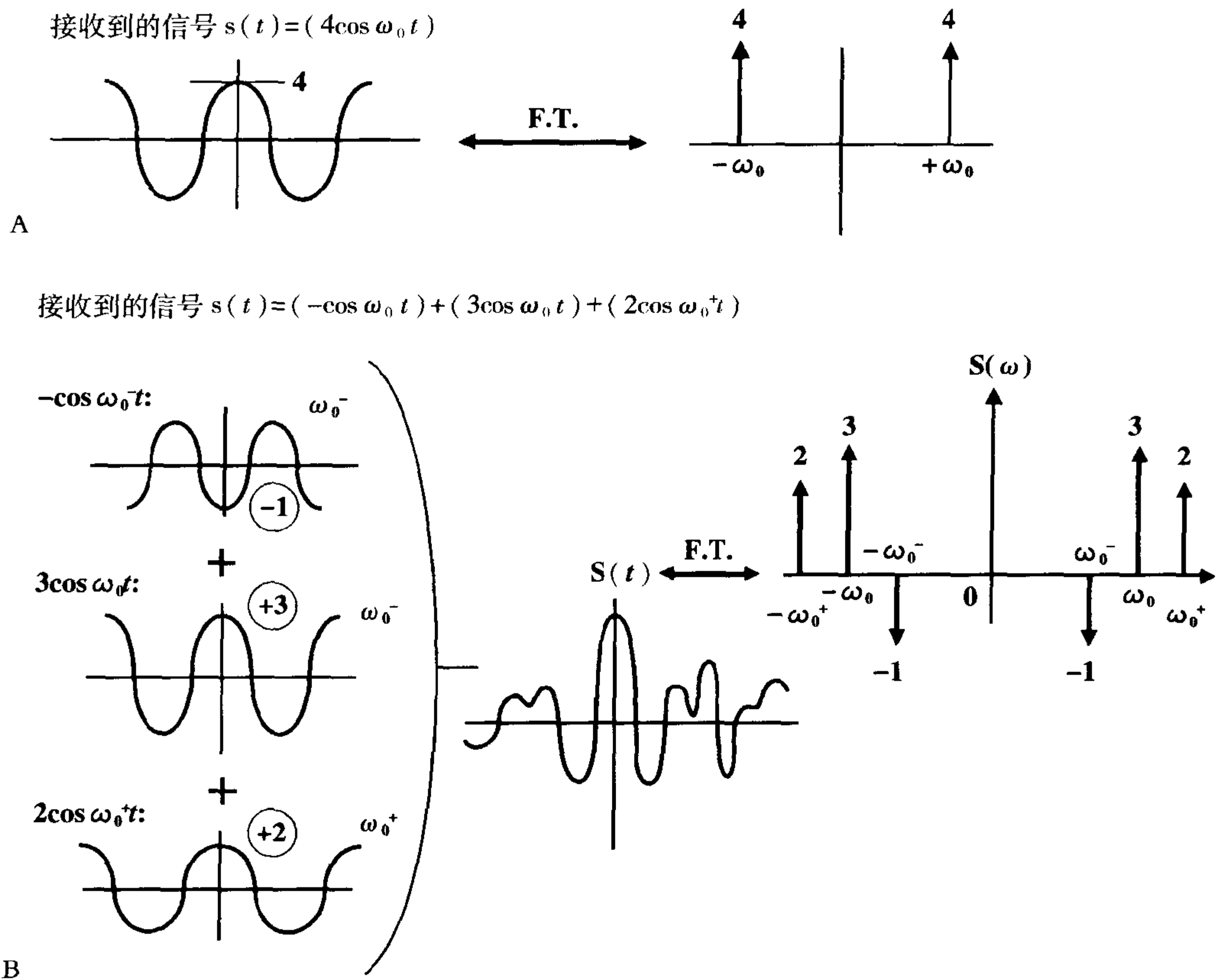


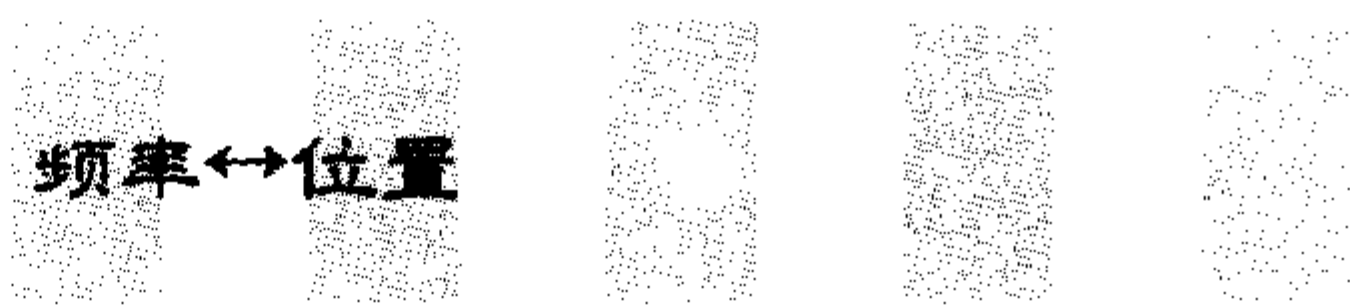
图 11-6 A:在施加梯度以前的信号和它的傅立叶变换(FT)。此信号具有单一频率  $\omega_0$ 。 B:在施加频率梯度 G<sub>x</sub> 以后,产生的复合信号是由三种频率组成,其具有更复杂的波形和傅立叶变换。

现在,通过计算机可以进行傅立叶变换,看出我们正在处理三种不同的频率:

1. 中央的频率来自于中央的一列,此频率峰的振幅代表该列中像素的振幅的和,也就是  $(3\cos \omega_0^- t)$ 。
2. 较高的频率来自于右边的一列,此频率峰的振幅代表该列中各像素振幅的和,也就是  $(2\cos \omega_0^+ t)$ 。
3. 较低频率来自于左边的一列,此频率峰的振幅代表该列中各像素振幅的和,也就是  $(-\cos \omega_0^- t)$ 。

频率编码方式是通过频率与位置所具

有的一一对应关系而产生作用的:



到目前为止,我们已经进行了部分空间编码,获得了层面内的部分空间信息。我们现在可以把层面的矩阵分解为不同的三列(图 11-7)。这就是我们得到的此三列的不同投影。

这样,现在我们已经完成 x 方向上的工作。我们下面想要做的事就是将每一列分解成它们各自的三个像素(也就是,在

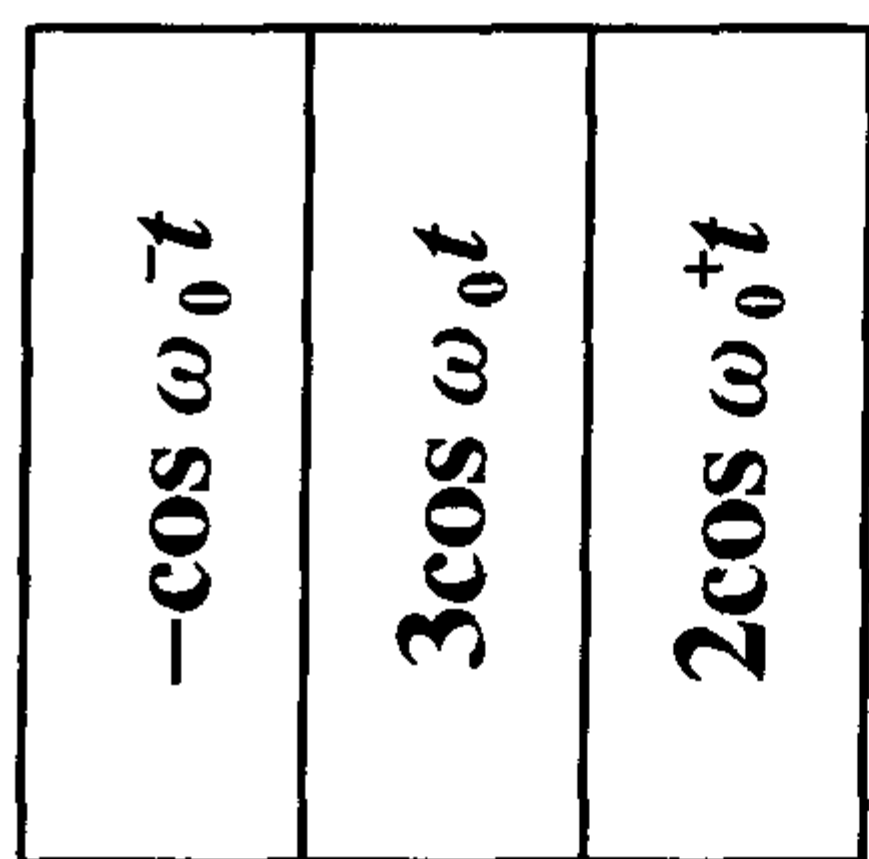


图 11-7 每列中的信号和。因为同一列的信号具有相同的频率,它们可以相加。

y 方向的工作)。达到这个目的有以下两种方式:

1. 背景投影;
2. 二维傅立叶变换 (2DFT)。

### 背景投影

思考如果以 CT 的成像方式施加梯度,我们在开始时需要成像的范围施加一个梯度(图 11-8A)。然后将梯度旋转一个角度  $\theta$ ,重新施加梯度(图 11-8B)。我

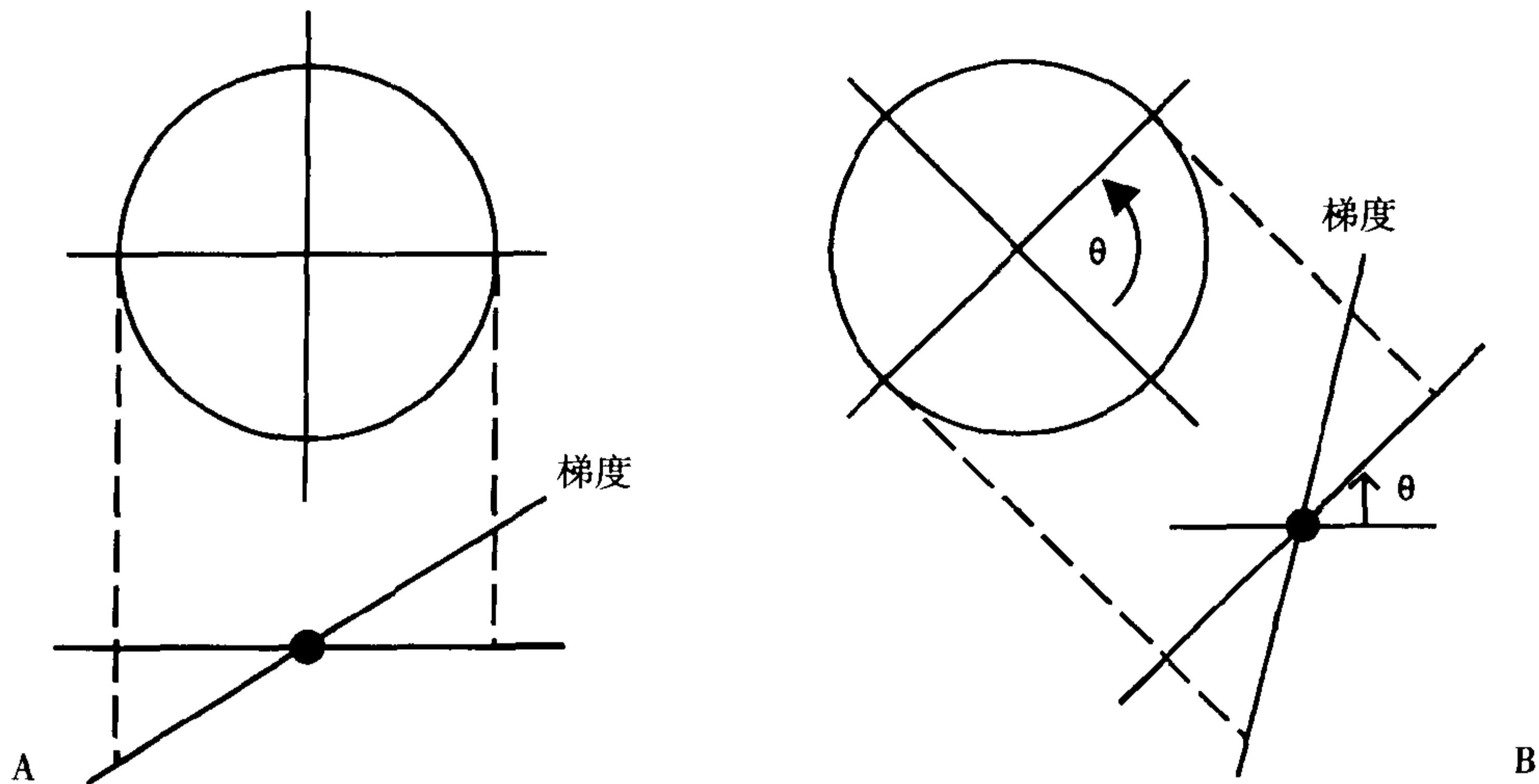


图 11-8 背景投影。通过逐渐地旋转梯度(从 A 到 B),我们得到一组方程,它们的解就是各个像素的值。

们可以继续这样做直到完成  $360^\circ$ , 我们每次都可以得到不同的数值。最后,我们得到一组方程,可以解出矩阵内的各个体素的值。这就是通过旋转频率梯度而实现的背景投影。

#### 优点

它可以选择较小的视野 (FOV)。

#### 缺点

1. 此技术对外磁场均匀性的要求非常高(也就是,它对  $\Delta B_0$  非常敏感)。
2. 此技术对梯度磁场也非常敏感。如果梯度磁场不精确,就会产生伪影。

因为它的这些缺点,此项技术已经被放弃。

### 2DFT: 二维数字

傅立叶变换 (2DFT) 是当前使用的方法,也是此章后面部分所要介绍的内容。



优点:

1. 对外磁场的均匀性不敏感。
2. 对梯度磁场的均匀性不敏感。

## 相位编码

在 2DFT 技术中,除了使用  $G_z$  梯度进行层面选择和  $G_x$  梯度在  $x$  方向上进行编码以外,我们还要在  $y$  方向上施加另一个  $G_y$  梯度。这个梯度被称为相位编码梯度(图 11-9)。

我们在施加  $G_x$ (读出)梯度以前就打开  $G_y$  梯度。通常是在射频脉冲以后或刚好在  $G_x$  梯度以前施加,或在二者之间的任何位置施加。

$G_y$  通常在  $90^\circ$  和  $180^\circ$  射频脉冲之间  
或者在  $180^\circ$  脉冲和回波之间施加。

那么,现在我们再来看一下在施加  $G_x$ (频率编码)梯度和  $G_y$ (相位编码)梯度

以前,具有 9 个体素的层面(图 11-10A)。图 11-10A 中右侧的时钟图是一种表示像素的相位和频率的方法。箭头代表时钟的指针,表示进动在给定的时间点时所处的位置(也就是,相位)。在  $90^\circ$  射频脉冲后,选定层面内的所有质子都以相同的频率( $\omega_0$ )进动。在施加梯度磁场以前的任何一个时刻,所有像素内的质子都将会指向相同的方向(如,北),而它们之间不存在任何相位差。

此过程可以通过时钟图精确地显示出来:在施加梯度磁场以前,每个像素内所有的质子彼此同相,以相同的频率振荡(注意我们在时钟图上忽略了振幅的大小。我们现在只关心在特定时间点时,自旋方向所处的相位和频率)。

现在,我们对此层面施加一个  $G_y$  梯度——在  $y$  方向上的磁场梯度(图 11-10B)。在  $y$  方向上施加的梯度作用下,上面一行像素将处于较高的净磁场强度,中央一行像素所处的磁场强度没有变化,而下面一行像素将处于较低的净磁场强度。

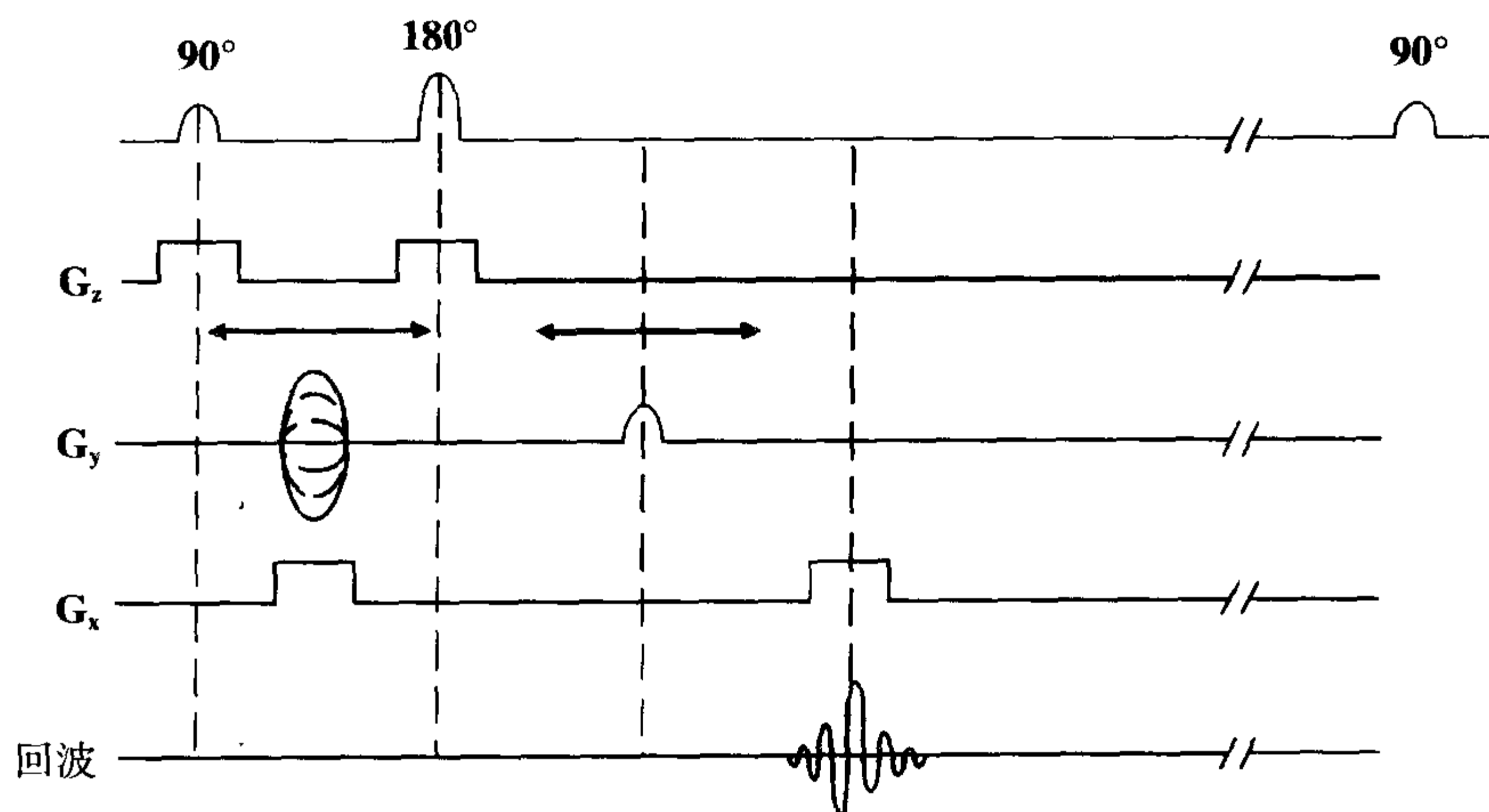


图 11-9 相位编码梯度  $G_y$  沿  $y$  轴施加。通常在  $90^\circ$  和  $180^\circ$  脉冲之间或在  $180^\circ$  脉冲和回波之间施加。第一个  $G_x$  梯度用于消除频率读出时所产生的相位移(在第 14 章中还要进一步讨论)。

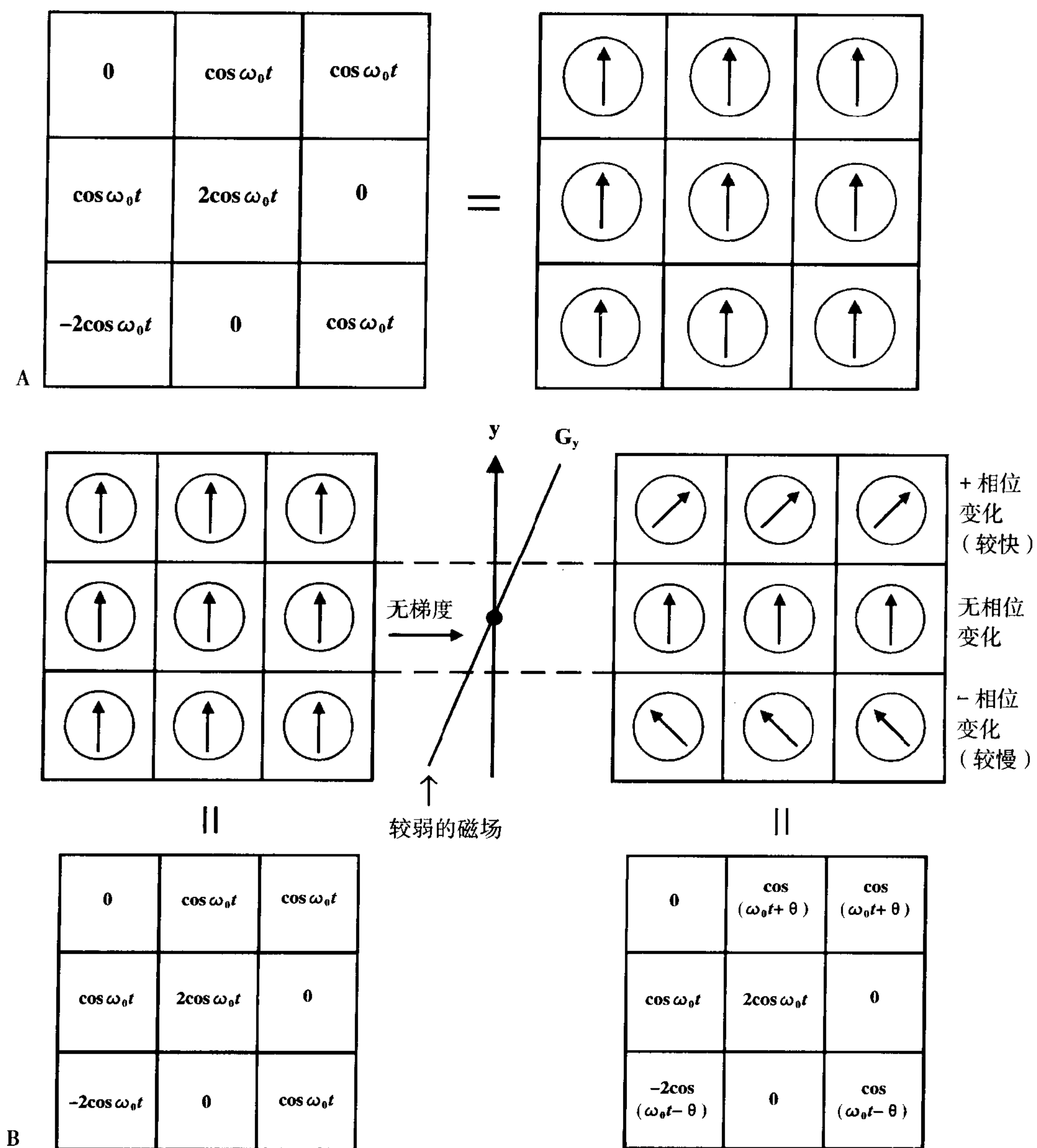


图 11-10 采用时钟图表示 A: 在施加  $G_x$  或  $G_y$  以前, 指针都指向北。 B: 在施加  $G_y$  梯度以后 (右图), 不同行的指针出现相位差。 (接下页)

因此, 中央一行的像素, 因为它们所处的磁场强度没有任何变化, 在梯度打开以后, 将不会有相位变化。它们将继续指向相同的方向, 与施加此梯度以前的情况相同。

最上面一行的像素中的质子, 因为它

们现在处于更强的磁场强度中, 将都会以更快的速度进动。因此, 它们之间彼此将会都保持同相位, 但是相对于中间那行的质子将会出现相位差。

最下面一行的像素, 因为它们现在处

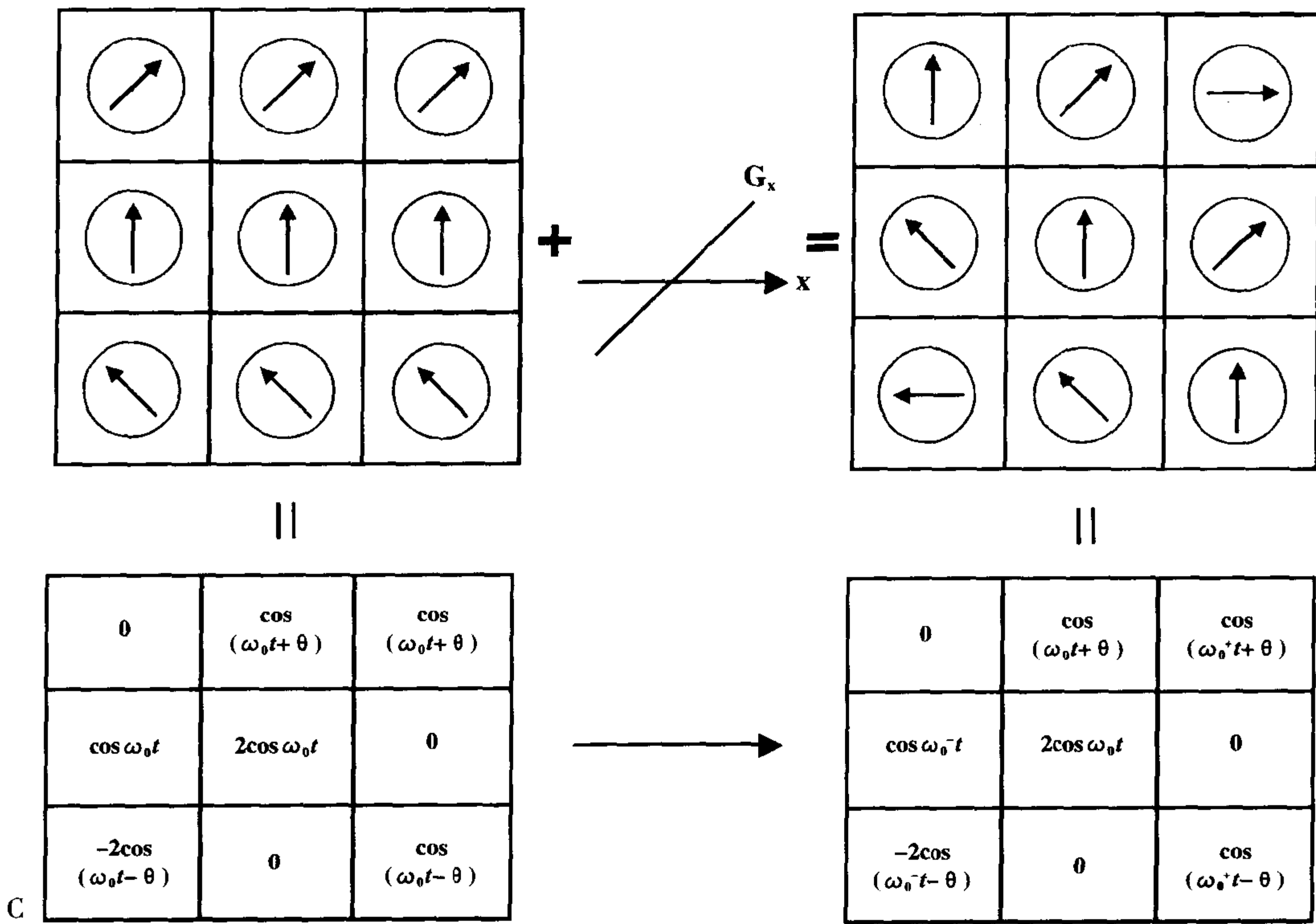


图 11-10 (接前页) C: 在施加  $G_x$  (右) 和  $G_y$  (左) 梯度以后, 每个像素具有不同的频率和相位 (也就是, 指针以不同的速度和不同的相位旋转, 记住同一列中的所有质子进动速度相同)。

于更弱的磁场强度中, 将都会以更慢的速度进动。因此, 它们彼此将会保持同相位, 但相对于中间和最上面两行的质子将会出现相位差。

一旦关闭  $G_y$  梯度, 所有的质子将再次处于相同的磁场强度下, 因而它们将全部再次以相同的频率进动。

但是, 看看发生了什么情况。在每行的质子之间出现了永久性的相位差。事实上, 它们现在都以相同的频率自旋; 但是, 那些先前处于较高磁场强度的质子, 已经与中间那行的质子出现了相位差, 现在将继续在保持此相位差的情况下, 所有的质子再次以相同的频率进动。同样地, 那些先前处于较低磁场强度的质子, 已经与中间那行

的质子出现了相位差, 现在也将继续在保持此相位差的情况下, 所有的质子再次以相同的频率进动。

现在我们已经在了每一行的像素间造成了相位上的差异 (在图 11-10B 中用  $\theta$  标出)。空间位置的上下差别通过此相位值反映出来。这就是所谓的相位编码。

记住  $G_y$  梯度在读出信号以前打开。这样, 在我们读出信号时, 我们打开  $G_x$  梯度, 我们从前面的讨论中已经知道, 通过它我们可以在  $x$  方向上进行频率编码 (图 11-10C)。在打开  $G_x$  梯度后, 中间那列质子的进动频率将不会有任何变化。可是, 正如你所看到的, 中间那列中的每个像素间已经产生了明显的相位差, 它在施加  $G_y$

0	$\cos(\omega_0 t + 120^\circ)$	$\cos(\omega_0^* t + 120^\circ)$
$\cos(\omega_0 t)$	$2\cos \omega_0 t$	0
$-2\cos(\omega_0 t - 120^\circ)$	0	$\cos(\omega_0^* t - 120^\circ)$

图 11-11 在施加  $G_x$  和  $G_y$  梯度以后,前面  $3 \times 3$  矩阵的例子所接收到的信号。

梯度时产生,而在此后这个相位移持续存在。

在  $G_x$  梯度打开后,中央右侧一列的质子将处于更高的磁场强度,所以在这一列的所有质子将具有更快的进动频率。然而,我们需要注意在这列中的每个像素,由于在  $G_y$  梯度打开过程中就出现相位移,此时该列内的像素间已经不同相。因此,右边一列内所有像素的质子相位变化了相同的量(因为它们都具有相同的较大频率)。但是,因为它们都从各自不同的位置发生了相同的相位移,所以它们都将移动到一个各不相同的位置。

同样地,在中央左侧一列的质子在  $G_x$  梯度打开时将具有稍低的进动频率,但是同样,我们注意到此列中的每个像素,由于在  $G_y$  梯度打开过程中就出现相位移,此时该列内的像素间已经不同相。所以同样,在  $G_x$  梯度打开后,每个像素都将移动一个特定的相位移。总之,x 方向上的位置用唯一的频率来表示,而 y 方向上的位置用唯一的相位来表示。

每个像素内的质子具有各自的频率和各自的相位,它是唯一的,用于编码此像素的 x 和 y 坐标。

问: 如何确定相邻两行间的相位移是多少?

答: 首先,为了算出相位移,我们用  $360^\circ$  除以行数:

$$\Delta \theta = 360 / \text{行数}$$

因为我们有三行,每行之间的相位移是(图 11-1):  $\Delta \theta = 360/3 = 120^\circ$  (或  $2\pi/3$ )。

这样,在中央一行,将不会有相位移。在上面的一行,相位移将是  $120^\circ$ 。在下面的一行,相位移将是  $+240^\circ$  (它和  $-120^\circ$  位置相同)。

由于  $G_y$  梯度,每行像素都有各自的相位移:

第一行： $+120^\circ$ 的相位移；  
第二行：无相位移；  
第三行： $-120^\circ$ 的相位移。

同时，由于  $G_x$  梯度，每列像素都有各自的频率：

第一列： $\omega_0^-$ 的频率；  
第二列： $\omega_0$ 的频率；  
第三列： $\omega_0^+$ 的频率。

在读出信号时结合以上两个因素，我们可以看出每个像素具有各自惟一的相位移和频率。

问：为什么进行相位编码需要耗费时间？

答：它需要时间，是因为我们为了区分层面内的每一行像素，需要分别对它们进行编码。在这个例子中，我们有三行像素，所以我们将需要进行3次相位编码。我们进行每次单独的相位编码时，它都是一个新的自旋回波，在新的  $90^\circ$  射频脉冲之后需要占用 TR 时间。在每次新的相位编码梯度时（占用 TR 时间），我们都改变  $G_y$  梯度磁场的大小。

第 1 个 TR：各行之间没有梯度——没有相位移；

第 2 个 TR：各行之间有产生  $120^\circ$  的相位移的梯度；

第 3 个 TR：各行之间有产生  $240^\circ$ （或  $-120^\circ$ ）的相位移的梯度。

我们将不需要另外一个 TR，因为  $240^\circ + 120^\circ = 360^\circ$  的相位移，它将与  $0^\circ$  的相位移一样给我们相同的信息。在这三个不同的相位编码下，信号将会产生什么变化呢（图 11-12）？

在第 1 个 TR 时，我们没有在 y 方向上

施加任何梯度磁场  $G_y$ ，各行之间没有相位移。然后，在 x 方向上施加频率编码梯度时，我们可以得到各列间的频率差异。

在第 2 个 TR 时，我们施加了一个  $G_y$  梯度，所以在各行之间出现了  $120^\circ$  的相位移。然后，在 x 方向上施加频率编码梯度  $G_x$  时，我们可以在各行的  $120^\circ$  相位移基础上，得到各列间的频率差异。

在第 3 个 TR 时，我们施加了一个更陡的  $G_y$  梯度，所以在各行之间出现了  $240^\circ$ （或  $-120^\circ$ ）的相位移。然后，在 x 方向上施加频率编码梯度时，我们可以在各行的  $240^\circ$  相位移基础上，得到各列间的频率差异。

注意在每种情况下，中央那行像素始终不产生任何相位移，而中央那列像素始终不产生任何频率变化。这样，中心点的像素始终不产生任何频率与相位移变化。同时还要注意，每次相位编码过程，我们都需要一个不同的 TR。这就是为什么相位编码需要耗费时间。进行每次相位编码过程，我们都需要一次 TR 时间周期。因而，描述一个序列的采集时间的公式，其中应包括 TR 和相位编码数（还包括采集次数）。

正如此例，如果我们需要区分 256 行，那么我们需要进行 256 次相位编码，每次具有不同的梯度  $G_y$ ，需要的时间为  $256 \times TR$ 。在这个示例中，每行间的相位移差异将为： $360^\circ / \text{相位编码数 } 256 \approx 1.45^\circ$ 。

1. 第 1 个 TR=无梯度，所以无相位移。
2. 第 2 个 TR=梯度产生的相位移=每行间为  $1.45^\circ$
3. 第 3 个 TR=更陡梯度产生的相位移=每行间为  $2 \times (1.45^\circ)$ 。
4. 第 4 个 TR=更陡梯度产生的相位移=每行间为  $3 \times (1.45^\circ)$ 。
5. 第 256 个 TR=最陡梯度产生的相位移=每行间为  $255 \times (1.45^\circ)$ 。

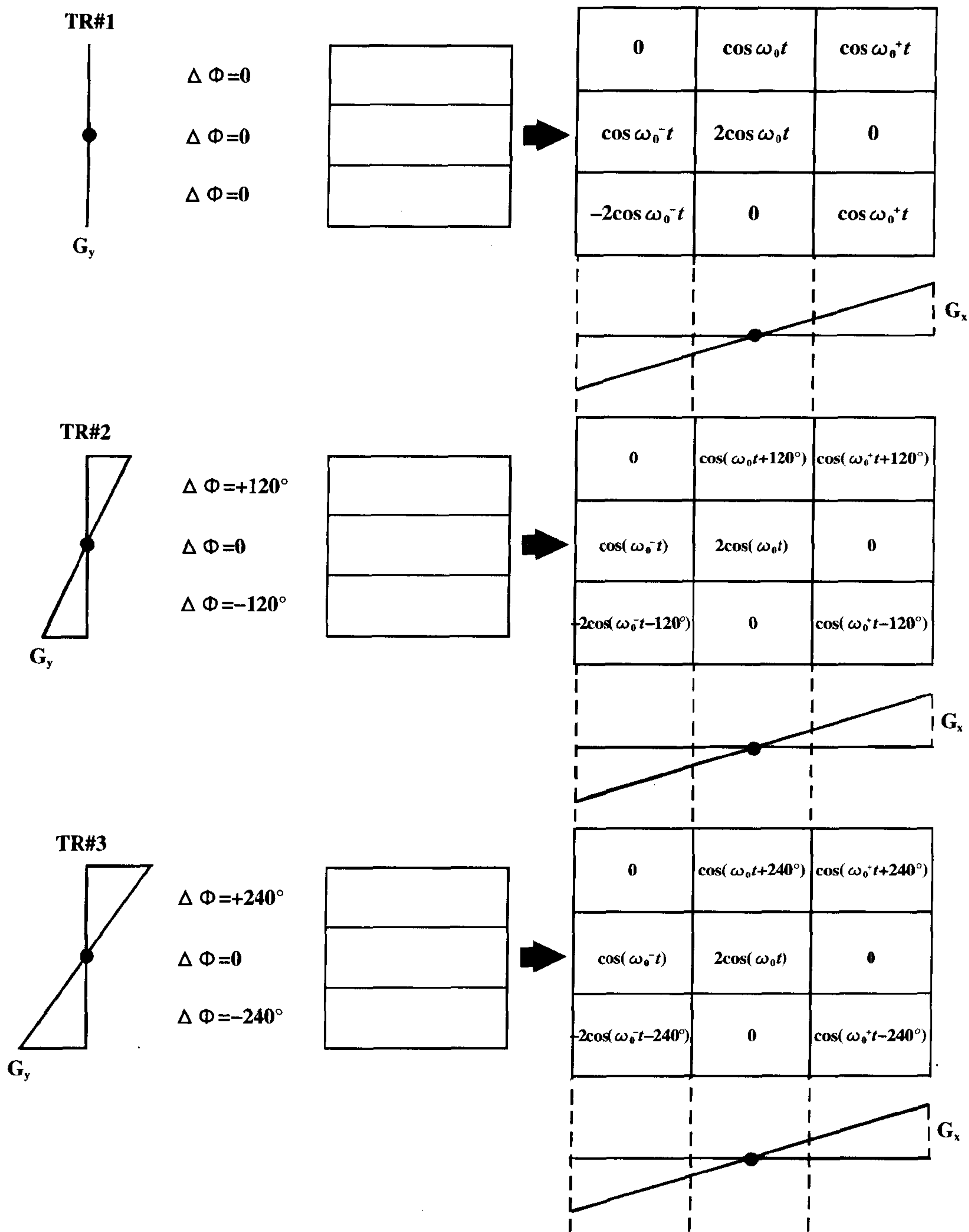


图 11-12 在每个循环所接收到的信号。

如果我们再进行一次以上步骤，我们会得到和第一次相位编码一样的信息，它将是多余的。我们每进行一次相位编码，后面都要进行频率编码，得到一次信号。我们第一次得到的信号没有任何相位移（第1个TR）。然后，我们打开相位编码梯度，增加一些相位移，得到另一个信号（第2个TR），后面依次类推。因为每次的相位移不同，每次得到的信号都是不同的。

## 数据空间

每次的这些信号都以一行的形式填充所谓的数据空间（图 11-13）。k 空间可以认为是数据空间的数字化形式（关于它的更详细内容参见第 13 章）。我们看看在每个 TR 周期内，它们都是如何做的：

1. 第 1 个 TR 时，我们没有相位移。在

频率编码后，接收到的信号被放到数据空间的某一行。在前面的例子中，我们恰好把它填充到数据空间的中央一行（尽管这是任意的）。

2. 第 2 个 TR 时，我们增加了相位移。在频率编码后，接收到的信号（它与第 1 个 TR 时的信号不同）被放到数据空间的另一行。在前面的例子中，我们把它填充到数据空间的上面一行（同样，这也是任意的）。

3. 第 3 个 TR 时，我们增加了更大的相位移。在频率编码后，接收到的信号（因为相位移增大，它与前两个信号都不同）被放到数据空间的另一行。在前面的例子中，我们把它填充到数据空间的底部一行。

在数据空间中，各行的时间间隔取决于 TR 的毫秒数，从一个  $90^\circ$  脉冲到下一个  $90^\circ$  脉冲所经历的时间。

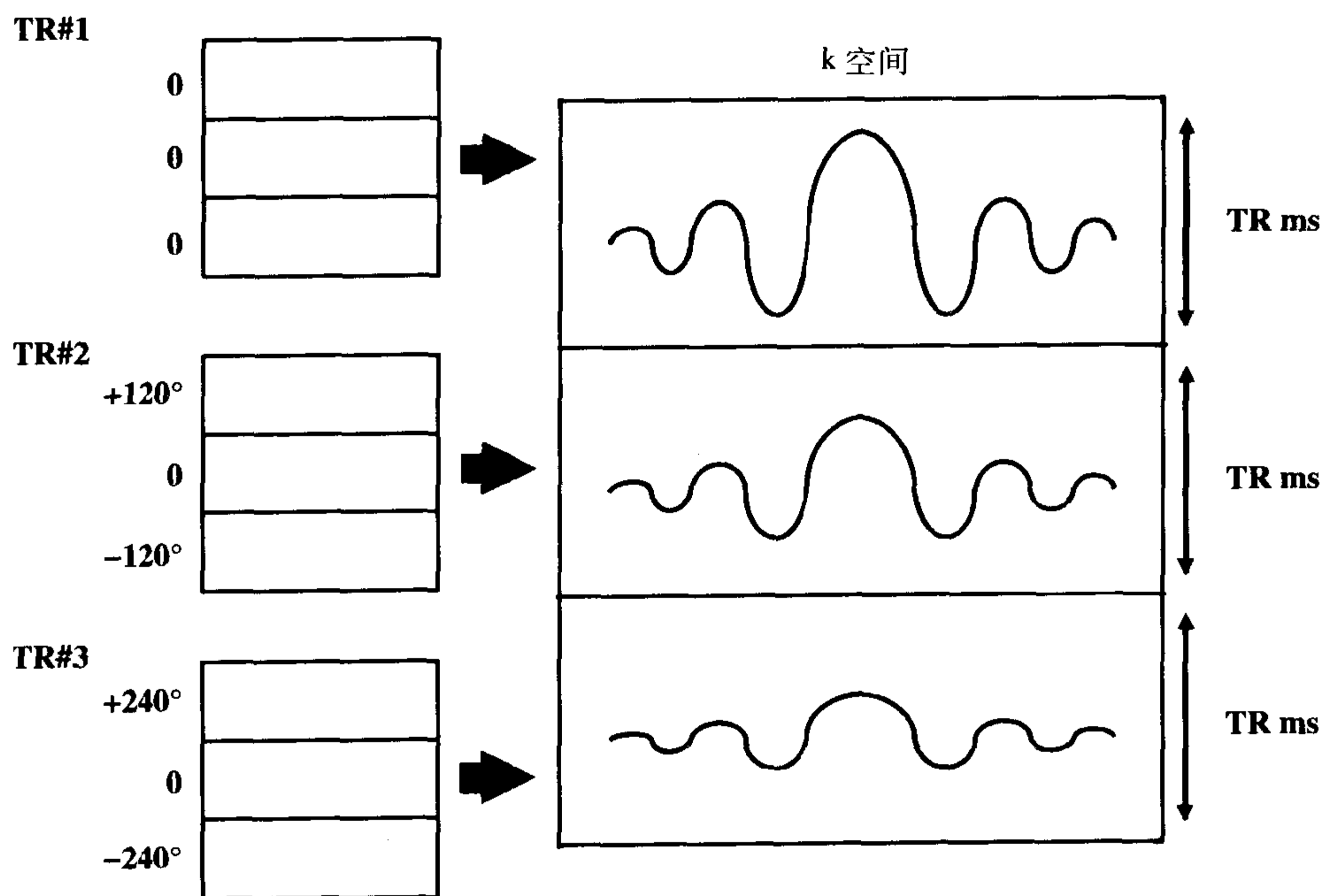


图 11-13 数据空间（类似 k 空间）中的每一行都包含有在特定相位编码梯度时所接收的信号。

## 总结

第 1 个 TR 时: 把信号放到数据空间的中央;

第 2 个 TR 时: 把信号放到数据空间中央的上面一行;

第 3 个 TR 时: 把信号放到数据空间中央的下面一行。

如果有第 4 个 TR, 我们将把它放到中央上面 2 行; 而如果有第 5 个 TR, 我们将把它放到中央下面 2 行。我们将继续按这种方式充填数据空间。

注意在我们的这个示例中, 我们自数据空间的中央由第 1 个 TR 开始充填, 它没有相位移。在随后的每行(随着在数据空间内的推移变远), 它在相位编码中的相位移逐步增大。同时也要注意, 在每个相位编码中具有不同的梯度磁场; 这样, 前后不同相位编码之间的相位移也不同。

但是, 还要注意, 相位编码的选择, 也就是我们施加它们的顺序, 是任意的。我们可以从无相位移开始, 逐步增加到最大的相位移; 或者我们可以从最大的相位移开始, 逐步减低到无相位移。同样, 我们在数据空间内放置它们的位置和顺序也是任意的。

在后面章节讨论快速自旋回波序列时, 我们将会看到此相位编码安排的随意性。甚至在传统的自旋回波成像中, 信号在数据空间内的放置也是可以改变的。例如, 在图 11-14 中显示了 256 行的相位编码在数据空间内的两种不同充填方式。我们可以把第一个信号放在数据空间的底部, 逐步向上进行后续的相位编码。或者, 像我们所举的例子一样, 我们可以由中央开始, 然后交替向上和向下进行。通常, 数据空间中央一行对应无相位编码梯度。

但是, 要注意数据空间的中央并不代表图像的中央。每个信号都含有整幅图像的信息。记住放置在数据空间内各行的每个信号都是层面内所有像素信号的叠加。

在数据空间内的信息是在时间域内(所以它看起来并不那么奇怪)。实际上, 它在时间域内的变化具有两个方向: 接受到的信号以一定时间周期( $t$ )显示; 而先后两行的信号是在每个 TR 周期内获得的(图 11-15)。

在这个数据空间内的信息还没有被数字化。实际上, 此信息的数字化形式就是真正的  $k$  空间。我们将在后面的章节(第 16 章)中看到“数字化”的  $k$  空间位于频率域内。但是我们现在一定不要出弄混! 我

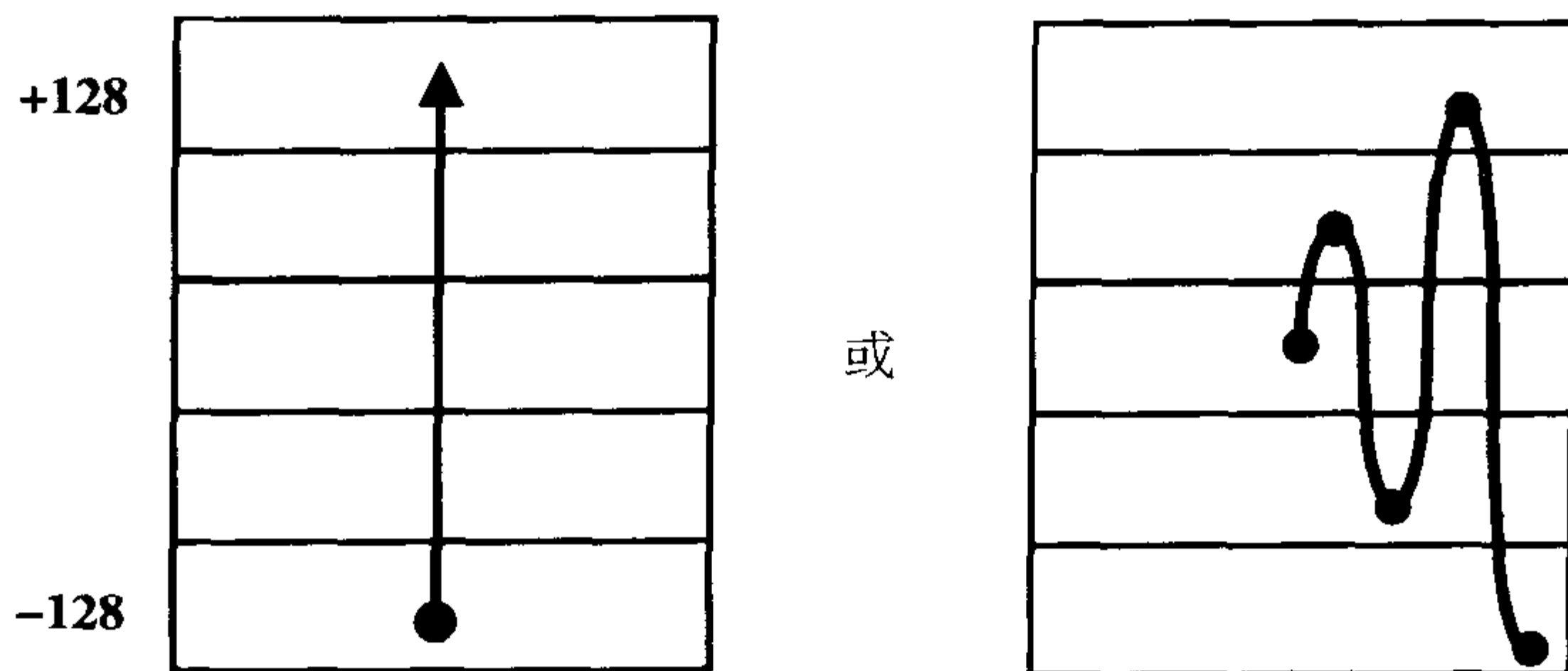


图 11-14 不同的  $k$  空间(或数据空间)充填方式。



们需要看一下如何才能数字化这个数据信息。它是通过采样实现的。

### 采样

放置在数据空间内的信号已经进行了相位编码和频率编码。但是还没有对它进行采样(在下一章中还要做进一步介绍)。

当我们描述一个矩阵时,要说  $256 \times 192$ , 它的含义是什么呢? 如果我们仅有 192 的相位编码数, 对于每个相位编码都仅需要一个频率编码, 那么为什么我们的频率编码为 256(而不是 192)呢?

实际上, 256 这个数是指在每一个相位编码时我们所具有的不同的频率数。所以, 这两个过程是彼此独立的。例如, 我们看一个  $4 \times 5$  的矩阵。它表示我们在进行每个相位编码时有 5 个不同的频率, 其中中央一列的频率没有变化, 而两侧各有两列不同的频率; 共有 4 个不同的相位编码过程。这样, 结果将是不对称的体素。我们回到最初的  $3 \times 3$  矩阵, 它的数据空间如图 11-15 所示。

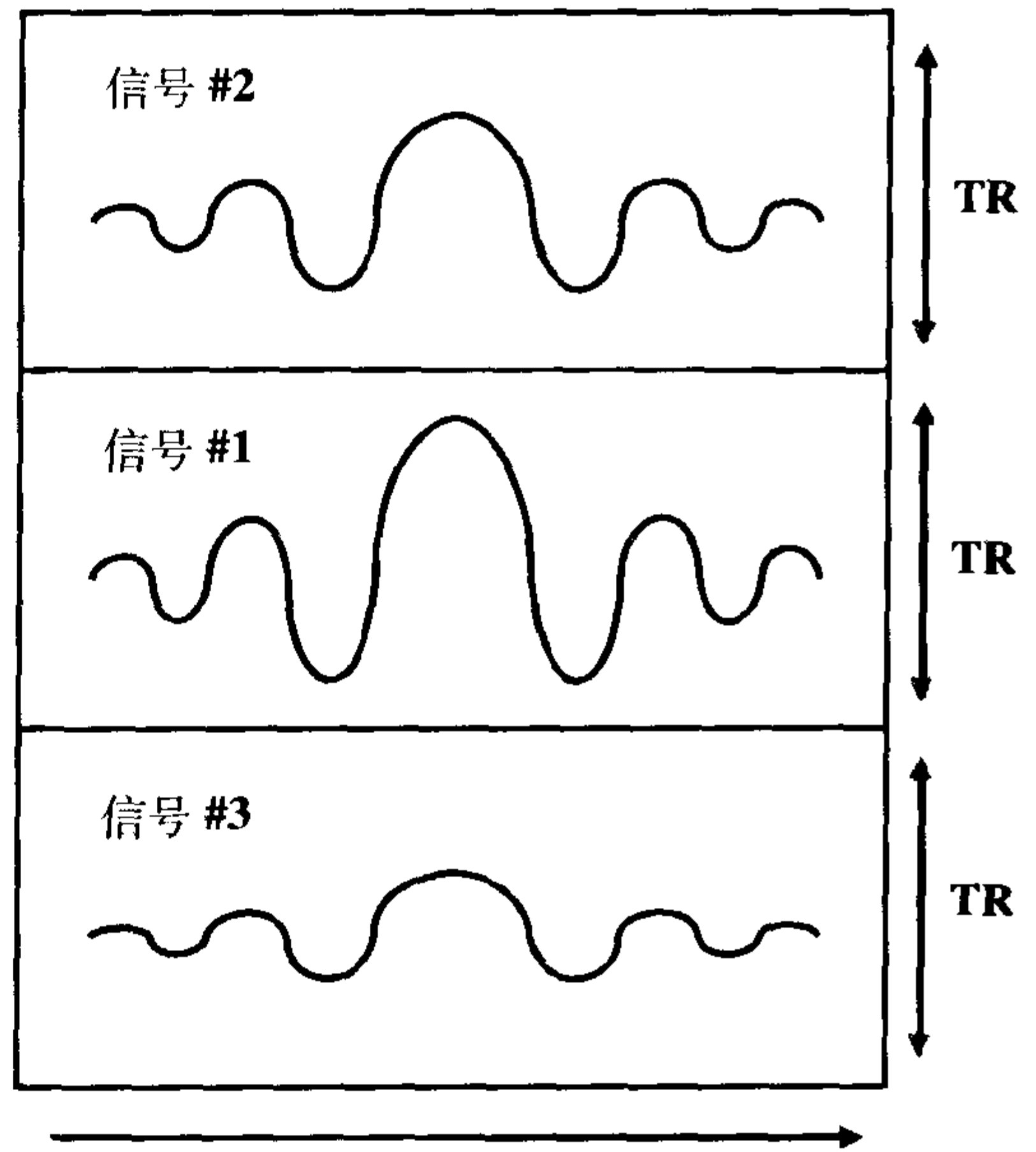


图 11-15 在时间域内的数据空间。

我们如何从数据空间(图 11-9A)得到需要的图像, 图 11-3 呢? 答案是通过傅立叶变换。图 11-15 中的信号经傅立叶变换后是一系列峰, 它在三维空间内看起来就像图 11-16。下面章节中有关于它的更详细的介绍。

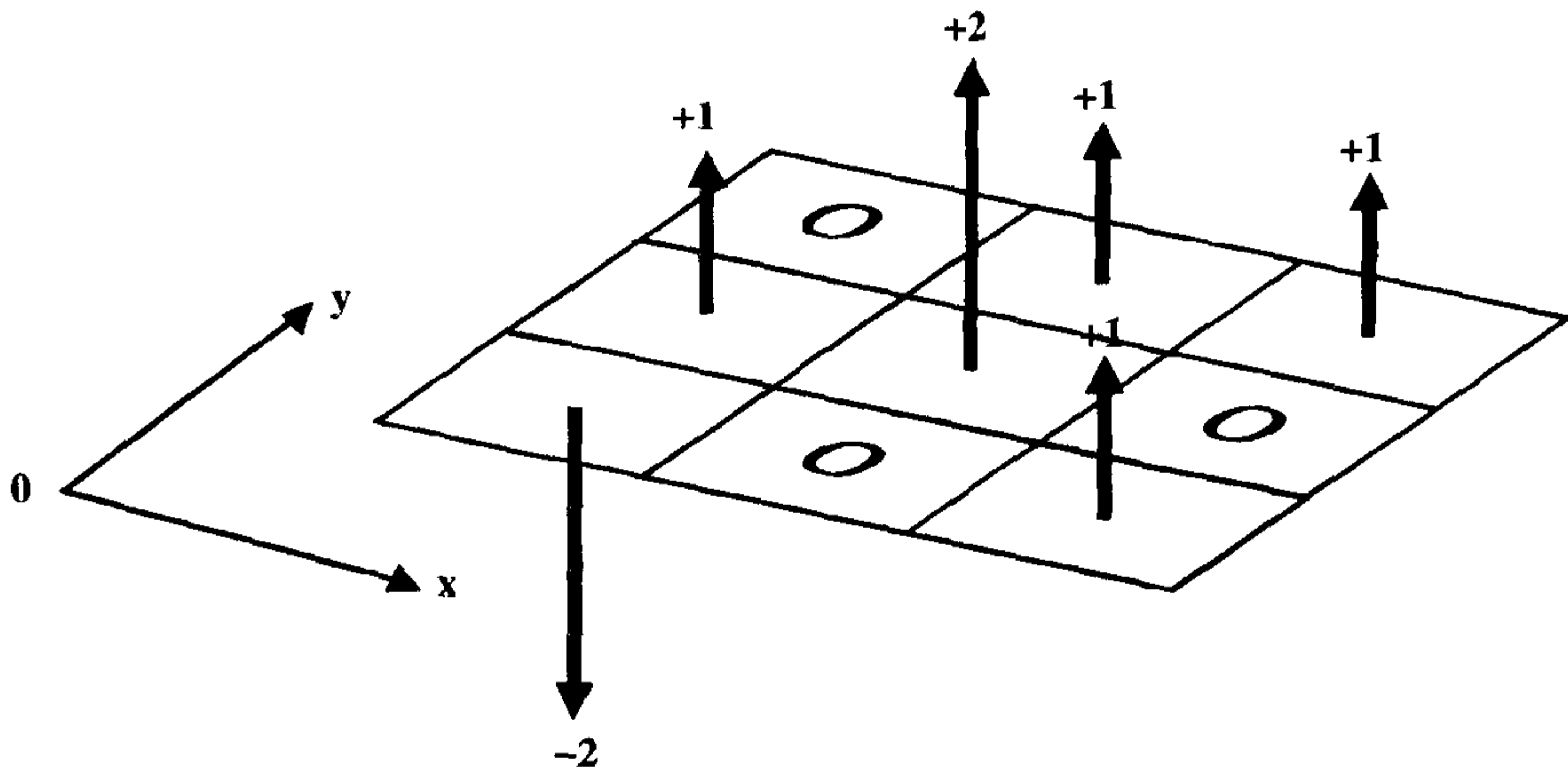


图 11-16 数据空间(参见图 11-5)的傅立叶变换就是所需的图像, 此处以三维方式显示。

## 要点

在前面的一章中,我们学习了如何通过层面选择梯度  $G_z$  来选择一个层面。在这一章中,我们看到了如何在一个层面内通过采用两个梯度(频率编码梯度  $G_x$  和相位编码梯度  $G_y$ )来确定像素的值。

$G_x$  梯度在每次回波时强度相同,由于此梯度是在读出时施加的(也就是,在接收回波时施加),所以它使拉莫频率在沿  $x$  轴方向上产生变化。它提供了沿  $x$  轴方向的空间信息。每个 TR 间隔包含每层的一个读出( $G_x$ )梯度。

但是, $G_y$  梯度是在  $90^\circ$  射频脉冲和回波之间依次施加的。由于这个梯度施加时间与回波不在一个时间点,它不会改变回波的频率,而只会产生相位移。这样,对于每个层面,每个 TR 包含一个相位编码(也就是,一个独立的  $G_y$  的值)。此过程填充了  $k$  空间内与选定  $G_y$  相对应的那一行。这个过程需要重复  $N_y$  次以填充所有的  $k$  空间。

我们还没有讨论进行频率和相位编码过程的机制。这是我们下一章的内容。

## 习题

**11-1** 将下面的 3 项:

(i)  $G_x$  (ii)  $G_y$  (iii)  $G_z$

与下面的 3 项配对:

(a) 在回波时施加

(b) 在发射射频脉冲时施加

(c) 在射频脉冲和读出之间施加

**11-2** 是/否 梯度的目的是确定病人信号的来源位置(也就是,空间编码)。

**11-3** 对于 128 的相位编码,即  $N_y=128$ ,相位移的增量是多少?

**11-4** 将下面的 2 项:

(i) 位置沿  $x$  轴

(ii) 位置沿  $y$  轴

与下面的 4 项配对:

(a) 相位编码梯度  $G_y$

(b) 频率编码梯度  $G_x$

(c) 绝对相位  $\phi_y$

(d) 绝对频率  $f_x$

**11-5** 是/否 在传统的自旋回波成像的每个循环(每个 TR 周期)中,仅施加一个相位编码梯度场  $G_y$ 。

## 简介

信号处理是指对信号的模拟和 / 或数字处理操作过程。信号可以是一个电流或电压, 就像在 MR 成像中的例子一样。图像处理是信号处理的一种形式, 它是对数字化图像的处理过程。模拟 - 数字转换 (ADC) 是把随时间变化的 (模拟) 信号转化成能够被计算机所识别的数字形式 (也就是, 一系列的 0 和 1)。理解信号处理过程需要对频率域和傅立叶变换的概念有一个基本了解, 因为大部分信号“处理”都是在频率域内完成, 最后结果转换回时间域内。

信号处理中的一个关键概念, 我们很快会介绍, 就是尼奎斯特采样理论。了解采样程序可以使我们知道信号的采样 (在时间域) 与它的带宽 (在频率域) 之间的相互关系。一旦掌握了这个概念, 要解释混叠 (卷折) 伪影的问题就很简单了。信号处理的知识也可以帮助读者理解后面章节中要介绍的更复杂的、更新的快速扫描脉冲序列。

## 事件顺序

首先, 我们总结到目前为止我们已经讨论过的内容。图 12-1 是对自旋回波脉冲序列的总结图解说明。以下是对它的事件顺序的总结:

1. 我们有  $90^\circ$  和  $180^\circ$  脉冲, 间隔时间为  $(TE/2)$  毫秒。
2. 在每个  $90^\circ$  射频脉冲的一段时间  $TE$  毫秒后, 我们可以得到一个回波。
3. 我们在发射两个射频脉冲时打开层面选择梯度 ( $G_z$ )。这样沿  $z$  轴方向造成一个线性的梯度磁场。通过选择一个恰当频率和带宽的射频脉冲, 我们可以选择在特定位置, 具有特定层厚的一个层面。

插入一部分内容, 思考图 12-2。画出磁场强度与位置的曲线 (图 12-2), 用一条斜线代表梯度。这条线的斜率是一个我们称之为  $G$  的常数。在这条斜率为  $G$  的线上, 在点  $x$  处  $y$  的值为  $y=Gx$ 。这是一个简单的线性方程。图 12-2B 画出了梯度场强度随时间的变化。图 12-2A 和图 12-2B 可交替使用以显示线性梯度的强度  $G$ 。

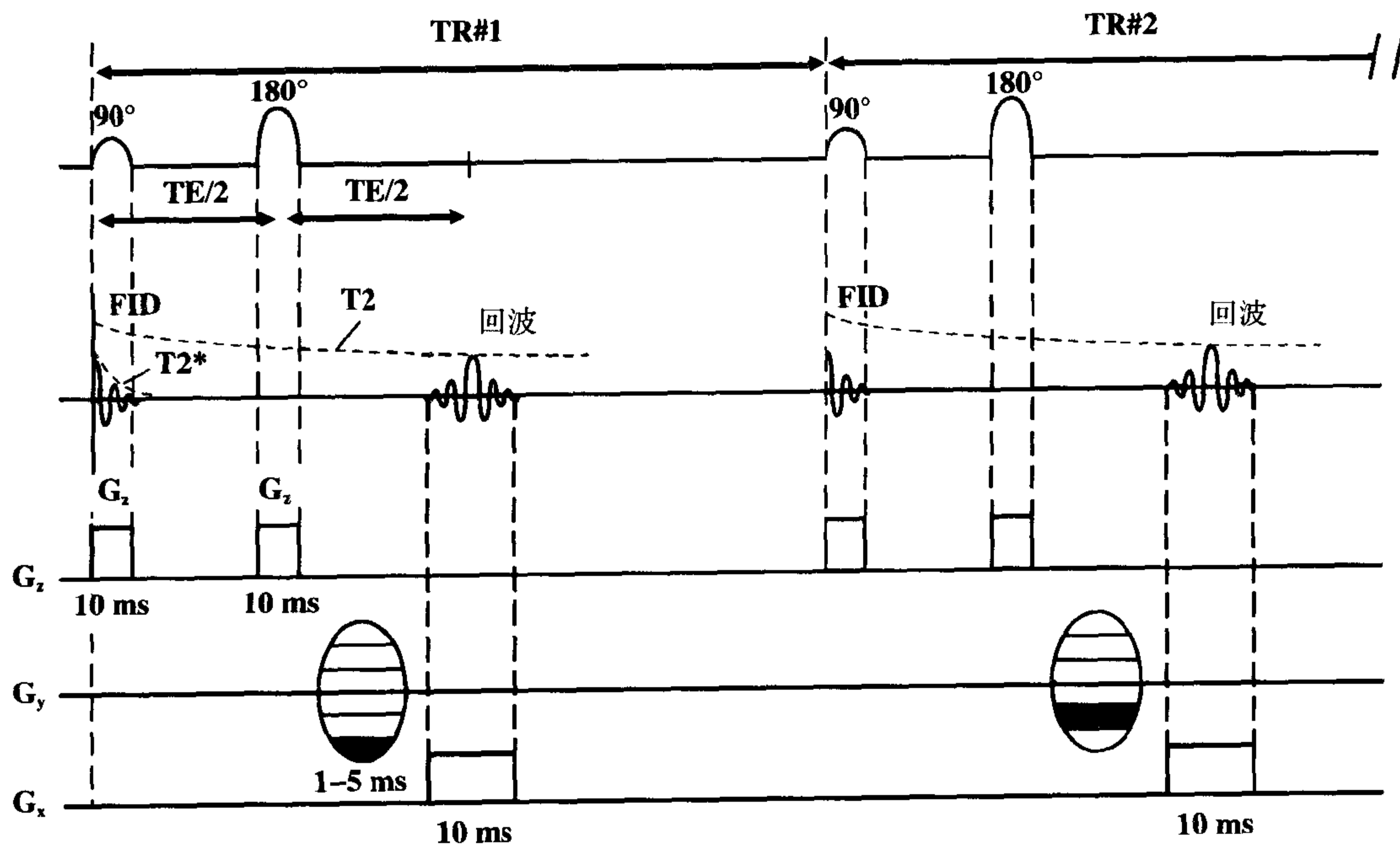


图 12-1 自旋回波脉冲序列图。

4. 在我们接收回波以前,我们施加了一个相位编码梯度 ( $G_y$ )。在图 12-3 中是相位编码梯度的符号。这个符号代表在我们反复采集的时候必须进行多次的相位编码过程。是否记得其中的一个相位编码过程是在无任何梯度条件下进行的。

5. 频率编码梯度 ( $G_x$ )是在接收回波的时候打开。

6. 需要的时间:

(a) 频率编码过程需要大约 10 毫秒 (在高场时为 4~8 毫秒; 低场时为 16~30 毫秒)。

(b) 相位编码过程需要 1~5 毫秒。

(c) 每个射频脉冲 (和  $G_z$  梯度) 需要 2~10 毫秒。

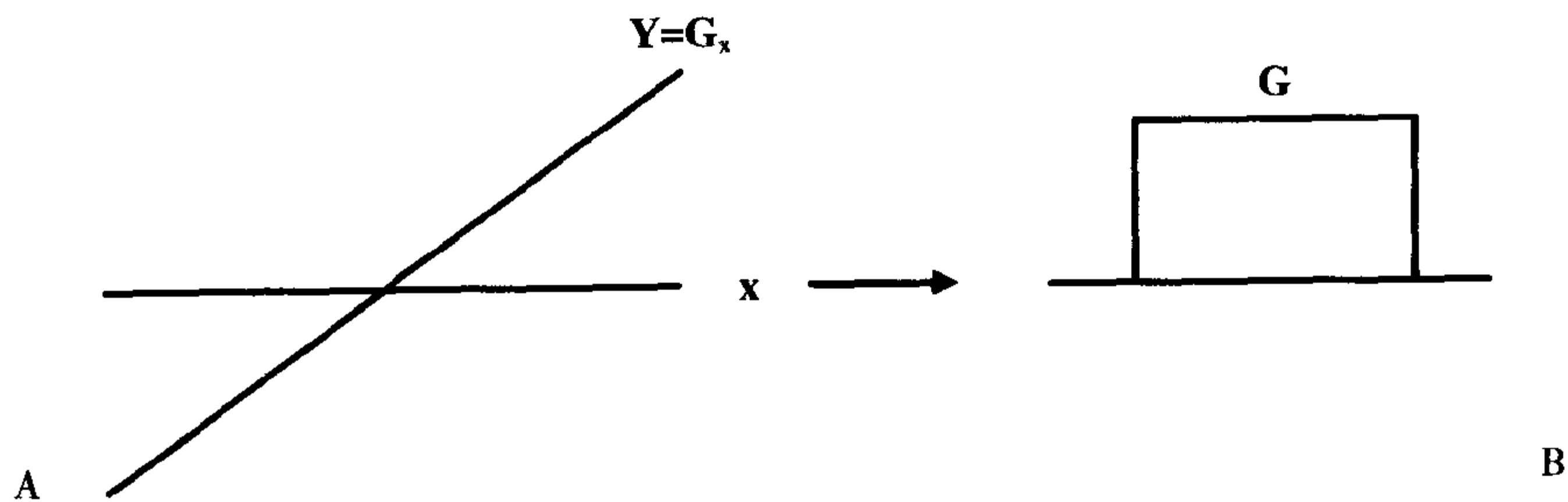


图 12-2 代表线性函数  $G_x$  的线性关系  $G$ , 可以用一条斜率为  $G$  的斜线 (A) 或者用一个高度为  $G$  的矩形 (B) 来表示。

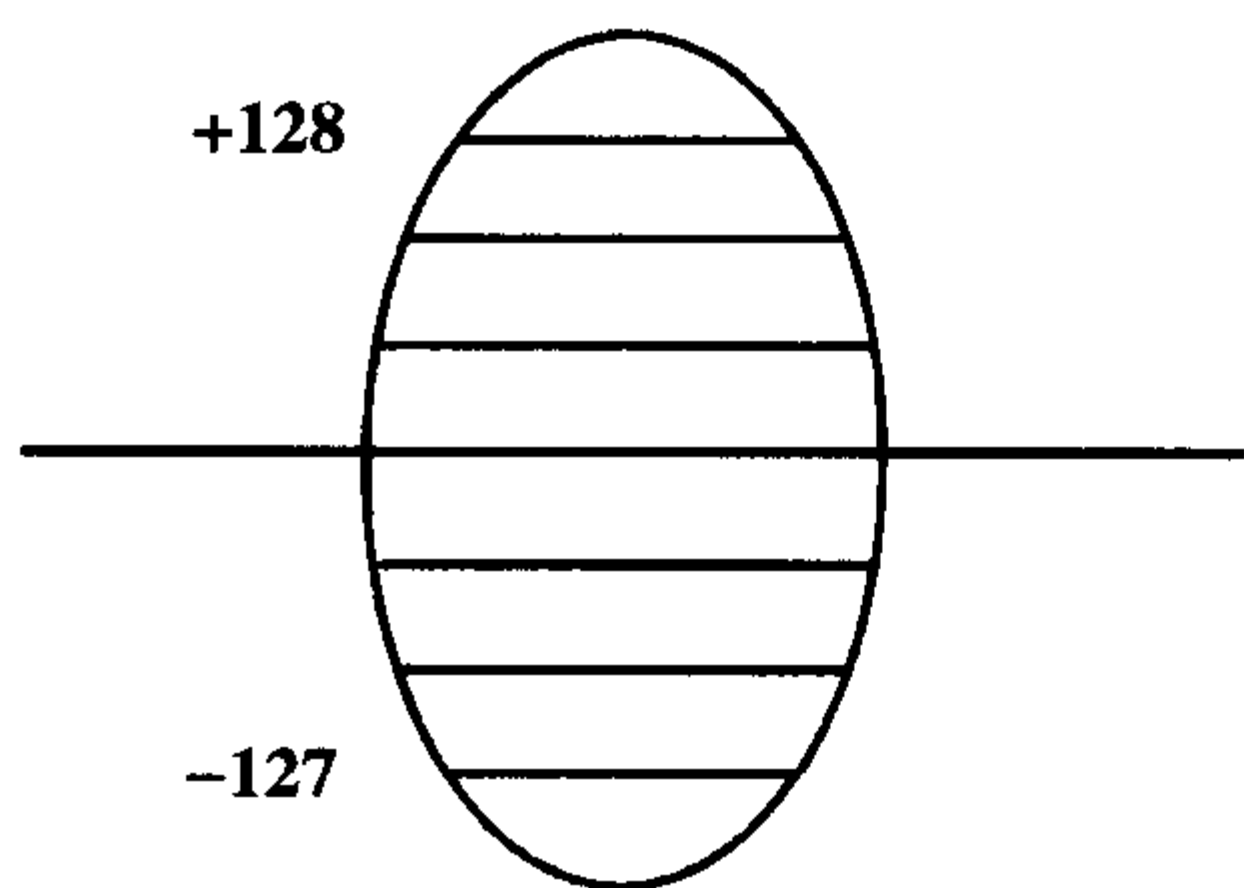


图 12-3 相位编码梯度的符号。

然后，我们在 TR 时间后重复所有的事件顺序。从 90°脉冲的中心到回波读出结束的时间为：

$$TE + 1/2 (\text{采样时间}) = (TE + Ts/2)$$

采样时间  $T_s$  是进行回波采样所需要的时间，它是  $G_x$  梯度（读出或频率编码梯度）持续的时间。 $G_x$  梯度在回波读出的过程中始终是打开的——从开始到结束（图 12-4）。从 90°脉冲到回波中点的时间为 TE。因为在回波中点以后又经过了采样时间的一半，所以我们需要在 TE 后面加上 1/2 采样时间来说明整个的“活动时间”，从射频脉冲开始到采样结束的时间：

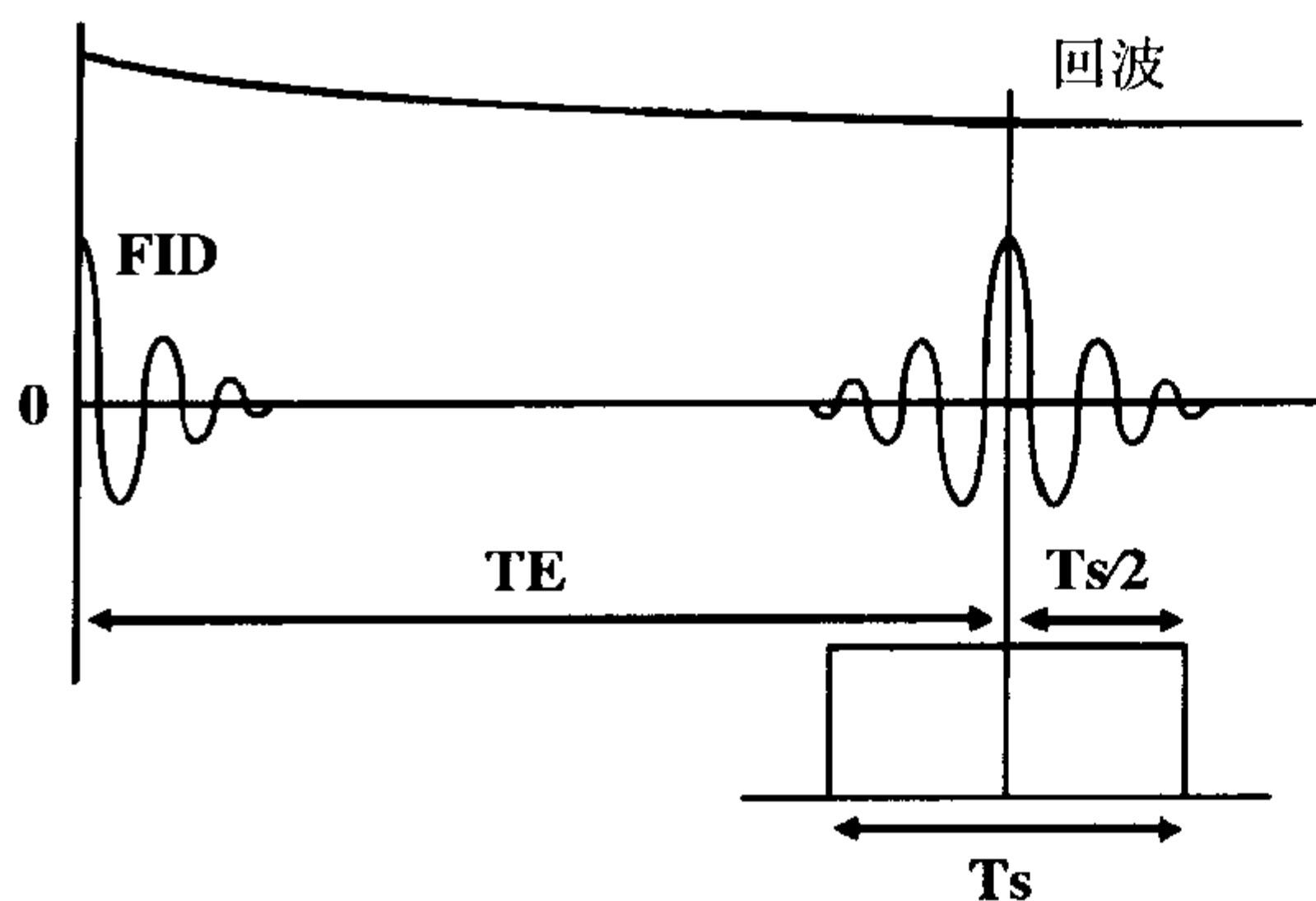


图 12-4 频率编码梯度在读出时（也就是，在回波过程中）打开。

$$\text{活动时间} = TE + Ts/2$$

在我们发射射频脉冲以前，可能还有其它事件（如预饱和脉冲）也需要占用一定的时间，也应该作为预先时间（ $T_0$ ）包括在内。这样，

$$\text{活动时间} = TE + Ts/2 + T_0$$

我们假定 TE 为 40 毫秒，采样时间  $T_s=100$  毫秒，而预先时间  $T_0=5$  毫秒。那么，

$$\begin{aligned} \text{活动时间} &= 40\text{ms} + 100\text{ms}/2 + 5\text{ms} \\ &= 50\text{ms} \end{aligned}$$

这样，从一个回波读出信号需要 50 毫秒的时间。然后我们把这个信号放到数据空间（图 12-5）。我们指定在数据空间内共有 256 行（-127~+128），而在此情况下，我们把第一个信号放到 -127 的位置。

7. 在下一个 TR 循环时，我们进行完全相同的过程，除了在这次，相位编码过程将施加稍弱的磁场梯度，在 k（数据）空间内将处于更高的一行。

问：为什么每个相位编码过程中得到的信号大小不同？例如，在图 12-5 中，在第二个 TR 时得到的回波信号似乎比第一个 TR 时得到的回波信号有更高的振幅。

答：相位编码梯度的强度影响了信号的强度大小。

当相位编码梯度位于最大值（我们有最大的梯度磁场）时，我们具有最大效果的质子自旋失相位。回想我们讨论过的被

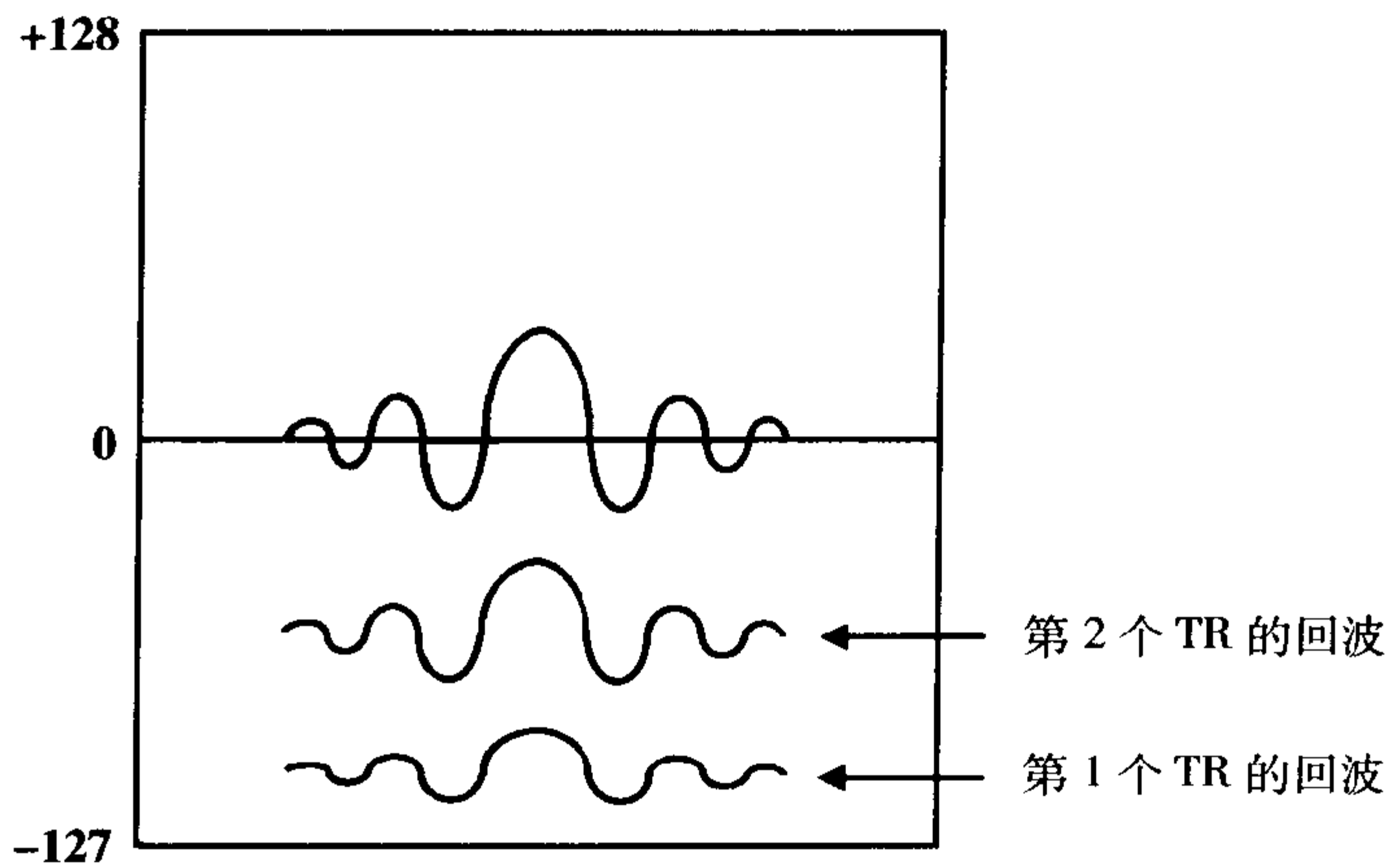


图 12-5 在每次相位编码过程中,都获得一个信号,被放在数据空间内。

90°脉冲翻转到横向平面内的质子自旋,只要这些质子自旋保持同相位,信号就是最大值。通过使用梯度磁场,我们人为地造成了一个的外源性的失相位。同时,是否还记

得当我们把质子进动翻转到横向平面,它们开始时都处于同相位,然后很快由于外磁场的均匀性和自旋-自旋相互作用而失相位(图 12-6A)。接下来,质子自旋被

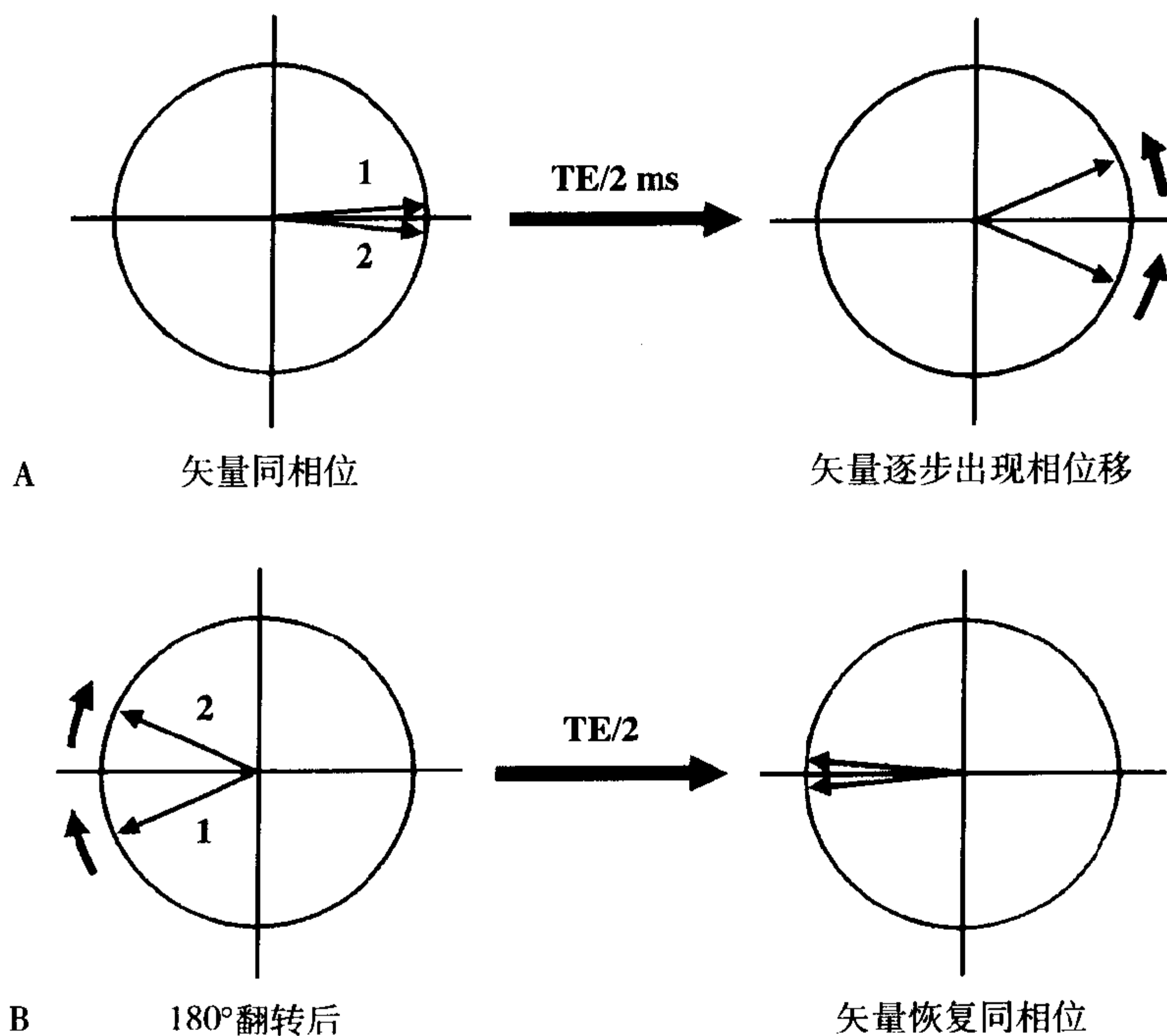


图 12-6 自旋最初处于同相位(A),然后在 TE/2 时逐步出现相位移。在这个时刻施加了一个 180° 脉冲,翻转了磁化矢量(B),所以在另一个 TE/2 时间后(也就是,在 TE 时)它们恢复同相位。

180°脉冲翻转,再一段时间  $=TE/2$  以后,它们恢复同相位。

在此基础之上,我们通过线性的梯度的方式产生磁场的均匀性,它是磁场强度的不均匀性呈线性增加,导致质子自旋的额外失相位。我们知道我们必须接受这个额外失相位,因为它能使我们获得沿此梯度方向的空间信息。这个过程被称为相位编码。

无论怎样,这解释了为什么,在我们使用梯度磁场进行相位编码时,因梯度导致的额外失相位必然会降低在相位编码过程中所接收的全部信号的大小。然后,我们可以得出以下结论:

(a) 我们用来产生最大相位编码的最大梯度场,将会产生最小的信号强度。

(b) 当相位编码方向上的梯度场为零时,我们将不会产生任何额外的失相位,因而我们会得到最大的信号强度。

这样,如果我们回来看看第 1 个 TR 和第 2 个 TR 时的信号,我们会发现:

(a) 在数据空间内 (-127) 位置上的第 1 个 TR 时,比 (-126) 位置上的第 2 个 TR 时信号强度更弱。这是因为在第 1 个 TR 时比第 2 个 TR 时使用了更大的相位编码梯度。(但是要记住,无论如何,不同 TR 间期的梯度在数据空间内的分配是任意的。)

k 空间,正如我们在上一章(在第 13 和 16 章还要做更详细的介绍)所提到的,可认为是数据空间的数字化形式。在 k 空间中心(在 0 位置)的信号具有最大的振幅。其原因是这个信号是在没有使用梯度磁场的相位编码时获得的(也就是,没有相位编码梯度,也就没有相位编码所造成的额外失相位)。实际上,k 空间的中心通

常被没有施加梯度的相位编码所填充。

k 空间的中间一行常常包含最小梯度的相位编码,这样也就具有最大的信号强度。

k 空间的最外周几行将被具有最大梯度的相位编码所填充。

k 空间的外周常包含最大梯度的相位编码,这样将会具有最小的信号强度。

## 8. 多层面技术:

是否记得 TR 比需要进行所有必需的选择层面、相位编码和频率编码工作的活动时间要长很多。TR 可能是,比如,1000 毫秒。在我们的例子中,活动时间是 50 毫秒。在 50 毫秒的活动时间与下一个 90°脉冲之间有很多“无效时间”。我们可以利用这个“无效时间”从而得到关于其它层面的信息。

举一个例子,在图 12-7 中我们可以在一个 TR 周期的无效时间内进行另外两层的成像。在我们得到第一层的信号以后,我们可以施加具有不同中心频率  $\omega$  的另一个 90°脉冲,但具有与下一个层面相一致的射频带宽(图 12-8)。我们在这里谈到了(射频脉冲的)发射带宽,它决定了层厚,不要与(回波的)接收带宽相混淆,它决定了噪声。我们后面还要详细介绍。

为选择下一个层面,我们使用相同的梯度磁场  $G_z$ ,但是我们选择位于更低或更高中心(或拉莫)频率的带宽,以便将不同

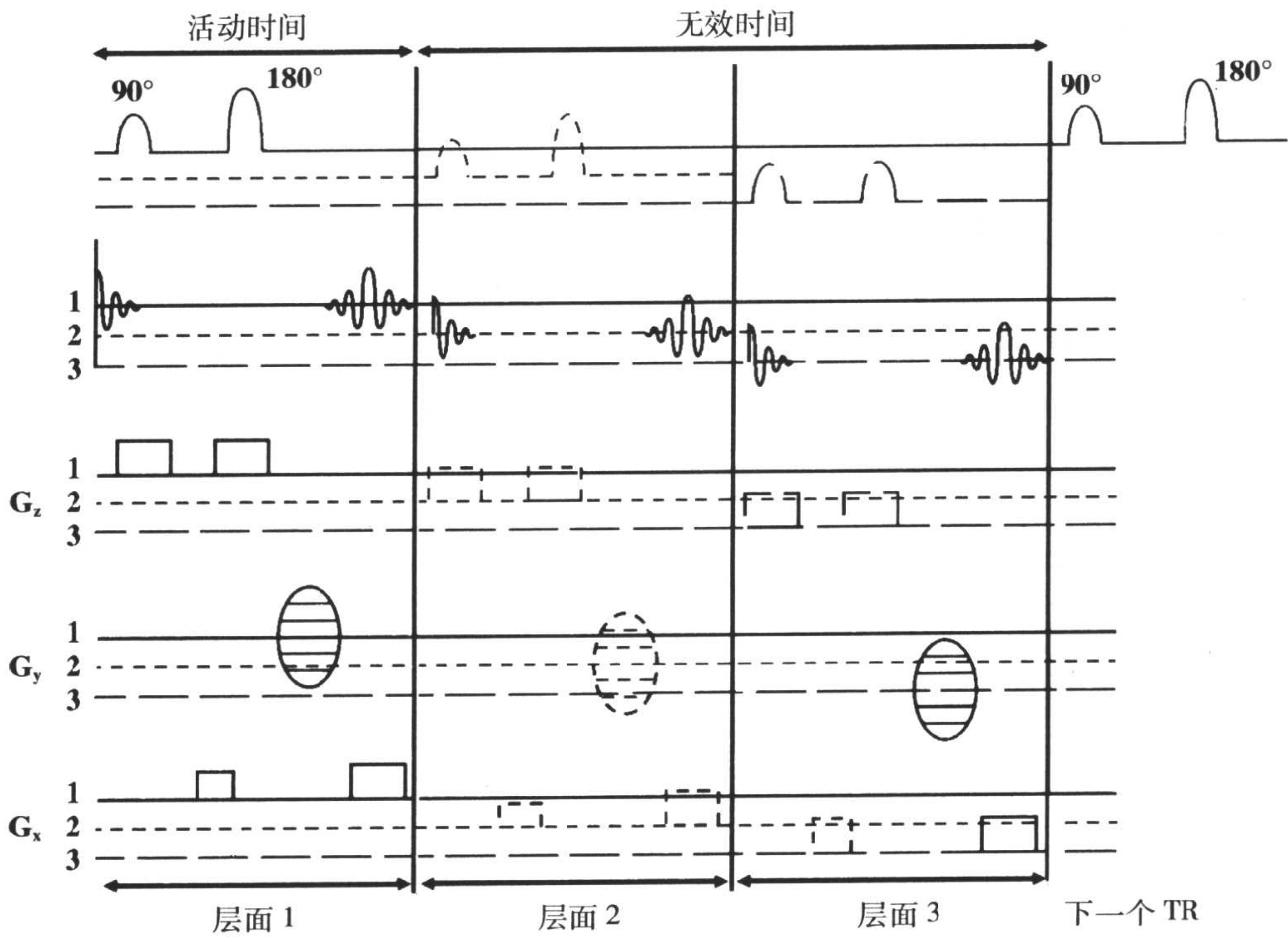


图 12-7 多层面采集。在每个 TR 循环时,都存在一定的“无效时间”可用于采集其它层面。

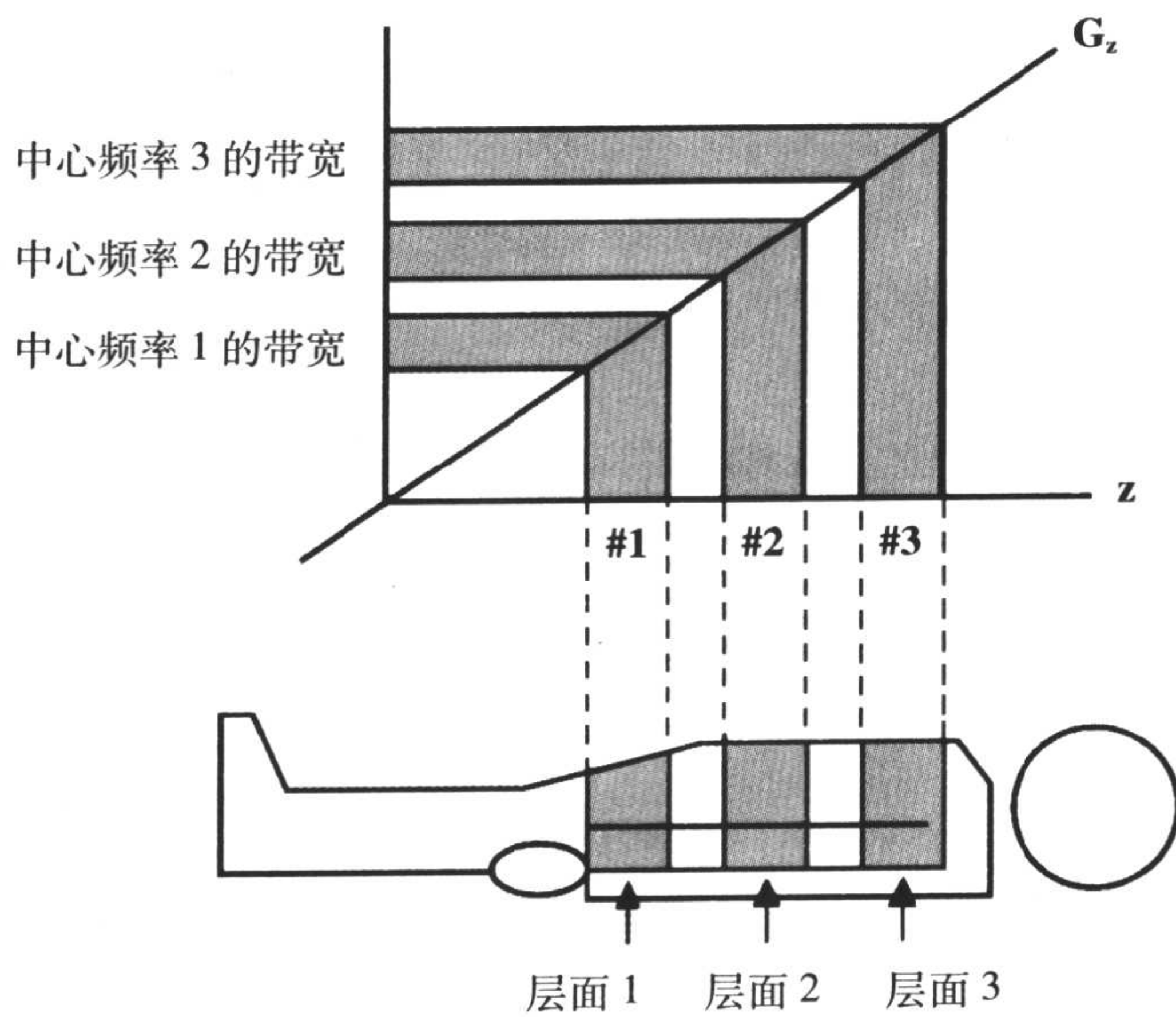


图 12-8 在每个 TR 周期内,发射与不同层面相对应的具有不同频率(和带宽)的若干个射频脉冲。



层面内的质子翻转  $90^\circ$ 。带宽与第一个层面相同,但是中心频率不同。

我们选择相同的相位编码梯度  $G_y$ ,所以我们在下一层得到相同程度的失相位。我们在采集回波时使用与第一个层面相同的频率编码梯度。因为在这个无效时间内仍然有时间采集第三个层面,我们重复前面所有的内容,而再次选择一个不同拉莫频率的  $90^\circ$  射频脉冲使另一个不同层面内的质子翻转到横向平面。来自不同层面内的信号将被放置于不同的  $k$  空间。

每个层面具有自己的  $k$  空间。

可以通过几种不同的方式进行层面选择。我们可以采用紧邻的连续层面、层面间具有间隙的连续层面和间隔的层面,它是我们先进行奇数层面(也就是,1、3、5),然后返回进行偶数层面(也就是,2、4、6)。

### 9. 层面数(范围)

我们在一个  $TR$  内所能够进行的层面数是有限的,它受  $(TE+T_s/2+T_0)$  后的无效时间的限制。此外,如果我们在每个  $TR$  内选择进行两个回波(就像自旋回波的双回波序列),我们所能够进行的层面数还会进一步减少。我们所能够进行的最大层面数的公式为:

$$\text{层面数} < \frac{TR}{TE+T_s/2+T_0} = \frac{TR}{\text{活动时间}}$$

如果我们进行多个回波(或一个长的回波),此公式由最长的  $TE$  决定。

### 示例

1.  $TR=1000\text{ms}$ ,  $TE=35\text{ms}$ ,  $T_s=10\text{ms}$ ,  $T_0$

$=10\text{ms}$  (短  $TE$ )

$$\begin{aligned} \text{最大层面数} &= \frac{TR}{TE+T_s/2+T_0} \\ &= \frac{1000}{35+5+10} \\ &= 1000/50=20 \text{ 层} \end{aligned}$$

2.  $TR=1000\text{ms}$ ,  $TE=75\text{ms}$ ,  $T_s=10\text{ms}$ ,  $T_0=10\text{ms}$  (长  $TE$ )

$$\begin{aligned} \text{最大层面数} &= \frac{1000}{75+5+10} \\ &= 1000/90 \\ &\cong 11 \text{ 层} \end{aligned}$$

我们通常不知道采样时间 ( $T_s$ ) 或者预先时间 ( $T_0$ ) 是多少;这样,此公式大体上是

$$\text{最大层面数} < TR/TE$$

在前面提到的在双回波序列中,第一个回波是“自由的”。这就意味着双回波序列中的层面数,只取决于第二个回波的  $TE$ :

$$TR=1000, TE_1=30, TE_2=80$$

$$\begin{aligned} \text{最大层面数} &= \frac{TR}{TE(\text{第二个回波})+T_s/2+T_0} \\ &= 1000/(80+15)=1000/95 \\ &\cong 10.5 \end{aligned}$$

实际上,最大的层面数取决于  $TR$  和在数据空间内填充一行所需要的时间,如下:

$$\begin{aligned} \text{最大层面数} &< TR / \text{填充数据空间一行所需的时间} \\ &= TR / (TE+T_s/2+T_0) \end{aligned}$$

同样也应该记得每个层面都具有自己

的数据空间(和自己的 k 空间),而如果我们进行双回波序列,每个回波均有自己的数据空间(k 空间)。在相同的 TR 时获得的每个层面的信号具有相同的相位编码。这样,对于给定 TR,它们将位于每个层面的数据空间的相同一行,具有相同的相位编码梯度造成的失相位效果(图 12-9)。

### 10.中心频率

还需要再谈一下中心频率和发射带宽。当我们从一个层面到另一个层面时,射频脉冲的中心频率(也就是,拉莫频率)发生改变,但带宽保持不变。在图 12-10 中,带宽(频率的范围)保持不变。带宽的中心频率发生改变:当我们进行到更高的梯度磁场时,它会增大;而当我们进行到更低的梯度磁场时,它会减小。

因为我们希望每个层面具有相同的层厚,所以带宽(频率的范围)应一致。磁场梯度越低的位置,频率也就越低;磁场梯度越高的位置,频率也越高。因此,在梯度增大时,我们要把射频脉冲的中心频率调到更高;但是带宽没有变化。

如果射频脉冲的作用时间较短,那么它的带宽将较宽,反之亦然(图 12-11)。在我们的脉冲序列中,我们每次都使用相

同的射频带宽(也就是,相同的射频作用时间),但是中心频率发生了改变。把中心频率看做是一个载体频率。我们发射相同的信号,但是它们“装载”于不同的中心频率,而它的带宽就是最初的信号(图 12-12)。

在相同的中心频率条件下,如果我们使用更宽的带宽,那么我们得到更厚的层面;更窄的射频脉冲,它的傅立叶变换有更宽的带宽,产生更厚的层面。载体是决定中心频率的信号。更详细的内容,参见第 10 章中关于带宽的讨论。

图 12-13A 显示了一个来自于回波的典型信号。当此信号被接收线圈接收以后,要经过数字化(通过信号采样),因为计算机只能够对数字信号进行分析。图 12-13A 中的垂线显示了采样的过程。信号的采样是以一定的时间间隔(通常是相等的间隔)进行,而不是具有连续的信号振幅。

计算机现在仅有这些分散的(与模拟状态下的情况相反)数值。每个值在计算机内都用二进制(0 和 1)表示,所以计算机并不是处理整个信号——仅是对信号进行分散采样。计算机的每位上都是 0 或者 1。一个字节由 8 位组成,代表计算机数据的基本组成单位。对于模拟信号的每个采

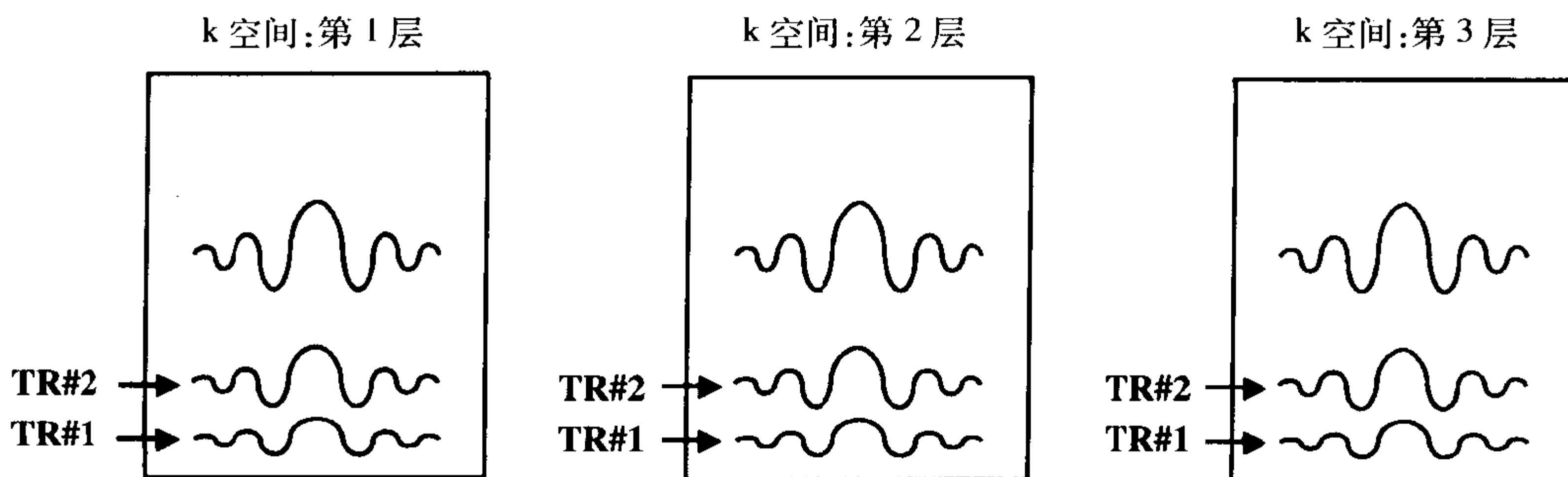


图 12-9 每个层面有各自的 k(数据)空间。

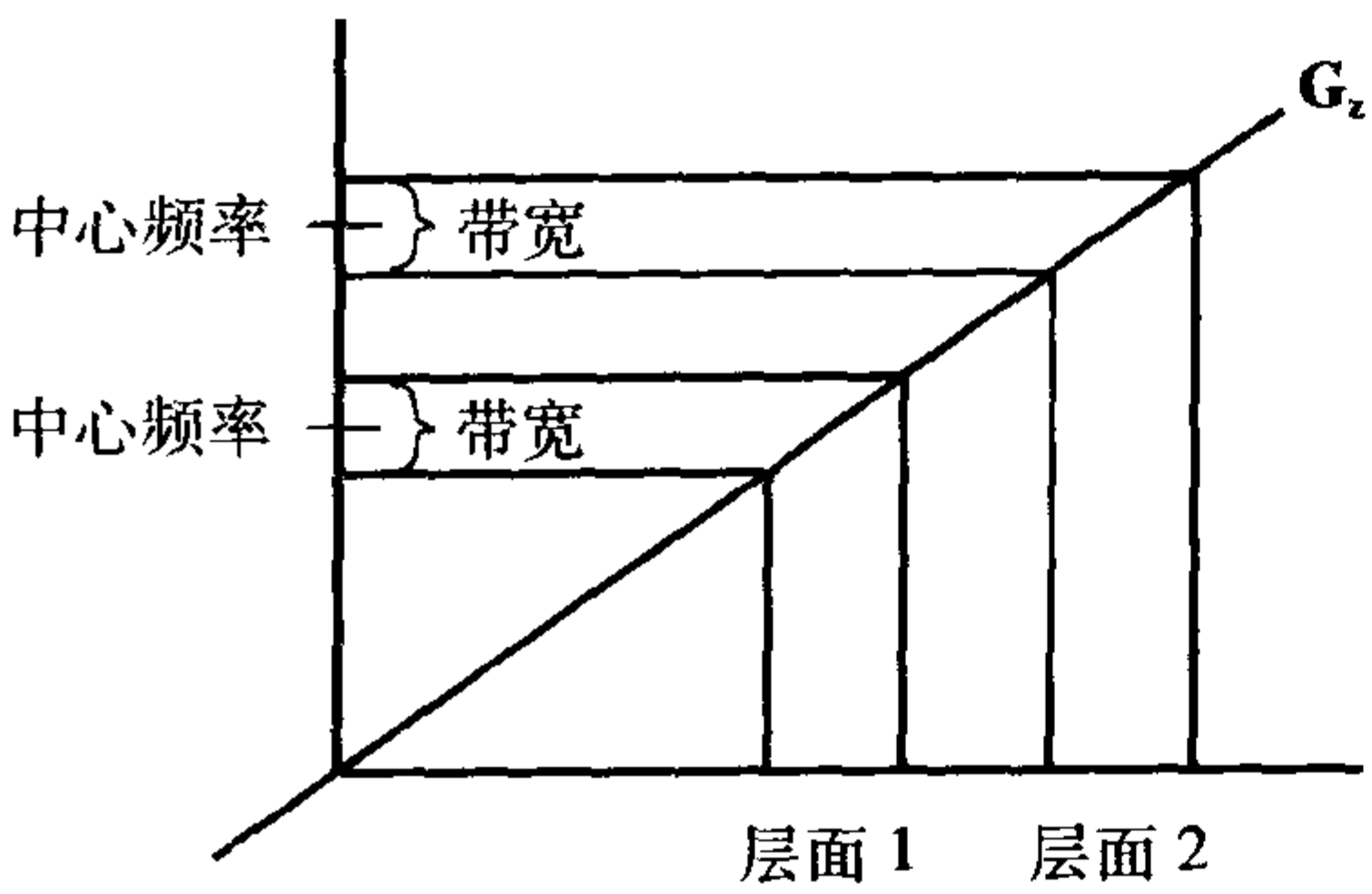


图 12-10 在层面选择时,射频脉冲的发射带宽保持不变,但它们的中心频率发生了改变。

样,都用一系列字节编码,可以被任何一台机所识别。这个过程就是模拟 - 数字转换 (ADC) 的基础。

模拟 - 数字转换 (ADC) 后面的概念只不过就是对信号进行采样,能够通过这些采样重建最初的信号。

我们思考一个频率为  $\omega$  的 sinc 信号。正如我们在前面章节中所见到的一样,此信号经傅立叶变换后呈一个矩形 (图 12-13B)。连续两个采样点之间的时间间

隔被称为采样间隔  $\Delta T_s$ 。

$$\Delta T_s = \text{采样间隔}$$

在采样以后,上述的信号将看起来像图 12-14A。这个函数的包络线就是连接各采样点的曲线 (它类似于初始 sinc 函数)。图 12-14B 中给出的是这个采样函数的傅立叶变换。此傅立叶变换看起来像最初傅立叶变换 (图 12-13B) 的周期形式,因为分散和周期性函数的傅立叶变换也是周期性的 (参见后面内容)。如果  $\Delta T_s$  是采样间隔,第一个中心频率可由下面的公式求出 (图 12-14B):

$$\text{中心频率} = 1/\Delta T_s$$

如果我们将采样间隔设置得非常短,我们将会使傅立叶变换后的方波彼此之间变远,也就是,如果我们每个周期进行很多次采样,方波彼此之间将会变远 (图 12-15)。如果我们将采样间隔设置得非常宽,傅立叶变换的方波彼此之间将会变得更近,也就是,如果我们每个周期进行很少几次采样,方波彼此之间将会变近 (图 12-16)。

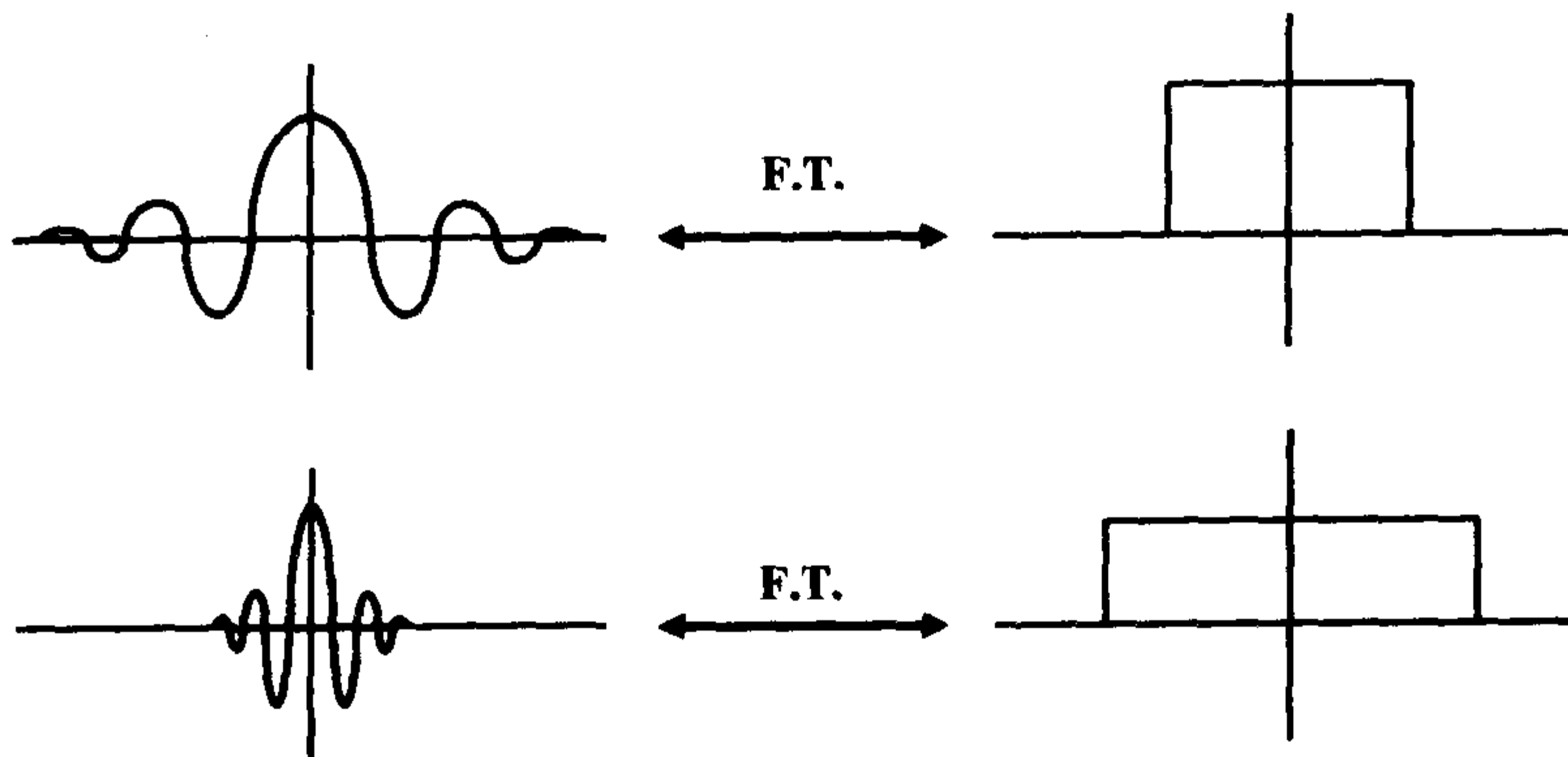


图 12-11 射频脉冲作用时间和其带宽之间存在着相反的关系。

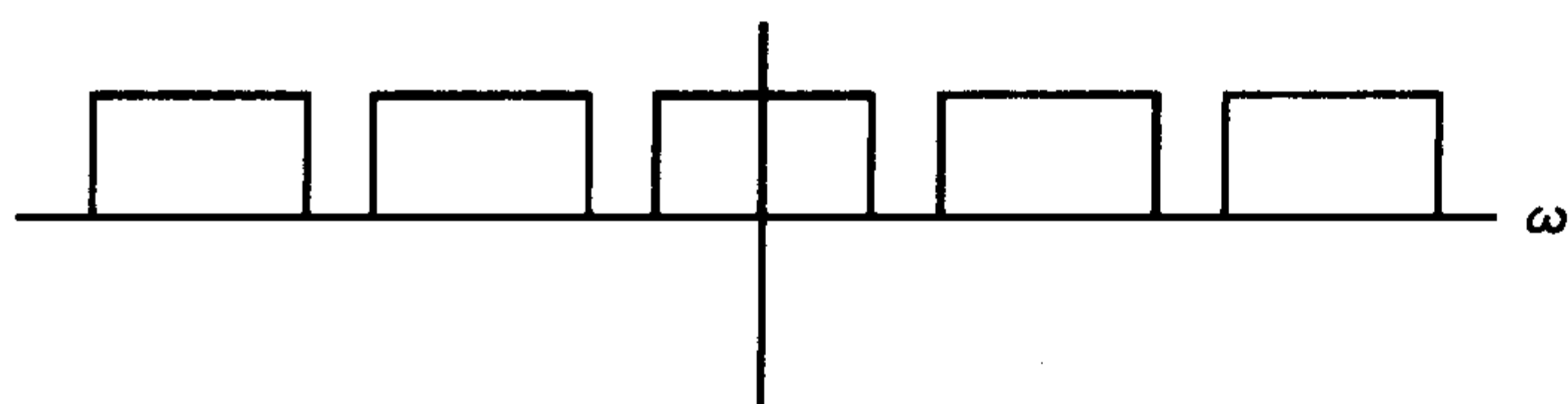


图 12-12 射频脉冲的傅立叶变换——带宽相同,但中心频率不同。

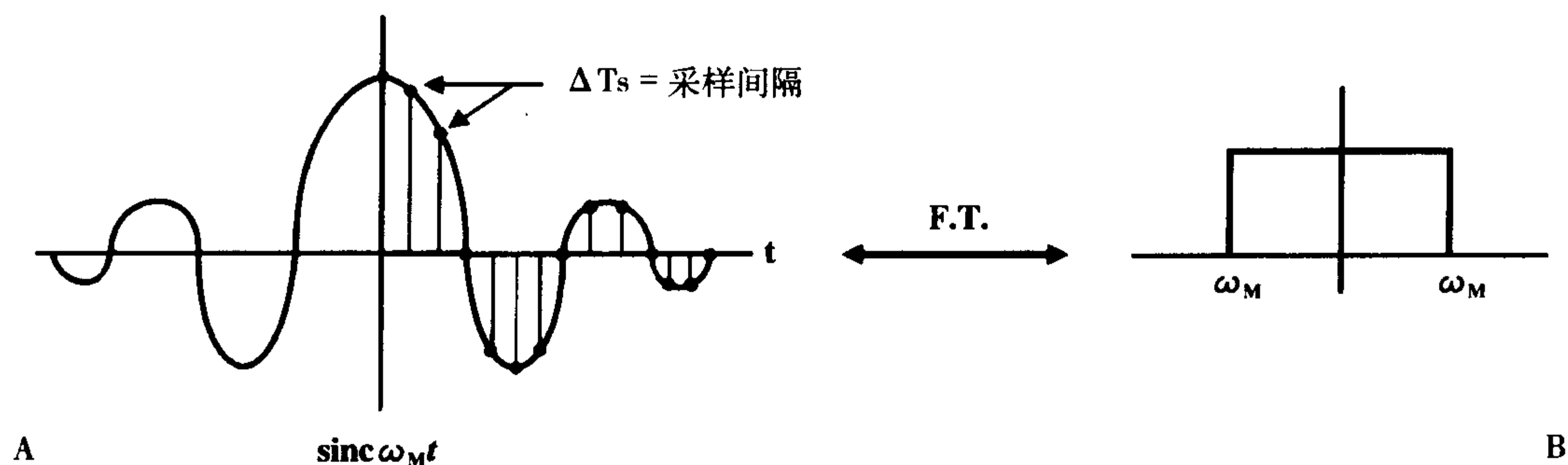


图 12-13 sinc 函数 (A) 的傅立叶变换呈一个矩形 (B)。

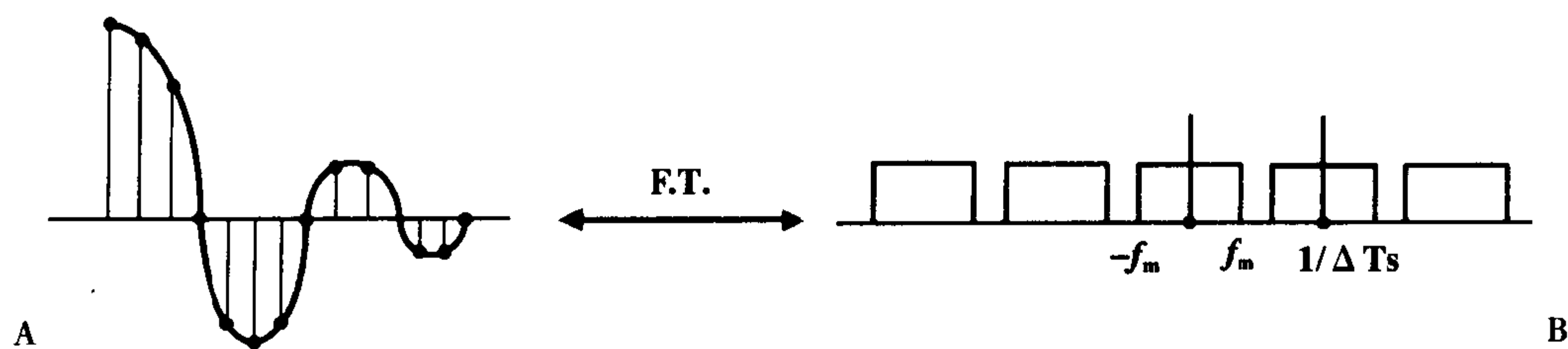


图 12-14 (不连续) 采样的 sinc 函数 (A) 的傅立叶变换包含有一系列的方波 (B)。每个方波的中点位置是  $1/\Delta T_s$  倍数。

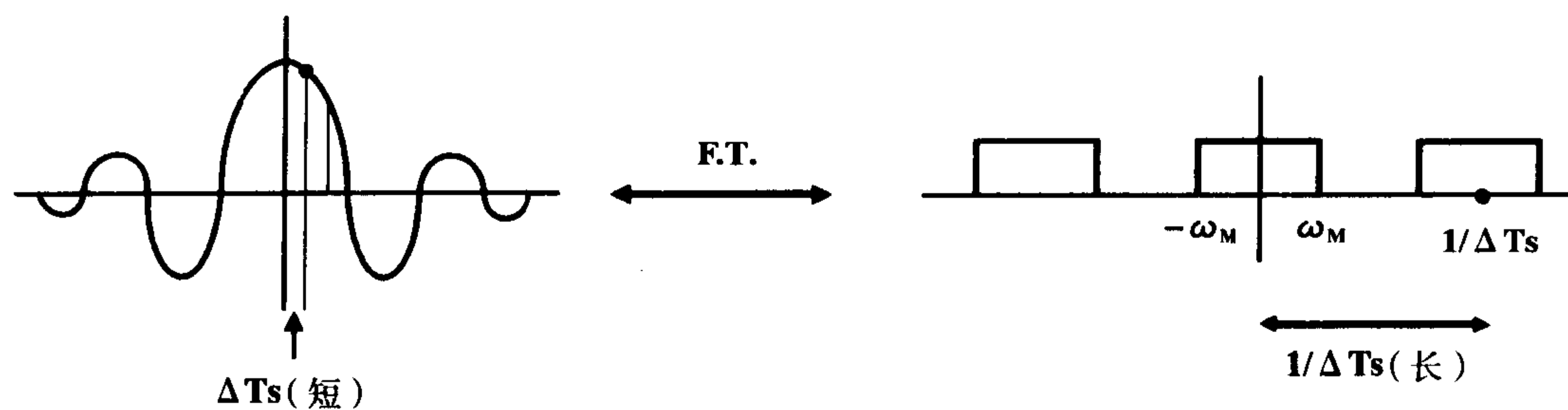


图 12-15 短的采样间隔  $\Delta T_s$  (也就是, 进行更多的采样) 造成方波彼此之间变远。

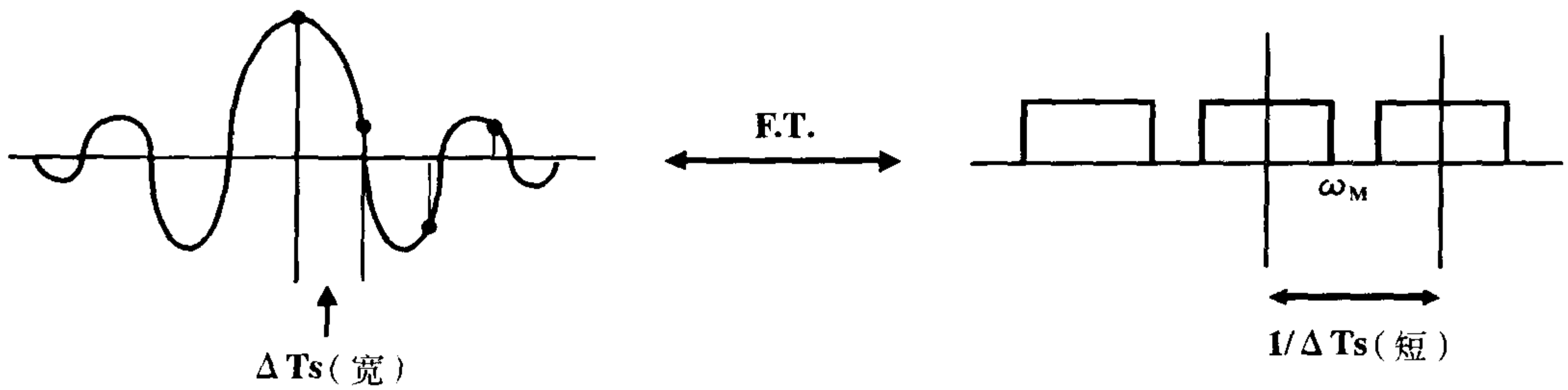


图 12-16 较长的采样间隔  $\Delta T_s$  (也就是,进行更少的采样)造成方波彼此之间变得更近。

### 混叠

每个周期采样次数不要过少,也就是,采样间隔不要过宽,以免造成方波的重叠或混叠(图 12-17)。

为什么连续的 sinc 函数的傅立叶变换是单一的波形,而它采样的形式却显示是重复的方波呢(图 12-18)? 它的原因是一个数学问题。我们将在不涉及复杂的数学概念的情况下,尽可能地做出解释。

为了对信号进行采样,我们需要将此信号乘以一系列的尖峰(每个尖峰被称为德耳塔函数)。每个尖峰与下一个尖峰的距离是采样间隔( $\Delta T_s$ )(图 12-19)。

因为此系列尖峰值,尖峰之间任何一处均为零;而尖峰的位置为正值,这样把信

号乘以尖峰后,除了尖峰的位置,其余部分的结果均为零(图 12-20)。

现在,一系列尖峰的傅立叶变换也是一系列尖峰(图 12-21)。不同的是各尖峰之间的间隔  $\Delta T_s$ , 傅立叶变换后在频率域内尖峰的间隔是  $1/\Delta T_s$ (图 12-21)。信号乘以此尖峰的傅立叶变换是信号傅立叶变换与尖峰傅立叶变换的卷积(这里必须要进行数学上称为卷积的运算)。简单地讲,卷积就是指我们以每个尖峰为中心进行信号的傅立叶变换(图 12-22)。

最终,我们希望得到的还是最初的信号。如果我们把这些重复的傅立叶变换通过一个低通滤波器(LPF),我们最后将重新得到我们最初的信号(图 12-23)。但是要知道,我们实际上并不需要知道上面的数学过程,就可以理解采样的原理。

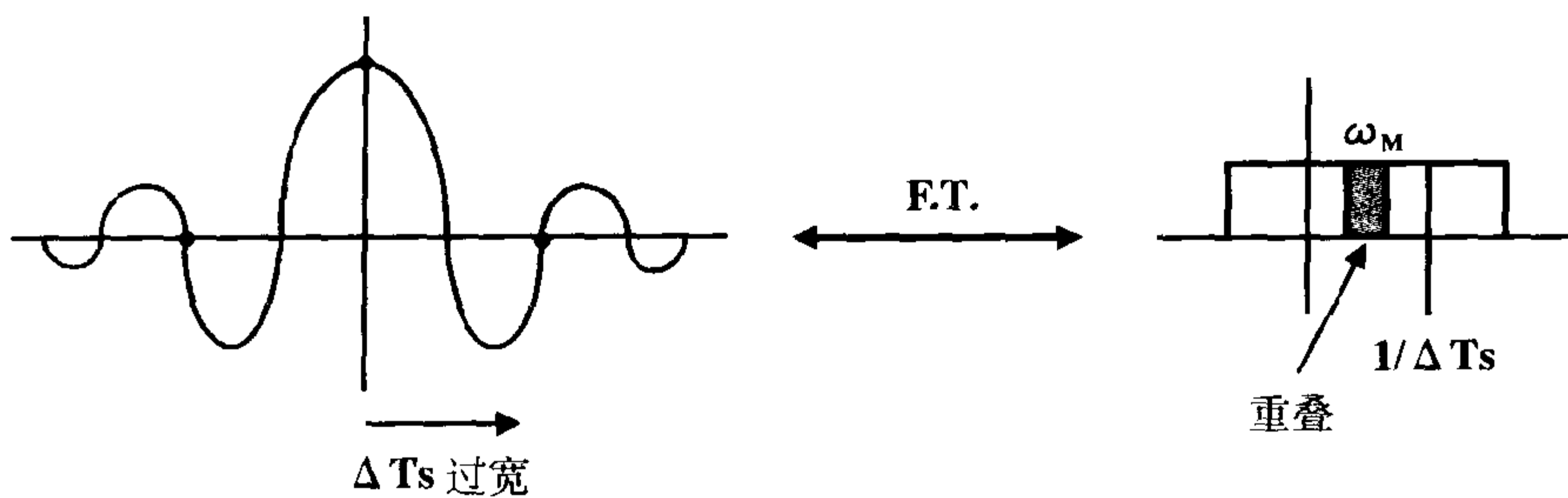


图 12-17 当采样间隔过长(也就是,采样不足)时,方波之间可能重叠(造成混叠)。

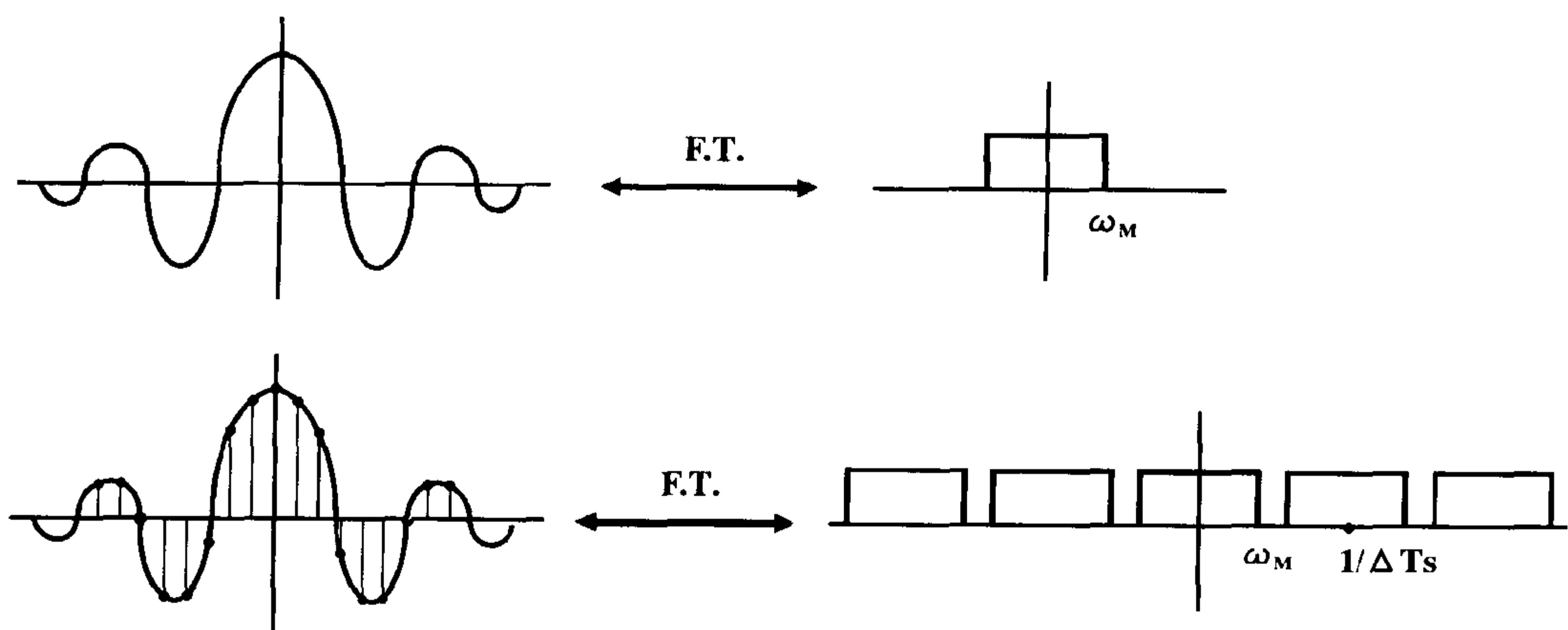


图 12-18 sinc 函数的傅立叶变换是一个方波,但它采样的傅立叶变换却是一系列方波。

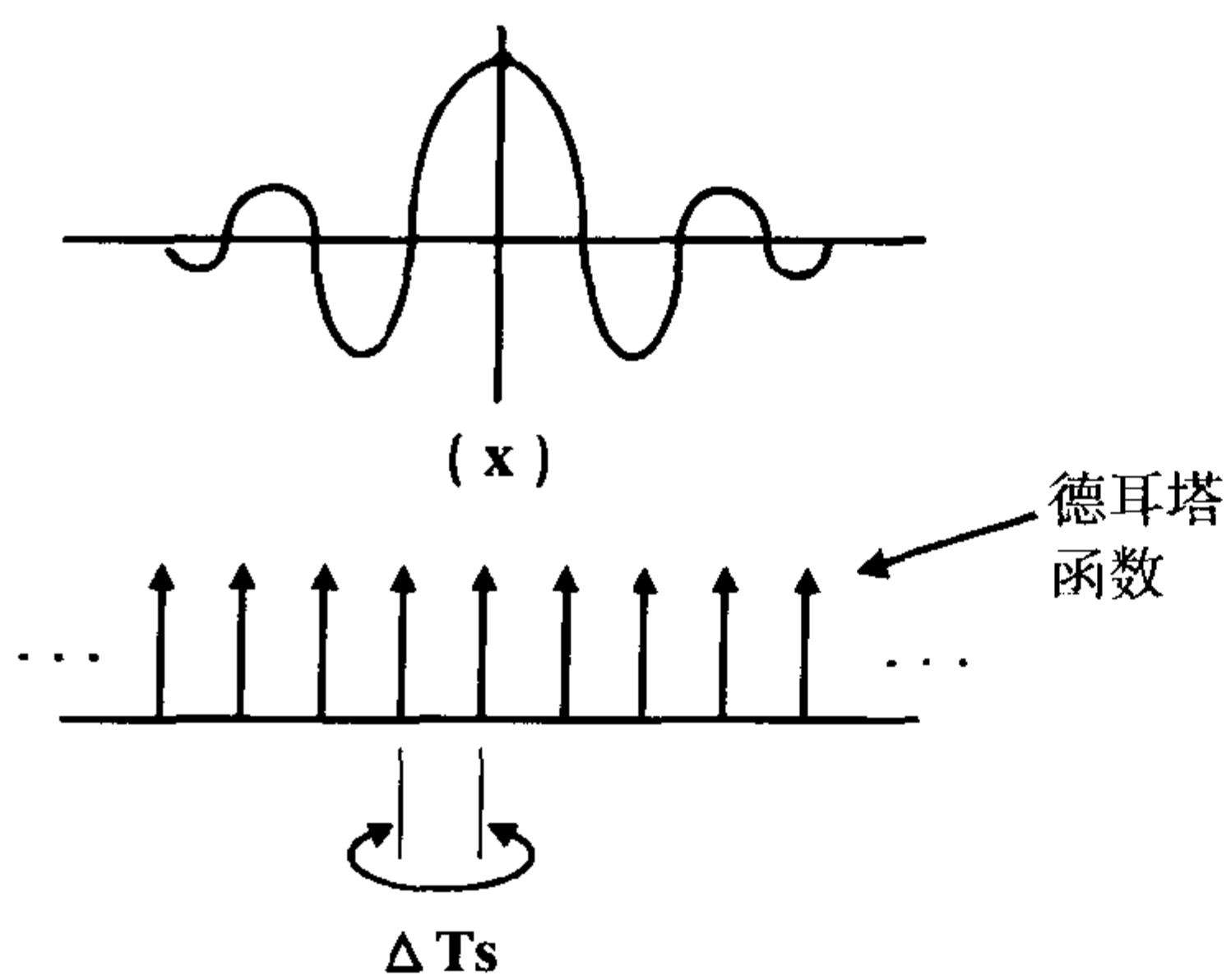


图 12-19 为了对连续的模拟信号进行采样,需要用一系列尖峰(称为德耳塔函数)乘以此信号。

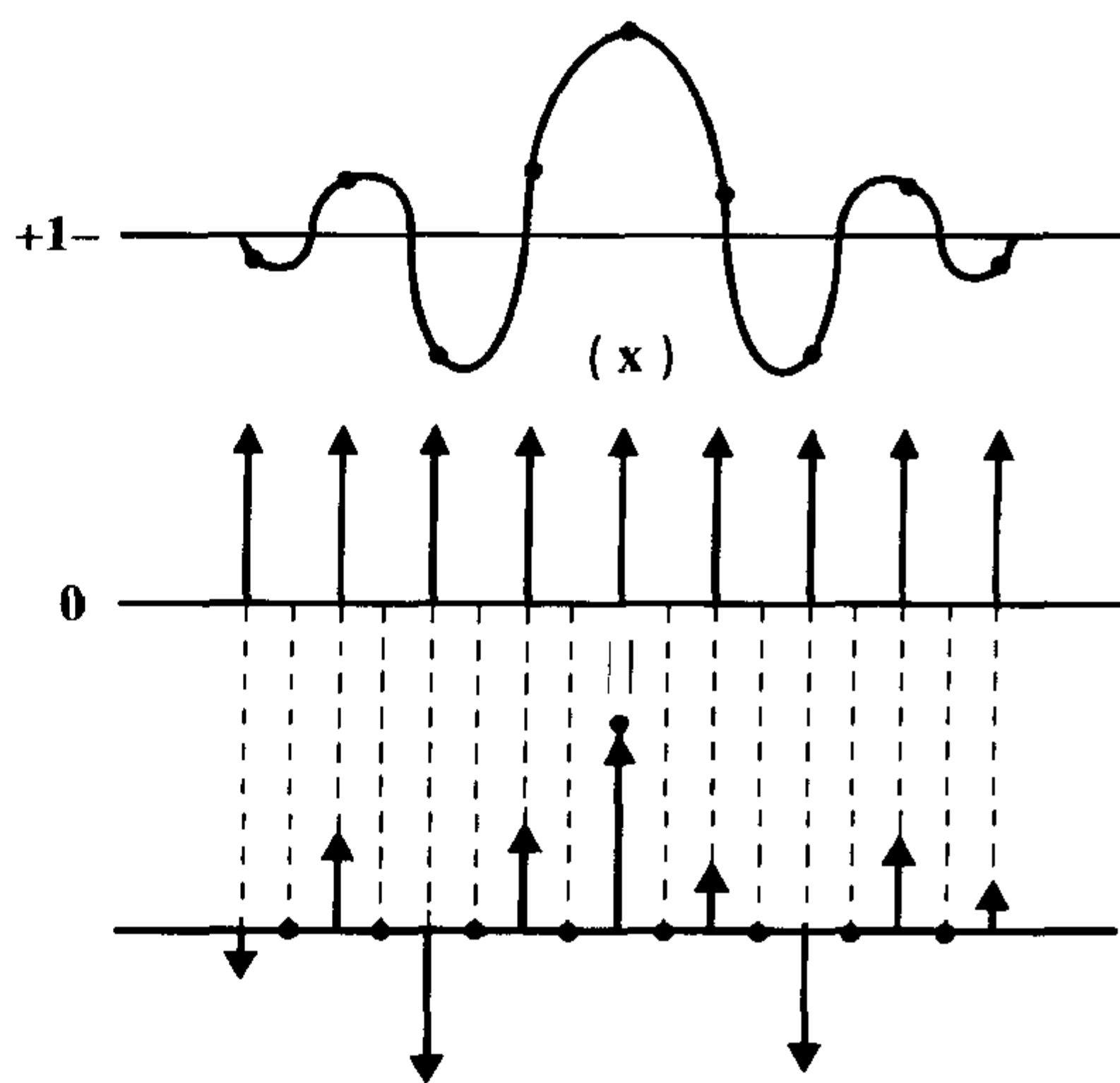


图 12-20 在信号乘以一系列尖峰后,除了各尖峰点外,结果都是零。而各尖峰点的结果等于信号在该点的值。

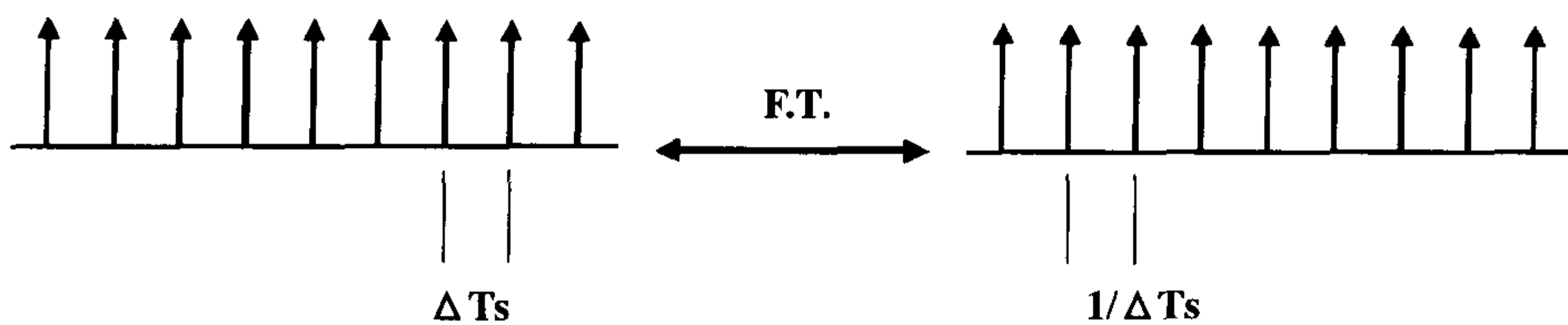


图 12-21 一系列尖峰(间隔为  $\Delta Ts$ )的傅立叶变换也是一系列尖峰(间隔为  $1/\Delta Ts$ )。

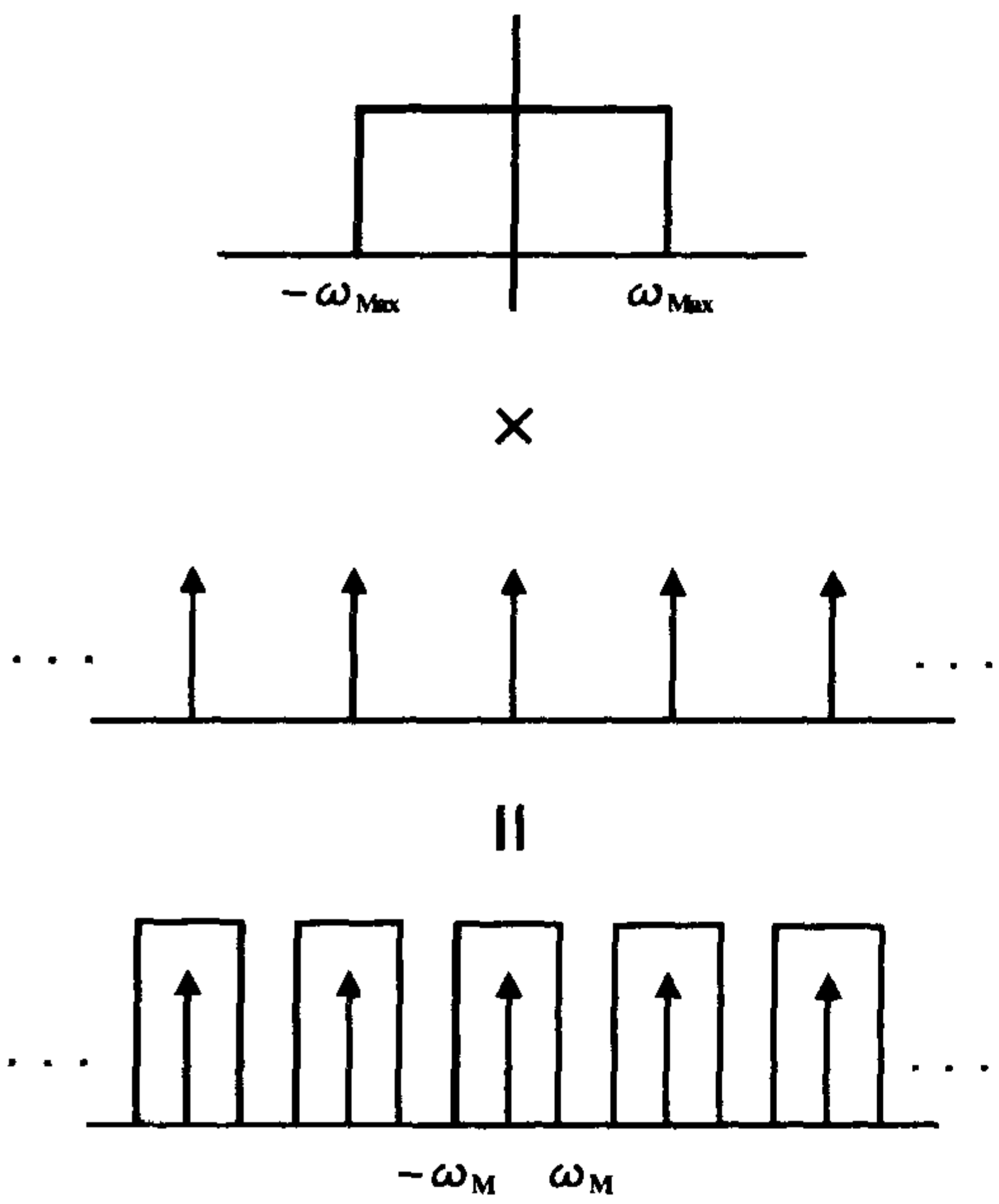


图 12-22 信号和一系列尖峰乘积的傅立叶变换是此信号的傅立叶变换(也就是,一个方波)和一系列尖峰的“卷积”。结果是此信号的傅立叶变换复制了无数次。

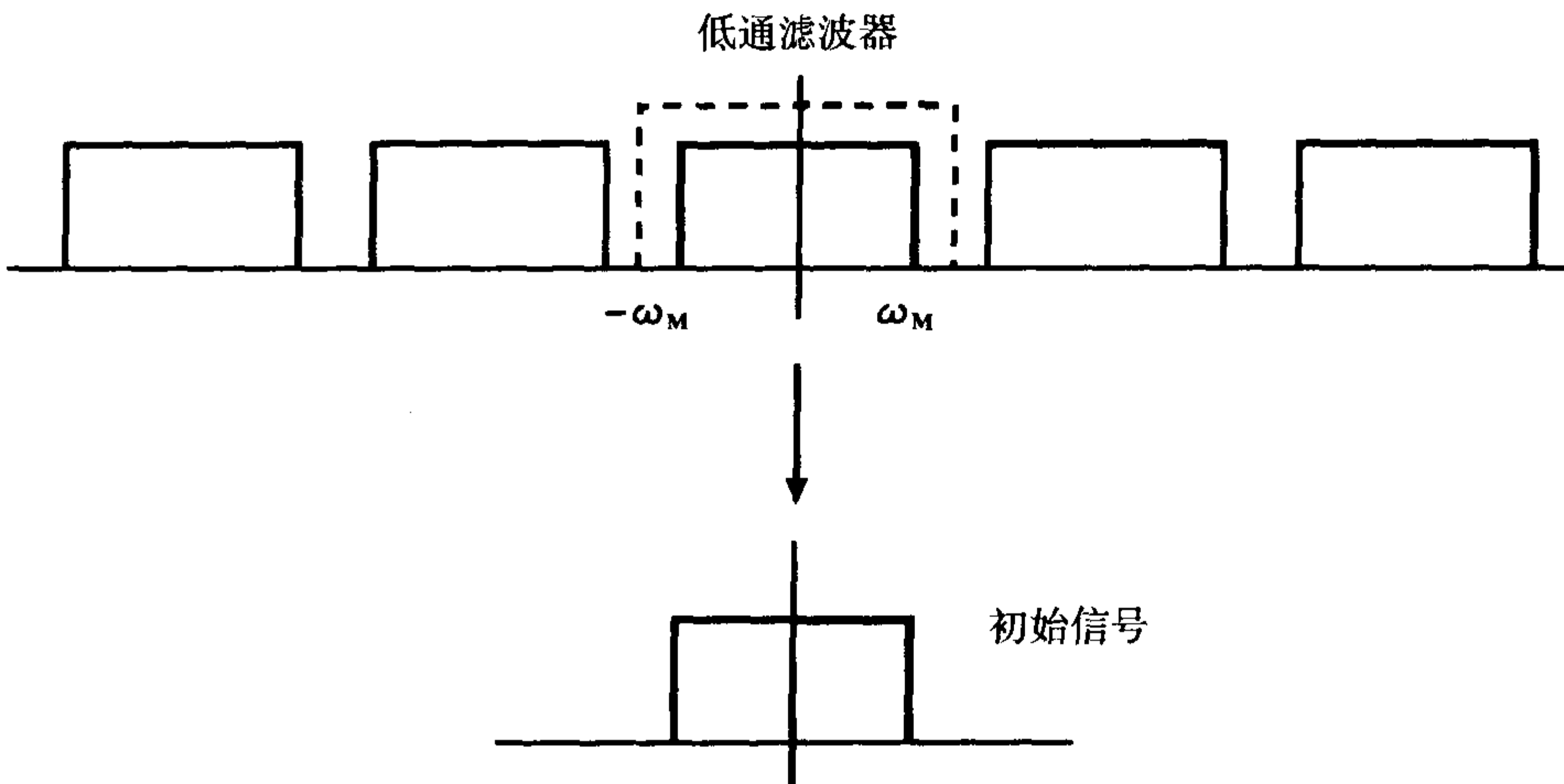


图 12-23 前面的信号通过一个低通滤波器后,结果是我们所需的傅立叶变换。

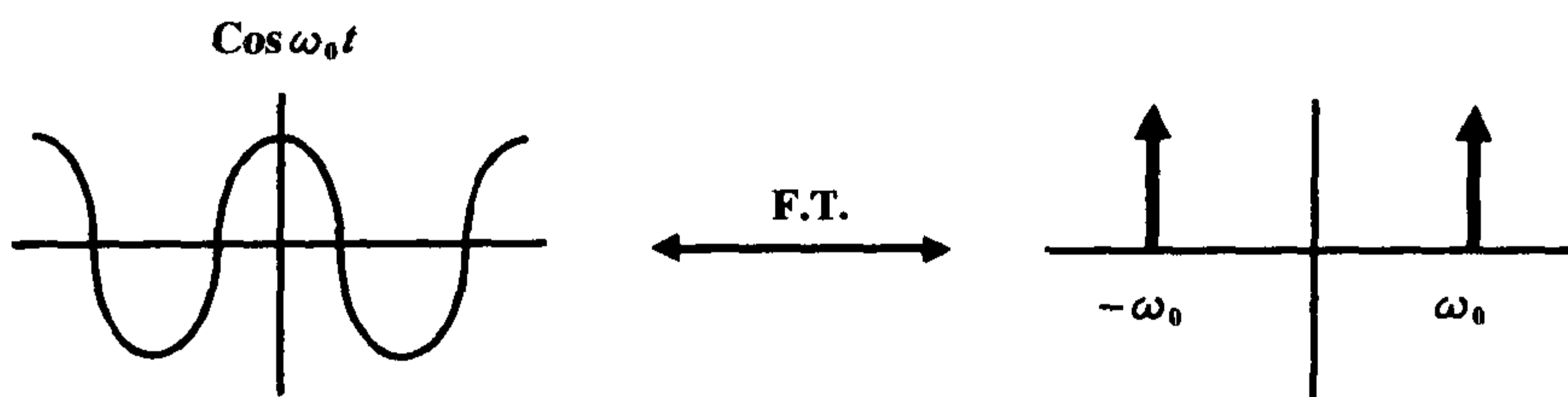


图 12-24  $\cos \omega_0 t$  的傅立叶变换。

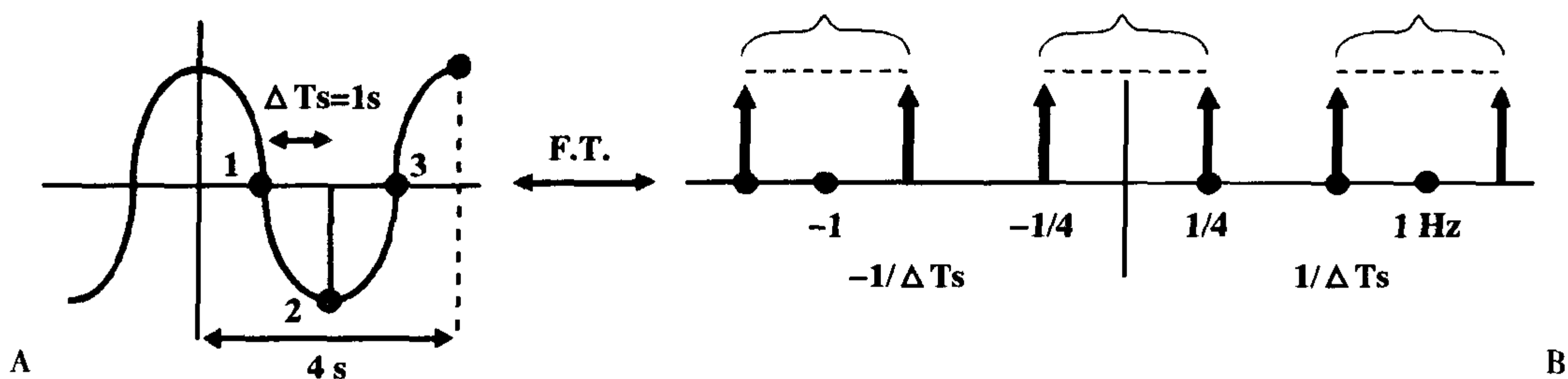


图 12-25 A~B: 采样后的余弦信号的傅立叶变换。

我们思考一个更简单的信号：余弦函数  $\cos \omega_0 t$  和它的傅立叶变换（图 12-24）。图 12-25A 显示了这个信号的采样形式（每个周期采样 4 次），而图 12-25B 显示了它的傅立叶变换。注意此数字化的余弦函数的傅立叶变换如何具有多次重复。简言之，

1. 周期为 4 秒。
2.  $\Delta T_s$  为 1 秒。
3. 频率 = 周期数 / 秒 =  $1/4$  周期 / 秒 =  $1/4\text{Hz}$ 。
4.  $1/\Delta T_s = 1/1$  秒 =  $1\text{Hz}$ 。

在它的傅立叶变换中（图 12-25B），与第一次重复相对应的两个对称的尖峰位于中心频率两侧  $1/4\text{Hz}$ ，而第二次重复相对应的，每两个中心频率位置相差  $1/\Delta T_s$  ( $=1\text{Hz}$ )。如果我们现在把这个傅立叶变换通过一个低通滤波器，如图 12-26，以清除所有的高频，我们将恢复最初的一对频率尖峰，它是最初的余弦波的傅立叶变换。

即使通过直接观察，如果在图 12-25A 中我们有 4 个采样点，通过连接各点，我们仍可以非常容易地看出最初信号的形态是什么样的（图 12-27）。如果我们有更多的采样点，就会更容易看出最初信号的形态，

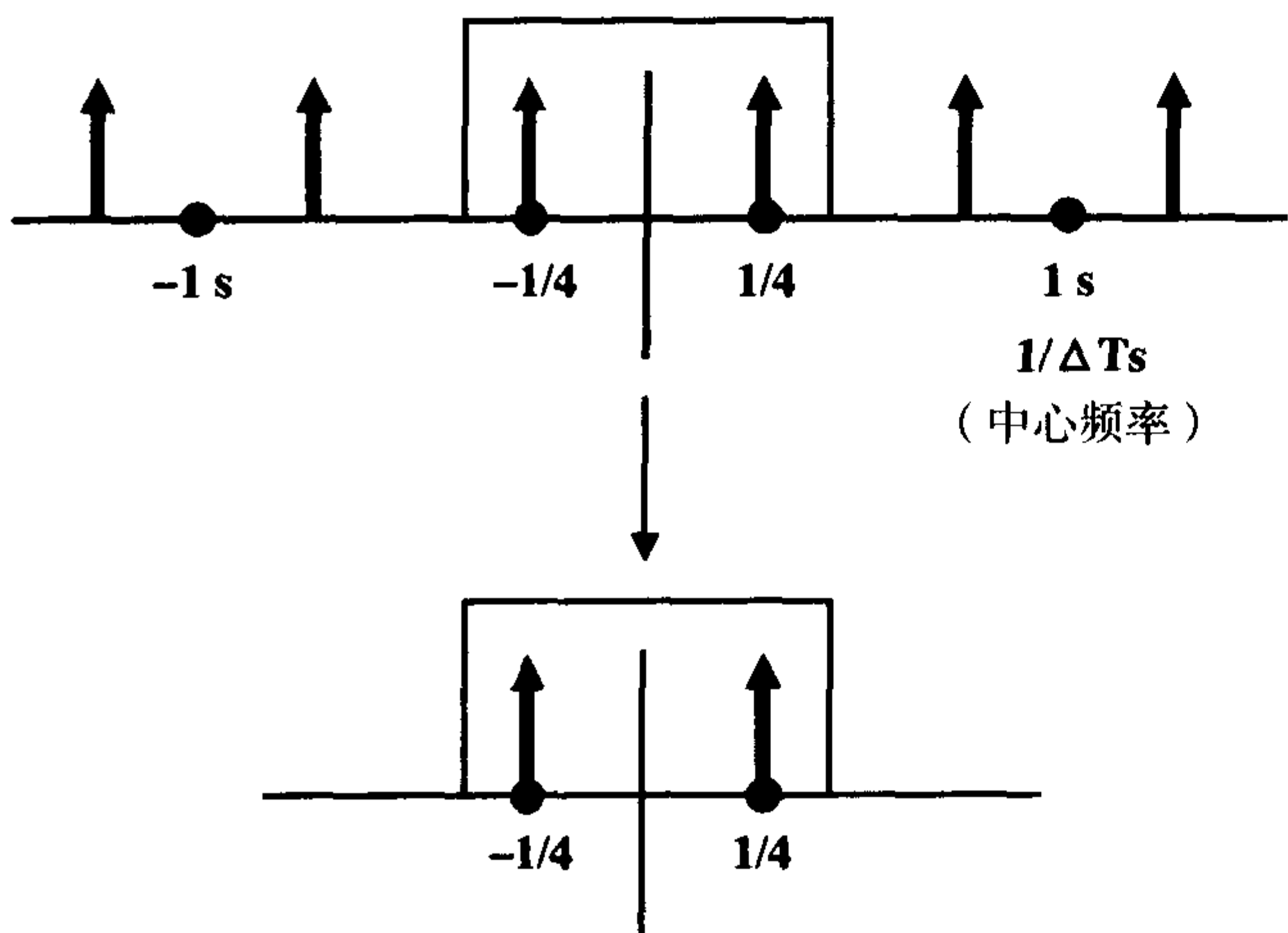


图 12-26 前面的傅立叶变换经过低通滤波器后得到最初余弦函数的傅立叶变换。



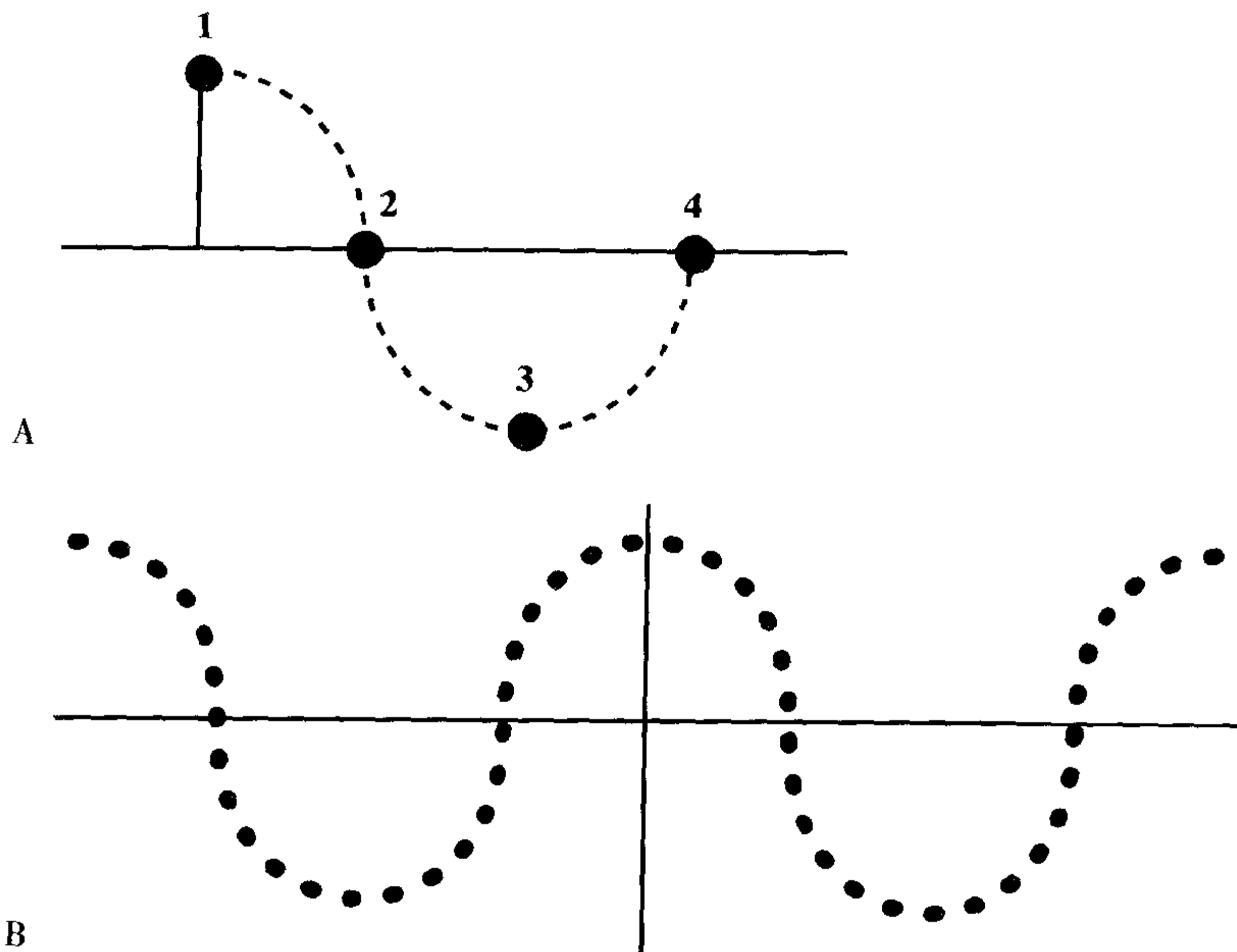


图 12-27 A, B: 如果进行足够的采样, 通过连接各点可以直观地重建最初的信号。采样越多, 重现最初的信号就越容易。

因为我们用得采样点越多, 就越容易看出最初信号的形态(图 12-27B)。

我们现在看另一个例子, 我们在这个例子中的采样少于 4 个。我们尝试每个周期有 2 个采样点(图 12-28A)。在这个示例中,

1. 周期仍为 4 秒。

2.  $\Delta T_s =$  采样间隔为 2 秒。

3.  $1/\Delta T_s = 1/2 = 0.5\text{Hz}$ 。

我们看看这个示例的傅立叶变换(图 12-28B)。频率仍然是  $1/4$ 。采样间隔现在是 2 秒, 所以  $1/\Delta T_s = 1/2\text{Hz}$ 。我们在每  $1/2\text{Hz}$  频率两侧都有两个尖峰, 它是以  $1/2\text{Hz}$  为中心频率的频率范围。

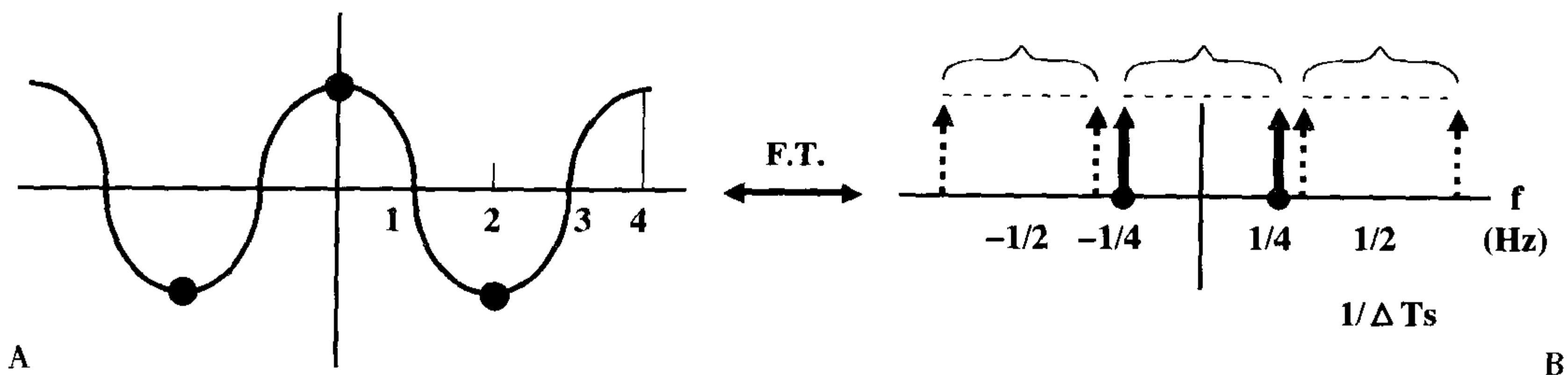


图 12-28 A, B: 如果对余弦函数每周期采样两次, 尖峰恰好重叠, 仍然可以判断最初的信号。

我们现在观察以  $1/2\text{Hz}$  为中心的一对尖峰，恰好紧邻最初的一对  $1/4\text{Hz}$  频率尖峰。它们实际上产生了重叠。如果我们把这个傅立叶变换通过一个低通滤波器，以消除高频。我们仍然能恢复这两个频率尖峰，它们是最初的余弦信号的傅立叶变换；但是，因为重叠它们的振幅增加了（图 12-29）。

现在我们看看，如果我们进行更少的采样，将会出现什么情况（图 12-30A）。此时，

1. 周期仍为 4 秒。
2. 但  $\Delta T_s = 3$  秒。
3.  $1/\Delta T_s = 1/3\text{Hz}$ 。
4. 频率仍然为  $1/4$  周期 / 秒。

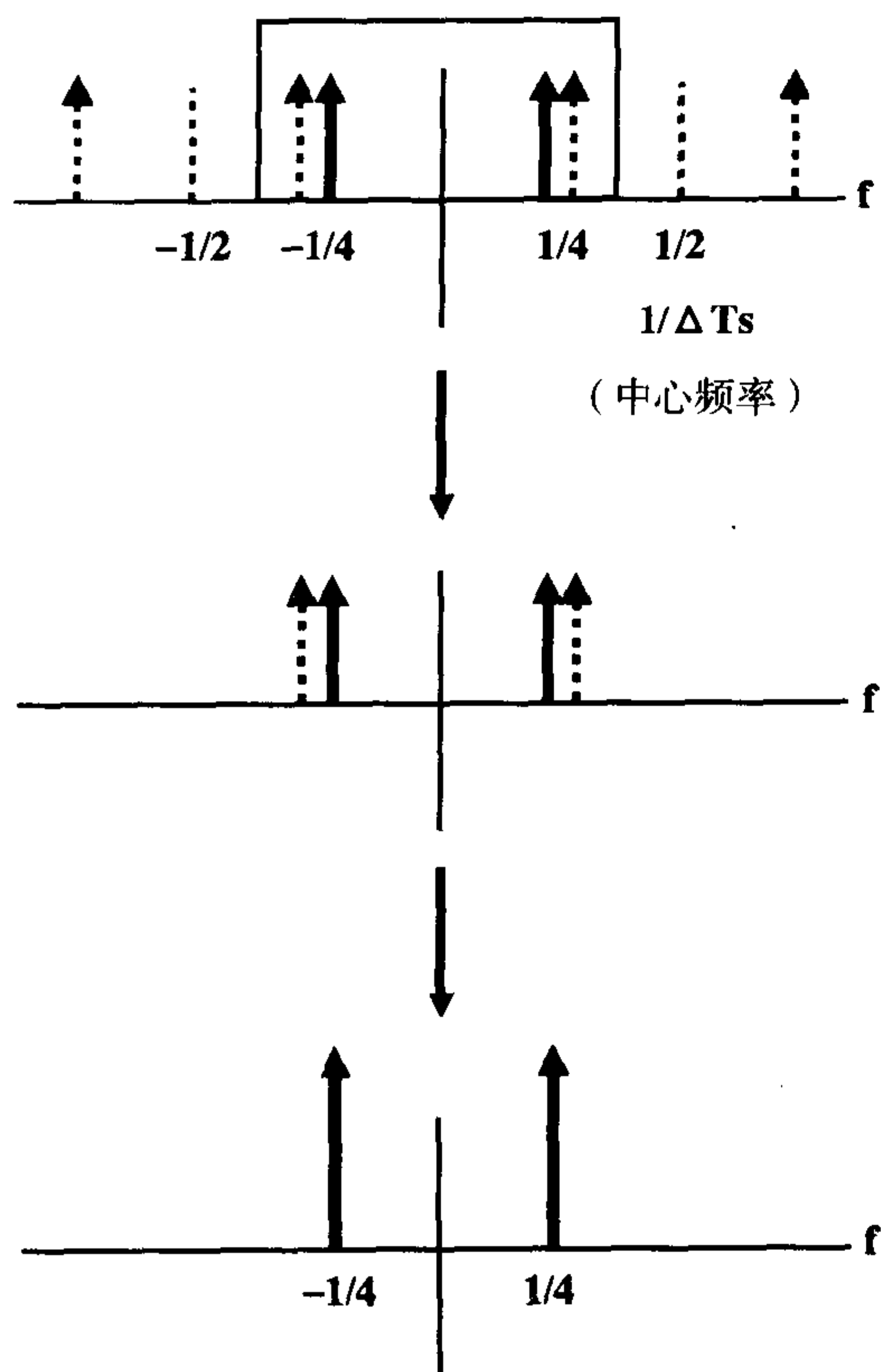


图 12-29 前面的傅立叶变换经过一个低通滤波器，可以重新生成最初的信号（虽然峰高是原来的两倍）。

同样，我们也看一下傅立叶变换（图 12-30B）。如果我们把这个傅立叶变换通过一个低通滤波器，中心频率（ $1/\Delta T_s$ ）附近的尖峰将会干扰最初的信号（图 12-31）。我们不仅会得到最初的两个尖峰，而且还会在邻近中心的位置得到另外两个尖峰。现在我们有二个余弦波尖峰的叠加，而不是最初的单个余弦波尖峰。我们还有另外一个余弦波形的尖峰，它们彼此之间离得更近，意味着其变换是一个频率更低的余弦波。这种现象称为混叠。

我们希望对最初的信号进行采样的频率大约为  $1/4\text{Hz}$ 。在采样不足的时候，我们将同时得到一个不需要的频率特别低的信号（图 12-32）。

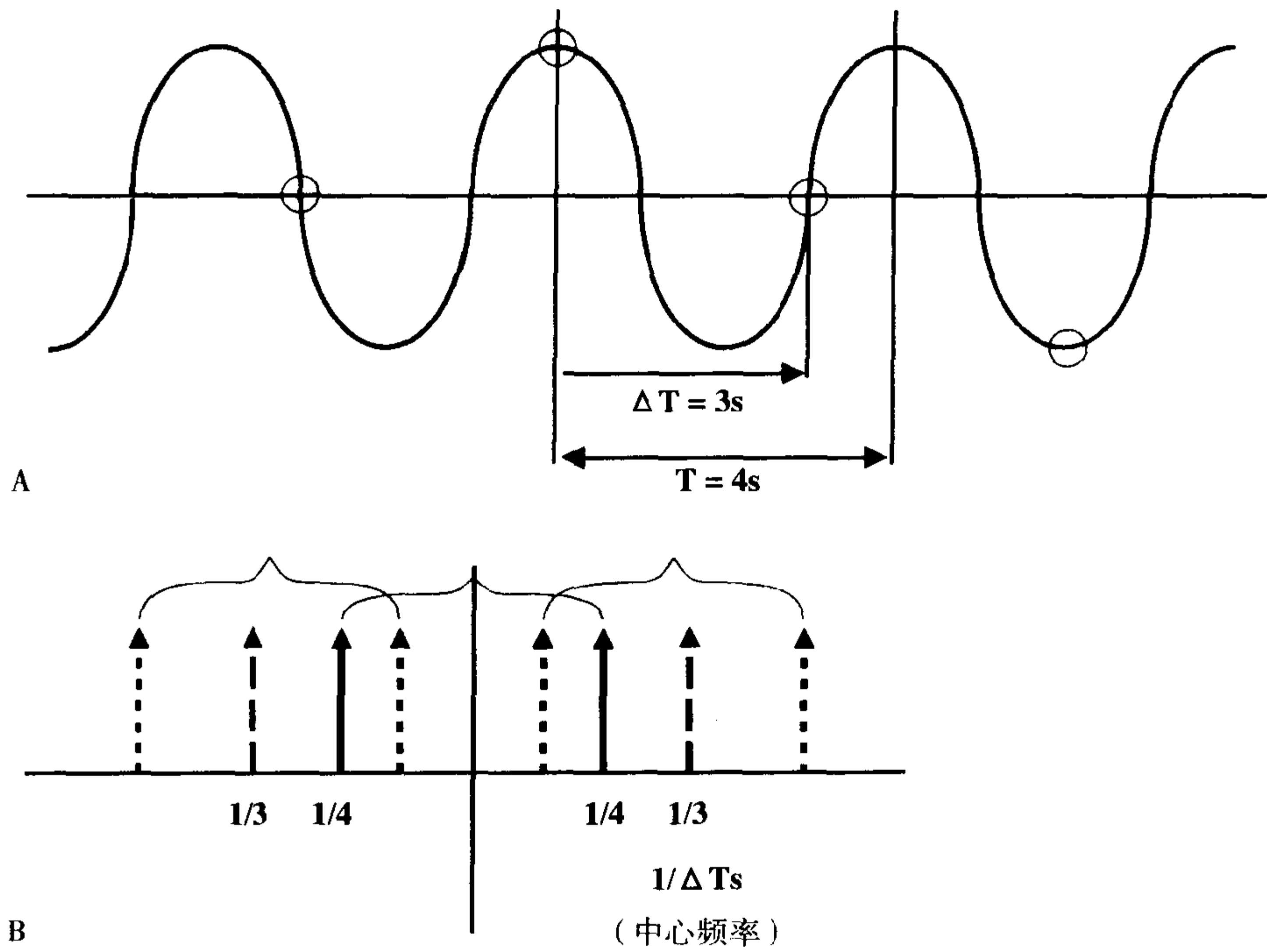


图 12-30 采样过少时 (A), 尖峰将会混合到一起 (B)。

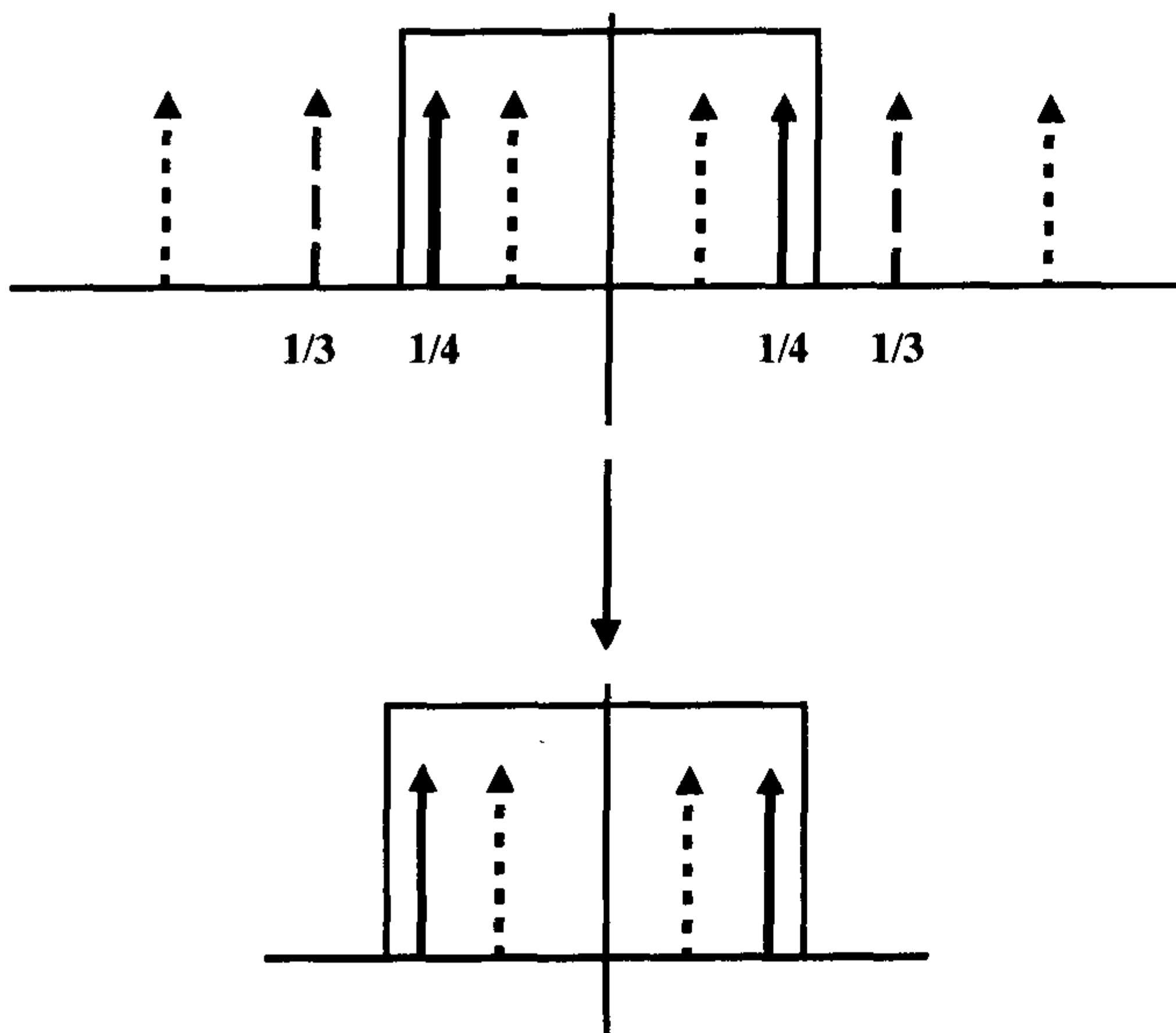


图 12-31 当前面的示例通过一个低通滤波器 (LPF) 后, 产生两组, 而不是一组尖峰, 它会产生一个与最初余弦函数不同的信号, 这被称为混叠。

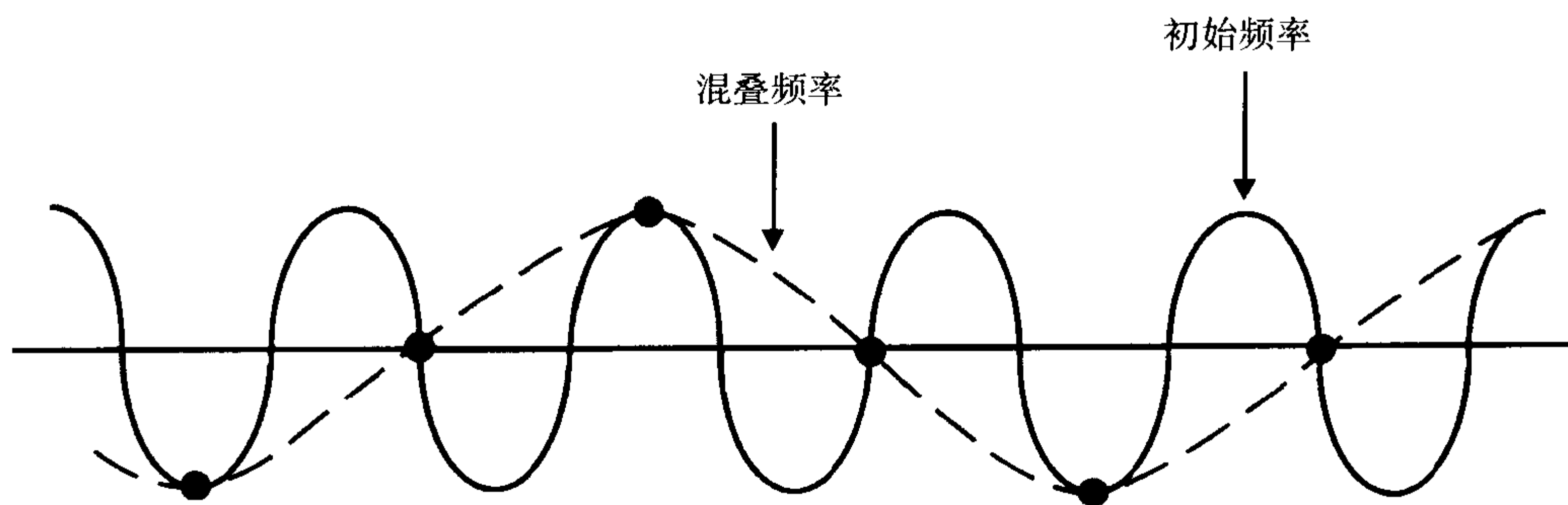


图 12-32 采样太少时, 感觉到(混叠)的频率与实际(最初)的频率不同。

### 混叠——一个类比

举一个类比的例子, 我们想想西部电影中的马车轮子。有时候, 看起来轮子好像在沿着相反的方向旋转。我们看看这究竟是如何发生的。当我们看一幅运动的图像时, 我们实际上是在及时地进行采样。我们选取轮子上的一点, 在时间  $t=0$  时进行采样(图 12-33)。在一段时间后 ( $t_1$ ), 我们采集下一帧。此点在轮子转动时, 向前旋转了一定距离。当我们观察这幅运动的图像时, 我们会看到此点以顺时针方向旋转。

现在我们看看在采样不足的时候发生了什么(图 12-34)。我们假定在  $t=0$  时的第一帧起自相同的位置。但在下一帧, 我们采样要等待很长时间 ( $t_2$ ), 直到这点几乎

转了一周回到它的出发点。我们等待下一次采样的时间与上次相同, 这点同样几乎旋转一周达到第二帧的位置。如果观察这幅运动的图像, 轮子好像沿着逆时针方向旋转。这是因为我们采样不足造成的。这是一个混叠的例子。轮子实际上是以向前的方向旋转, 但是由于采样不足, 它看起来像是另外的方向。

采样不足导致混叠。

混叠来源于单词 alias, 含义是: 假的名字。我们有一个真的频率, 但是因为采样不足, 会表现出具有一个假的频率。在前面的例子中, 余弦函数采样不足, 真正的信号是

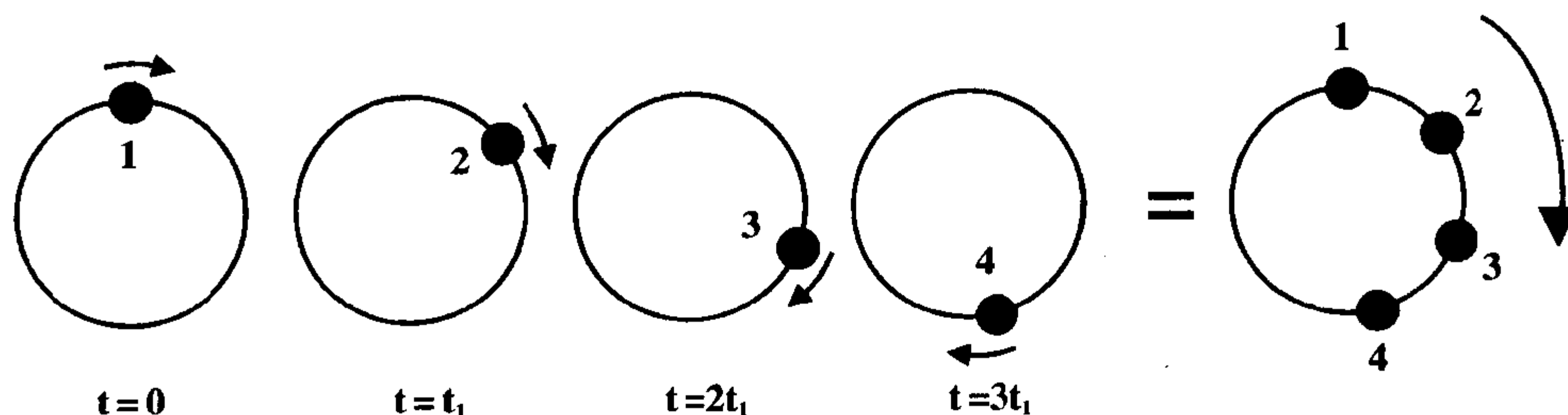


图 12-33 混叠的类比。如果马车轮子的运动图像的帧数进行得非常快, 轮子看起来是沿正确的顺时针方向旋转。

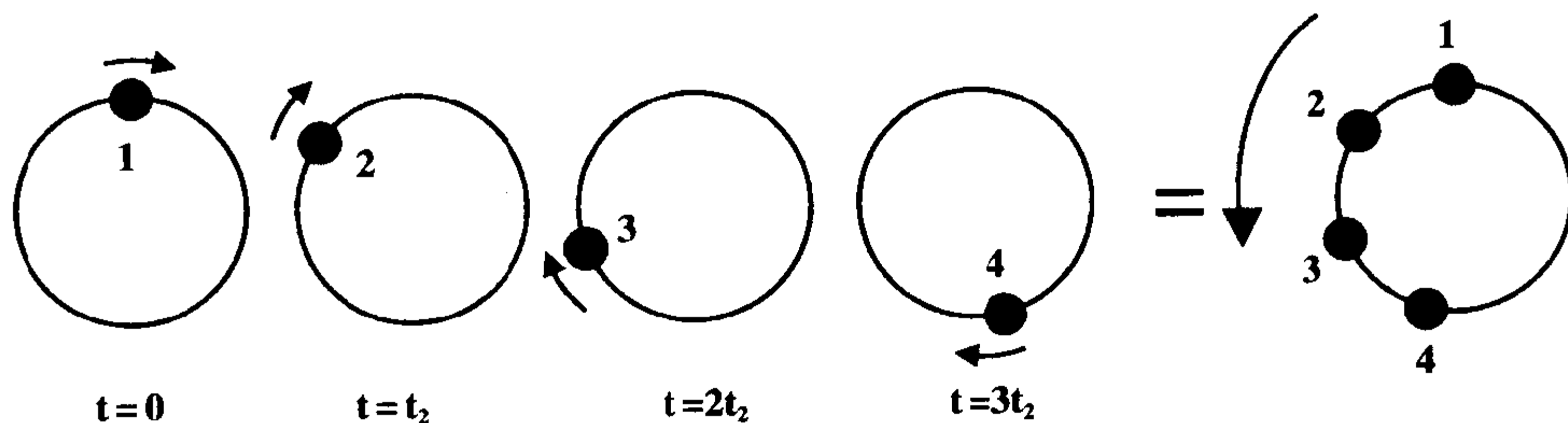


图 12-34 如果帧数进行得不够快,轮子看起来将会出现沿逆时针方向旋转的假象。

一个频率为 1/4Hz 的余弦波形,但“假名”的余弦波形具有一个更低的频率 (图 12-31)。在马车轮子的例子中,真正的旋转是沿顺时针方向,但假的是沿逆时针方向,旋转的速度可能较慢。

### 采样定理(尼奎斯特定律)

思考一下图 12-35。采样定理的说明:

**尼奎斯特定律:** 如果  $\omega_{max}$  是信号内的最大频率,那么为避免混叠,采样速率必须至少是最大频率的两倍,也就是,  $\omega_{sampling} = 1/\Delta Ts \geq 2 \omega_{max}$ 。

在图中(图 12-35),可以很容易地看出上述内容。我们采样速率至少等于邻近两个方形的最大频率之和(以免使邻近的方形产生重叠)。换句话说,采样速率至少应该是  $\omega_{max}$  的两倍。如用采样间隔( $\Delta Ts$ )的形式,它应该小于信号周期的一半(是否还记得  $\Delta Ts = 1/\omega_{max}$ ):

$$\Delta Ts < 1/2 (\text{周期})$$

这就是尼奎斯特定理。简单地讲,它意味着如果我们希望从采样中恢复一个信

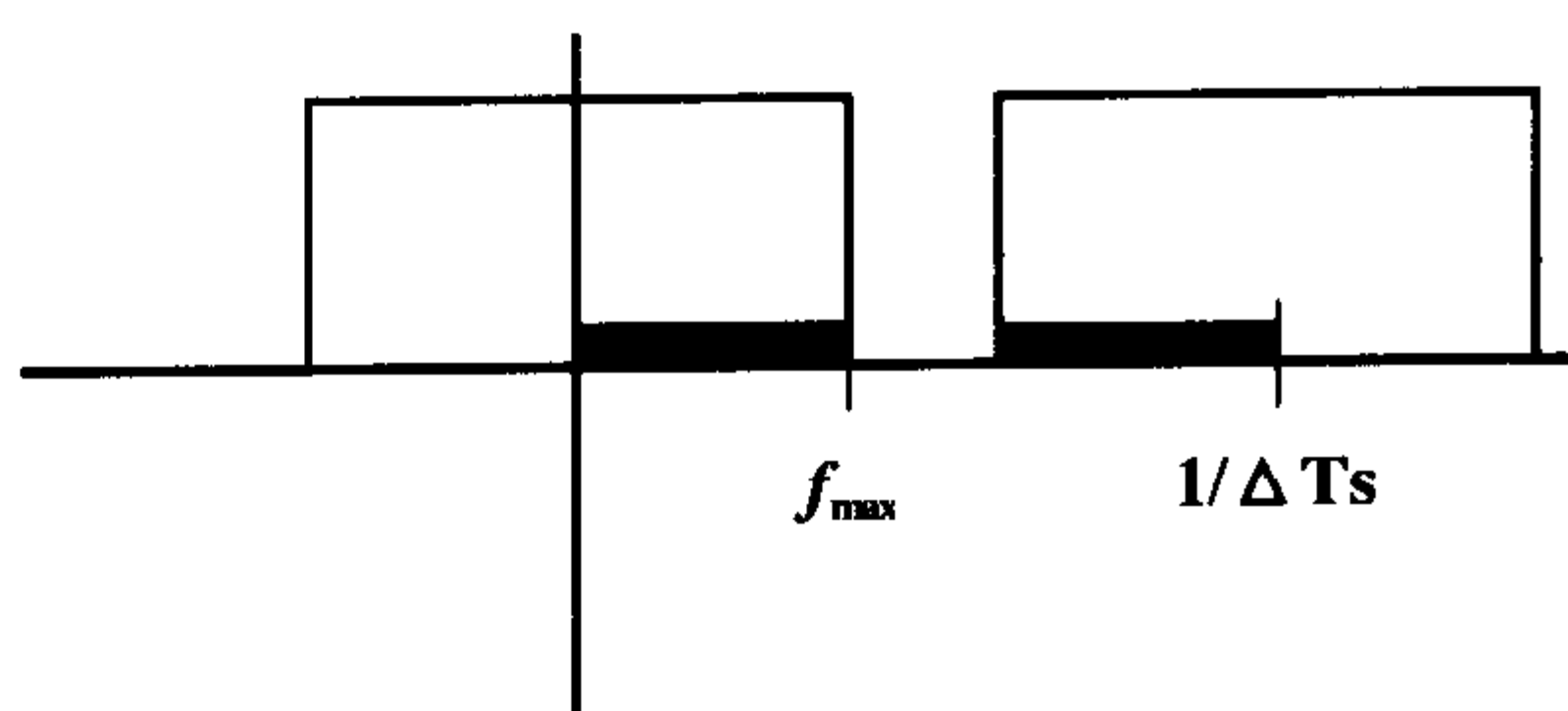


图 12-35 尼奎斯特定律:为避免混叠,信号的最大频率( $f_{max}$ )应小于采样频率( $1/\Delta Ts$ )的一半。换句话说,采样间隔( $\Delta Ts$ )应小于最小周期( $1/f_{max}$ )的一半。也就是,每个周期(与信号的最高频率相对应)至少采样两次,以避免混叠。

号,我们每个周期至少需要采样两次。只要愿意,我们可以进行很多次采样,但是采样需要时间,所以我们希望进行能够从傅立叶变换准确地恢复信号所需的最小采样次数。我们在图形中可看出如何在每个周期最少采样两次时,才能准确地估计最初的余弦信号(图 12-36)。

### 尼奎斯特定理说明

我们可以恢复的最大频率是采样频率的一半。

$$\text{最大频率} = 1/2 (\Delta Ts)^{-1}$$

或者

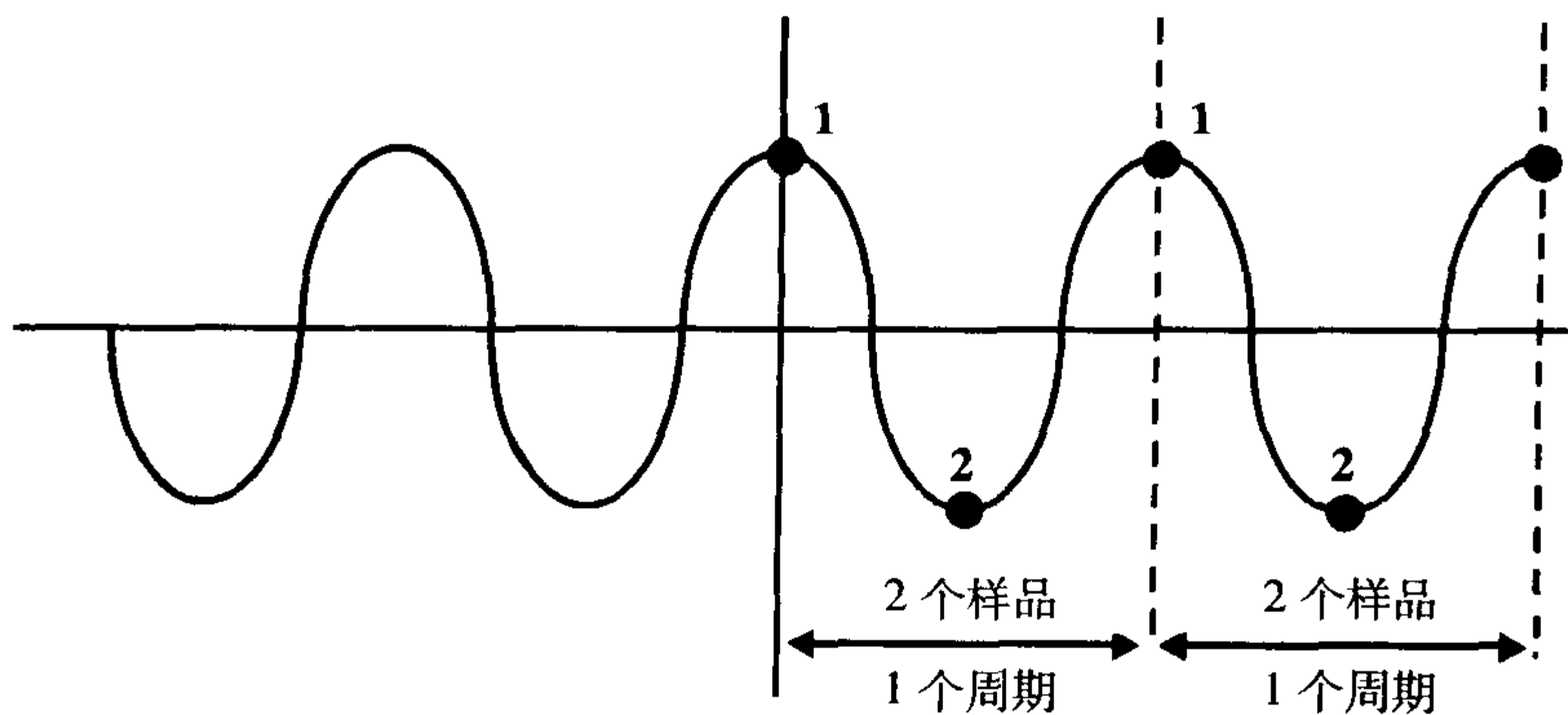


图 12-36 每周期最少采样两次,可以重建最初的信号。

$1/\Delta T_s=2$  (尼奎斯特频率)

问: 采样间隔和采样时间之间的区别是什么?

答: 采样间隔 ( $\Delta T_s$ ) 是两个采样点之间的时间 (图 12-37)。当我们对一个信号进行采样时, 我们不可能进行无限次数的采样。所以我们进行 ( $N$  次) 采样后停止。这就给出了采样时间 ( $T_s$ ) 是对整个信号进行采样的时间。

$$T_s = N \times (\Delta T_s)$$

采样时间 ( $T_s$ ) 等于采样间隔 ( $\Delta T_s$ )

乘以进行采样的数目 ( $N$ )。MR 设备的采样以一定间隔进行 (比如说, 大约  $\Delta T_s=50\mu s$ )。假定我们有 256 行的频率编码数 ( $N=256$ )。那么, 采样时间  $=256 \times 50\mu s \cong 13ms$ 。

让我们证明以下内容:

$$\begin{aligned} \text{带宽} &= 1/\text{采样间隔} \\ \text{带宽} &= 1/\Delta T_s \end{aligned}$$

如果采样之间非常近, 我们将得到较大的带宽。如果采样之间非常远, 我们将得到较小的带宽。前面, 我们一直在讨论射频脉冲的带宽。现在, 我们谈论的是接收信号

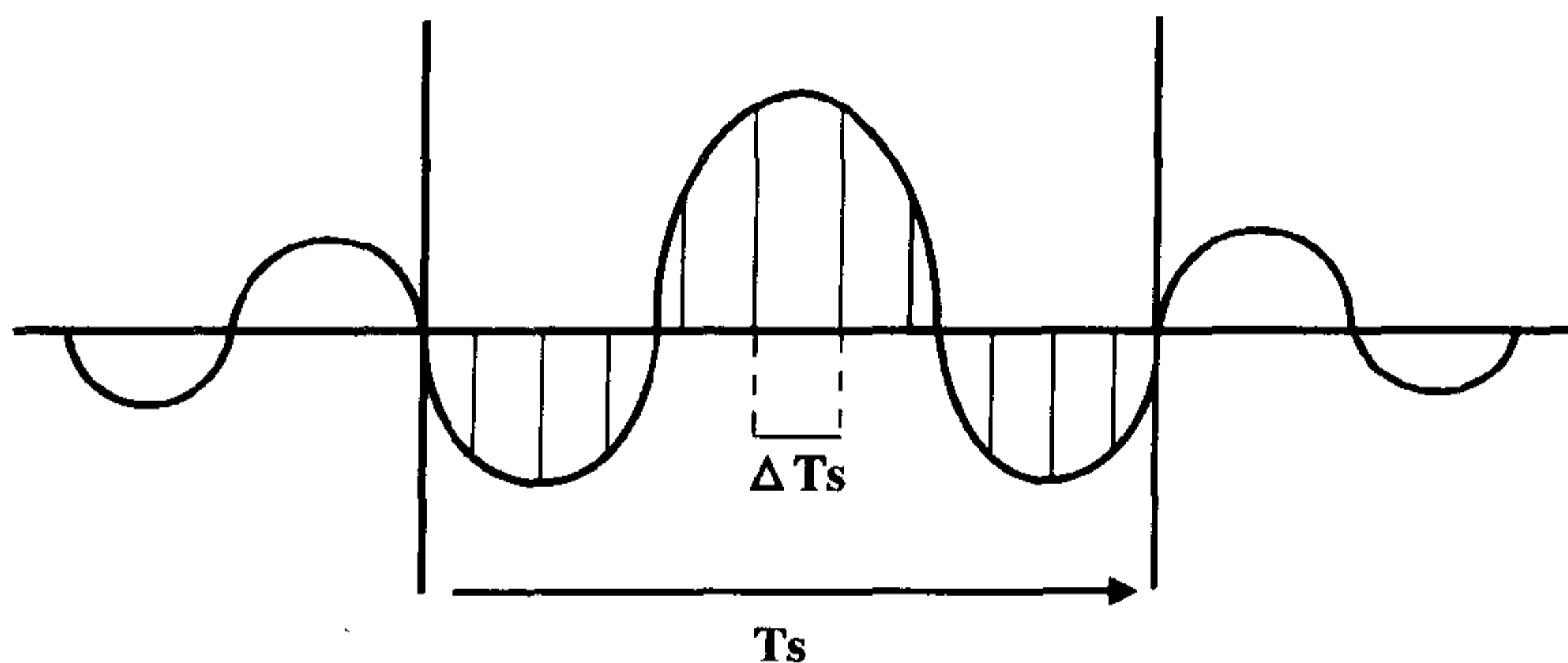


图 12-37 采样间隔  $\Delta T_s$  是两次连续采样之间的时间间隔。采样时间  $T_s$  是总采样时间, 它是  $\Delta T_s$  和采样次数  $N$  的乘积, 也就是,  $T_s=N \cdot \Delta T_s$ 。

的带宽,也就是,回波的带宽。尼奎斯特定理说明每个周期我们最少要采样两次,以重建最初的信号。每个周期进行更多的采样,是否有什么益处?

射频带宽是“发射”带宽。而与采样信号相关的带宽是“接收”带宽。为证明以上带宽和  $\Delta T_s$  之间的关系,回想一下,频率(它是周期数/秒)是时间的倒数( $1/T$ ):

$\Delta T_s$  是采样间隔(在时间域内), $1/\Delta T_s =$  频率,而如果我们按尼奎斯特频率进行操作,

$$1/\Delta T_s = \text{频率带宽(图 12-38)}$$

从图中,我们可以看出如果我们按尼奎斯特频率进行操作,那么带宽等于  $2 \times$  (最大频率  $\omega_{\max}$ )。因此,

$$\text{带宽} = 2(\omega_{\max}) = 1/\Delta T_s$$

为重新得到信号,我们一般进行最小次数的采样,不希望超过这个数值,因为采样越多需要的时间也就越多。我们希望操作尽可能达到高效,也就是,在不产生混叠的基础上,尽量减少采样次数。

在某些情况下,我们每个周期的采样次数可能超过两次。例如,当我们激活扫描仪上防止在频率编码方向上产生卷折的功

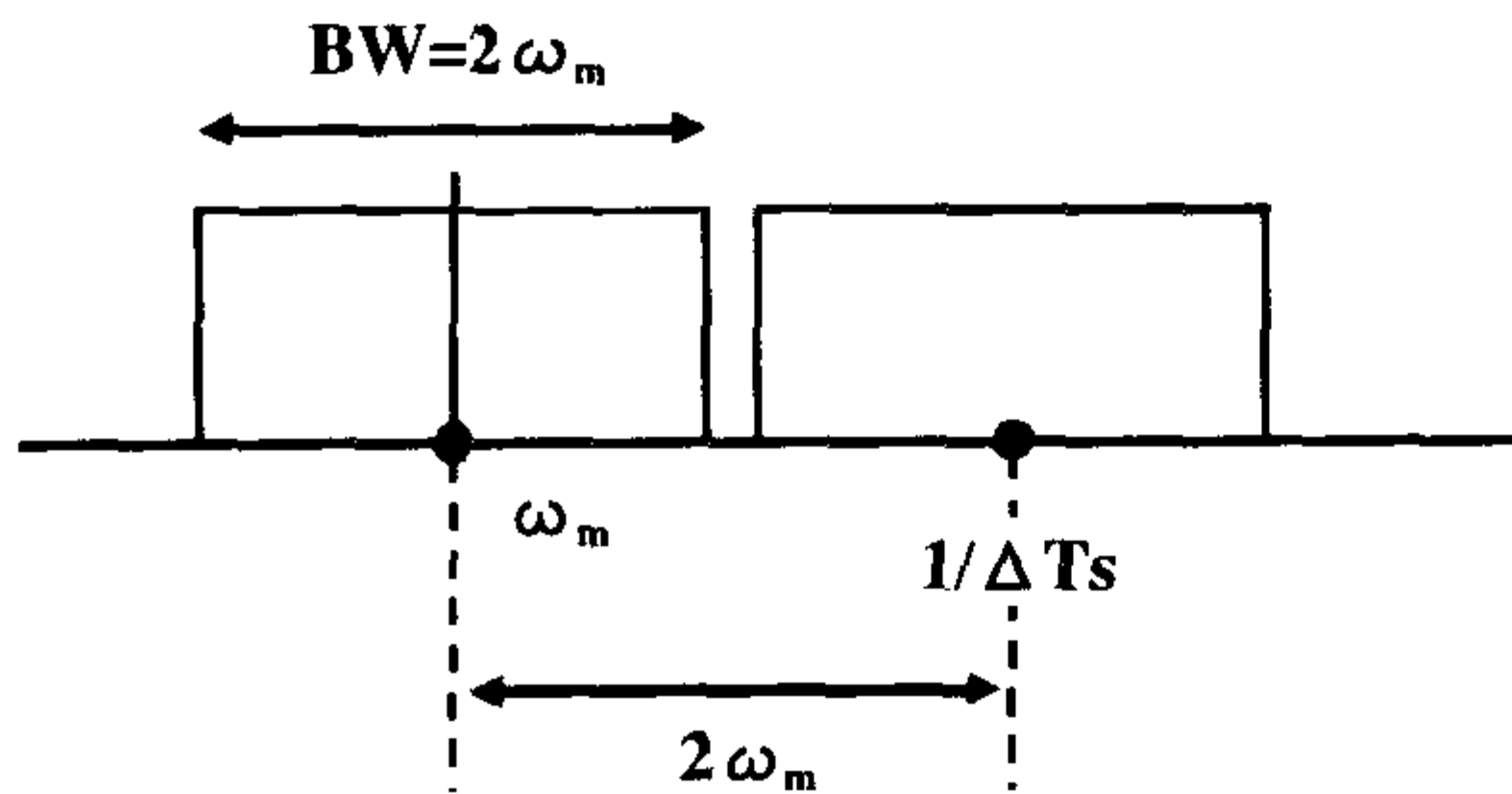


图 12-38 在尼奎斯特频率时,  $1/\Delta T_s = 2\omega_{\max}$  或  $\Delta T_s = 1/(2\omega_{\max})$ 。

能时,扫描仪会自动进行过采样,以免产生混叠。它是通过加倍采样次数而顺利实现的。

## 数字化的 k 空间

我们已经介绍了如何用我们得到的信号充填数据空间的各行,每行使用不同的相位编码过程。我们实际上放到数据空间各行的内容是从每个信号采样的数据。一旦我们把这些采样放到数据空间的每行内,那么我们就完成了数据空间填充。

当对信号进行采样的时候,所有的 MRI 设备都按照相同的原理工作。每个周期最少采样两次,然后放到数据空间(图 12-39A)。如果每个周期采样次数多于两次,那么带宽将变宽,但是它不会对我们重建信号有更好的效果(图 12-39B)。如果我们每个周期采样少于两次,相邻的带宽可能会重叠,导致混叠伪影的产生(图 12-39C)。

## 信噪比(SNR 或 SN)

带宽变窄时,信噪比增加。(这个内容我们会在后面章节内详细讨论。)信噪比与带宽的平方根成反比。信噪比还与体素成正比,与相位编码数( $N_y$ )和采集次数(NEX)的平方根成正比。

$$\text{SNR} \cong (\text{体素体积}) \sqrt{\frac{N_y \cdot \text{NEX}}{\text{BW}}}$$

这样,当我们调整扫描仪的部件,以降低双回波 SE 序列第二个回波的 T2 加权图像的带宽(BW)时,我们可以提高第二个回波的信噪比。是否还记得在我们降低带宽时,我们同时延长了采样间隔( $\Delta T_s$ )。

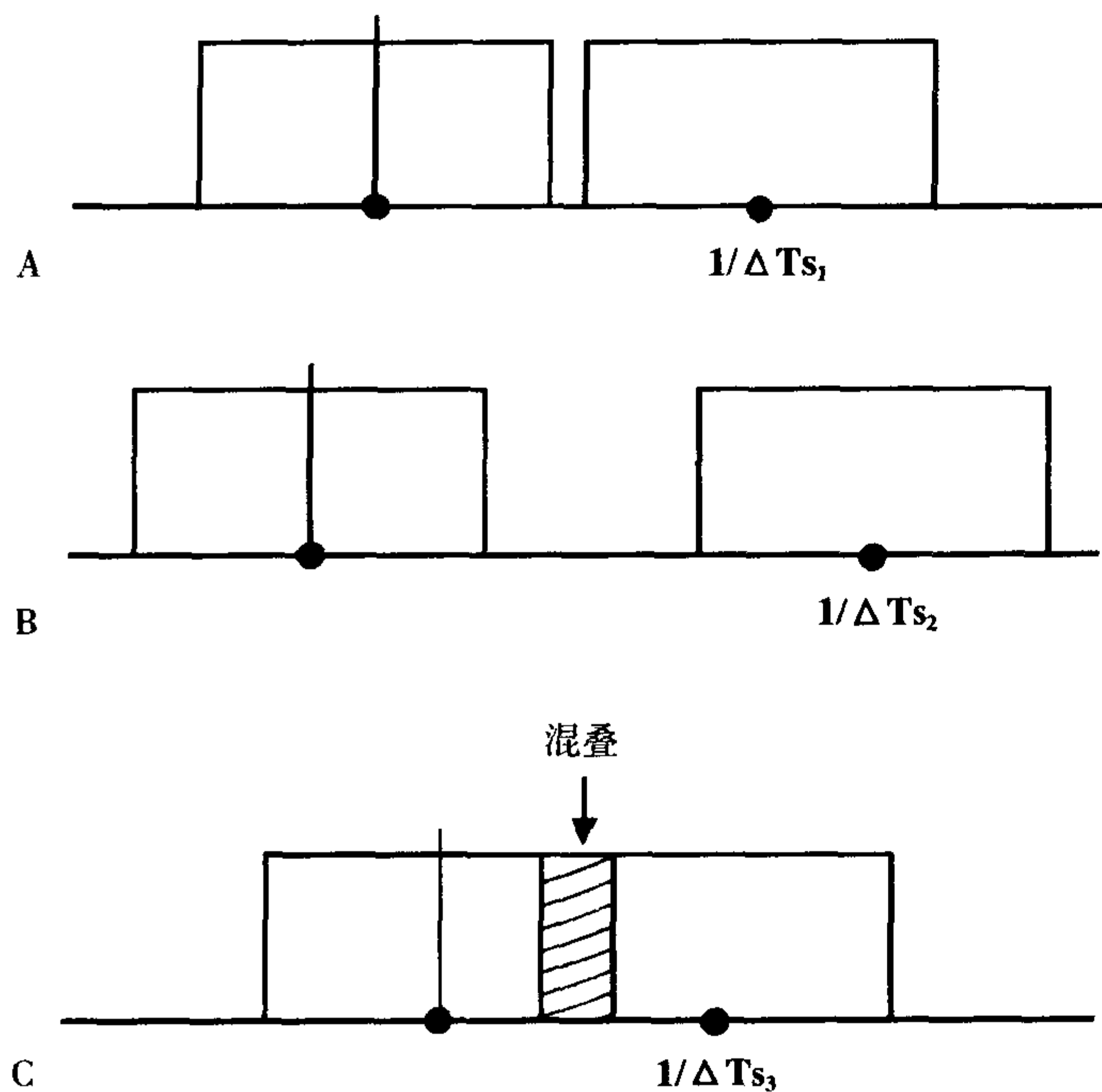


图 12-39 A: 在尼奎斯特频率下进行。B: 采样增加时, 带宽增大。C: 采样过少, 可能会出现混叠 ( $\Delta T_{s3} > \Delta T_{s1} > \Delta T_{s2}$ )。

因为  $T_s = N(\Delta T_s)$ , 所以在增大采样间隔时, 我们必然延长采样时间 ( $T_s$ )。我们仅在第二个回波中进行此项调整, 因为在第二个回波中信号强度总是变得很弱, 所以我们想提高第二个回波的信噪比。但是, 在我们降低带宽来提高信噪比的同时, 我们必须减少每个周期的采样次数; 这样, 我们会增大产生混叠的可能性。这就是为什么降低带宽有一个限制的原因。如果我们采样过快, 带宽会变宽, 而信噪比会下降。如果我们采样过慢, 带宽会变窄, 而且可能产生混叠。

如果我们增加采样时间 ( $T_s$ ), 那么因为下面的公式, 我们必须降低每个 TR 内所能进行的层面数:

$$\text{层面数} = \frac{TR}{TE + T_s/2 + T_0}$$

↓ 带宽 → ↑  $\Delta T_s$ , 而 ↑  $\Delta T_s$  → ↑  $T_s$   
 因为  $T_s = N(\Delta T_s)$ 。  
 同时 ↓ 带宽 → ↓ 层面数  
 因为 ↑  $T_s$  → ↓ 层面数

## 复合信号的采样

我们在一个, 如图 14-40 所示的, 更复杂的信号下讨论采样定理。当我们有一个复合的信号 (也就是, 由两个或更多的频率所组成的信号) 时, 我们需要对信号内存在的最高频率每个周期最少采样两次。

假定上面的复合信号由三个不同的余弦波形组成, 每个余弦波形具有不同的频率 (图 12-41)。我们三个不同的信号, 它们叠加到一起产生了一个特殊的信号。



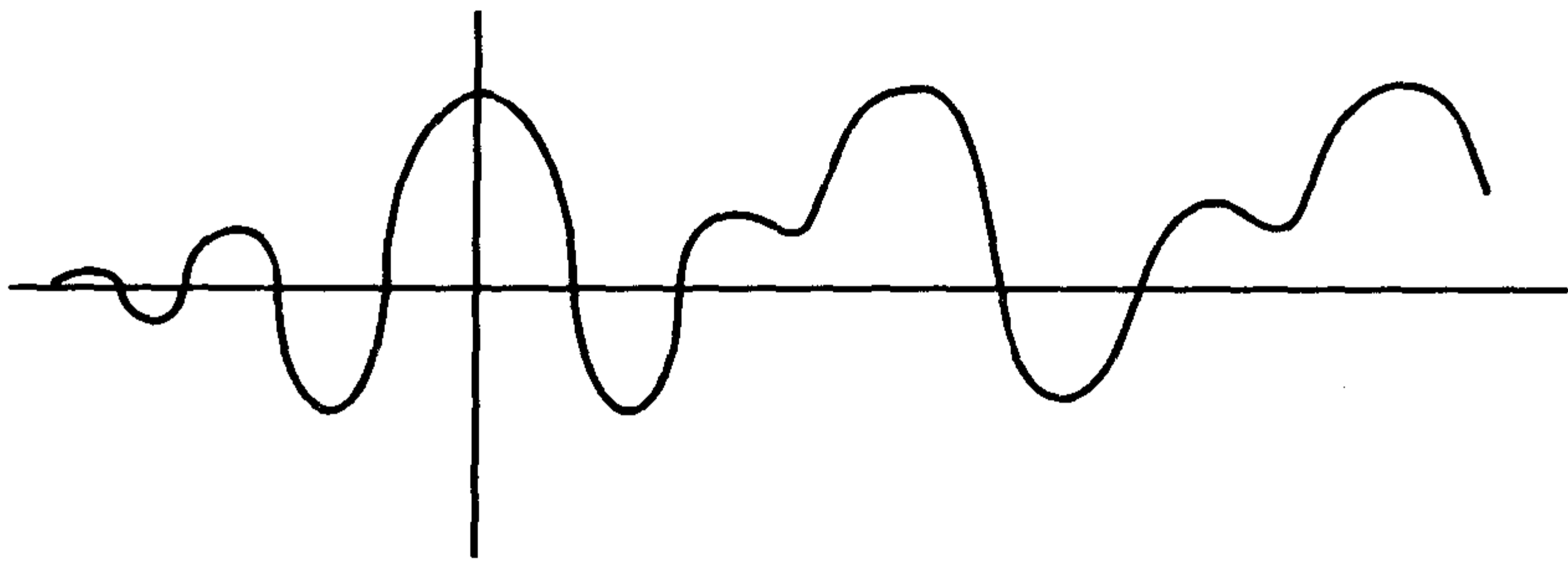


图 12-40 复合信号的一个示例。

采样定理是指信号成分中的最高频率。这样，我们要对信号最高频率的成分每个周期采样两次；这显然就意味着对信号的其他较低频率的成分每个周期要采样两次以上。

我们正在对复合信号进行采样。这样，即使对信号的最高频率成分每个周期只采样两次，我们对信号的较低频率成分每个周期必然会采样两次以上。

尼奎斯特采样定理：必需（对信号内的最高频率成分）每个周期至少采样两次，才能由它的采样准确地重建出最初的信号。

示例 1

(a) 在 1.5T 条件下，典型的需要 8 毫

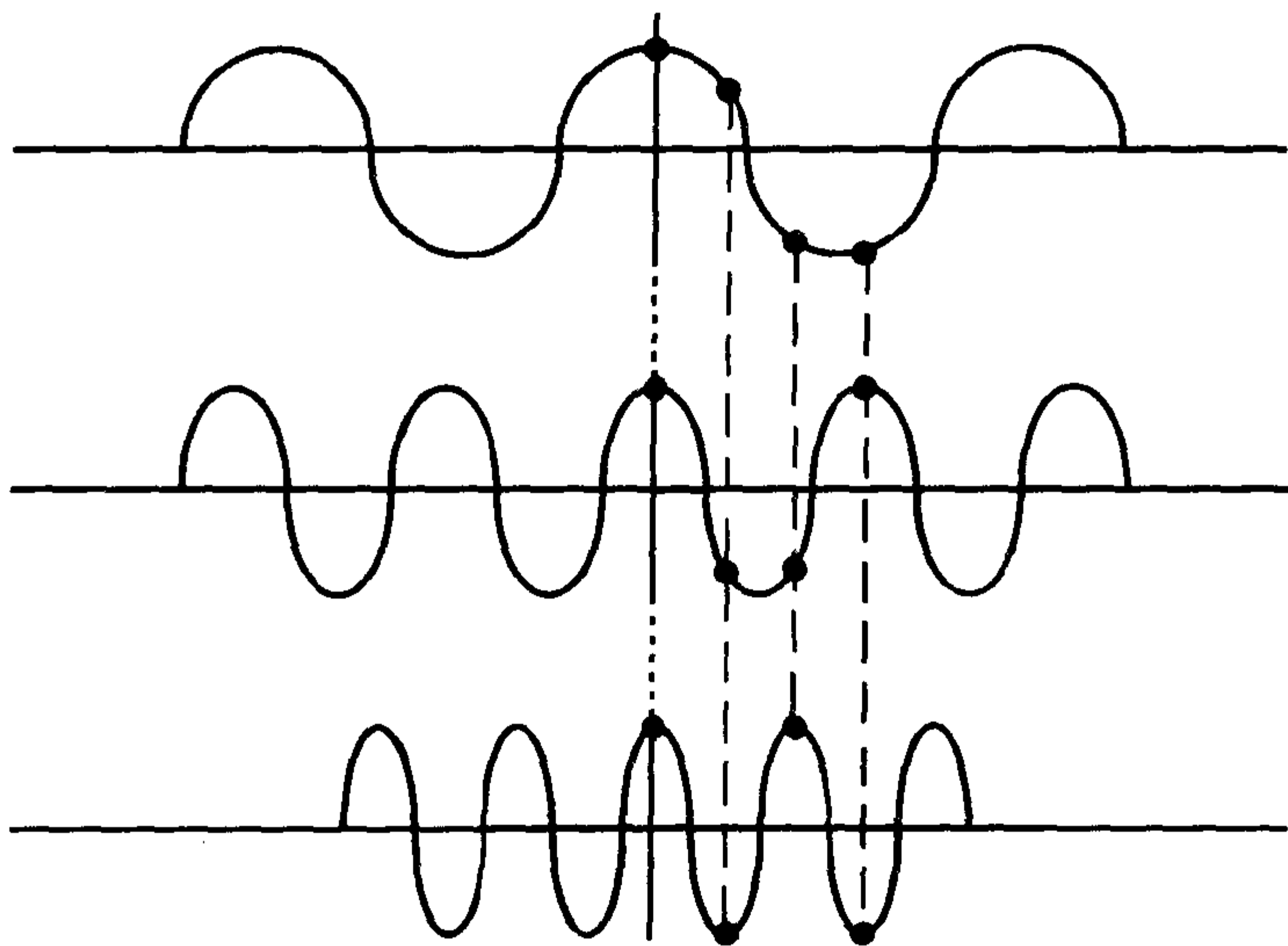


图 12-41 在复合信号中，需要对最高频率的成分每个周期采样两次，以避免混叠。

秒进行一次读出： $T_s=8\text{ms}$ 。

(b) 我们有一个矩阵，假设，为  $256 \times 256$  个像素。

习惯上，第一个数是指频率编码数。第二个数是指相位编码数。带宽是多少呢？我们知道，

$$BW=1/\Delta T_s$$

$\Delta T_s$  是多少呢？

$$\Delta T_s = \text{采样时间} / \text{采样数}$$

$$= 8 \text{ 毫秒} / 256 \text{ 次采样}$$

$$BW=1/\Delta T_s=1/(8\text{ms}/256)$$

$$=256/8\text{ms}=256/0.008\text{s}$$

$$=32\,000\text{Hz}=32\text{kHz}=\pm 16\text{kHz}$$

这是一个频率编码数为 256，采样时间为 8ms 的读出条件时的典型带宽。这样，32kHz ( $\pm 16\text{kHz}$ ) 的频率带宽是一个处理

常规图像中非常典型的频率带宽。它意味着带宽向中心频率的右侧延伸 +16kHz，向左侧延伸 -16kHz。

## 示例 2

如果我们进行  $512 \times 512$  的矩阵，也就是，频率编码数为 512 将会出现什么情况？

(a) 我们或者可以有更大的频率带宽：

$$BW=\frac{1}{\Delta T_s}=\frac{1}{T_s/N}$$

$$=\frac{1}{0.008\text{s}/512}$$

$$=512/0.008\text{s}$$

$$=64\text{kHz}=\pm 32\text{kHz}$$

(b) 或者我们可加倍采样时间而采样间隔（和带宽）保持不变。

（以后我们将介绍视野和带宽之间的关系。）

## 要点

在这章中，我们介绍了信号处理的基本概念，图像处理是它的一个部分。就像我们在这章开始的简介中所谈到的，理解这些概念对于理解图像优化的复杂性是至关重要的，而后者恰恰是每个影像工作者的目标之一。同样，死记这些公式并不如理解它们其中所含的概念更重要。现在我们把学过的总结一下：

1. ADC（模拟 - 数字转换）是把模拟的（随时间变化的）信号编码成为一个数字的（包含一系列二进制的 0 和 1）在计算机内用字节（8 位）表示的信号的过程。

2. 它是通过对信号进行采样而实现的。
3. 为了能够从间断的采样中重建最初的信号，必须满足尼奎斯特定律。否则会产生混叠。
4. 尼奎斯特定理规定采样频率必须至少是信号内最高频率的两倍。
5. 换个形式表述，如果你选取信号最高频率成分的波形（记住每个信号都由许多不同频率的信号所组成），那么为避免产生混叠，每个周期至少采样两次。
6. 这样，由于采样不足可以产生混叠。为保证不会发生混叠，MR 扫描仪可以自动进行过采样。

7. 带宽 (BW) 定义为信号内的频率范围。
8.  $BW=1/\Delta T_s$ , 式中  $\Delta T_s$  是采样间隔 (两次采样之间的时间间隔)。
9. 在尼奎斯特频率条件下,  $BW=2\omega_{\max}$ , 式中  $\omega_{\max}$  是信号内的最高频率, 所以  $\Delta T_s=1/BW=1/(2\omega_{\max})$ 。
10. 总的采样时间  $T_s=N_x \cdot \Delta T_s$ , 式中  $N_x$  是频率编码数。
11. 信噪比取决于

$$SNR \propto \text{体素体积} \sqrt{(N_y \cdot NEX/BW)}$$

12. 所以,

如果  $BW \downarrow$ , 则  $SNR \uparrow$

13. 当需要较高的信噪比时, 使用较窄的带宽 (例如双回波 SE 图像中的第二个回波)。
14. 当  $\Delta T_s \uparrow$  时,  $BW \downarrow$  (也就是, 采样次数减少), 可能造成混叠!
15. 现在, 如果  $\Delta T_s \uparrow$ , 那么,  $T_s=N_x \cdot \Delta T_s$  也  $\uparrow$ , 它会造成  $TE \uparrow$ 。因为

$$\text{层面数} \cong TR/TE$$

那么更窄的带宽将会减少扫描范围。

## 习题

12-1 根据尼奎斯特定理, 为避免混叠:

- (a) 需要对最高频率每个周期最多采样两次。
- (b) 需要对最高频率每个周期最少采样两次。
- (c) 需要对最低频率每个周期最多采样两次。
- (d) 需要对最低频率每个周期最少采样两次。

12-2 根据尼奎斯特定理, 为避免混叠:

- (a) 采样频率必须至少是信号内最高频率的一半。
- (b) 采样频率必须至少是信号内最低频率的两倍。
- (c) 采样频率必须至少是信号内最

高频率的两倍。

- (d) 采样频率必须至少是信号内最低频率的一半。

12-3 是 / 否 带宽 (BW) 是采样间隔 ( $\Delta T_s$ ) 的倒数。

12-4 是 / 否 SNR 与  $1/BW$  成正比。

12-5 较窄的带宽 (其它条件不变) 将导致:

- (a) SNR 增大
- (b) 扫描范围减小
- (c) 采样时间延长
- (d) 所有以上内容
- (e) 仅 (a) 和 (b)

12-6 是 / 否 由于过采样导致出现混叠。

## 简介

在我们能够理解 k 空间以前，我们需要讨论数据空间，它是所处理图像数据的矩阵。对于大多数放射学工作者，k 空间的概念是非常模糊的！在前面的章节，我们已经学过了数据空间和 k 空间的一些基本概念。在这章里，我们将会更深入地学习一些 k 空间的性质。理解 k 空间对于理解一些较新的 MRI 快速扫描技术，例如快速自旋回波 (FSE) 和平面回波成像 (EPI) 是至关重要的。

## k 空间从何而来？

k 空间起源于数据空间，所以它实际上并不像它最初表现的那么可怕。图 13-1 显示了一个典型的  $256 \times 256$  矩阵的数据空间。

1. 图 13-1 是 k 空间的“模拟”形式。真正的 k 空间，正如我们在后面将要看到的，是此图的数字化形式，参考轴为空间频率。

2. 在图 13-1 中，我们所具有的相位编码数为 256。我们把零相位编码（也就是，没有相位编码）放在 k 空间的中心，所以我们（由下至上）依次排列从 -127 的相位编码到 +128 的相位编码。

3. 我们的频率编码数也为 256。

4. 那么，y 轴是相位编码方向。

5. 在 k 空间中心，我们放置没有相位编码梯度时采集的信号。

6. 在沿 y 轴向上移动时，每个信号采集时的相位编码梯度逐步增加，最大梯度位于 +128 的相位编码。同样，在沿 y 轴从零梯度向下时，每个信号采集时的相位编码梯度沿相反方向增加，最大梯度位于 -127 的相位编码。

我们现在回来复习以下自旋回波脉冲序列（图 13-2）。

1. 我们施加  $90^\circ$  脉冲时，选择恰当的层面选择梯度， $G_z$ 。

2. 下一步，我们施加  $180^\circ$  脉冲，在一段时间 TE 后，接收回波。

3. 在接收回波时，我们施加读出梯度， $G_x$ 。

4. 然后我们把这个信号的采样结果放

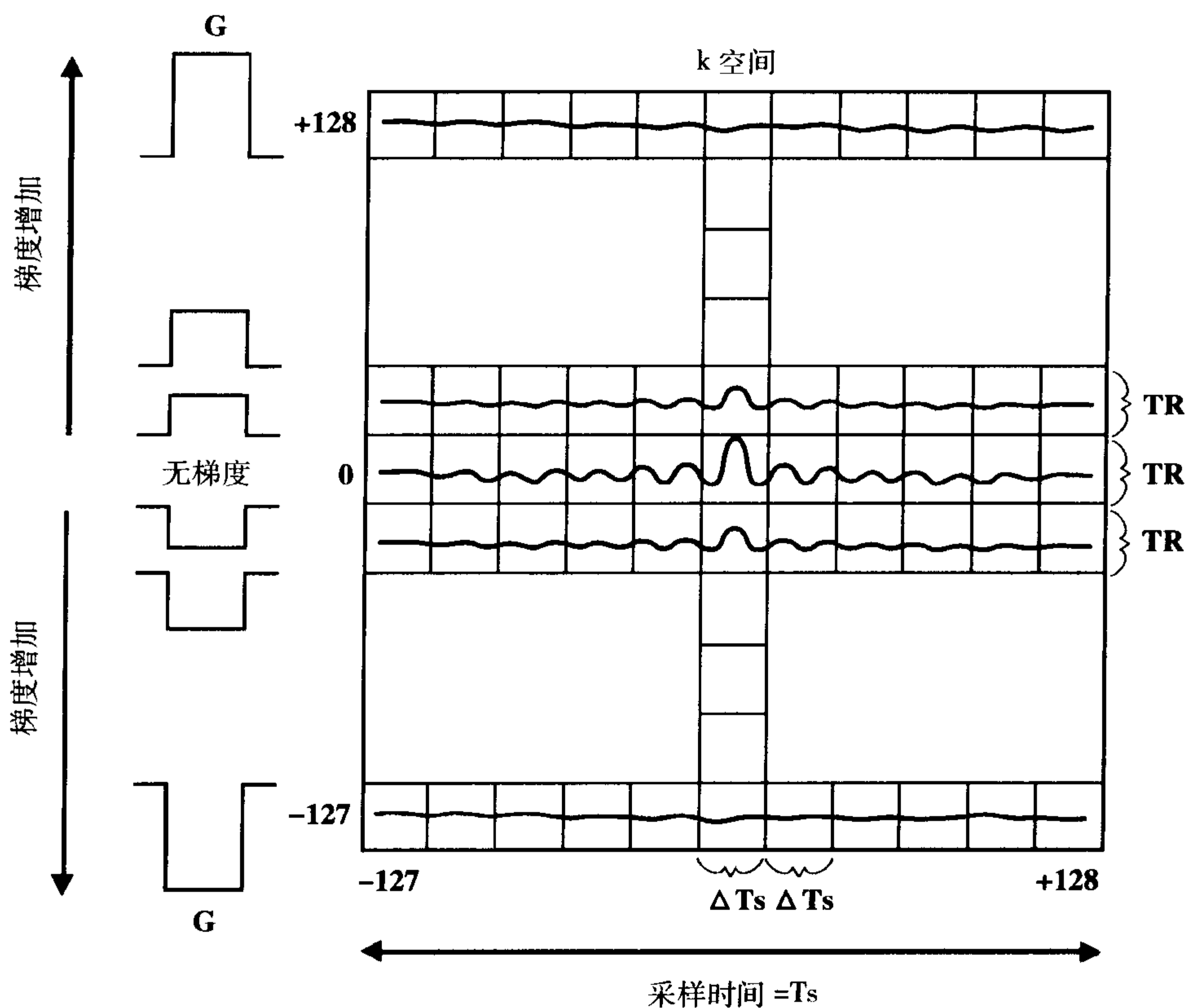


图 13-1 数据空间(两个轴都随时间而变)是 k 空间的“模拟”形式。

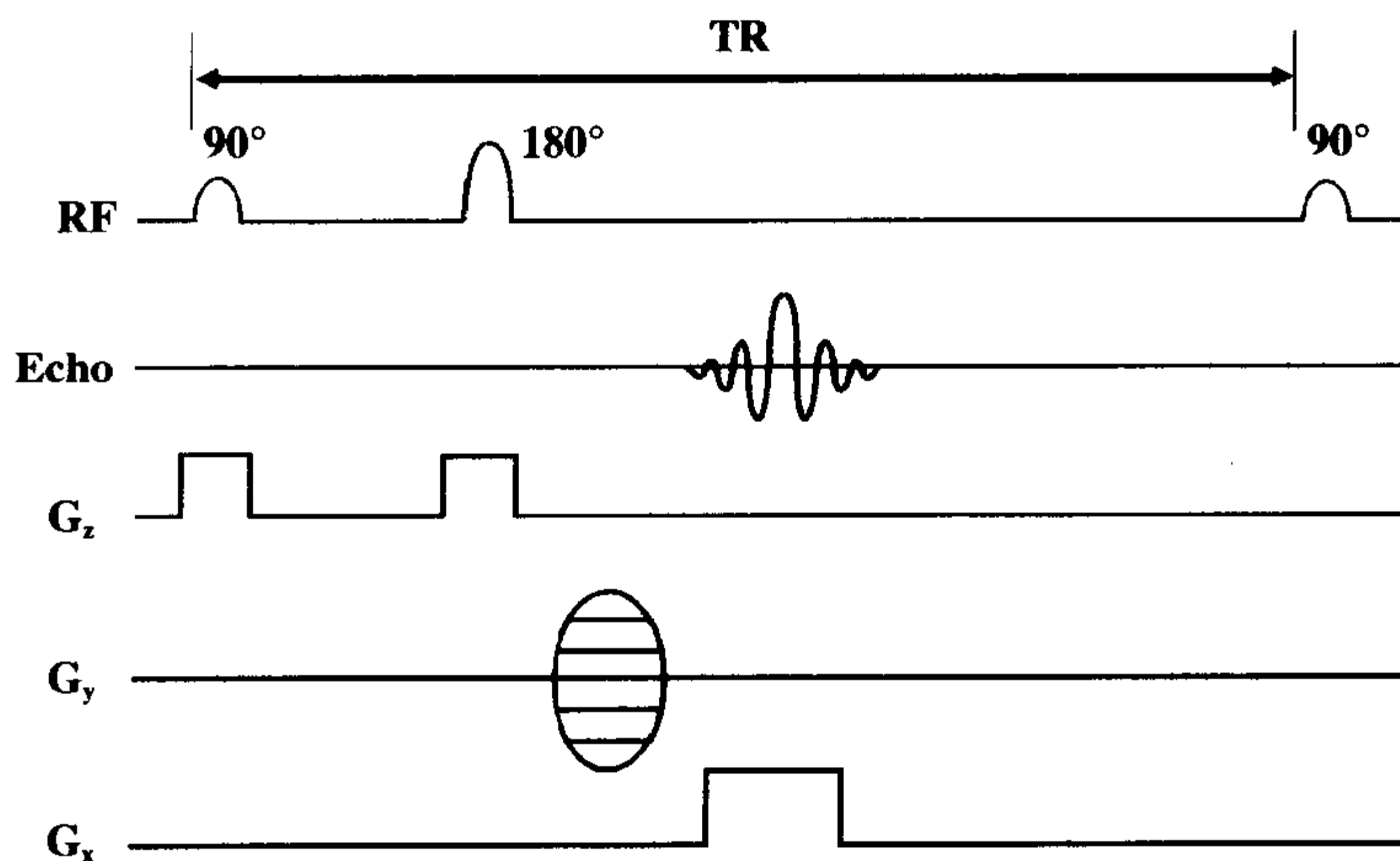


图 13-2 自旋回波脉冲序列图。

到  $k$  空间的某一行。我们假定这个回波采集时没有在  $y$  方向上使用相位编码梯度。我们对信号进行采样，然后把它放到数据空间中相位编码为零的一行。

5. 如果假定，一个  $256 \times 256$  的矩阵，我们进行 256 次采样。在数据空间每行上的 256 个点都是回波的一个采样。（画出分散的采样很困难，所以我们在数据空间的各行画出连续的信号，实际上各行的每个点都是一个数字化的信号采样）。

6. 对于数据空间的第二行，除了采集信号时在  $y$  轴方向上使用较小的相位编码梯度外，其他完全相同。

是否记得相位编码梯度造成信号的失相位。这样，数据空间内第二行的信号将与第一个信号的形状非常相似（因为两个信号都来源于同一层的组织，仅是采集的时间不同），但是信号的大小要小于第一个信号（因为相位编码梯度不同，第二行的信号经过更多的失相位过程）。这样，当我们在数据空间内画出第二行的这个信号时，我们会看出它在形态上与第一个信号非常类似，但振幅稍低——因为它经过稍强的失相位过程。

充填数据空间内最后一行（+128）的信号将会是非常平直，因为它出现最大的失相位过程；同样，我们填充零行以下的信号（也就是，-1, -2...-127），将是对称性的结果。例如，（-1）行与（+1）行的信号强度相似，尽管（+1）行是由于磁场强度略微增加造成的轻微失相位，而（-1）行是由于磁场强度略微减小造成相似的轻微失相位。同样，充填数据空间第一行（-127）的信号也将会是非常平直，类似于相反方向的（+128）行的最大失相位。

是否记得在数据空间中每行中都包含来自于一个 TR 周期内整个成像层面的信

号。每个 TR 周期的采集时，在  $y$  轴上都使用不同的相位编码梯度。

问 1：从数据空间的一行到下一行需要多长时间？

答：它需要一个 TR 的时间。

问 2：数据空间内同一行的一个（采样）点到相邻的下一个（采样）点需要多长时间？

答：它需要的时间是两次采样之间所用的时间，也就是，采样间隔（ $\Delta T_s$ ）。

问 3：充填数据空间的一行需要多长时间？

答：我们假定  $\Delta T_s \cong 50 \mu s$ ，沿读出方向线有 256（ $N$ ）次采样。采样时间是

$$\begin{aligned} T_s &= (\Delta T_s) (N) \\ &\cong (50 \mu s) (256) \\ &= 12.8 \text{ms} \end{aligned}$$

这样，充填数据空间的一行需要大约 12.8 毫秒。通常，需要

$$T_s = N_x \cdot \Delta T_s$$

充填数据空间的一行。

问 4：充填数据空间的一列需要多长时间？

答：采集时间是  $N_p \times TR$ ，式中  $N_p$  是相位编码数。

我们假定  $TR = 3000 \text{ms}$ ， $N_p = 256$ 。

$$\begin{aligned} \text{采集时间} &= (3000 \text{ms}) (256) \\ &= 12.8 \text{分钟} \end{aligned}$$

如果  $TR = 500 \text{ms}$ ，那么

$$\text{采集时间} = (500 \text{ms}) (256) \cong 2 \text{分钟}$$

充填数据空间的一行需要数毫秒的时间,但是充填数据空间的一列则需要数分钟的时间。

## 运动伪影

前面的概念正是说明为什么运动伪影主要表现在相位编码方向上的原因。换句话说,在相位编码方向上采集信号比频率编码方向上要耗费更长的时间,导致运动时影响图像主要表现在相位编码方向上。另外一个原因,我们以后将会谈到,任何方向的运动都导致相位的变化;因此,运动伪影出现在相位编码方向上。

## k 空间的特性

### k 空间的中心

数据空间的中心包含最大的信号。这是因为两个原因:

1. 在中间一列的每个信号都具有最大的信号振幅(图 13-3)。回想我们施加  $180^\circ$  聚相位脉冲后,失相位的信号开始重聚,当质子群完全重聚时信号达到最大振幅。然后质子群再次失相位,振幅减小。

数据空间中间一列对应于每个回波的中心,而外周的各列对应于回波的外周部分:数据空间中间左侧各列描述的是回波聚相位到达最大振幅的过程;在数据空间中间右侧各列描述的是回波由最大振幅失相位的过程。

这样,当我们向更外周的各列移动

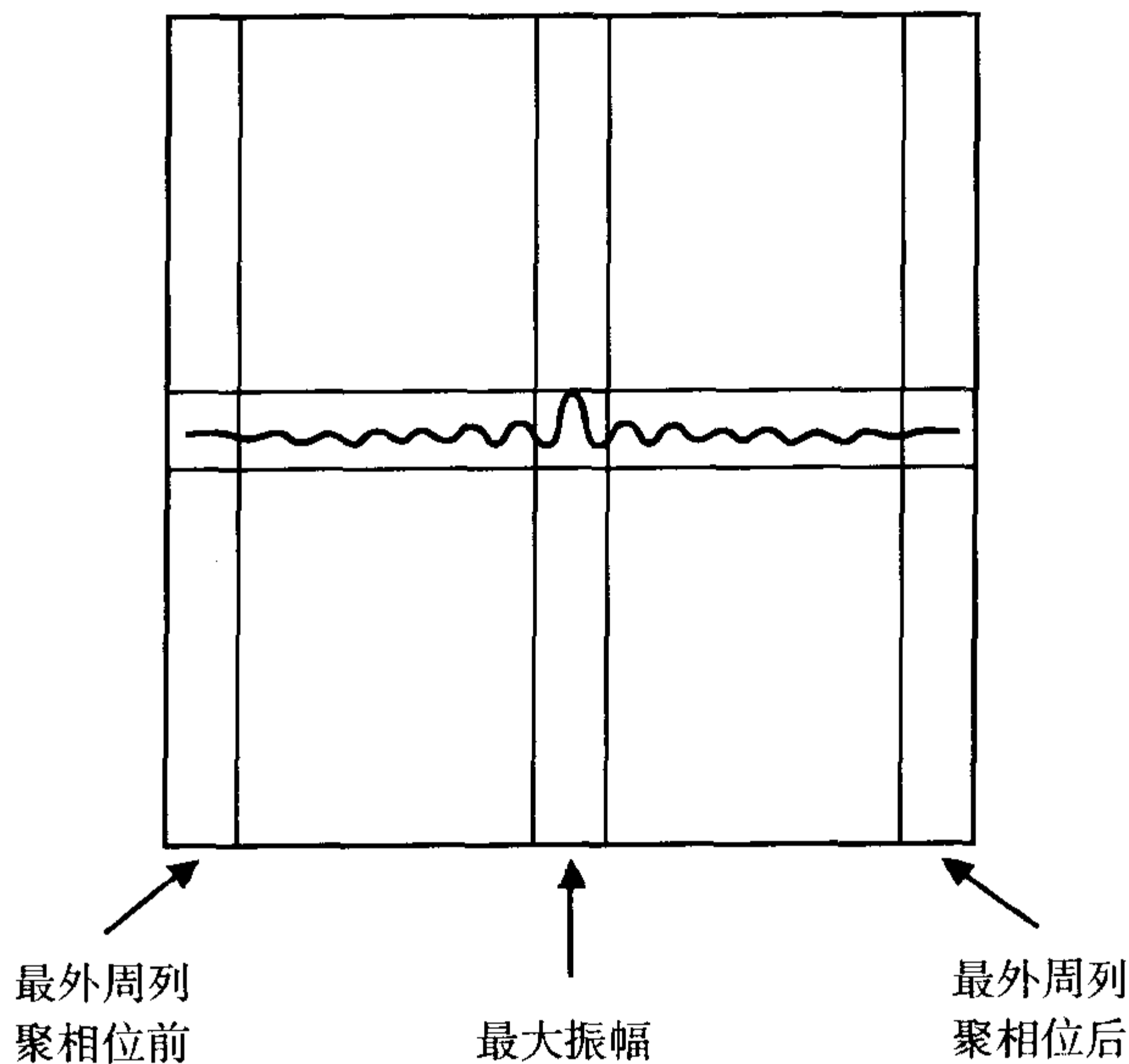


图 13-3 信号的最外周点具有最弱的振幅;中心点具有最大的振幅。

时,信号将变弱。左边的最外周点是信号最弱之处,此时信号刚开始聚相位(图 13-3)。同样,右边的最外周点是信号聚相位后再次达到最大失相位的信号最弱之处。

2. 在中间一行具有最大的信号振幅,因为采集此行时没有相位编码梯度所造成的额外的失相位;随后各行的相位编码梯度逐步增大,信号的振幅逐步减小。

这样,因为中间一行具有最强的回波,而中间一列也包含回波的最大峰值,所以数据空间的中心点具有最大的振幅,也就是,最大的信噪比(图 13-4)。

当我们在两个方向上向外周移动时,信号将变弱:

1. 在  $y$  方向上,由于相位编码逐步增大。
2. 在  $x$  方向上,由于回波信号或没有达到最大振幅,或因失相位造成丧失最大振幅。

## $k$ 空间的图像

因为信号本身的震荡特性,数据空间(和  $k$  空间)的图像将表现为一系列同心的环状信号强度,在信号从高到低震荡的过程中具有不同高低信号强度的带,但从中心到外周总的趋势是信号强度减低的过程(图 13-5A)。所以, $k$  空间内白和黑的环分别对应于回波的峰和谷。最初的( $k$  空间)原始数据和图像参见图 13-5。

## $k$ 空间的边缘

你可能在思考如果  $k$  空间的中心包含最大的信号,为什么不清除外周部分的信号,仅用中心高信号强度的数据形成一幅图像呢(图 13-4 和图 13-6A)? 我们确实可以用这些数据形成一幅图像,但是所成像结构的边缘将会非常粗糙(图 13-6B)。  $k$  空间的外周部分决定图像的细微结构。我们看看它是如何发生的?

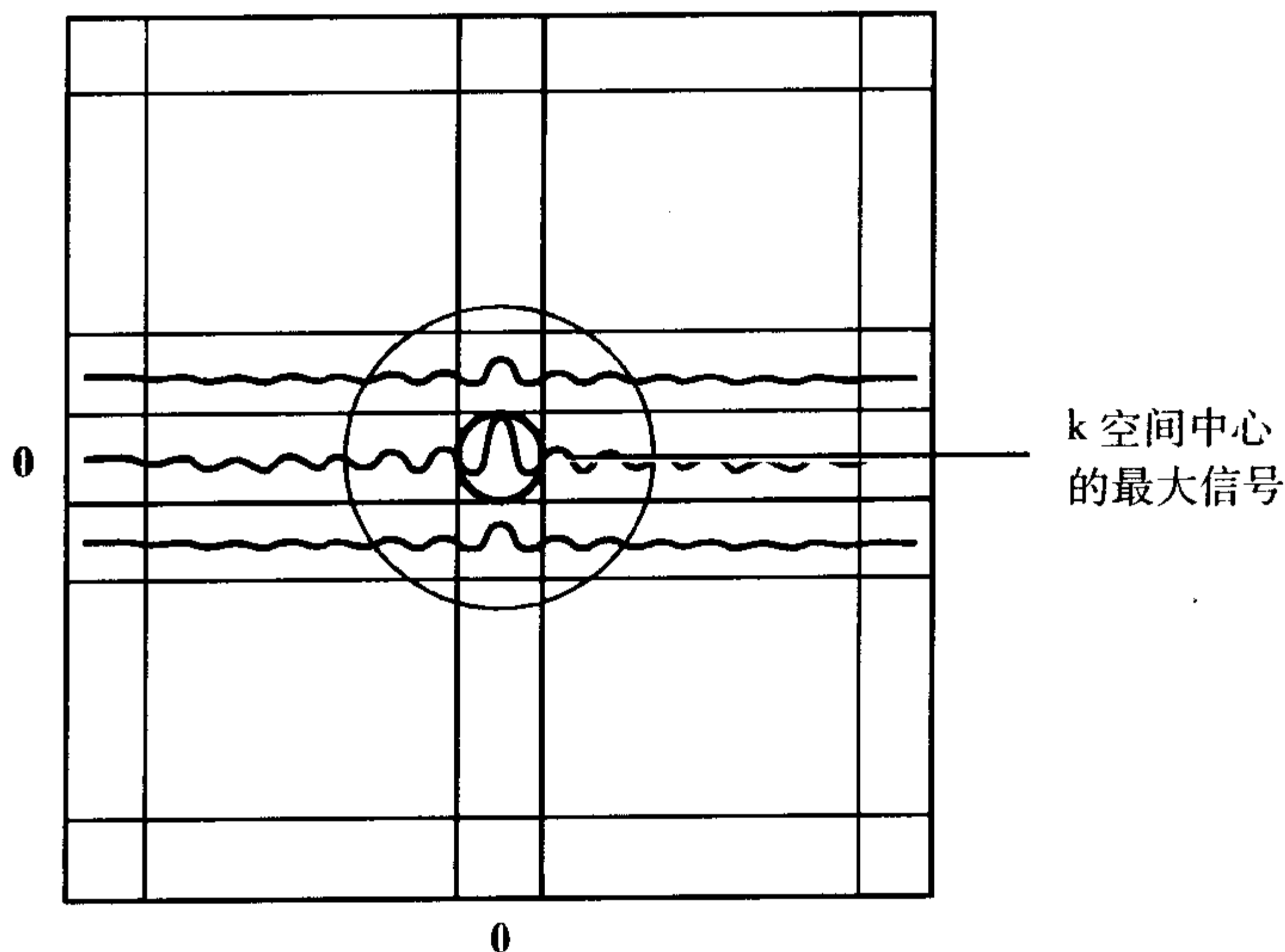


图 13-4  $k$  空间的中心通常含有最大的信号。



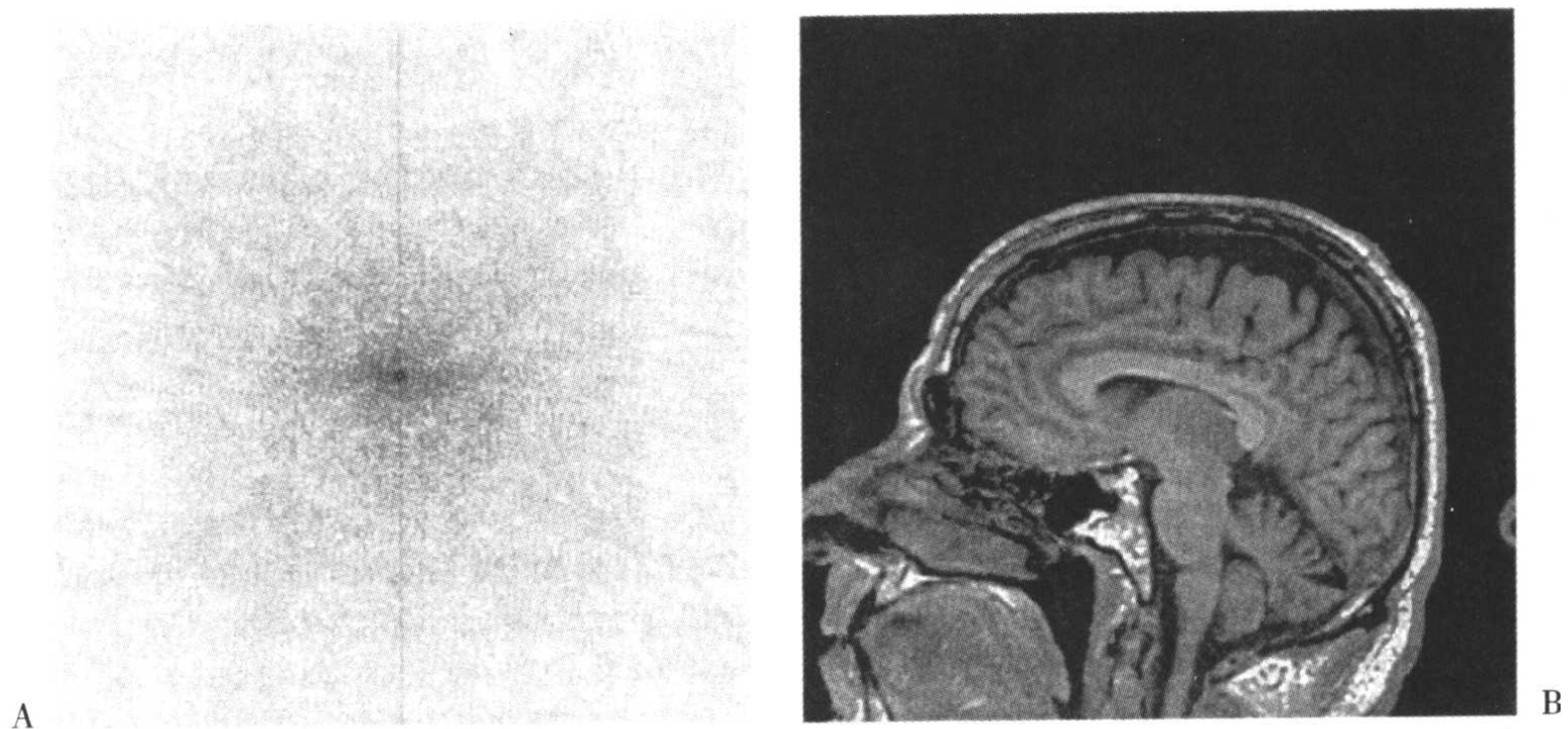


图 13-5 A:最初的(k空间)原始数据。 B:最初的(脑正中矢状 T1 加权)图像。

问：在 k 空间的外周可以得到什么类型的信息呢？

答：k 空间的外周部分提供关于图像的“细致度”和邻接结构界面清晰度的信息。

回想下面 sinc 波形的傅立叶变换和前面章节中提到的它修剪后的形式（图

13-7）。正如你所看到的，通过对信号（回波）进行修剪，可以在傅立叶变换中产生波纹效应。这样，通过清除在数据空间外周部分的采样，图像内的界面变得不清晰，图像变得粗糙，换句话说，当 k 空间边缘被去除后，图像的细微结构被放弃了。图 13-8B 是相应于 k 空间外周的图像。

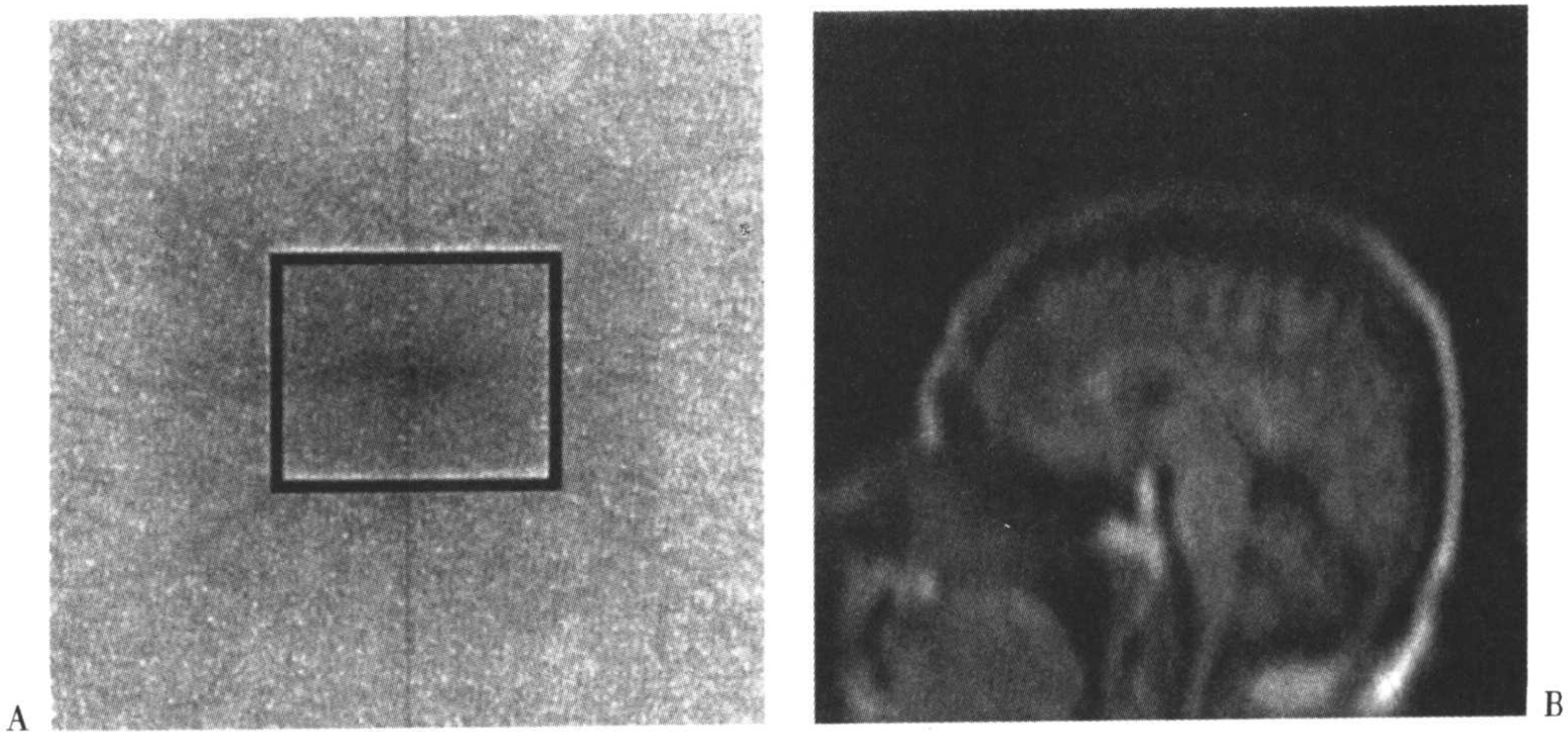


图 13-6 A:k 空间。 B:仅由 k 空间中心重建的图像。由于去除了 k 空间外周的点，细致度明显降低。

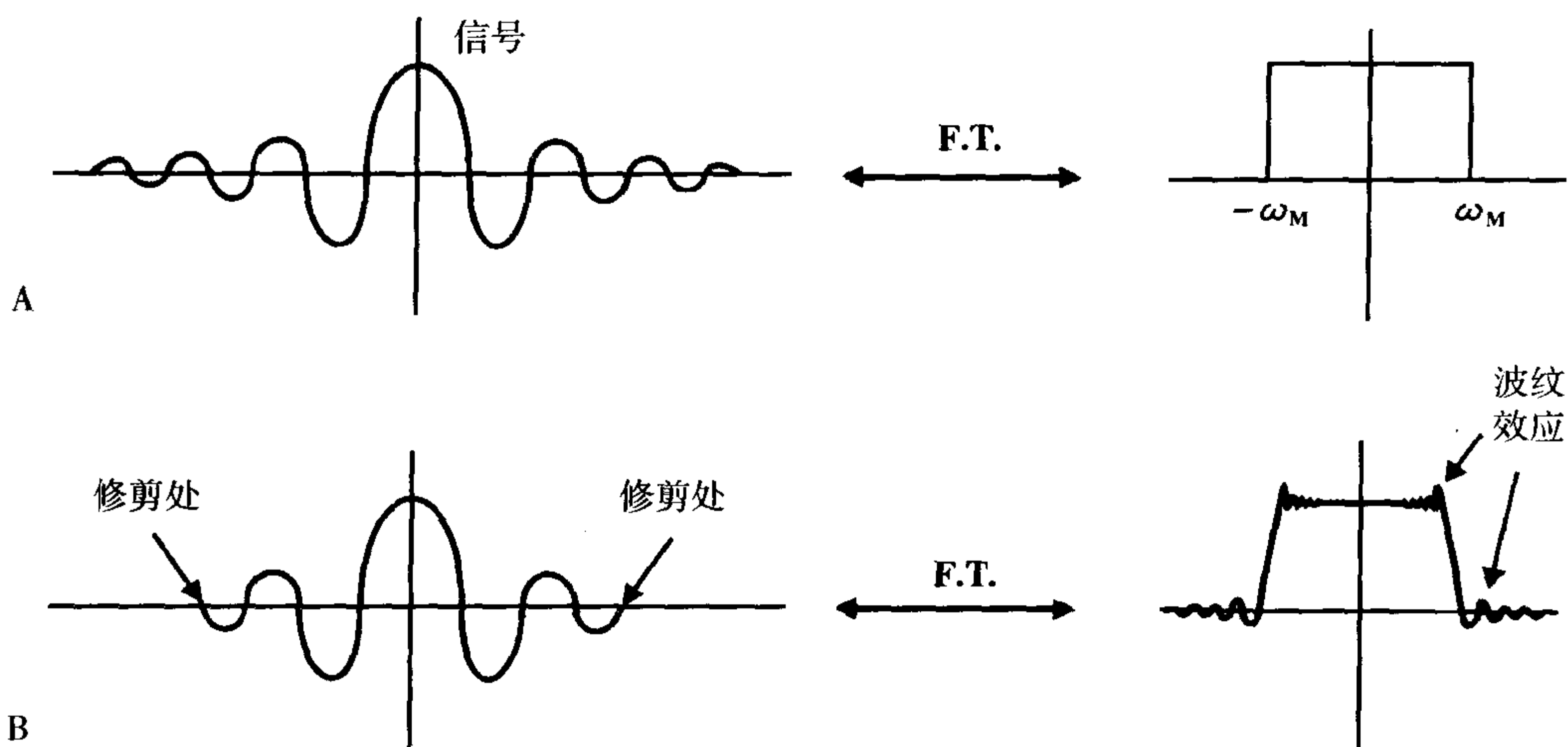


图 13-7 A:理想的 sinc 函数的傅立叶变换是矩形。B:修剪后的 sinc 函数的傅立叶变换具有波纹效应。

## 图像重建

我们可以选取  $k$  空间的一行形成一幅图像。它将不会是一幅很好的图像,但是它仍含有重建出相应层面图像所需的所有信息。

**$k$  空间的中心和图像的中心完全没有直接关系。同样, $k$  空间的边缘和图像的边缘也没有直接关系。**

在  $k$  空间最边缘的点也对整幅图像有作用。虽然从信噪比来看,它对图像的作用不如  $k$  空间中心的点,因为  $k$  空间的中心具有最大的信号,但是外周的点仍然可以对图像的细致和清晰度起作用。

一旦我们有  $k$  空间内的所有数据,我们对  $k$  空间进行傅立叶变换就可以得到图像。

**问 1:** 为什么  $k$  空间的傅立叶变换就

是所需要的图像?

**答:** 因为频率与  $x$  轴上的位置之间,相位编码梯度强度<sup>[1]</sup>和  $y$  轴上的位置之间都存在一一对应关系。

**问 2:** 为什么频率与位置之间存在着一一对应关系?

**答:** 因为在空间编码方法中,我们在  $x$  轴方向上施加一个线性梯度,使频率的依次增加与位置相关;同样,我们在  $y$  轴方向上施加一个线性梯度,使相位梯度的依次增加与  $y$  轴的位置相关(图 13-9)。

这样,在成像视野的中心并没有出现频率编码梯度和相位编码梯度的变化,而成像的外周点出现了最高的频率和相位编码梯度。换句话说,在成像层面中频率与位置存在着 1:1 的对应关系。

[1] 在  $y$  轴上的一一对应关系与相位编码梯度强度有关——而不单是相位。这是因为数据空间内的每行因不同的相位编码梯度强度  $G_y$  而不同。

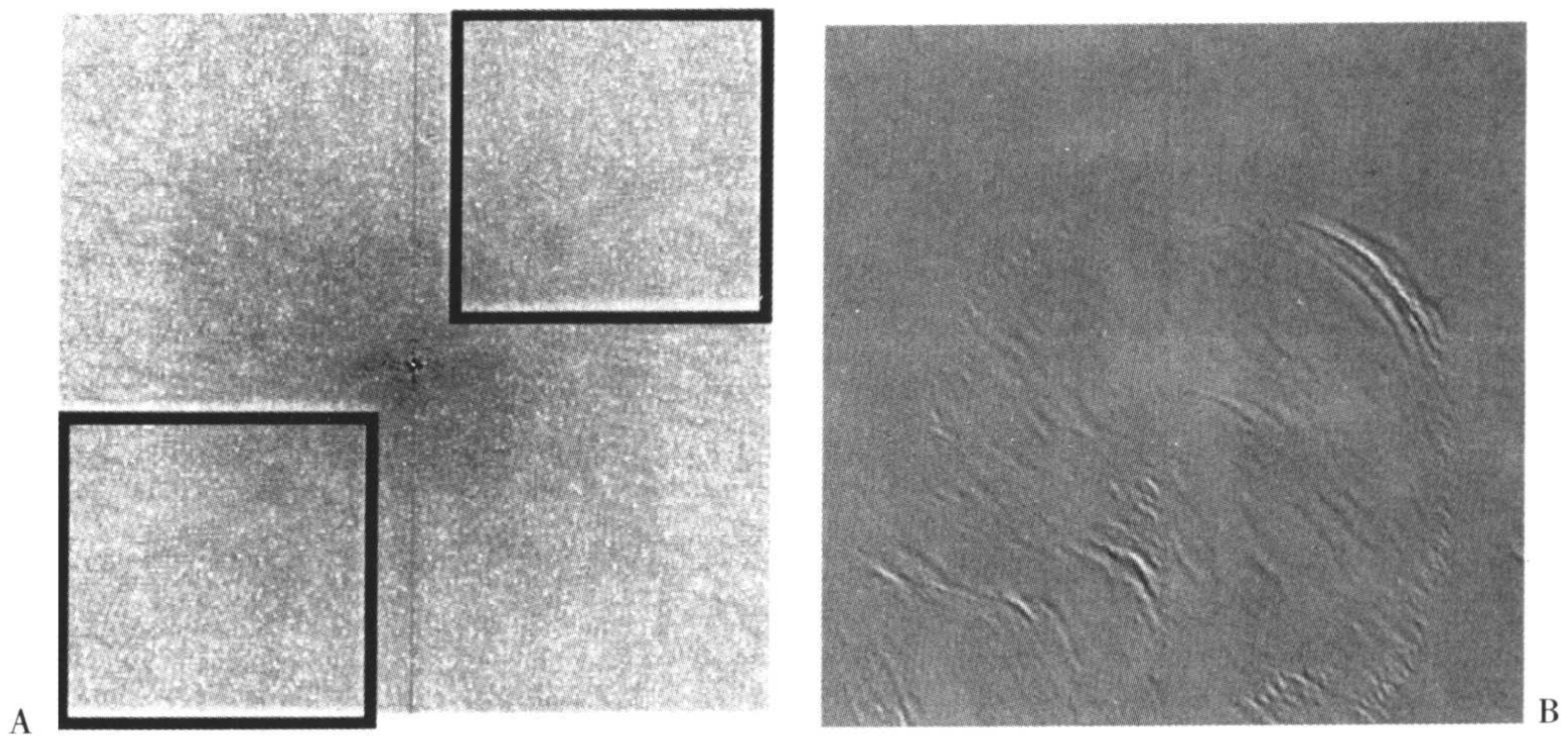


图 13-8 A:k 空间。B:仅由 k 空间边缘重建的图像。此图像具有最小的信号,但是含有最初图像的各界面的细微结构。

总之,频率和相位编码梯度提供了信号在空间内的位置。它们告诉我们在所研究的层面内每个信号成分来源于哪个体素。

问:灰阶的亮度是如何决定的?

答:灰阶的亮度取决于每个体素所产生的信号(实际上是它的傅立叶变换)的大小和振幅。

回想 k 空间的图像在二维表面看起来

像一系列不同强度的同心的环。如果我们现在整合振幅作为第三个轴,我们将会看到较大振幅的部分从 k 空间表面离开,凸向我们,就像一幅“缠绕”的图像(图 13-10)。

### k 空间的对称性

到目前为止我们一直忽略了,在信号接收以后和填充到 k 空间之前,需要完成

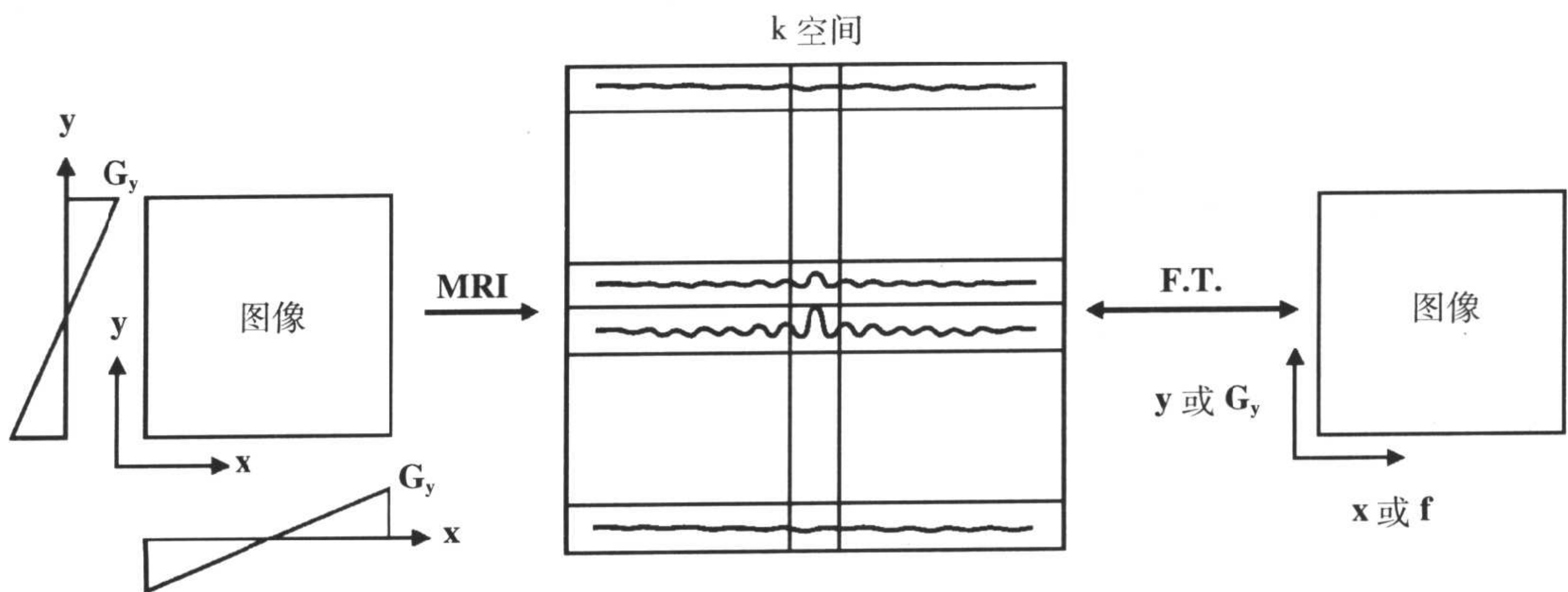


图 13-9 在 x 轴方向上频率与位置,在 y 轴方向上相位编码梯度增量与位置之间都存在一一对应关系。

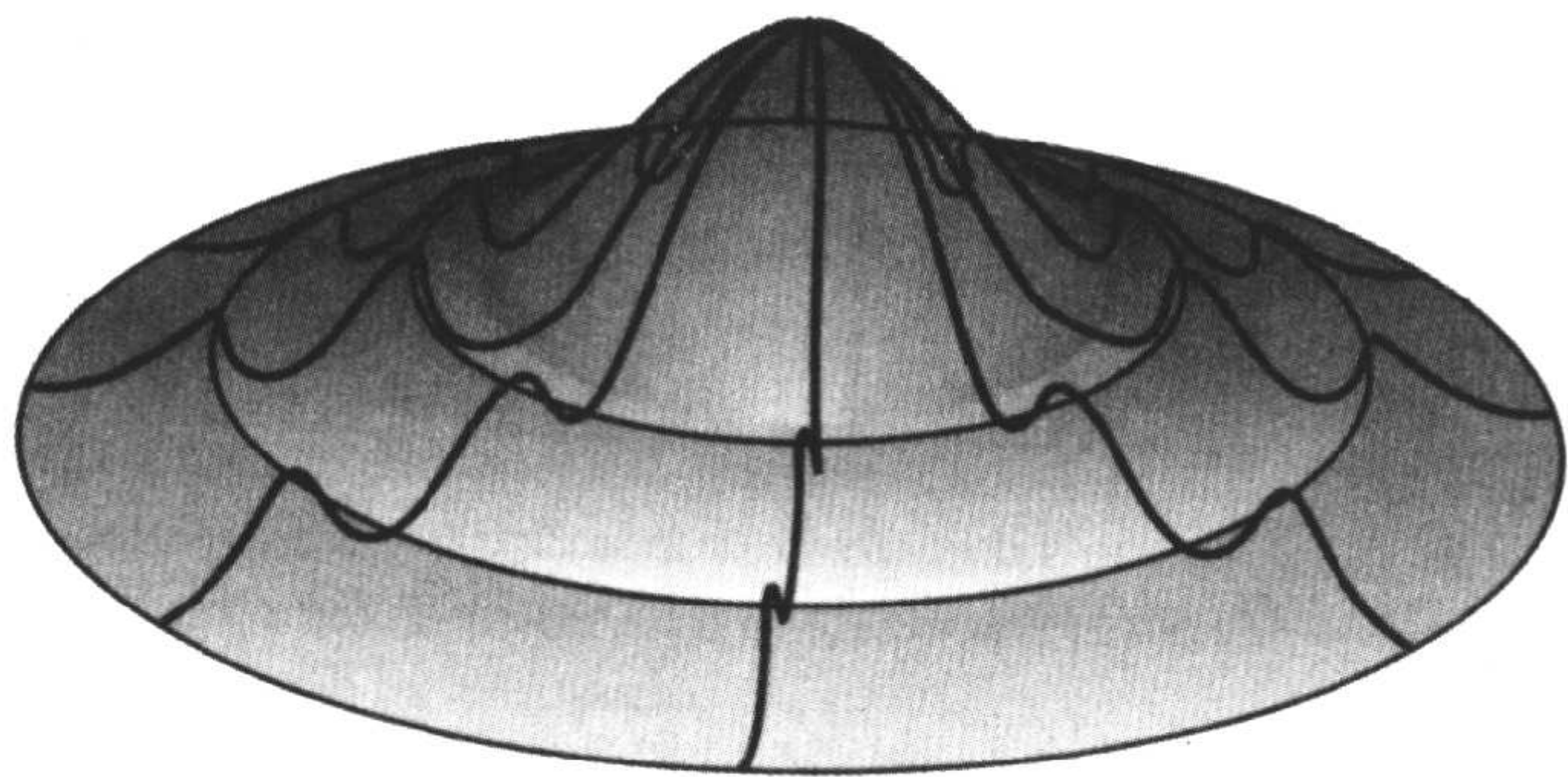


图 13-10 在 3 维坐标方向上画出的 k 空间。

的一个步骤。这个步骤被称为相位敏感性检测。我们希望得到回波信号,它位于一个载体频率上,与零频率之间存在一定的位移,可以把信号分成它的实部(余弦)和虚部(正弦)成分。

首先,我们从 1.5T 磁场条件下载体频率为 64MHz,经过频率和相位编码的信号开始。然而,如果不把这个信号返回到“零”频率范围,判断这个信号是否经过频率或者相位编码就很困难。

这样,我们首先从信号中减去载体频

率 64MHz(图 13-11)。我们首先将信号减去一个中心频率为  $\omega_0$  余弦波形。然后在单独的计算中,将信号减去一个中心频率为  $\omega_0$  正弦波形。

如果从信号中减去  $\omega_0$ ,我可以(在频率域内)把信号调整到以零为中心。然后我们得到一个合成的中心频率为零的信号。两次进行此步骤,为了分别得到它的实部成分(余弦)和它的虚部成分(正弦)。每个数据空间都有两个成分:

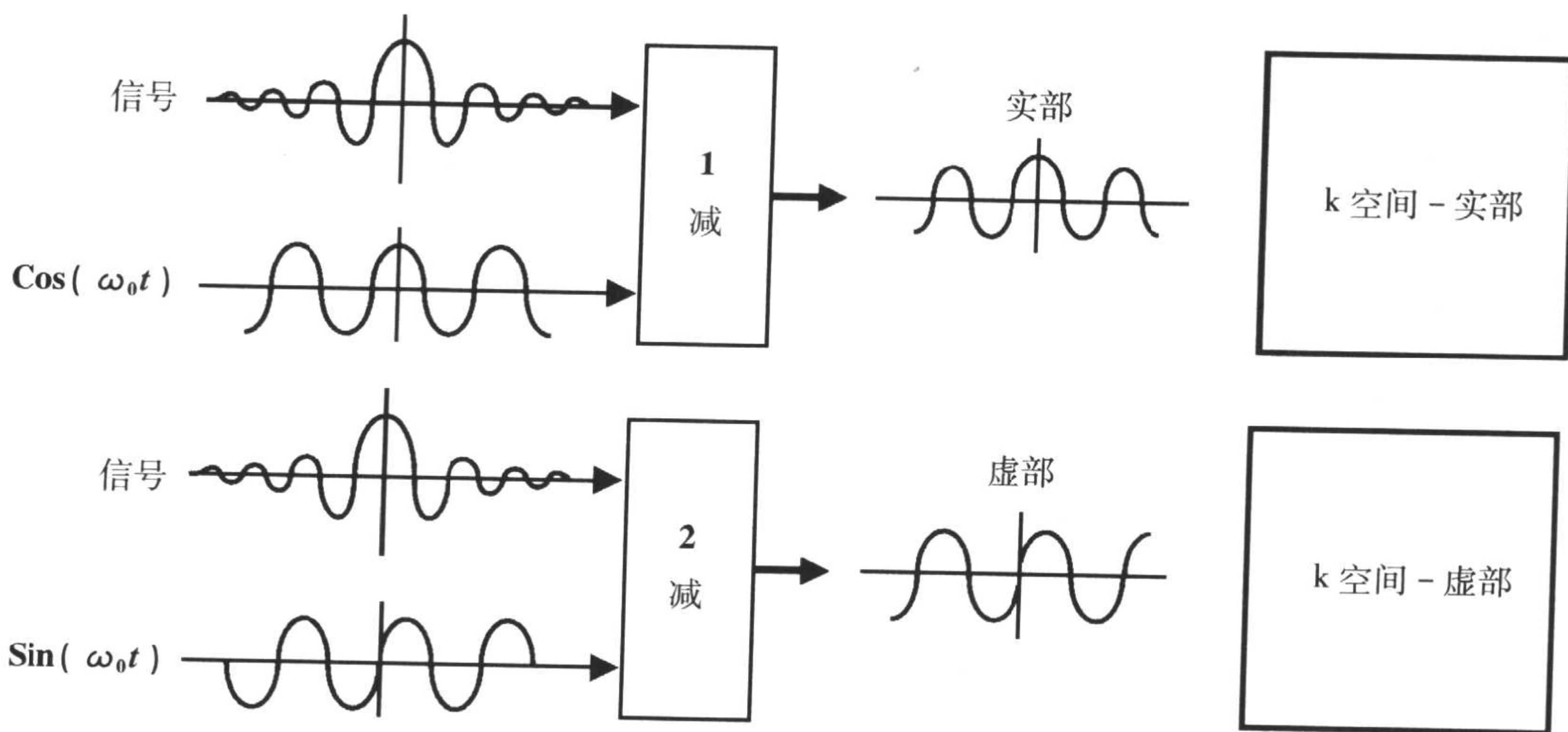


图 13-11 图像重建过程包括预先将信号分解为它的实部和虚部成分。这依次产生了一个实部和一个虚部的 k 空间,也就是,一个实部和一个虚部的图像。

1. 具有“实部”（余弦）的数据空间：减去  $(\cos \omega_0 t)$  后，回到 0 频率的信号。

2. 具有“虚部”（正弦）的数据空间：减去  $(\sin \omega_0 t)$  后，回到 0 频率的信号。

我们现在有两个数据空间（图 13-12）：一个具有余弦的数据（实部）；一个具有正弦的数据（虚部）。两者都具有以零频率为中心的数据。在余弦值的数据空间，我们知道存在许多的对称。余弦函数是一个偶函数的典型例子。如果观察余弦函数，我们就会发现它以零为中心，左右对称。另外，在零中心的上下也是对称的。这样，如果我们把一个像素放到数据空间内，0 列右侧和 0 行上面的位置（a 点），由于余弦函数的对称性使我们不能与其它的（a）点的位置进行区分。计算机不能判断任何四个体素位置间的区别。这就是为什么我们要使用正弦形式的数据空间的原因。

现在观察具有正弦值的数据空间（图 13-12B）。同样，像素位于与余弦数据空间内相同的位置；它位于数据空间内 0 行上面和 0 列右侧的位置。但是（与余弦数据空间不同），我们在这里可以与 0 行下面的体素（-b）进行区分。我们也可以与 0 轴

线左侧一系列的体素（-b）进行区分。

为什么这些体素在正弦数据空间内是不同的呢？我们复习一下 0 频率右侧两个像素的正弦函数  $(\sin \omega_0 t)$ （图 13-13A）。正弦函数是一个奇函数的典型例子，因为它固有的不对称性。正弦函数随在 0 轴线上上下下位置的不同而改变极性。这样使我们可以区分这两个像素。

现在，我们观察一下正弦函数  $(\sin \omega_0 t)$  在数据空间 0 轴线以上的部分（图 13-13B）。同样，因为正弦函数在 0 频率两侧的固有不对称性，像素具有相反的极性。

## 复数

我们在第一章中曾经谈到复数可以分成它的实部（余弦）和虚部（正弦）成分。如果我们思考余弦函数作为它的实部成分，而正弦函数作为它的虚部成分，那么我们可以把正弦和余弦函数加到一起得到信号的大小，同样也可以得到它的方向。

所以现在我们把 4 个像素的数据加到一起（图 13-14）。因为正弦函数极性的改变，当把正弦函数和余弦函数加到一起时，

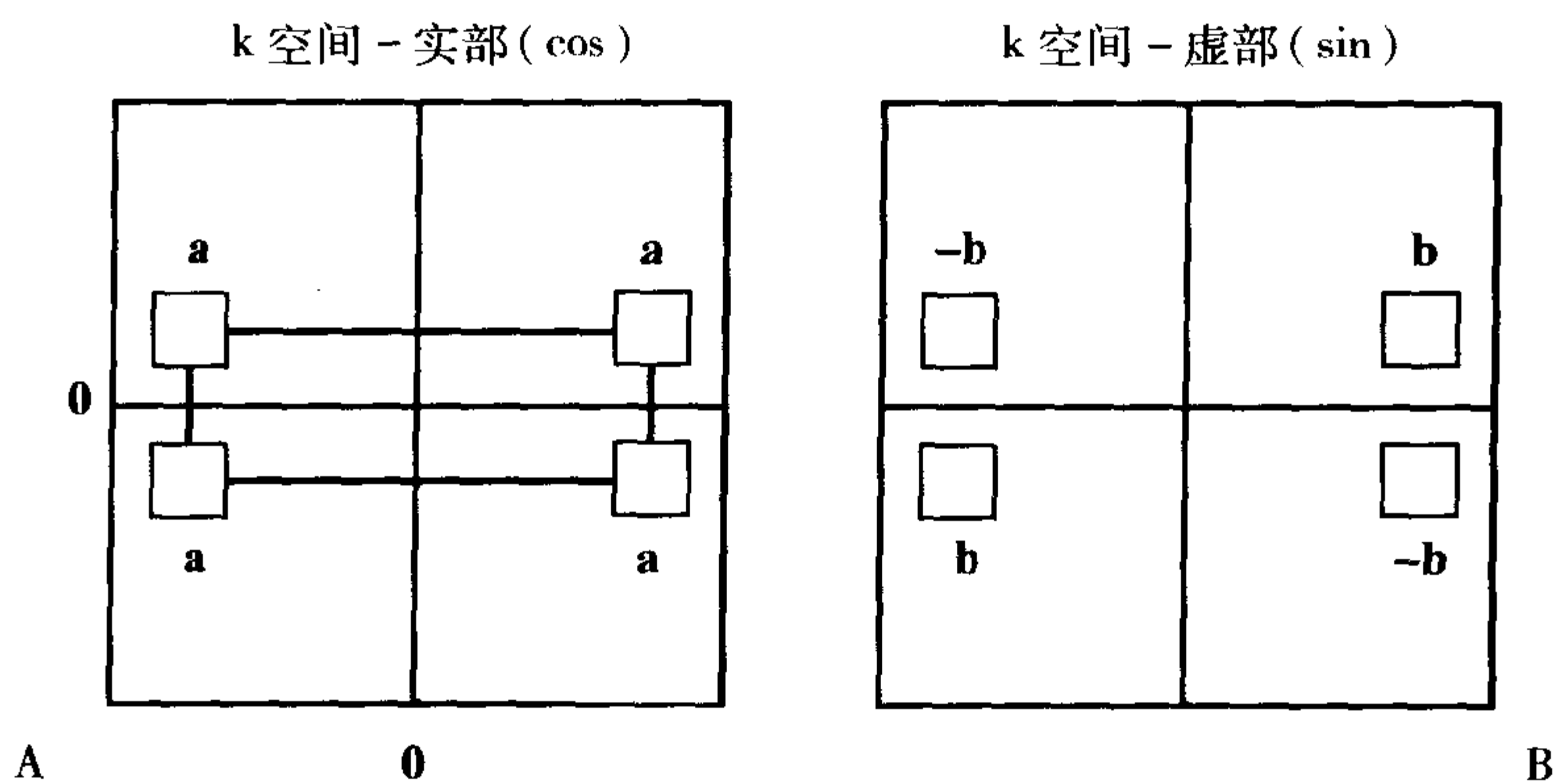


图 13-12 A, B: k 空间内的空间方向。虚部的 k 空间可提供一系列的左右和上下方向。

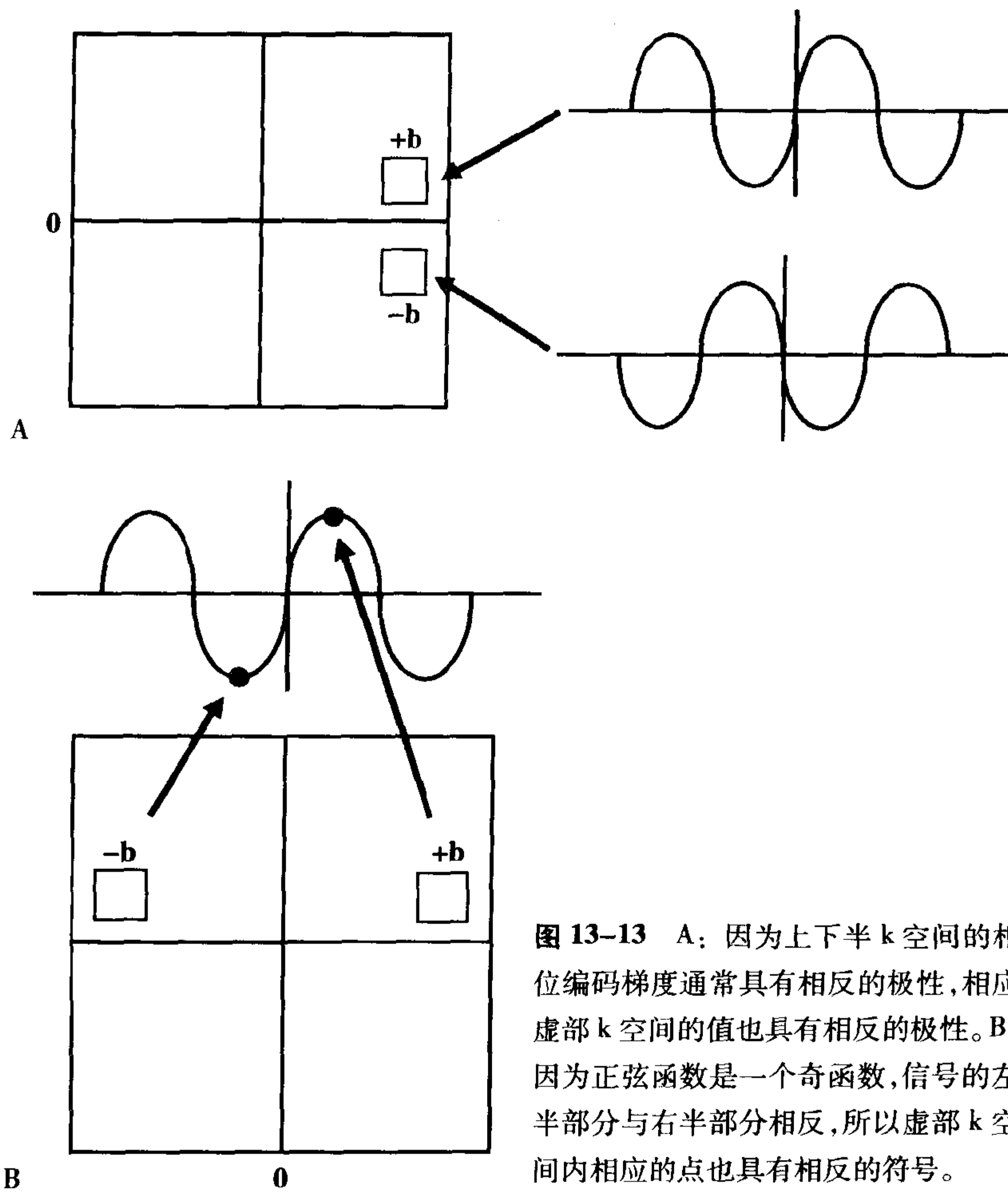


图 13-13 A: 因为上下半 k 空间的相位编码梯度通常具有相反的极性, 相应虚部 k 空间的值也具有相反的极性。B: 因为正弦函数是一个奇函数, 信号的左半部分与右半部分相反, 所以虚部 k 空间内相应的点也具有相反的符号。

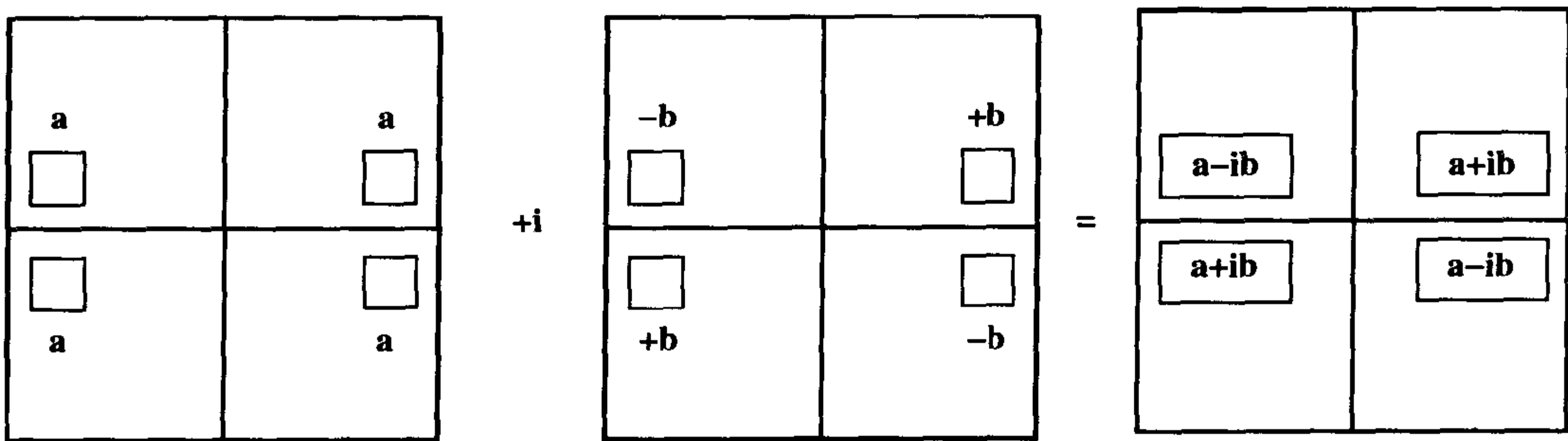


图 13-14 通过把四个相应数据点的实部和虚部成分加到一起, 可以看出 k 空间的共轭 (Hermitian) 对称性。注意左右和上下之间的共轭对称性。

我们可以区分四个像素的方向(而在仅有余弦函数时,我们不能确定此方向)。

在 0 相位编码以上的各行:

像素  $a-ib$  位于 0 频率的左侧。

像素  $a+ib$  位于 0 频率的右侧。

在 0 相位编码以下的各行:

像素  $a+ib$  位于 0 频率的左侧。

像素  $a-ib$  位于 0 频率的右侧。

### 共轭 (Hermitian) 对称

复数  $a+ib$  的共轭是复数  $a-ib$  (也就是,实部成分相同但是虚部成分相反)。由以上和图 13-14 可清楚地看出,  $k$  空间具有共轭对称性,也被称为 Hermitian 对称。

### 半数采集 (1/2 采集)

在“1/2 采集<sup>[2]</sup>”技术(相位方向上半

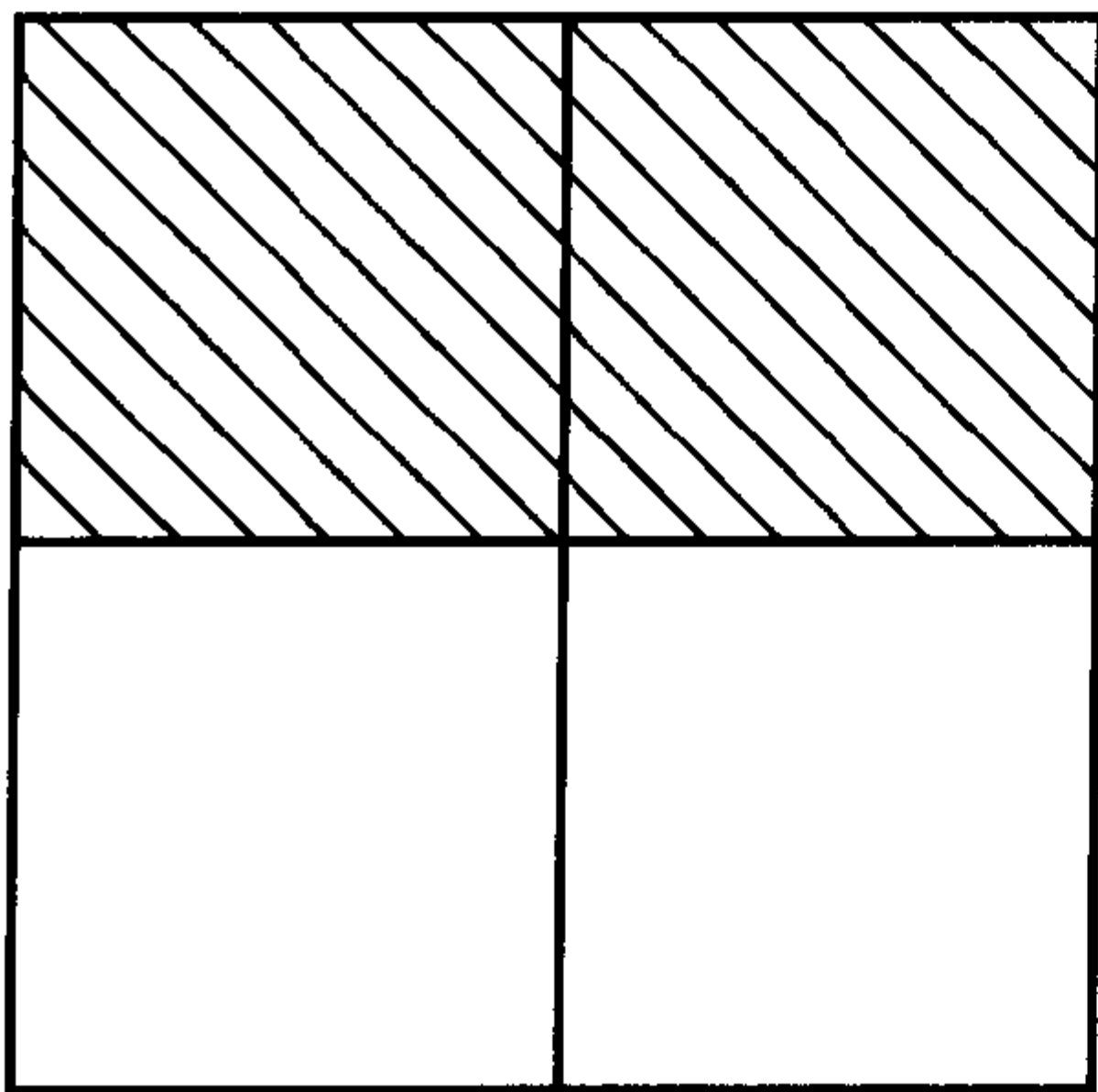


图 13-15 在半数(或部分)采集中,仅使用  $k$  空间的一半(或部分)行数(加上中心的几行),其余通过对称性建立。

[2] 1/2 采集是“用词不当”,因为我们实际上是减半了相位编码数,而不是采集次数。

傅立叶)中,我们采集  $k$  空间上半部分的数据,而通过数学方法计算出下半部分(图 13-15),这样能缩短扫描时间。这样做使信噪比(SNR)降低为原来的  $1/\sqrt{2}$  (参见第 17 章)。由于在数据中存在相位误差,前面讨论的对称性可能并不准确。这就是为什么当使用此技术时,在  $k$  空间中心有额外几行数据——其中含有最大的信号,通常需要增加进来,从而可以进行相位校正。这样,采样必须稍多于 50%的  $k$  空间,以获得足够的相位信息。

### 部分回波

在部分回波中,仅对右半部分的回波进行采样,左半部分通过右半部分计算出来(图 13-16)。(这样可以使 TE 更短,进行快速扫描技术,如快速 FLASH 和快速 SPGR,参见第 21 章)。

### 1/4 采集

因为我们前面谈到的共轭对称性,理论上你应该仅使用 1/4 的结合实部和虚部的数据空间(图 13-17),就能够产生一幅

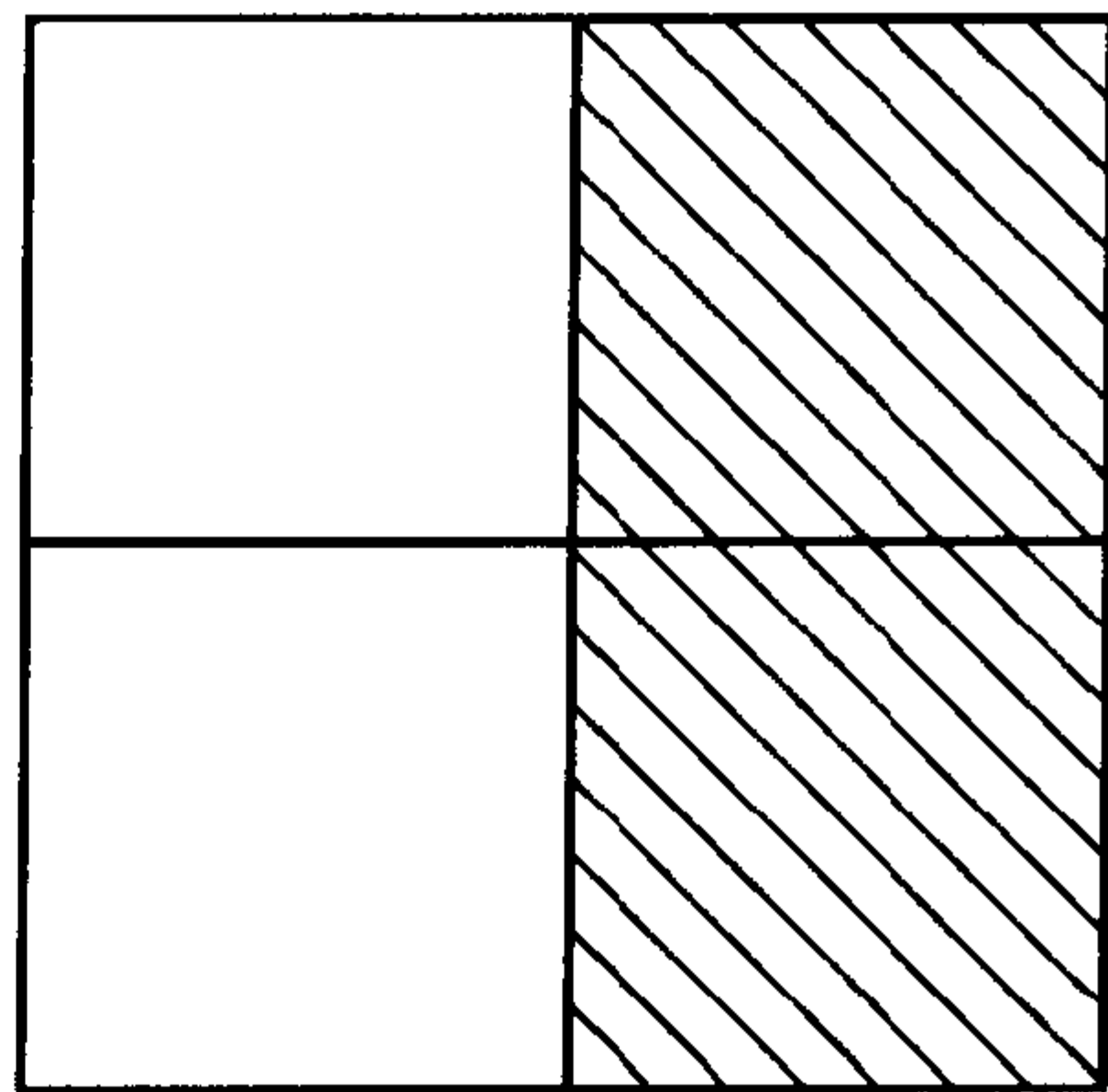


图 13-16 在部分回波中,仅采集回波的一部分。

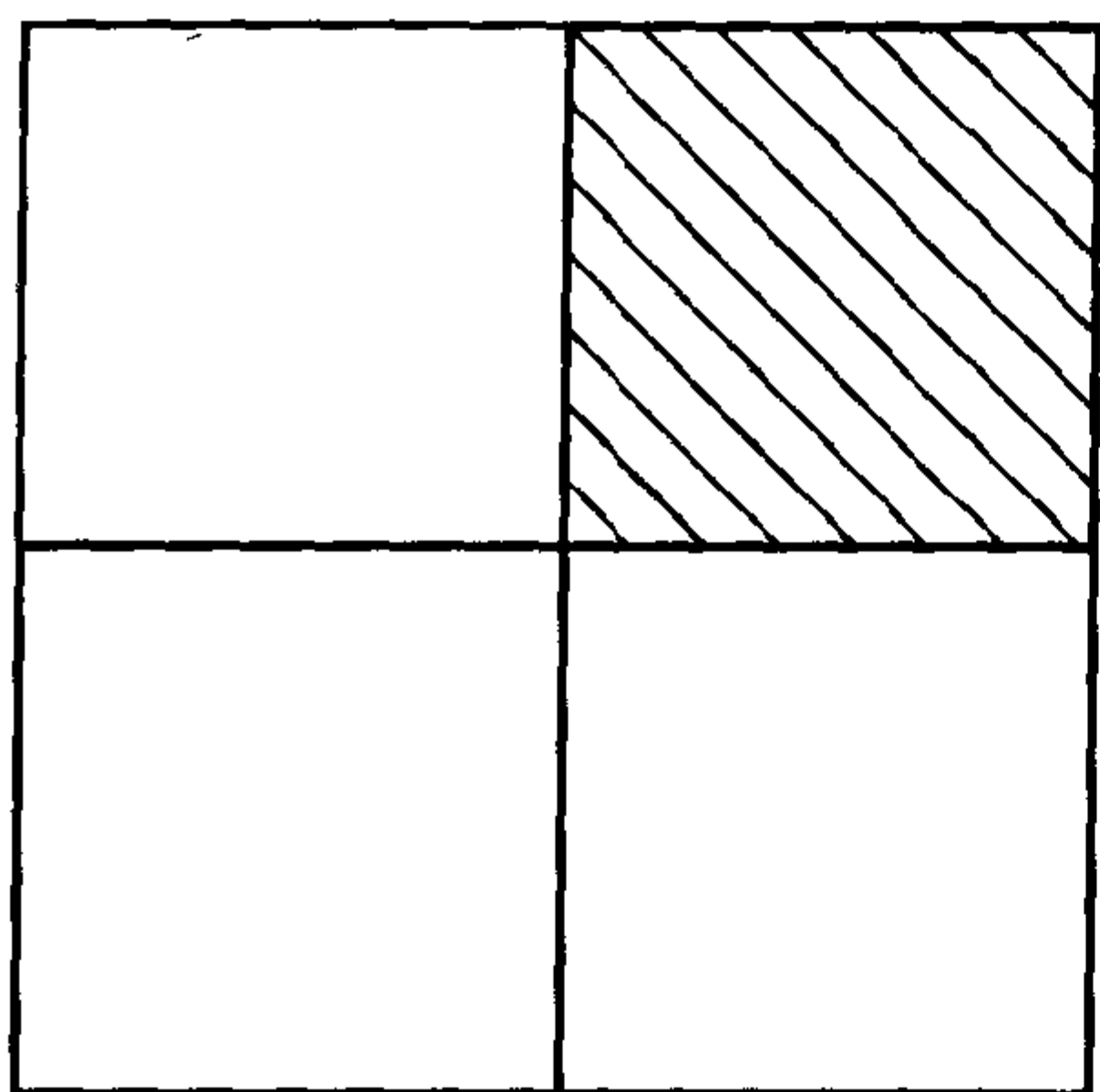


图 13-17 由于 k 空间的共轭对称性,理论上你仅从它的 1/4 就能够重建整个 k 空间。但是,实际上由于在采集中数据对称的不准确性,这样可能产生过多的相位误差。

图像。这也就是,你应该能够仅从 1/4 的 k 空间就可以构建整个 k 空间的数据。但是,实际上,由于存在数据采集误差,精确的对称是不存在的,这样做可能导致相位误差和图像的变形,这可能就是为什么此项技术没有被应用的原因。

### 实部和虚部图像

我们讨论了数据空间的两个成分,也就是,实部和虚部成分。它们各自的傅立叶变换提供了图像的实部和虚部成分(图 13-18)。

### 大小(模)和相位图像

回想对于给定的复数  $c=a+ib$ , 其中  $a$  为实部而  $b$  为虚部成分,相位(角度)取决于  $\tan \theta = b/a$ ,而大小为  $\sqrt{a^2+b^2}$ 。

这个概念可应用于实部和虚部成分的图像(图 13-18),以产生大小和相位图像(图 13-19)。

大小(模)图像是我们在绝大多数 MR 成像时间中处理的内容。相位图像在方向很重要的情况下使用。它的一个例子就是相位对比 MR 血管成像,此时相位提示流动的方向,也就是,上与下,前与后或左与右。总之,  $\tan(\text{相位角}) = (\text{虚部} / \text{实部})$ ,或者  $\text{相位角} = \arctan(\text{虚部} / \text{实部})$ ,而

$$\text{模} = \sqrt{\text{实部}^2 + \text{虚部}^2}$$

实际上,当我们进行 1/2 采集时,我们对相位编码的一半区域,加上 0 行上下的几行进行采样。那么我们可以补偿相位的误差,确定实际的相位。这也被称为过扫描。

理想情况下,我们希望有一幅虚部为零的实部图像,这样相位为零。但是,实践中,我们有各种各样的运动伪影和梯度误差,这些都可以产生相位伪影。这样,实际上相位不可能为零。有时候,维修工程师在调试系统的时候,它们会看相位图像来发

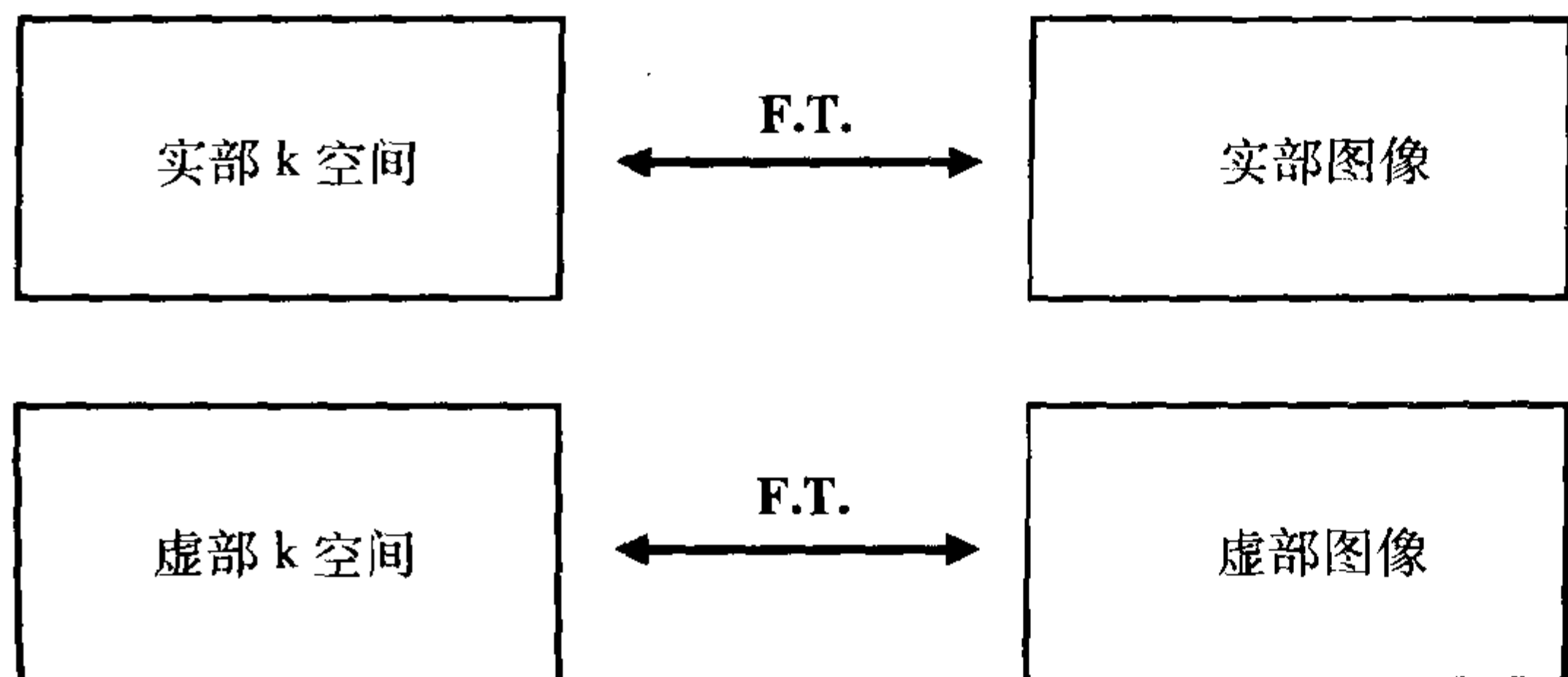


图 13-18 实部和虚部 k 空间的傅立叶变换分别产生实部和虚部图像。



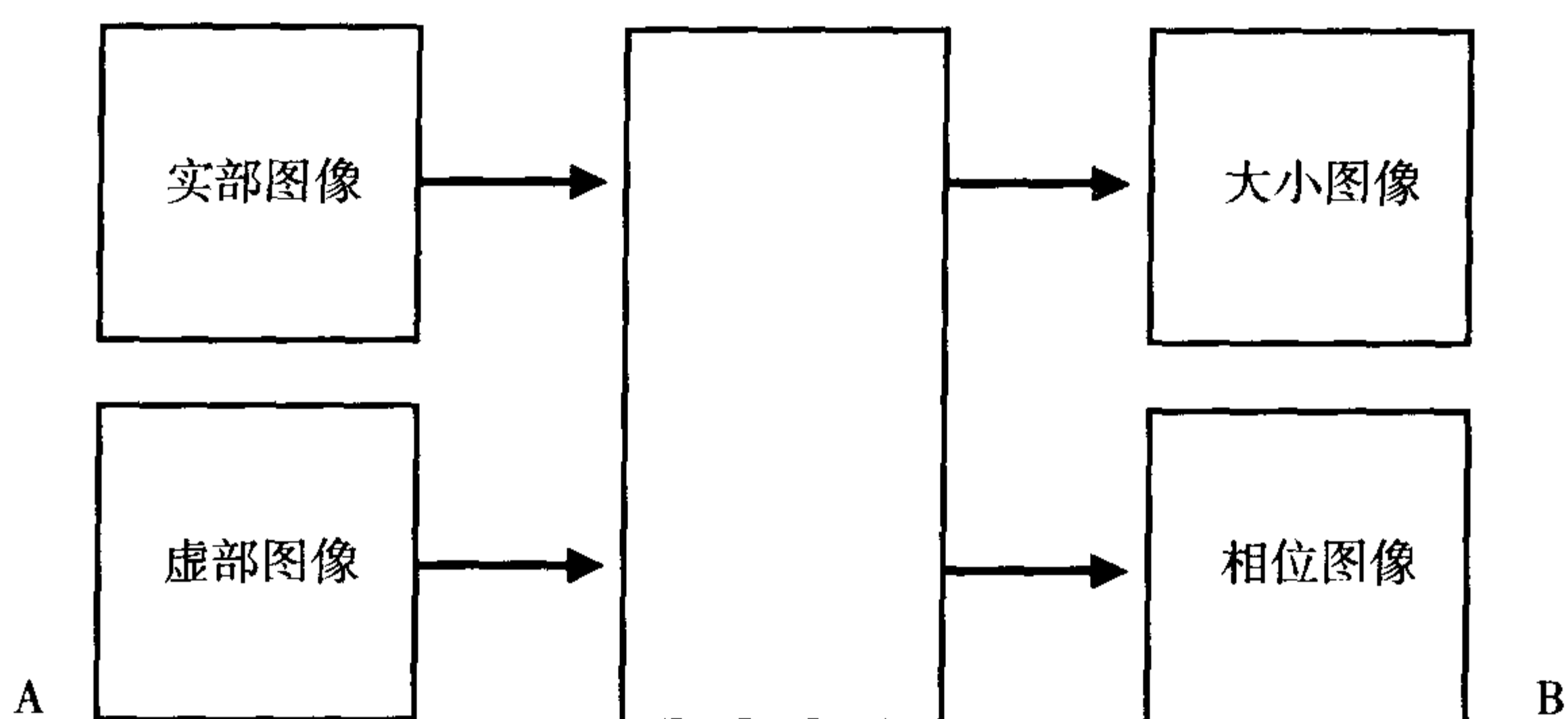


图 13-19 实部和虚部图像 (A) 用于产生大小和相位图像 (B)。

现是否存在问题。

我们也可以看相位图像。在流动成像中,相位图像是一个速度图像,可以提示大小和方向。例如,在对脑脊液流过中脑导水管成像时,相位图像中,向前面方向的流动将为黑色,而向后面方向的流动将为白色。这样,在相位对比研究中的相位图像可以显示流动的方向。

因为相位从来不为零,我们可以结合“实部”和“虚部”图像得到一幅复合图像,它是我们在进行 MR 读片中所看到的图像。我们看到的图像反映的是信号的模;它结合了实部和虚部数据空间的傅立叶变换:

$$\begin{aligned} \text{图像} &= \text{模} \\ &= \sqrt{(\text{实部图像})^2 + (\text{虚部图像})^2} \end{aligned}$$

### k 空间: 一个例子

下面是一个 2x4 矩阵的例子:

1	0	0	1
0	0	0	1

频率编码数 =  $N_x = 4$ 。

相位编码数 =  $N_y = 2$ 。

我们将指定每个体素的大小为 1 或 0, 所以:

大小 = 1 的体素将为白色。

大小 = 0 的体素将为黑色。

在第一次相位编码中,在 y 方向上没有梯度,我们在 x 方向上施加了一个频率编码梯度,它使我们可以区别各列。那么我们所得到的将是每列体素的和,而不知道信号的成分来自于哪一行(图 13-20)。

是否记得傅立叶变换区分不同的列,因为每列具有不同的频率。此信号的傅立叶变换将有两个频率峰,第 1 列具有的振幅为  $1+0=1$ ,而第 4 列具有的振幅为  $1+1=2$ 。这样,施加读出梯度使我们能区分不同的列。但是我们仍然不能区分不同的行。例如,在第 4 列中振幅 = 2 可能是:

1+1 或 0+2 或 2+0

仅用一次相位编码,我们还不能对每列振幅的和进行解码,得到每个像素的振幅。记住这第一组数据是在相位编码 (y)

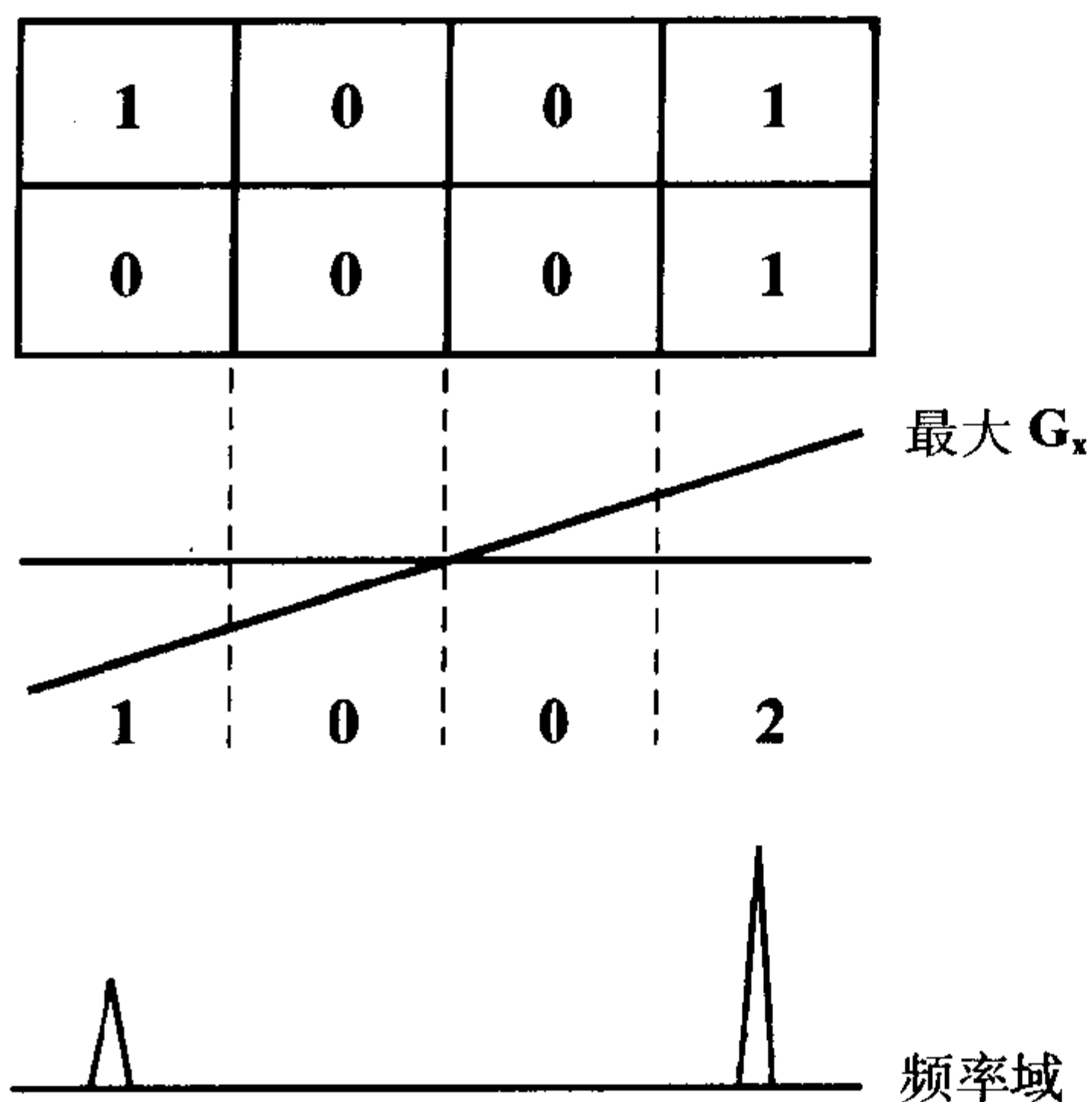


图 13-20 有频率编码梯度而无相位编码梯度时的 2×4 矩阵。

方向上没有梯度时所获得。

第一次相位编码位于相位编码梯度值为零时。下一次的相位编码,我们施加一个梯度。此梯度为  $360^\circ$  除以 2,为  $180^\circ$ 。这就意味着第一行将没有梯度变化,而第二行将出现一个梯度,这样自旋将与第一行出现  $180^\circ$  的相位差。这样将造成,第一行的数值没有变化。而第二行的数值将出现  $180^\circ$  的相位移(也就是,它们将是最初值的相反数)。

1	0	0	1
0	0	0	-1

如果我们使用时钟图来类比评价此相位移,在上面一行的自旋,无相位移,将都指向上方。第二行的自旋(产生了  $180^\circ$  的相位移)将都指向下方(图 13-21)。

这样,尽管第一行的值将保持不变,但第二行的值将从它们原来没有相位移的位置反转  $180^\circ$ 。

第一行

1	0	0	1
---	---	---	---

第二行  $180^\circ$  相位移前

0	0	0	1
---	---	---	---

第二行  $180^\circ$  相位移后

0	0	0	-1
---	---	---	----

旁白:如果我们有四行,进行四次相位编码过程,此过程将是:各行之间为  $0, 90^\circ, 180^\circ$  和  $270^\circ$  相位差别,每次连续的 TR 都

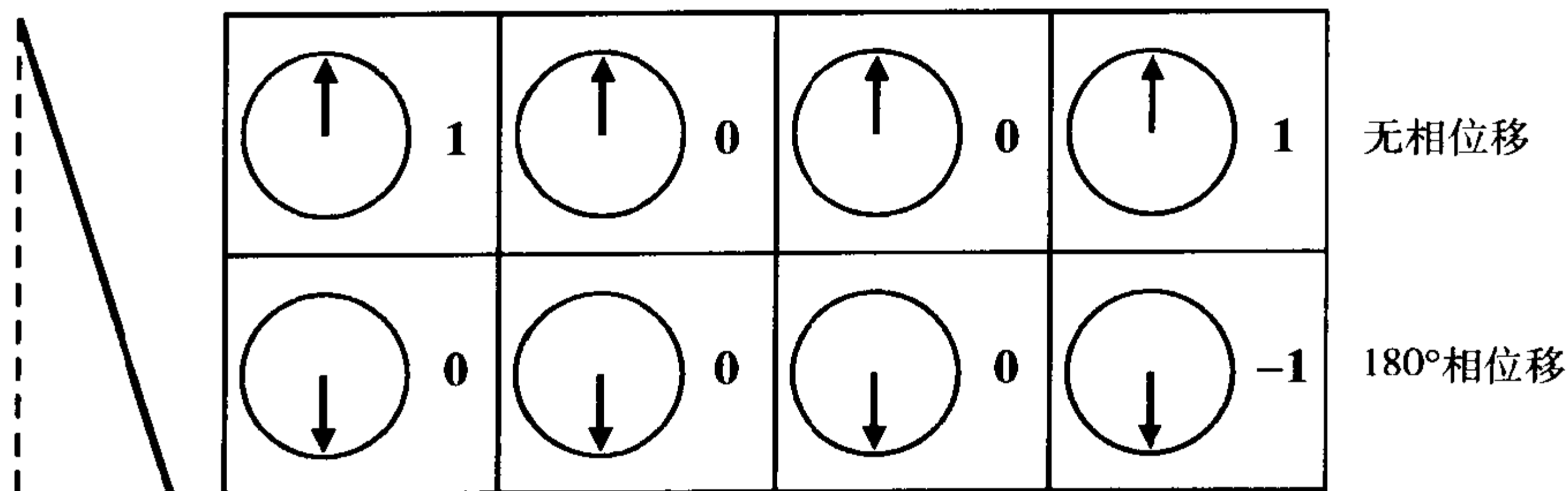


图 13-21 位于相位编码梯度内的同一例子。第一行无相位移。第二行具有  $180^\circ$  的相位移(这样改变了像素值的符号)。

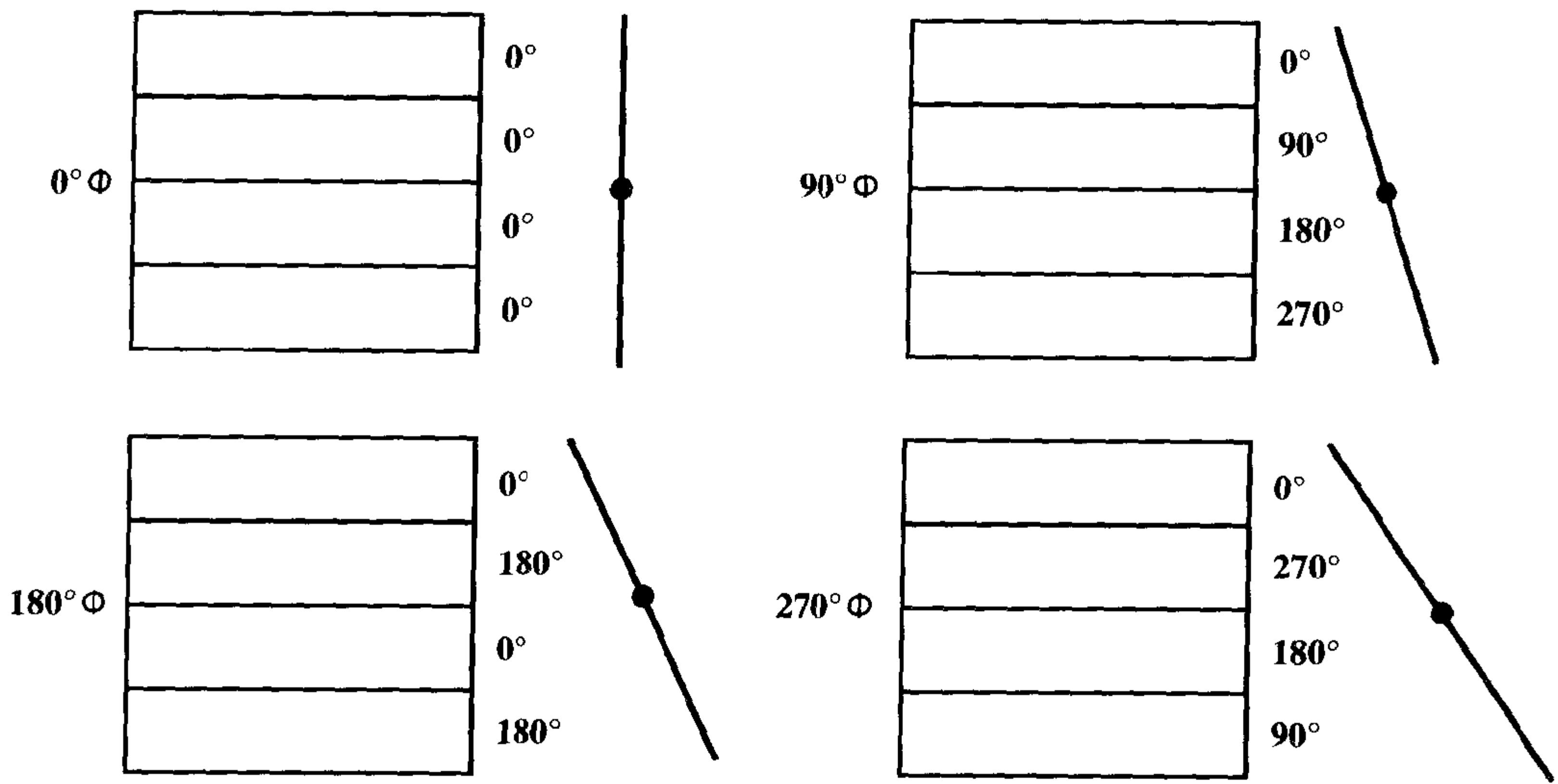


图 13-22 4×4 矩阵的例子。在这里相位增量为 0°, 90°, 180° 和 270°。(通常, 相位增量为  $360^\circ/N_x$ , 其中  $N_x$  是相位编码数。)

施加一个更陡的梯度(图 13-22)。在我们前面的示例中, 仅有两行, 我们只进行两次相位编码:

1. 各行之间零相位差(无梯度)。
2. 180°相位差, 其中一行无相位差, 而第二行与第一行间出现 180°的相位移。

这种相位编码的分割方式是将所有余弦波形的 360°进行相等的分割(图 13-23)。这样, 对于 180°的相位差, 我们得到最初值的相反数, 因为  $\cos 180^\circ = -1$ 。对于其它不同的相位角, 我们可以得到最初值的一部分(从 0 到 1, 或从 0 到 -1, 无论  $\cos \theta$  是何值)。

采用这样的相位编码过程, 我们看看在频率编码方向的傅立叶变换将是什么情况(图 13-24)。第 1、2 和 3 列的振幅从 0 相位读出时仍保持不变。但第 4 列的振幅

有所改变:

在 0 相位时, 第 4 列总和为 +2 (因为  $1+1=2$ )。

在 180°相位时, 第 4 列总和为 0 (因为  $1-1=0$ )。

随着相位的改变, 第二次此列的和为 (+1) 与 (-1) 的和, 它等于 0。我们仍然不知道每个像素最初的值是多少, 但是与第一行相比, 在 k 空间内, 此第二行的傅立叶变换确实有不同的值。

现在, 我们进行一些数学计算。下面的部分就像解具有两个未知数的两个方程; 求解下面的 a、b、c 和 d:

1	0	0	1	1	0	0	1
0	0	0	1	0	0	0	-1
0°相位				180°相位			
a	0	0	c	a	0	0	c
b	0	0	d	-b	0	0	-d

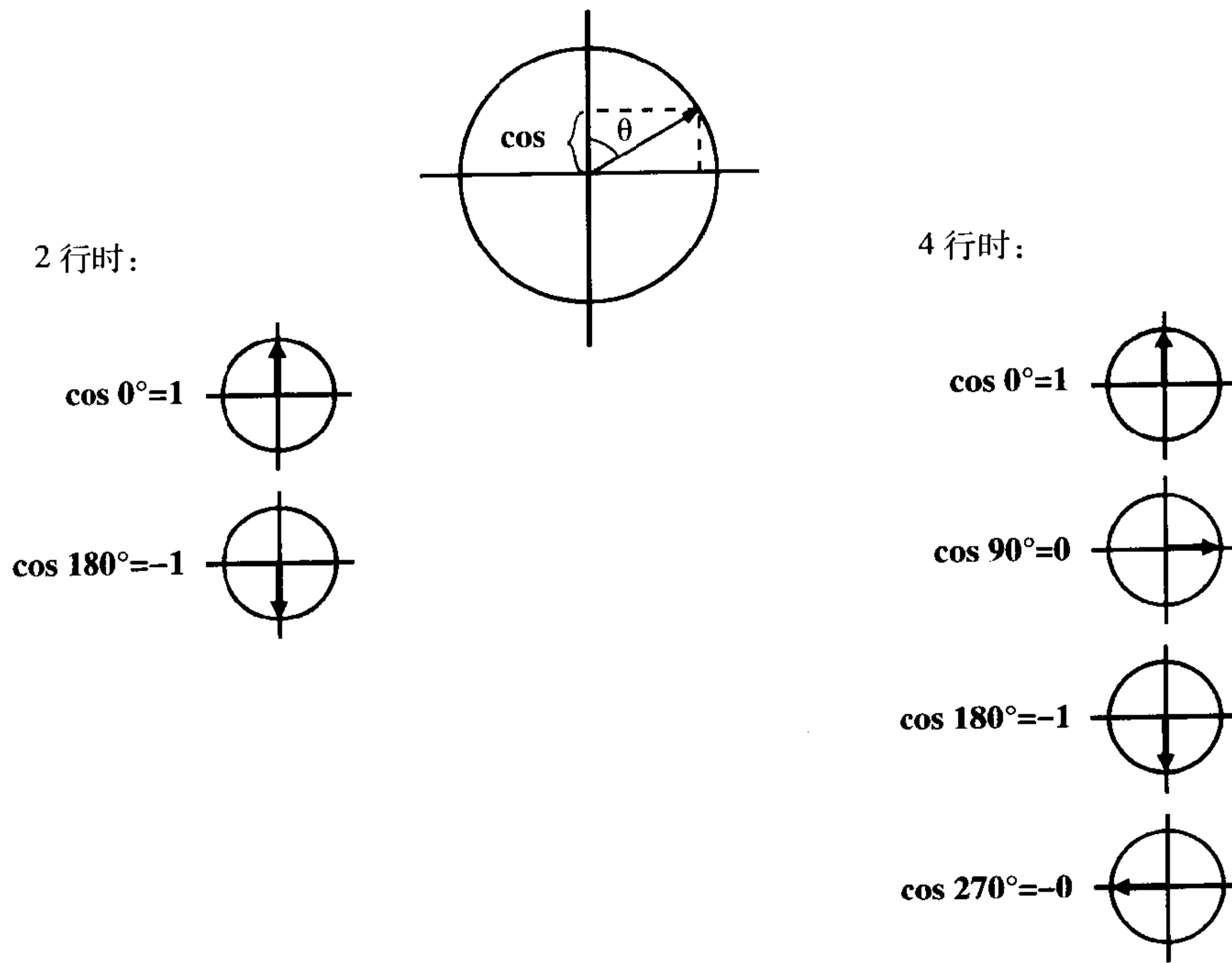


图 13-23 两行和四行像素时的相位移效果。

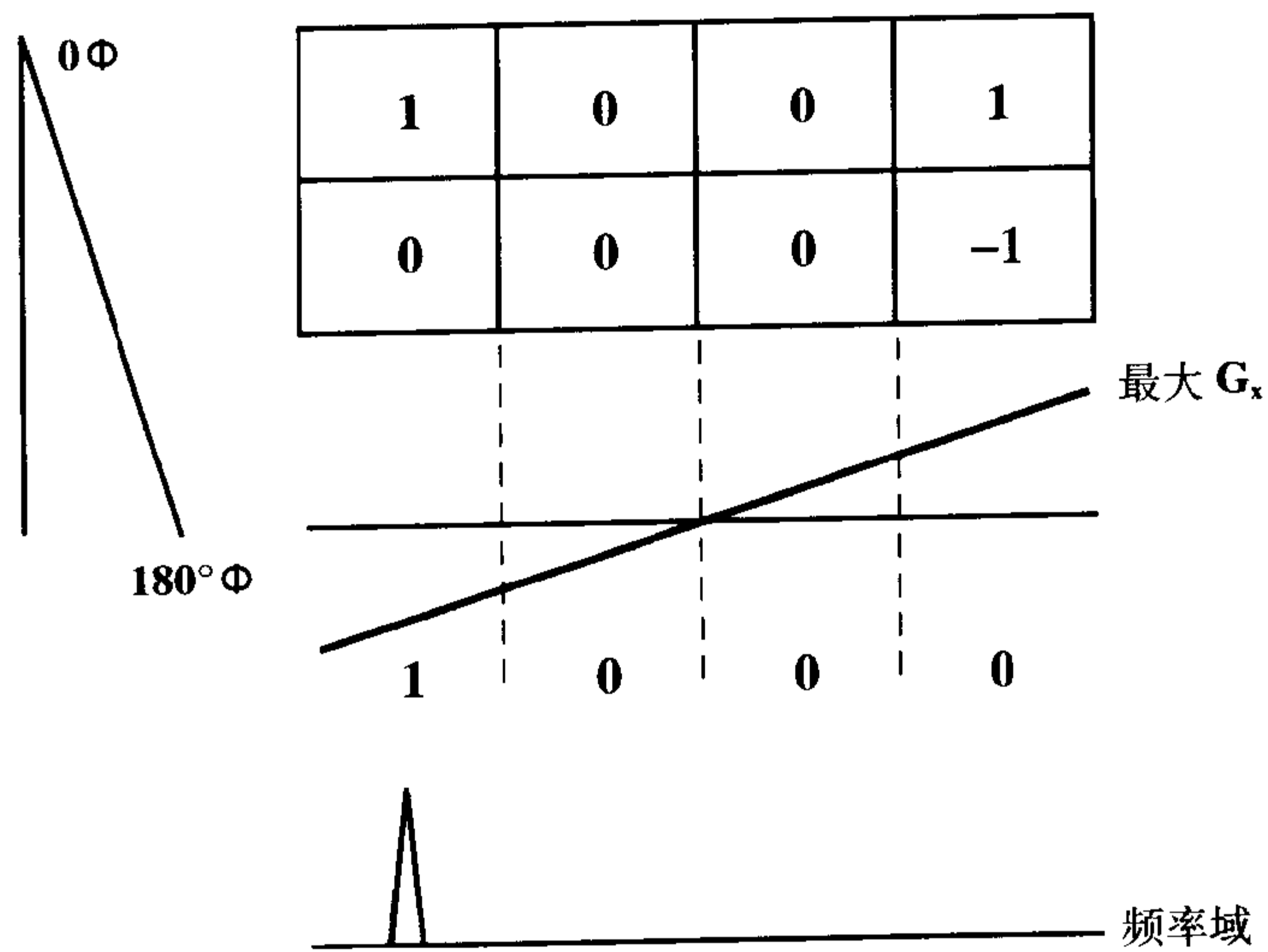


图 13-24 前面的  $2 \times 4$  矩阵现在位于一个频率编码梯度和一个相位编码梯度（也就是， $180^\circ$ 的相位移）之下。

我们返回看一下相位=0 时各像素的值:

1. 指定第一列像素的值为( $a$  和  $b$ )。
2. 指定第四列像素的值为( $c$  和  $d$ )。

现在看看  $180^\circ$ 相位时各像素的值:

1. 指定第一列像素的值为( $a$  和  $-b$ )。

注意因为没有出现任何相位变化,像素( $a$ )与 0 相位一样保持不变;但是像素( $-b$ )因为与 0 相位的像素( $b$ )比较出现了  $180^\circ$ 的相位移,变为相反数。

2. 指定第四列像素的值为( $c$  和  $-d$ )。

同样注意因为没有出现任何相位变化,像素( $c$ )与 0 相位时一样保持不变;但是,像素( $-d$ )因为与 0 相位的像素( $d$ )比较出现了  $180^\circ$ 的相位移,变为相反数。

第一组方程: $a+b=1$ $a-b=1$ 加 $2a=2$ $a=1$ $b=0$	第二组方程: $c+d=2$ $c-d=0$ 加 $2c=2$ $c=1$ $d=1$
--	--

通过在  $k$  空间利用这两行的傅立叶变换,我们可以确定每一列中每个像素振幅的值。这就是(数字)傅立叶变换(DFT)的概念。

在这个例子中, $k$  空间是什么? 我们回到图 13-20。数据空间内的第一行对应于 0 相位时采集到的所有信号的叠加。当  $x$  方向上的梯度( $G_x$ )造成两列之间频率不同时,信号将会包括:

1.  $\cos$  (第 1 列的频率)乘以(振幅=1),也就是,  $1\cos t$
2.  $\cos$  (第 4 列的频率)乘以(振幅=

2),也就是,  $2\cos 4t$ 。

这些信号的叠加将是数据空间内第一行位于时间域内的信号(在这个例子中为,  $\cos t + 2\cos 4t$ )。然后对这个信号进行采样(这个例子中为 4 次)。

第二次时,数据空间的第二行相应于  $180^\circ$ 相位移时,包括:

1.  $\cos$  (第 1 列的频率)乘以(振幅=1),也就是,  $1\cos t$ 。
2.  $\cos$  (第 4 列的频率)乘以(振幅=0),也就是,  $0\cos 4t$ , 等于 0。

这样,我们在时间域内得到一个不同的信号以充填数据空间的第二行。然后对这个信号进行采样。是否记得数据空间中的一个点与图像中的点之间没有任何直接联系。

数据空间的傅立叶变换包含 4 个频率,其分别对应于使用  $G_x$  梯度进行频率编码的信号读出过程中进行的 4 次采样。频率的大小(振幅)与图像中的亮暗程度相关。在  $x$  方向上,存在着频率与图像中位置之间的一一对应关系。一定频率的振幅与相应位置像素的亮暗程度相关。在  $y$  方向上,存在着  $y$  轴位置与相位增量  $\Delta\phi$  (它与梯度磁场强度  $G_y$  有关)之间的一一对应关系。

为了产生图像,我们对数据空间进行第二次傅立叶变换。这个过程只不过是另一个数学过程。

问:从  $k$  空间到产生一幅图像要解一系列方程,需要进行多少次计算(也就是,为进行数字傅立叶变换 DFT 需要多少次的计算)?

答:在前面两行  $k$  空间,每行采样 4 次的例子中,每次采样有两个方程,共采样 4

次。所以：

$$2 \times 4 = \text{所需的计算数}$$

一般情况下，对于一个  $N \times N$  的矩阵，所需的计算数  $= N \times N = N^2$ 。

### 示例

在  $256 \times 256$  的矩阵中：

$$256^2 = 2^{16} \text{ 进行 DFT 所需的计算数}$$

## 快速傅立叶变换 (FFT)

快速傅立叶变换 (FFT) 是一个信号处理和转换过程，与傅立叶变换类似，以更快速的方式进行 DFT。快速傅立叶变换

(FFT) 需要进行的计算数为：

$$\text{计算数} = (N) (\log_2 N)$$

### 示例

对于  $256 \times 256$  的矩阵：

$$256 \times \log_2 256 = 256 \times 8$$

因为 8 是 256 的  $1/32$ ，我们将所需的计算数降为原来的  $1/32$ 。由于  $(\log_2 N)$  必须为整数，频率编码数必须是 2 的整数幂。这就是当使用 FFT 时，为什么频率编码数都是 2 的整数幂（也就是， $2^N$  诸如 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512），通常是 128, 256 和 512。

## 要点

我们已经介绍了常使我们感到害怕的内容 k 空间。k 空间可以被认为是“数据空间”（它可以被认为是“模拟的”k 空间），其内的每一行代表接收到的信号（回波）的一个采样过程。在数据空间内，坐标轴是时间（水平刻度按采样间隔取值，而垂直

刻度按 TR 取值）。对 k 空间的傅立叶变换就是所需要的图像。

但是，在得到数据空间以后，构建真正的 k 空间以前，还需要另外的一个过程，它与“空间频率”的概念有关，我们将在后面的章节（第 16 章）中进行讨论。

## 习题

- 13-1 是 / 否 数据空间内的行数等于相位编码数。
- 13-2 是 / 否 数据空间的每行都与一个频率编码梯度的强度相对应。
- 13-3 是 / 否 数据空间的中心包含最大的信号。
- 13-4 是 / 否 数据空间的每行都含有一个接收到的信号（回波）。

- 13-5 是 / 否 数据空间的轴线位于时间域内。
- 13-6 是 / 否 k 空间中心与图像的中心之间存在直接关系。
- 13-7 是 / 否 数据（或 k）空间的右侧一半是左侧一半的镜像。
- 13-8 是 / 否 数据空间的中心直接与图像的中心相关。

脉冲序列图对于 MR 工作者来说,就像音乐家的乐谱一样。

## 简介

脉冲序列(PSD)通过图解说明 MR 成像过程中事件发生的顺序。它是显示射频(RF)脉冲、梯度和回波的时间图。充分理解脉冲序列图(PSD)将可以帮助读者更容易地理解复杂的脉冲序列(PS)和各种扫描参数之间的相互作用。

## SE 序列的脉冲序列图

在充分理解了梯度的概念以后,我们现在能够完整地阐述一个脉冲序列图,假定是自旋回波(SE)序列(图 14-1)。图中所有的内容都正如我们前面所讨论的一样,除此以外还有一些调整位于:

1. 层面选择梯度( $G_z$ );
2. 频率编码梯度( $G_x$ )。

1a. 一旦施加层面选择梯度( $G_z$ ),马上在相反方向产生一个梯度,目的是使自旋重新聚相位(图 14-2)。基本上,我们每次施加梯度时,都会使自旋失相位。在施加 $G_z$ 梯度时,我们为了选择层面而造成了质子的失相位。但是在层面选择后,我们需要去除这个效应。聚相位梯度的目的就是使层面选择方向的自旋相位重新一致(或者,我们可以在层面选择之前施加此梯度使自旋失相位,这样在后继的梯度脉冲时它们可以重新同相位。)

1b. 当施加 $180^\circ$ 脉冲时,可以施加,也可以不施加层面选择梯度。这是可选择的,取决于采集的是一个层面还是多个层面。但是在 $180^\circ$ 脉冲的前后,我们都施加一个被称为“损毁”梯度,这样使 $180^\circ$ 脉冲形成一个三叶的形状(图 14-3)。这是无关紧要的。当施加 $180^\circ$ 脉冲时,它可能有部分成分并不完全是 $180^\circ$ ,这样将造成不需要的横向磁化。它可能导致回波不是像我们所希望的那样在 TE 时刻聚相位。所以施加这些“损毁”梯度来校正那些误差。〔第一个梯度用于平衡第三个;第二个是层面选择梯度;第三个用于破坏产生自由感应衰减(FID)过程中所不需要的横向磁化〕。

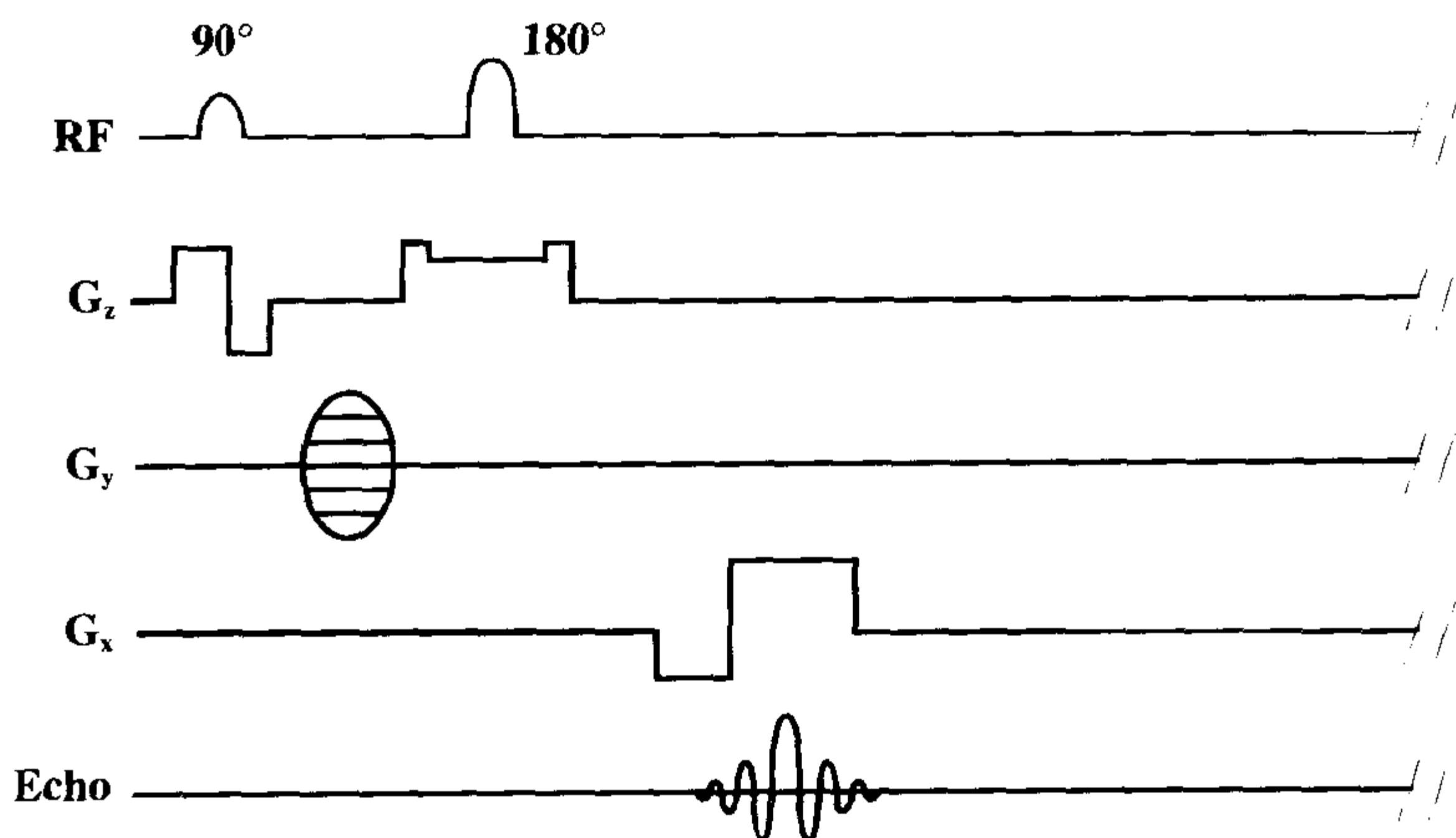


图 14-1 自旋回波脉冲序列图。

2. 在读出梯度 ( $G_x$ ) 方向上有一个重要的调整。如果在读出回波时只施加一个梯度, 我们最终会使所有的体素失相位 (图 14-4)。我们在到达信号中部的时候, 由于此梯度的作用造成失相位, 使信号强度减小。等到信号结束的时候, 我们将会得到最大的失相位, 如此多的信号损失甚至可能影响信号读出!

所以, 我们在相反方向施加一个梯度, 它的作用时间等于  $1/2$  读出梯度 (图 14-5)。读出梯度的作用时间等于采样时间 ( $T_s$ )。对于静止的自旋, 施加一个梯度将会使自旋进动的速度越来越快, 在它们

变快的过程中, 它们将会失相位。在这个反方向的梯度作用下, 静止的自旋会在此梯度结束的时候产生最大的相位差。在梯度反转以后, 施加一个正方向的梯度, 自旋将会再次聚相位。这恰好发生于读出的中点, 也就是, 在 TE 时刻。随后, 它们会继续再次失相位。我们可以看到在 TE 时刻所有的像素都重新聚相位 (图 14-5)。

如果我们不施加反方向的梯度, 随着读出梯度的打开自旋将开始失相位, 在 TE 时刻会出现不需要的相位差。相位差的存在就意味着信号变弱 (图 14-6)。

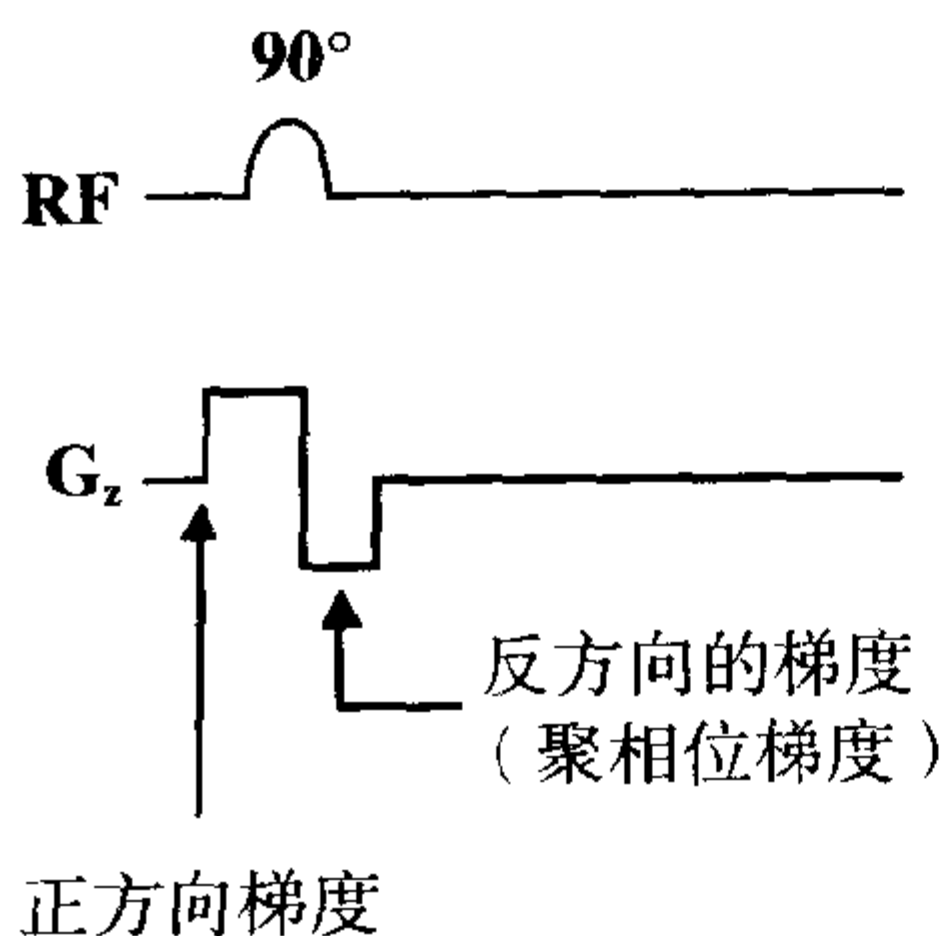


图 14-2 层面选择梯度后面紧随一个反方向梯度使自旋聚相位。

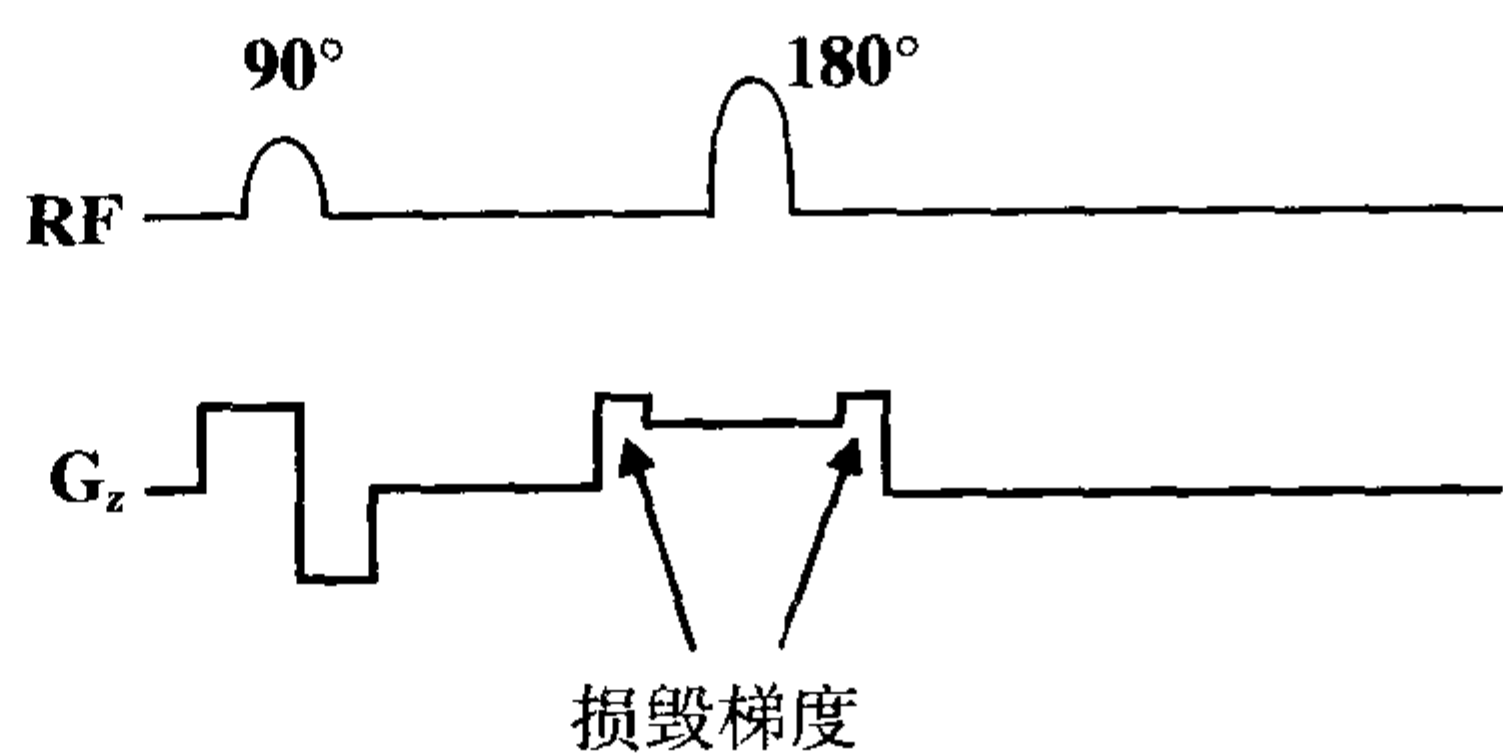


图 14-3 在 ( $180^\circ$  脉冲的) 层面选择梯度的两侧施加损毁梯度, 以便在 TE 时刻有更准确的聚相位。



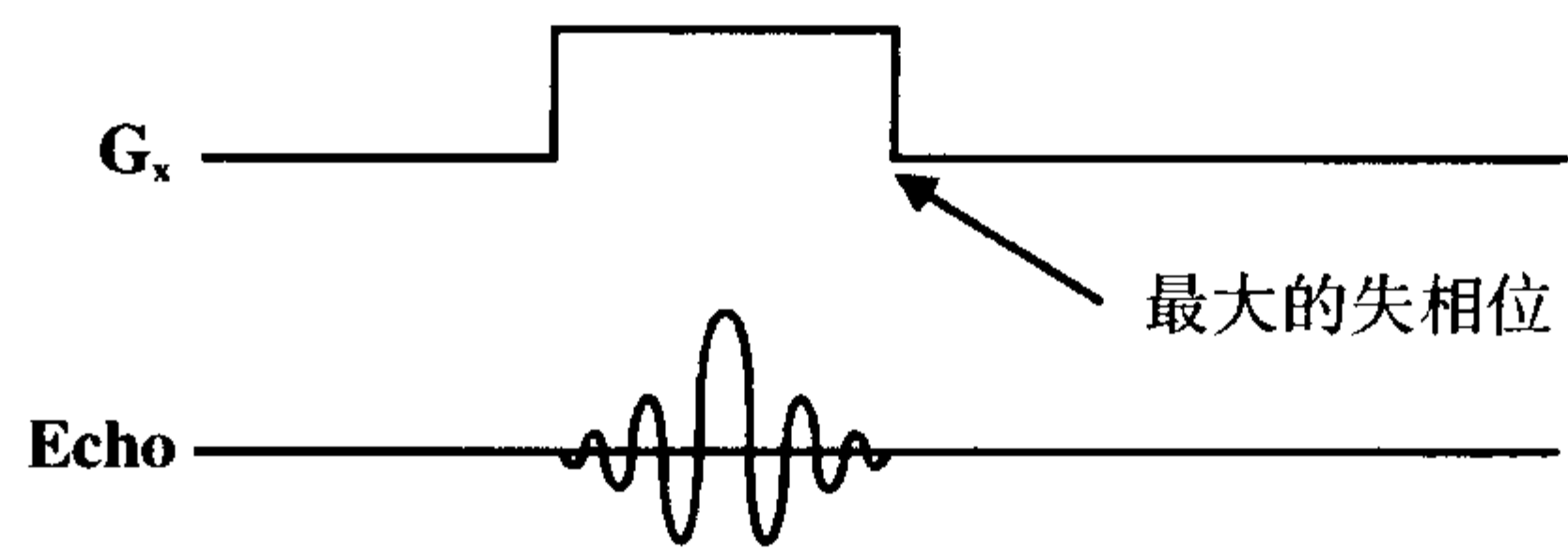


图 14-4 如果在读出时仅施加一个恒定不变的梯度  $G_x$ , 我们最终会使所有的自旋失相位。

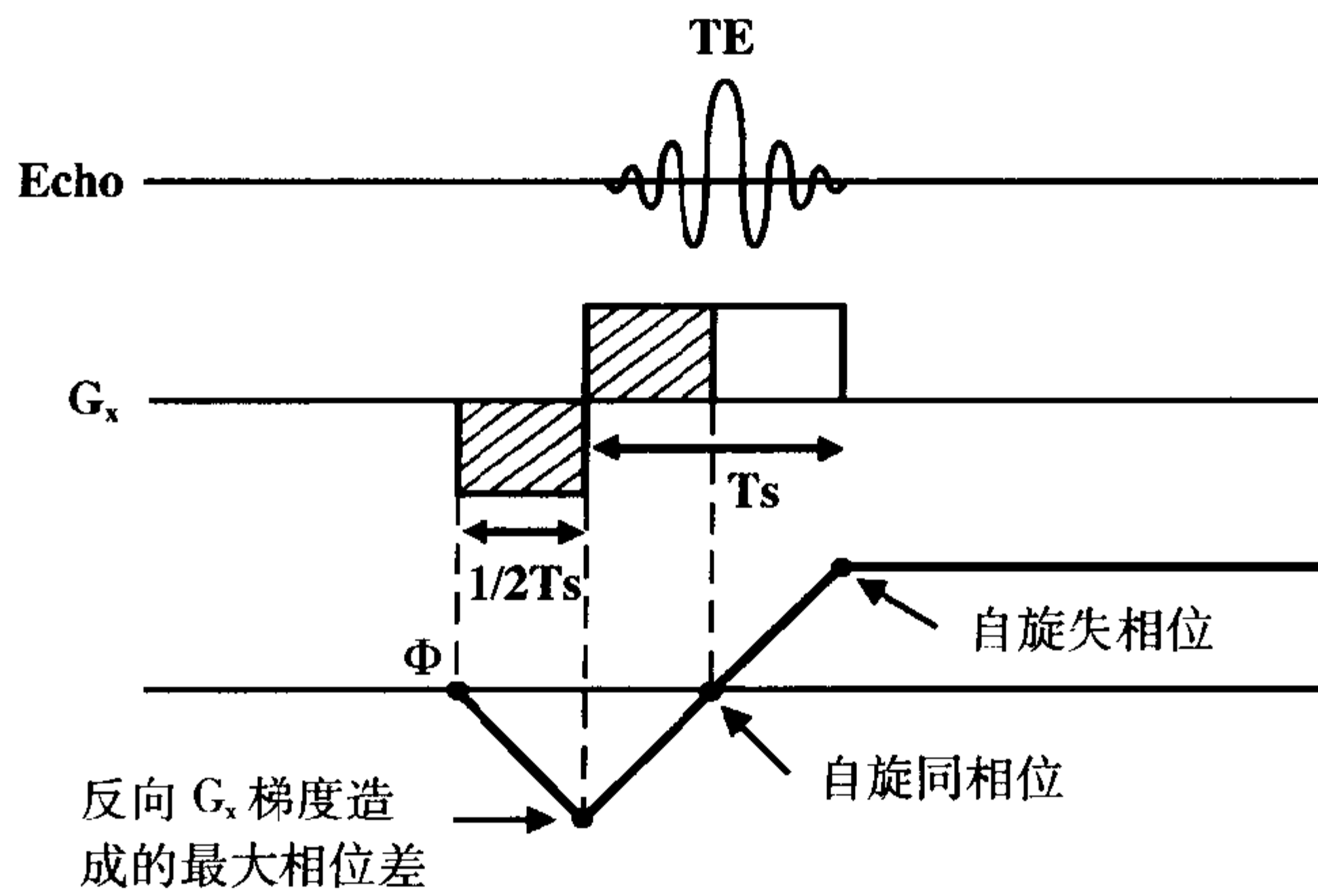


图 14-5 在施加读出梯度前, 施加一个反向梯度。反方向梯度使自旋失相位。然后, 自旋在回波中心恢复同相位。

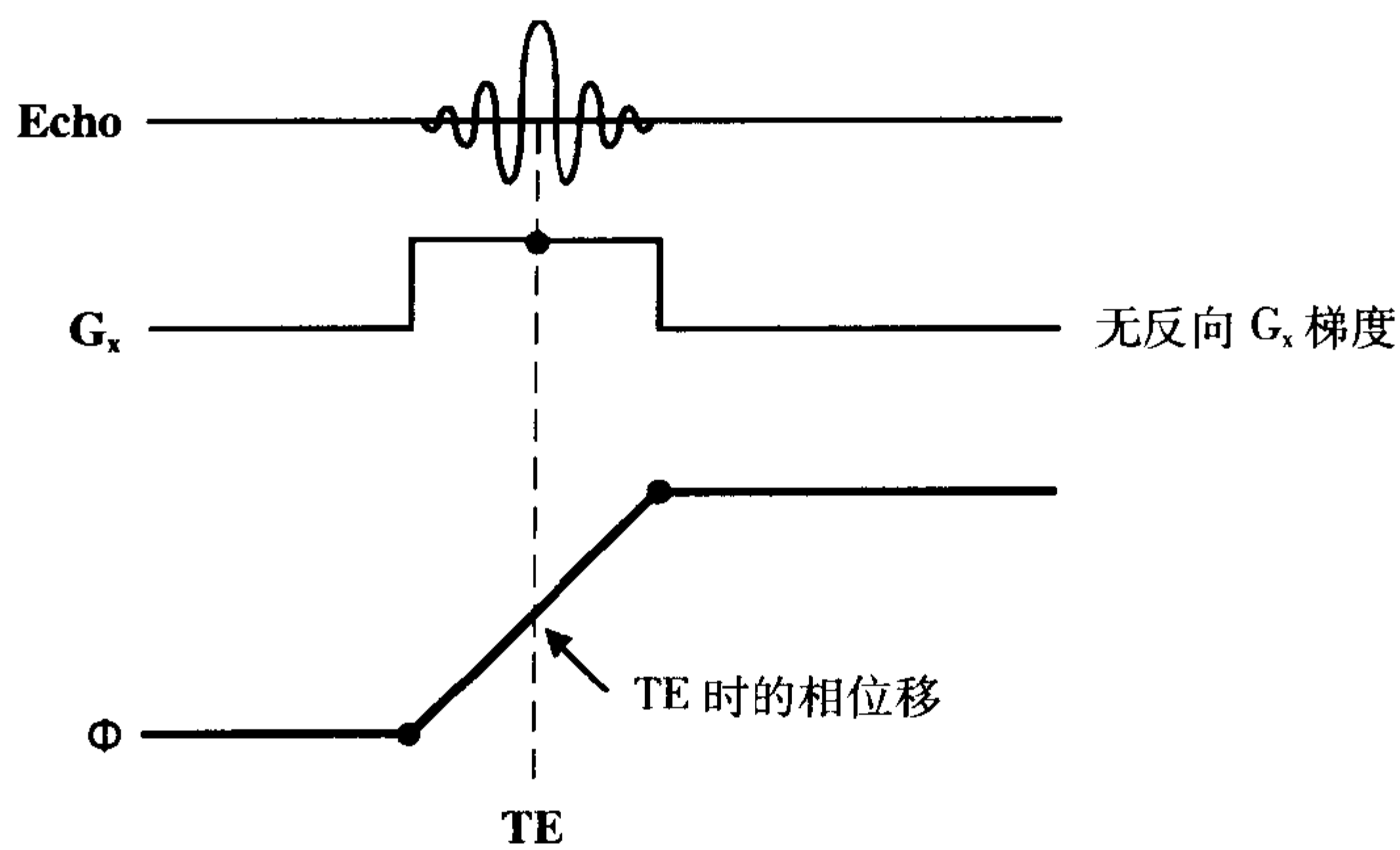


图 14-6 在没有反向  $G_x$  梯度时, 自旋将会在回波的中心积聚一个相位差, 造成信号减弱。

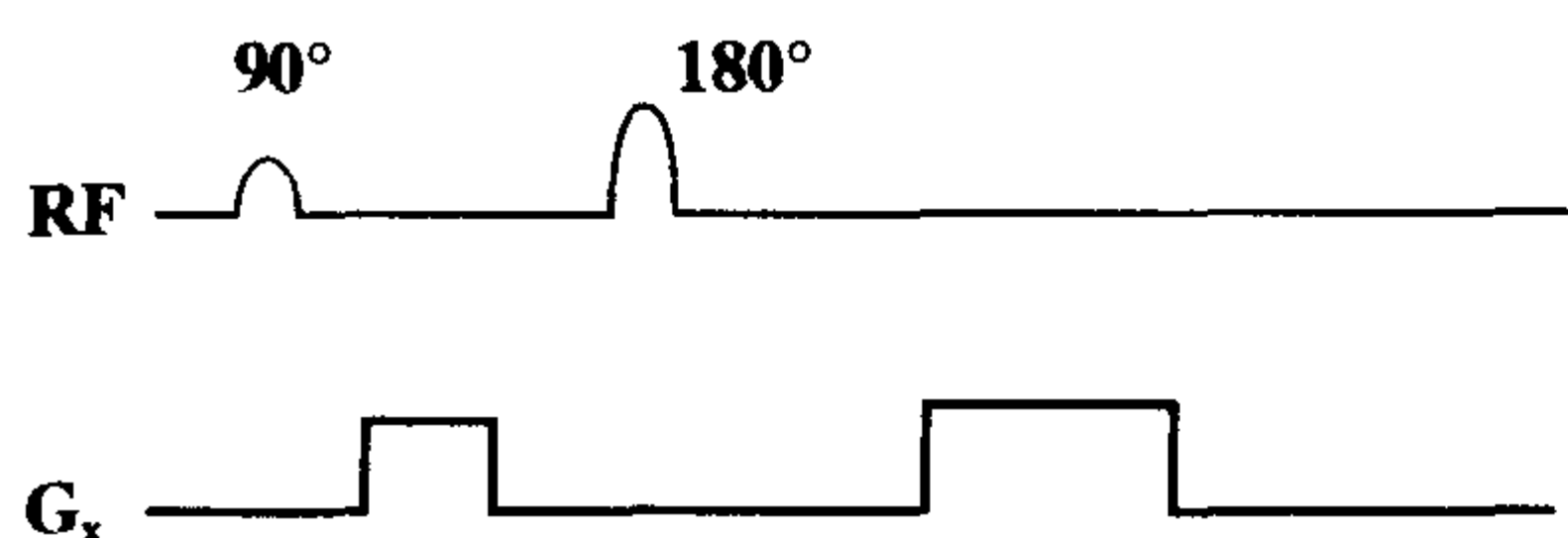


图 14-7 第一个  $G_x$  梯度施加时,可在  $180^\circ$  脉冲后以反方向进行(如前面所讲),也可在  $180^\circ$  脉冲前以正方向进行。

有时候,我们会看到  $G_x$  梯度以另外不同的形式进行表示(图 14-7)。它将都是正向梯度,而没有反向梯度(像我们刚才所讨论的那样)。你可能会奇怪如果读出梯度  $G_x$  前面的校正梯度也位于正方向,那么我们不就会由于此正向梯度造成更大的相位差吗?

在图 14-7 中情况的答案是因为读出梯度  $G_x$  前面正方向的校正梯度位于  $180^\circ$  度聚相位脉冲的前面。在施加此校正梯度后,我们会得到一个正方向的相位差。这个

相位差在我们施加  $180^\circ$  脉冲以前将保持不变(图 14-8)。在施加  $180^\circ$  射频脉冲以后,此相位差将会被反转。然后它将保持不变,直到施加  $G_x$  梯度。此后,自旋将开始回到同相位,在 TE 时刻相位差变为零,而后又出现相位差。所以,我们会得到与正和反两个方向施加读出与校正梯度相同的效果,这两种不同方式取决于梯度在脉冲序列中所施加的位置。

## 采集时间

在前面章节,我们谈到过多层面成像,我们说过在回波结束与下一次  $90^\circ$  射频脉冲之间有很多“无效”时间(图 14-9)。我们可以利用这些“无效”时间处理其它的层面。

问 1: 如果我们能够将需要采集的所有层面都充填至无效时间以内,那么此扫描的采集时间将会怎样?

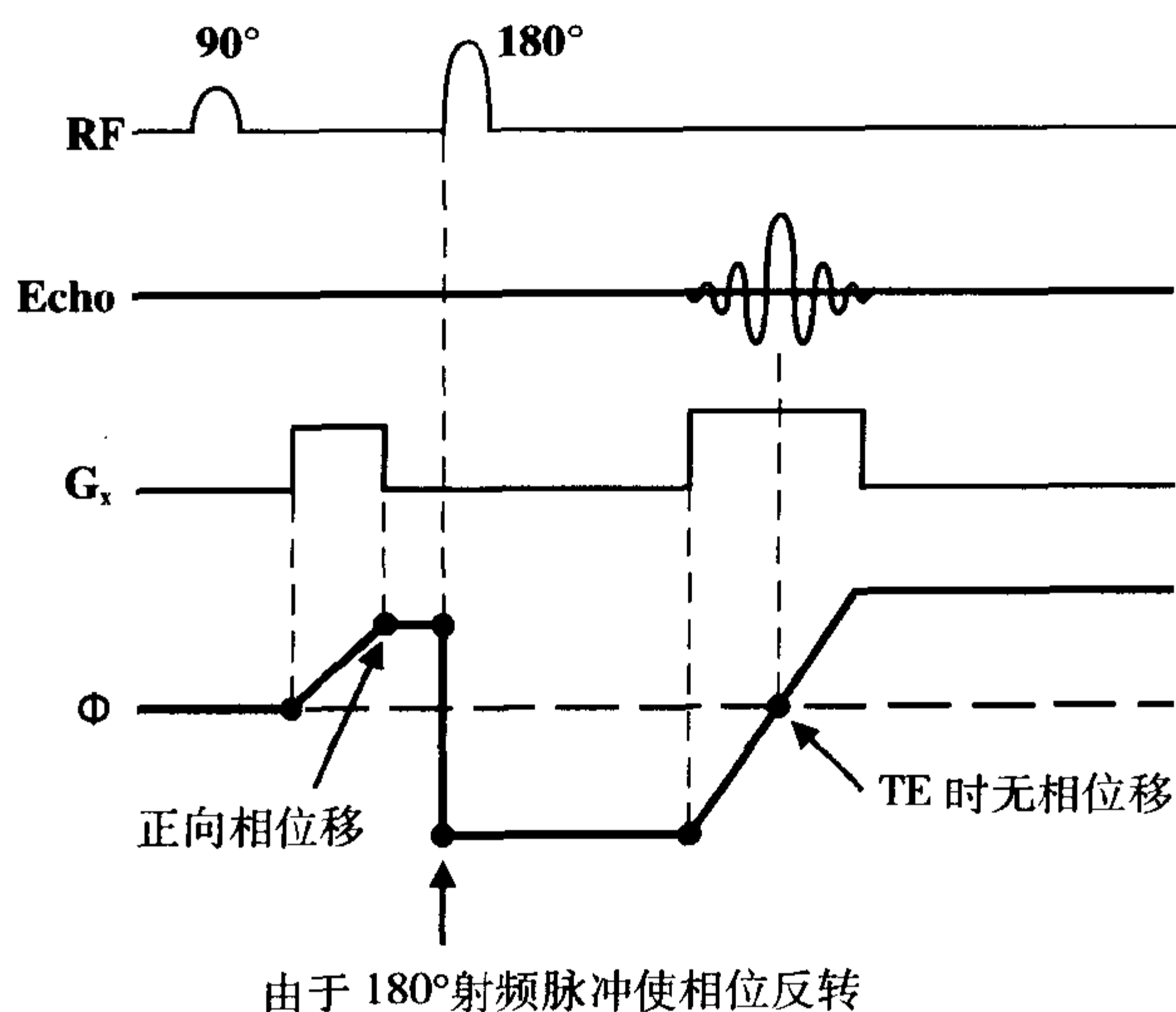


图 14-8 此图显示在  $180^\circ$  脉冲前另外施加一个正方向的聚相位梯度时,自旋如何在回波的中心恢复同相位。

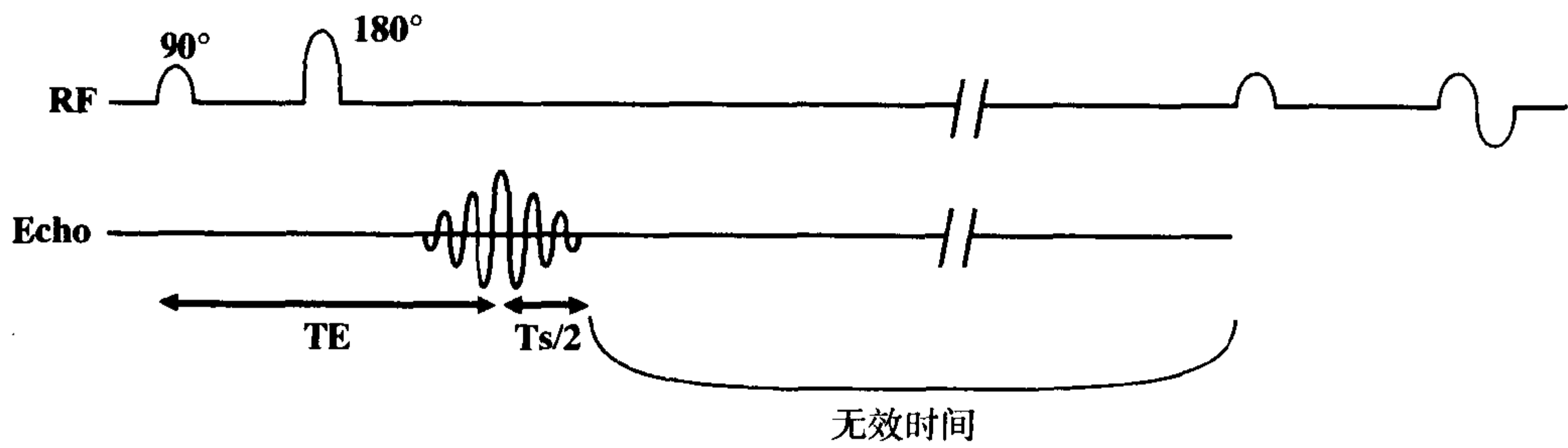


图 14-9 在读出结束后与下次 90°脉冲之间总是存在无效时间。此无效时间可以被利用进行其它层面的采集。

答: 充填数据空间的一行需要占用 TR 的时间。这样, 采集时间将是充填整个数据空间所占用的时间, 它是 TR 乘以数据空间的行数。

问 2: 我们在数据空间内有多少行?

答: 在 k 空间内的行数等于相位编码数  $N_p$  或  $N_y$ 。

问 3: 重复序列的所有内容, 有何用?

答: 我们可以将序列的所有内容进行重复 (或者重复所有的相位编码过程), 而后进行平均, 以提高信噪比 (SNR)。

每个循环都被称为一次激励。NEX 代表所进行激励的次数。这样, 采集时间取决于:

1. TR (采集数据空间的一行所需要的时间)。
2.  $N_y$  (相位编码数)
3. NEX (我们重复整个序列的次数)

$$\text{采集时间} = (\text{TR}) (\text{N}_y) (\text{NEX})$$

此公式可应用于传统自旋回波序列。注意方程内并没有层面数。这直觉上与 CT 中扫描时间的原理不一致, 在 CT 中, 如果

要采集更多的层面, 就需要更长的时间。在 MR 中不一定是这样的, 因为在一次 TR 时间内, 我们可以进行多个层面的采集。很明显, 如果缩短 TR 时间, 我们会减少所能够采集的层面数。所以层面数会间接地取决于 TR 的参数选择。

假定我们想要进行很大范围的 T1 加权成像。增大 TR 就可以使每个 TR 周期内采集更多的层面, 但这么做可能有问题, 因为 T1 加权程度的会减小。这样, 在增大扫描范围与达到更大的 T1 权重之间存在着一个权衡问题。

### 示例 1

$$\begin{aligned} \text{TR} &= 1000\text{ms}, N_y = 256, \text{NEX} = 1 \\ \text{采集时间} &= (\text{TR}) (\text{N}_y) (\text{NEX}) \\ &= (1000\text{ms}) (256) (1) \\ &= 256 \text{ 秒} \cong 4.27 \text{ 分钟} \end{aligned}$$

假定我们在每个 TR 内充填 10 个层面。那么我们就可以在 4.27 分钟内采集 10 个层面。

### 示例 2

另一方面, 如果每个周期内一次仅采

集一个层面,我们不得不重复 10 次上述序列来采集 10 个层面,那么扫描时间将会变为:

$$\begin{aligned} & (10)(1000\text{ms})(256)(1\text{NEX}) \\ & \cong 10 \times 4.27 \text{ 分钟} \\ & = 42.7 \text{ 分钟} \end{aligned}$$

很明显,这并不实际。

## 要点

---

我们已经讨论了脉冲序列图(PSD)的内容,并阐述了自旋回波成像的例子。在后面的章节中,我们将会见到更复杂的脉冲序列图的例子。当然,脉冲序列图并不能

告诉我们 MR 成像中使用的所有参数,如视野(下一章讨论),但它可以提供进行成像过程中的工作步骤和时效。

## 习题

---

**14-1** 采集时间取决于如下的哪些内容?

(可单选或多选)

(a) TR (b) TE (c)  $N_x$

(d)  $N_y$  (e) NEX

**14-2** (a) 计算多次采集 SE 序列在 TR=2000, NEX=2,  $N_y=128$  时的采集时间。

(b) 如以(a)方式采集一个层面,要重复采集 10 个层面需要的时间。它是否实际?

**14-3** k 空间的行数等于:

(a)  $N_x$  (b)  $N_y$  (c) NEX

(d)  $N_z$  (e) TR

## 简介

脉冲序列图 (PSD) 提供了我们在 MR 成像过程中所进行事件的顺序时间步骤。但是, 操作者必须特异性地确定所成像的身体部位的大小尺寸。这就是我们这一章所要介绍的内容, 即视野 (FOV)。我们很快就会发现, 我们所能够选择的视野的最小值有一个极限, 它取决于梯度的最大强度和接收信号的带宽。

## 视野 (FOV)

我们将要讨论下面内容之间的关系:

1. 视野;
2. 带宽;
3. 梯度。

理解这些概念非常重要, 因为这些属性会影响相应的临床应用。

让我们看一幅图像及其  $x$  和  $y$  轴 (图 15-1)。沿  $x$  轴有一个视野。通常情况下, 我们施加一个在  $x$  方向上逐步增大的梯度 ( $G_x$ )。这意味着我们沿  $x$  轴方向产生了一

个线性的磁场不均匀性。结果,

1. 在视野的中心点, 磁场强度将为  $B_0$ 。
2. 在视野的右侧, 磁场强度将大于  $B_0$ 。
3. 在视野的左侧, 磁场强度将小于  $B_0$ 。

沿  $x$  轴方向上的磁场强度为  $B_x$ 。  $B_x$  的值取决于下面的线性方程:

$$B_x = (G_x) \cdot x$$

这个方程显示在沿 ( $G_x$ ) 梯度上的任何一点的磁场强度值等于 ( $G_x$ ) 梯度的斜率乘以在  $x$  轴上的距离  $x$  (图 15-2)。我们在等式的左右两侧都乘以旋磁比  $\gamma$ :

$$\gamma \cdot B_x = \gamma (G_x) x$$

回想一下, ( $\gamma B_x$ ) 是拉莫方程, 它是磁场强度与频率的关系:

$$\text{频率}_x = \gamma B_x$$

这个方程说明在  $x$  轴上任何一点的振荡频率与该点位置的磁场强度成正比, 也就是,

$$f_x = \gamma B_x$$

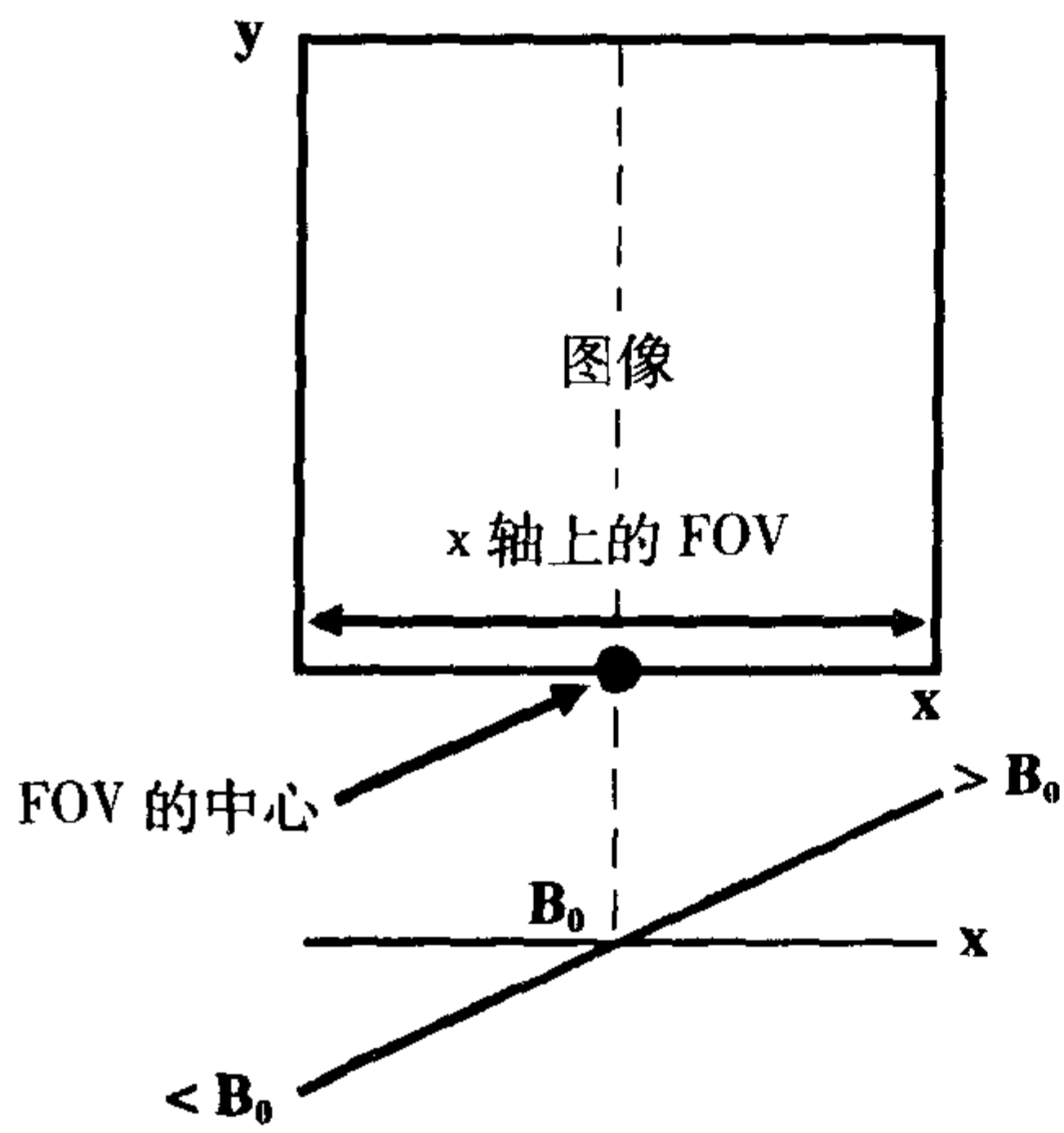


图 15-1 具有 x 轴和 y 轴的图像。频率编码梯度  $G_x$  造成视野 (FOV) 中心的磁场强度为  $B_0$ , 而右侧和左侧边缘分别比  $B_0$  具有更大和更小的磁场强度。

或

$$f_x = \gamma (G_x) x$$

换句话说, 在 x 轴上任何一点的频率与梯度 ( $G_x$ ) 斜率乘以 x 轴上的位置成正比。

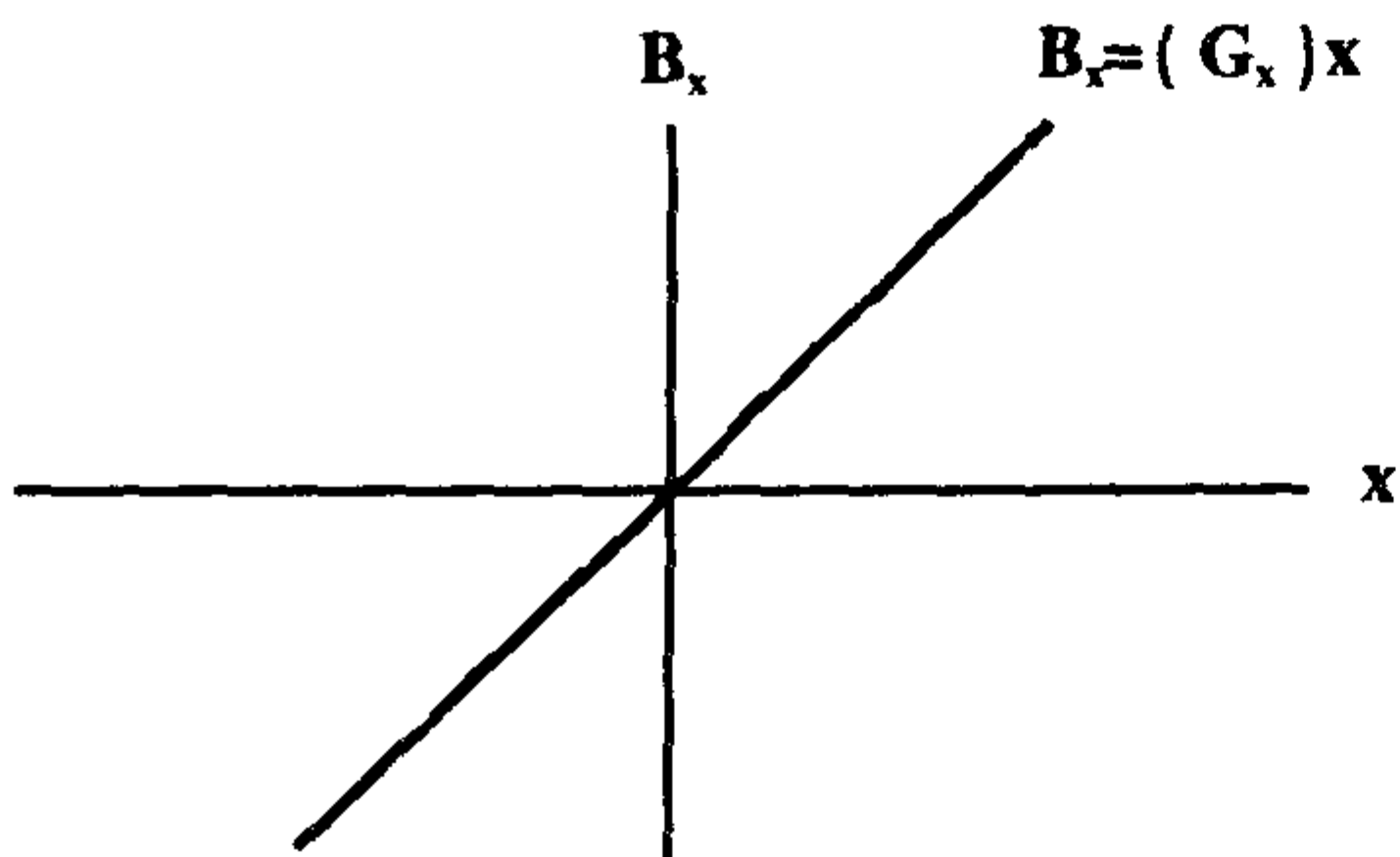


图 15-2  $G_x$  梯度描述了一个线性方程  $B_x = G_x \cdot x$ 。这样, 当  $x=0$  时, 系统未增加任何梯度磁场, 而当  $x$  为正值时, 在主磁场上附加了一个正值的梯度磁场。

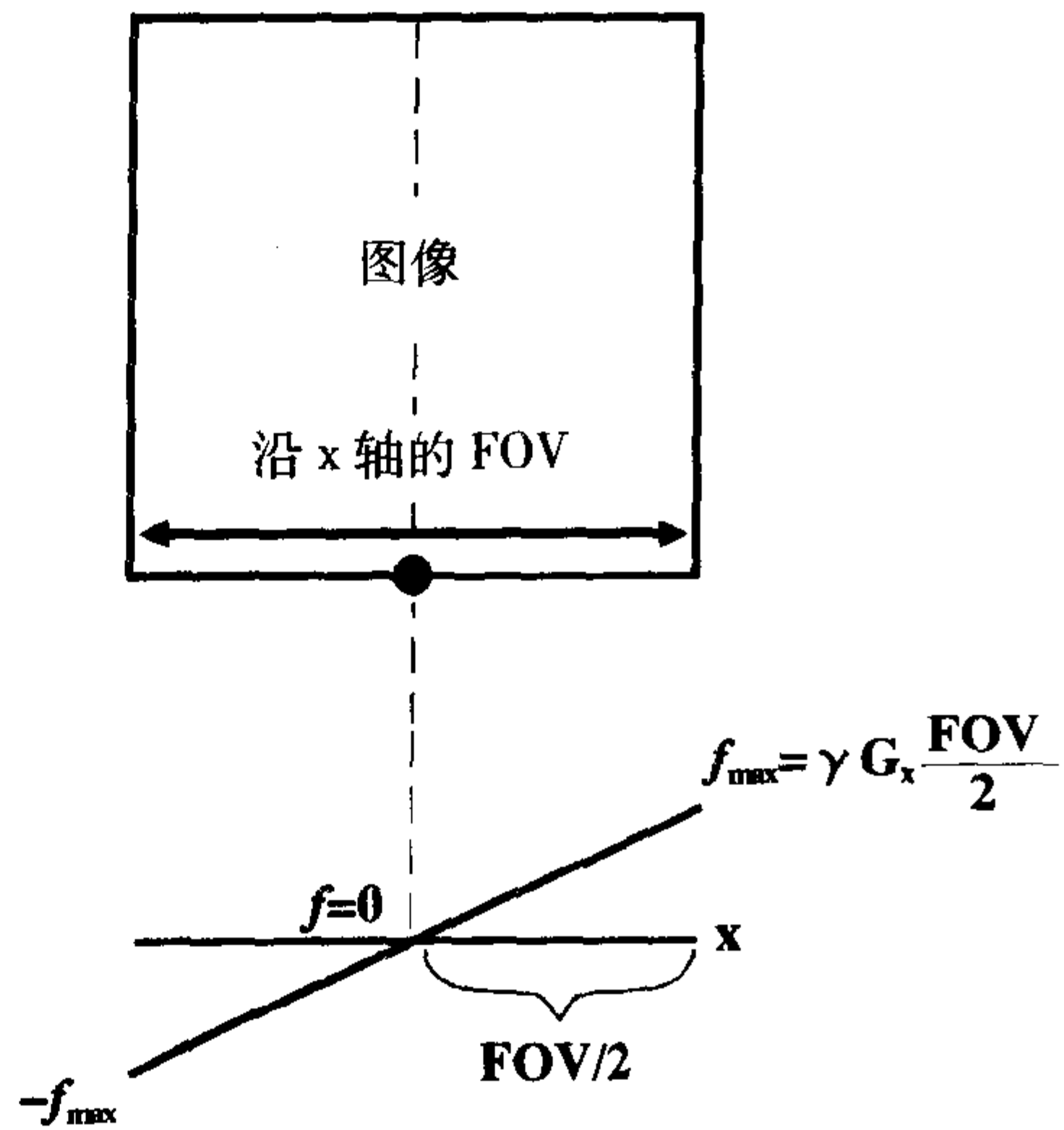


图 15-3 在视野的各个边缘, 频率  $f_x$  (它与梯度场强度  $G_x$  成正比) 为最大值。这个关系由  $f_x = \gamma \cdot G_x \cdot x$  所决定, 其中在  $x=FOV/2$  时, 频率为  $f_{max}$ 。

让我们看看在视野的边缘所发生的情况 (图 15-3)。在视野的右侧边缘 (也就是, 在  $x=FOV/2$  时), 由于  $G_x$  梯度的作用, 这样磁场强度为最大值, 所以频率为最大值 (称之为  $f_{max}$ )。

频率的公式为:

$$f_x = \gamma (G_x) (x)$$

现在, 对于  $f_{max}$ , 在 x 轴上的距离为  $1/2FOV$ 。所以,

$$f_{max} = \gamma (G_x) FOV/2$$

记住这是在我们减去中心频率以后的数值。这样, 这些度量是以零频率为中心进行。在梯度相反方向的边缘, 我们有  $-f_{max}$

$$-f_{max} = -\gamma (G_x) FOV/2$$

频率范围是多少呢? 频率范围是从  $-f_{max} \sim +f_{max}$ , 也就是,

$$\begin{aligned} \text{频率范围} &= -f_{\max} \rightarrow +f_{\max} \\ &= \pm f_{\max} = 2f_{\max} \end{aligned}$$

频率范围的另外一个名称就是带宽 (BW)。这样,

$$BW = \pm f_{\max} = 2f_{\max}$$

如果我们选择图像最右侧的频率和图像最左侧的频率,我们得到频率范围,或者带宽。我们已经知道,对于最大频率,

$$f_{\max} = \gamma (G_x) \text{FOV}/2$$

因为,

$$BW = 2f_{\max}$$

我们可以得出

$$BW = \gamma \cdot G_x \cdot \text{FOV}$$

这样,我们可以看到一个视野、带宽和梯度场强度之间的相互依赖关系。我们现在可以通过上面的等式得到 x 方向上的视野为:

$$\text{FOV}_x = \frac{\text{带宽}}{\gamma (G_x)}$$

这个等式说明视野直接与带宽成正比例关系,而视野与梯度的强度成反比例关系。这样,如果想要减小视野,我们可以采用 1) 更强的梯度场,或者 2) 更小的带宽。为  $\downarrow$  FOV:

1.  $\uparrow$  梯度
2.  $\downarrow$  带宽

我们能够使用的梯度磁场的强度是有限度的,同样最小带宽也是有限度的。

问:所能做到的最小视野为多少呢?

答:它是最小带宽除以最大梯度场强度:

$$\text{FOV}_{\min} = \frac{BW_{\min}}{\gamma \cdot G_{\max}}$$

$G_{\max}$  和  $BW_{\min}$  对于每台设备都有特定的值。例如,对于 GE Echosped Plus 1.5T 扫描仪,

$$\begin{aligned} \text{最大梯度强度} &= 23\text{mT/m} \\ \text{最小带宽} &= \pm 4\text{kHz} = 8\text{kHz} \end{aligned}$$

这样,最小视野大约是:

$$8\text{kHz} / (42.6\text{MHz/T} \times 23\text{mT/m}) \cong 0.8\text{cm}$$

反过来,如果想增大视野,我们可以:

1. 增大带宽或
2. 减小梯度

为  $\uparrow$  FOV:

1.  $\downarrow$  梯度
2.  $\uparrow$  带宽

(是否记得,增大带宽时,我们会降低信噪比。)

## 要点

我们讨论了视野、带宽和梯度之间的有趣关系:

$$FOV = BW / (\gamma \cdot G)$$

正如我们所看到的, 我们所能进行的最小视野是有限度的, 它取决于能够允许的最小带宽和可能的最大梯度强度:

$$FOV_{\min} = \frac{BW_{\min}}{\gamma \cdot G_{\max}}$$

选择更小的视野可能造成混叠(或卷折)伪影, 取决于所成像结构的大小。此方面的更详细内容参见第18章。

## 习题

**15-1** 如果在频率编码梯度  $G_x = 5 \text{ mT/m}$  时, 最小  $FOV = 30 \text{ cm}$ ; 那么当较强的  $G_x = 10 \text{ mT/m}$  时, 最小  $FOV$  将为多少呢? (也就是, 更强的  $G_x$  是减小还是增大最小  $FOV$  呢?)

**15-2** 最小视野与哪个成反比

- (a) 带宽            (b) 梯度强度  
(c) TR              (d) TE

**15-3** 如果相位编码梯度  $G_y$  的强度为  $0.1 \text{ mT/m}$ , 它的作用时间为  $2 \text{ ms}$ , 那么对于某组织视野中心以外  $20 \text{ mm} = 2 \text{ cm}$  处的横向磁化的相位移是多少?  
提示:  $\Delta \phi = 360^\circ \times \gamma \times G_y \times \text{持续时间} \times \text{位置}$ , 式中  $\gamma = 42.6 \text{ MHz/T}$ 。

**15-4** 最小视野可通过哪项而减小:  
(a) 增大梯度场强度

- (b) 减小带宽  
(c) 增加采样间隔  
(d) 所有以上各项  
(e) 仅(a)和(b)项

**15-5** 是/否 减小视野可以降低卷折(混叠)伪影的产生。

**15-6** 当最大采样间隔  $\Delta T_s = 10 \mu\text{s}$  (也就是, 没有出现混叠), 而最大频率编码梯度为  $10 \text{ mT/m}$  时, 最小视野是多少呢?

提示:  $BW = 1 / \Delta T_s$

- (a)  $47 \text{ cm}$             (b)  $23.5 \text{ cm}$   
(c)  $47 \text{ mm}$             (d)  $23.5 \text{ mm}$

**15-7** 最小视野直接与哪项成正比

- (a) 带宽            (b) 梯度场强度  
(c) TR              (d) TE



# 16

## k 空间:最后的领域!

### 简介

在这章中,我们将会总结前面所讨论过的一些概念,澄清关于 k 空间的一些细节。是否还记得,到目前为止,我们认为所谈到的数据空间是一个“模拟”的 k 空间,数据空间的傅立叶变换就是图像(图 16-1)。

这确实是正确的,但是关于此概念,存在一个问题:数据空间的矩阵非常不对称。在频率编码方向,两次采样之间的间隔(也就是,采样间隔  $\Delta T_s$ ),其数量级为数微秒,因此所有采样所需的总时间(也就是,采样时间  $T_s$ ),其数量级为数毫秒。但是,在相位编码方向上的时间间隔,每次需要 TR 时间(也就是,数量级为数秒)。采集相位编码方向上的所有数据的总时间就是一次采集时的扫描时间(数量级为数分钟)。

这样,在数据空间内我们具有一个矩阵,x 轴的数量级为毫秒,y 轴的数量级为分钟。这将给我们一个非常不对称的矩阵。真正的 k 空间是与数据空间相同的矩阵,但是的标度不同。回想一下,

$$FOV = \frac{\text{带宽}}{\gamma \cdot \text{梯度}} \quad (\text{等式 16-1})$$

在上一章中,我们介绍了视野(FOV)。我们可以从等式 16-1,看出视野、带宽(BW)和梯度场强度之间的关系。根据这个公式,FOV 等于带宽除以  $\gamma$  和 G 的乘积。从前面的章节中,我们还知道带宽与采样间隔( $\Delta T_s$ )之间呈相反关系,也就是,

$$BW = 1/\Delta T_s$$

从以下两个公式:

$$FOV = \frac{BW}{\gamma G}$$

和

$$BW = \frac{1}{\Delta T_s}$$

我们可以得出一个新的关于视野的公式:

$$FOV = \frac{BW}{\gamma G} = \frac{1}{\gamma G \Delta T_s}$$

为了以距离和时间计算方便,我们需

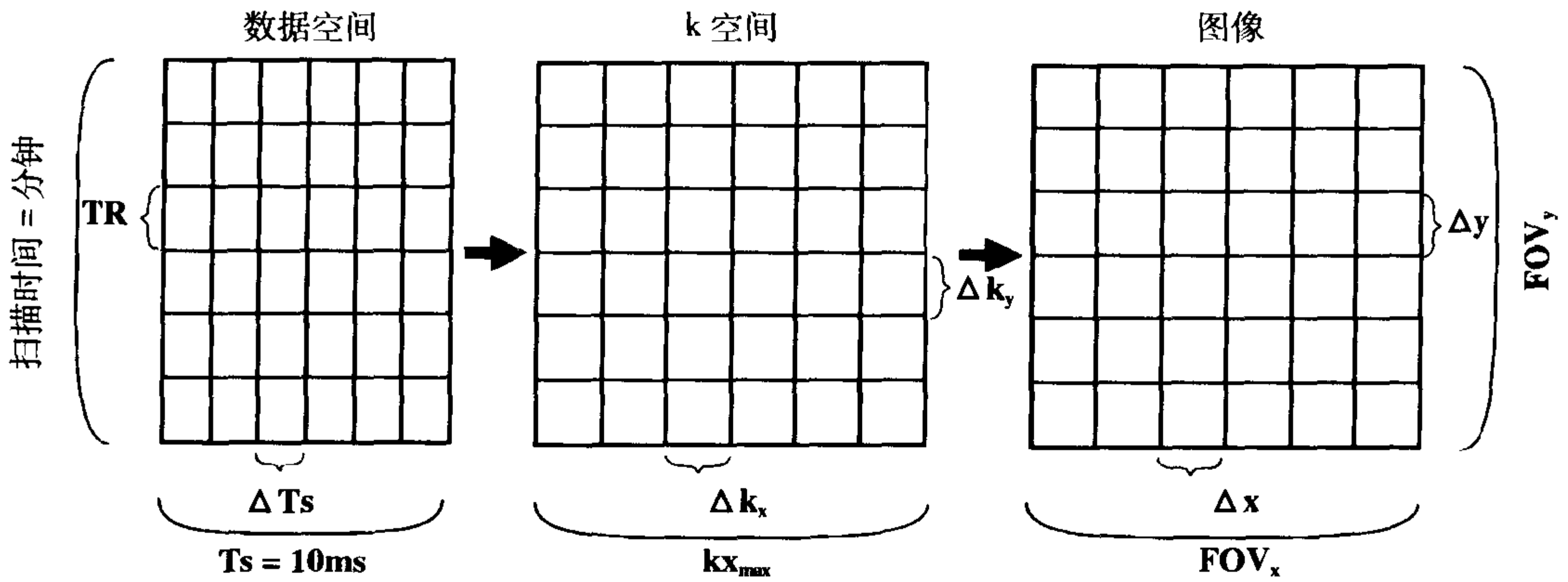


图 16-1 数据空间(坐标轴为  $\Delta T_s$  和  $TR$ )位于时间域内。 $k$  空间(坐标轴为  $\Delta k_x$  和  $\Delta k_y$ )位于空间频率域内。 $k$  空间的傅立叶变换是图像(坐标轴为  $x$  和  $y$ ),位于频率域内。

要对上面公式的两侧同时进行颠倒,从而得到:

$$\frac{1}{FOV} = \gamma \cdot G \cdot \Delta T_s$$

现在,思考  $x$  和  $y$  方向上的视野。如果我们思考  $x$  方向上的视野,此公式告诉我们需要选择  $x$  方向上的梯度强度和采样间隔。

$$\frac{1}{FOV_x} = \gamma \cdot G_x \cdot \Delta t_x$$

式中( $\gamma \cdot G_x \cdot \Delta t_x$ )项表示为  $\Delta k_x$ 。如果现在回到此章开始的三个图形,我们可以看出( $\Delta k_x$ )就是  $k$  空间在  $x$  方向上的单位间隔。这样,

$$\Delta k_x = \gamma \cdot G_x \cdot \Delta t_x$$

我们考虑一下上式中的度量单位:

$$\gamma = \text{旋磁比} = \text{MHz/T}$$

$$G_x = \text{梯度强度} = \text{mT/m}$$

$$\Delta t_x = \text{采样间隔} = \text{ms} \quad \text{所以,}$$

$$\begin{aligned} \Delta k_x &= (\text{MHz/T}) (\text{mT/m}) (\text{ms}) \\ &= (\text{周期/s} \cdot \text{T}) (\text{T/m}) (\text{s}) \\ &= \text{周期/m} \end{aligned}$$

这样,  $\Delta k_x$  的单位为周期/米或周期/厘米。

需要记住的重要事情就是  $\Delta k_x$  为  $x$  方向上的  $1/FOV$ 。

$$\Delta k_x = 1/FOV_x$$

上面的公式告诉我们在  $x$  轴方向上,  $k$  空间的间隔等于  $1/FOV$  (而根据等式 16-1,  $FOV$  取决于  $x$  轴方向的梯度强度和带宽)。在图 16-2 中,可以形象化地看出它们之间的关系。

通过以上内容,我们可以看出  $k$  空间与图像之间有一个直接的联系,  $k$  空间的间隔与图像的视野之间为相反关系。例如,如果图像的视野为 10cm,那么,

$$\begin{aligned} \Delta k_x &= 1/FOV = 1/10\text{cm} = 1/0.1\text{m} \\ &= 0.1\text{cm}^{-1} (\text{周期/厘米}) \\ &= 10\text{m}^{-1} (\text{周期/米}) \end{aligned}$$

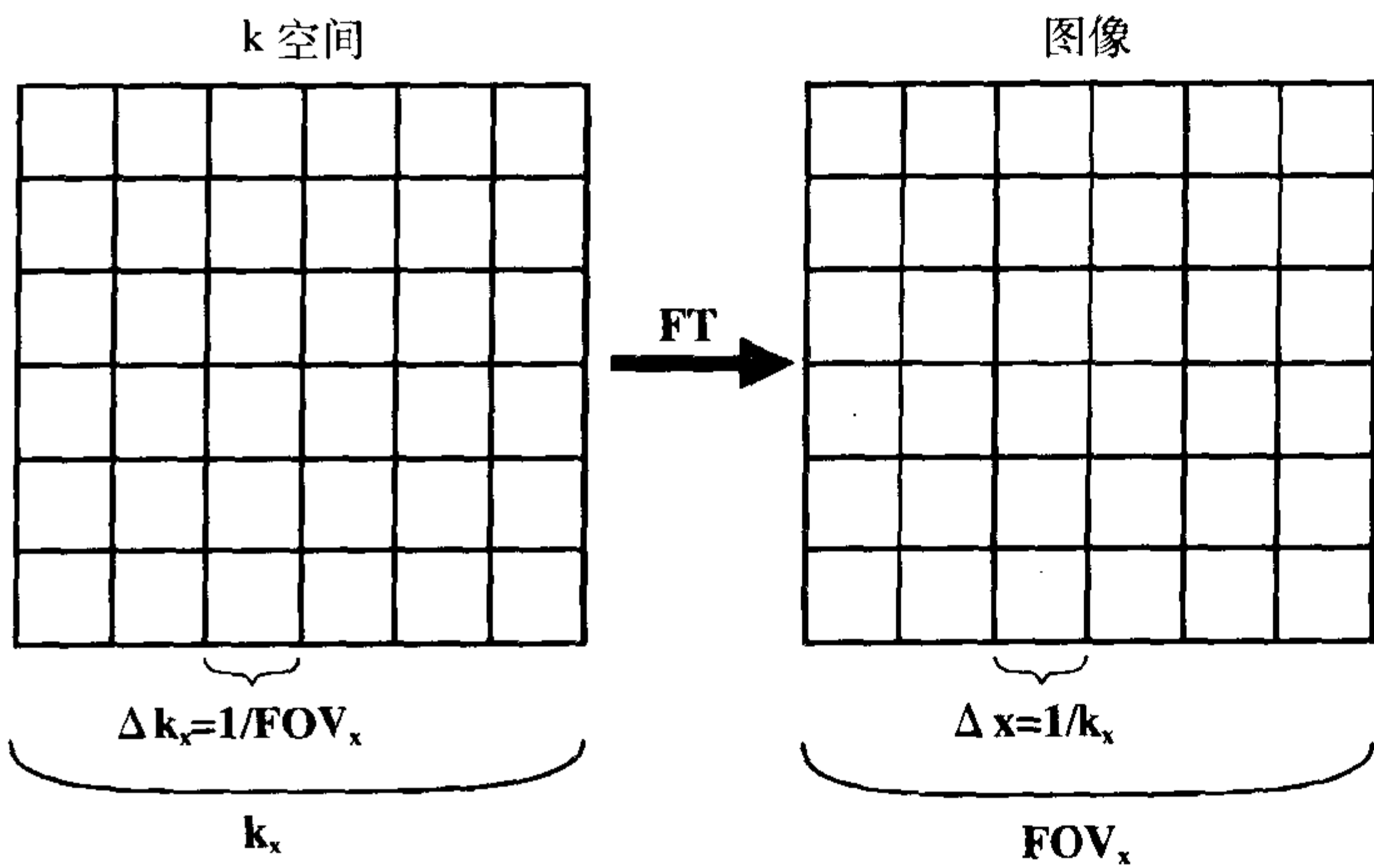


图 16-2 k 空间的傅立叶变换是图像。k 空间的坐标轴与图像的坐标轴之间存在着一个关系： $\Delta k_x = 1/FOV_x$ ,  $\Delta x = 1/k_x$ , 而其中  $FOV_x = N_x \cdot \Delta k_x$  和  $k_x = N_x \cdot \Delta k_x$ 。

这样，在 10cm 视野的图像中，k 空间内体素的大小为  $0.1\text{cm}^{-1}$  或  $10\text{m}^{-1}$ 。（记住 k 空间内坐标轴的单位为 1/距离或周期/距离。）这个公式进行颠倒以后也是正确的：

$\Delta x =$  图像中的像素大小  
 $k_x =$  k 空间内的像素和

可概括为：

$$\Delta x = 1/k_x, \Delta k_x = 1/FOV_x$$

$$\Delta k_x = \gamma \cdot G_x \cdot \Delta t_x, k_x = \gamma \cdot G_x \cdot t_x$$

式中  $\Delta x$  为 x 方向上的像素大小。其实，下面是我们计算图像中像素大小的方法。

$$\Delta x = \text{像素}(x \text{ 方向}) = FOV_x / N_x$$

这个公式告诉我们 x 方向上的像素大小等于 x 方向上的视野除以 x 方向上的像素数目。

**示例：**

1. 根据下面的条件计算像素大小：

$$FOV_x = 128\text{mm}$$

$$N_x = \text{在 } x \text{ 方向上的采样点数} = 128$$

那么 x 方向上的体素大小

$$= \Delta x = 128\text{mm} / 128 = 1.0\text{mm}$$

2. 根据上例，计算在 k 空间内的大小：

$$\Delta k_x = \text{k 空间内的体素大小} = 1/FOV_x$$

$$\Delta k_x = 1/128\text{mm} = 1/12.8\text{cm}$$

$$\cong 0.08\text{cm}^{-1} = 8\text{m}^{-1}$$

$$k_x = 1/\Delta x = 1/1\text{mm} = 1\text{mm}^{-1}$$

$$= 10\text{cm}^{-1} = 1000\text{m}^{-1} = 128 \Delta k_x$$

k 空间内的单位为

$$\Delta k_x = \text{周期} / \text{距离}$$

$$k_x = \text{周期} / \text{距离}$$

周期 / 距离的度量单位被称为空间频率。

因此，

k空间位于空间频率域内。

它与我们前面讨论过的其它频率有很大的不同。以前,我们讨论过随时间变化信号的傅立叶变换,变换后位于频率域内。空间频率是另一种不同的类型。

普通的频率 = 周期 / 时间  
空间频率 = 周期 / 距离

这样,当我们说k空间位于“频率域”时,我们是指“空间频率域”,正如我们所看到的一样,它是(在时间域内的)数据空间的一种数学处理方式。

记住数据空间内坐标轴的单位是时间:毫秒和分钟。在k空间内,我们把这个坐标轴转换为以周期/距离为单位的“空间频率”,它采用  $\text{cm}^{-1}$  (周期/厘米) 和  $\text{m}^{-1}$  (周期/米) 进行计量。如果对k空间进行傅立叶变换,我们就可以得到需要的图像。

数学上,我们并不能直接从数据空间,通过傅立叶变换而得到图像。我们只是对变量进行重新更换(也就是,  $\gamma \cdot G_x \cdot \Delta t_x = \Delta k_x$ )。这个重新更换过程是一个代数学过程,但是通过此中间数学过程转换到k空间后,可以使我们在更加对称的空间内处理数据;现在,k空间在x方向上的距离与k空间在y方向上的距离大致相同(与数据空间内x方向上数毫秒和y方向上数分钟之间存在着明显差异的情况)。

在y方向上此相同的概念,可能有些难于理解,但它也具有相同的原理,即

$$\Delta k_y = \frac{1}{\text{FOV}_y}$$

在k空间内  $k_y$  的间隔与y方向上的FOV成反比。

$$k_y = \frac{1}{\Delta y}$$

k空间内在y方向上的距离与图像内体素在y方向上的大小成反比。

关于相位与频率之间关系的另一个数学原理:

$$\theta = \int \omega dt$$

换句话说,相位  $\theta$  是频率对时间的积分,其中  $\omega$  (角频率) 取决于拉莫方程<sup>[1]</sup>:

$$\omega = \gamma B = \gamma \cdot G \cdot x$$

换句话说,频率与磁场强成正比,而后者又与梯度强度和距离的乘积成正比。这样,

$$\theta_y = \omega_y t_y = \gamma \cdot B_y \cdot t_y = \gamma \cdot G_y \cdot y \cdot t_y$$

或者

$$\theta_y = (\gamma G_y t_y) \cdot y$$

记住:

$$\Delta k_y = \gamma G_y \Delta t_y$$

而

$$(k_y = \Delta k_y \cdot N_y) \text{ 和 } (t_y = \Delta t_y \cdot N_y)$$

所以

[1] 你可能会奇怪为什么我们能够在公式中交替使用  $\omega$  和  $f$ , 尽管它们是两个不同的量。实际上只要我们保持旋磁比的正确单位,就可以了(也就是,当处理  $f$  时为  $\text{MHz/T}$ , 而处理  $\omega$  时为  $2\pi \text{MHz/T}$ )。

$$k_y = \Delta k_y \cdot N_y = \gamma G_y \Delta t_y \cdot N_y$$

这样,

$$k_y = \gamma \cdot G_y \cdot t_y$$

所以

$$\theta_y = (k_y) \cdot (y)$$

这样,我们在  $y$  轴方向上有一个相位与位置之间的简单关系:

$$\theta_y = (k_y) \cdot (y) = (\gamma G_y) (t_y) (y)$$

在  $y$  方向上,梯度的大小取决于在  $y$  轴上的位置。与此不同的是,我们在  $x$  轴上施加相同的梯度,而不考虑它在  $x$  轴上的位置(也就是,  $G_x$  与  $x$  无关)。但是,在  $y$  方向上,我们在  $y$  轴上的不同的位置施加不同的梯度( $G_y$  随  $y$  而变化:当  $y=0$  时,  $G_y$  为 0;而当  $y$  增大时,它也随之增大)。

## 要点

真正的  $k$  空间是以数据空间为变量的数学处理过程,它的坐标轴被称为“空间频率”。这样,  $k$  空间位于空间频率域内。空间频率  $k_x$  和  $k_y$  与距离呈反比关系(单位为周期/厘米)。  $k$  空间的傅立叶变换就是所需要的图像。

空间频率  $k_x$  和  $k_y$  可以表示为:

$$k_x = \gamma \cdot G_x \cdot t_x$$

$$k_y = \gamma \cdot G_y \cdot t_y$$

单位为周期/厘米。

## 习题

**16-1** 是/否 空间频率的单位为 1/距离(周期/厘米)。

**16-2** 是/否 (a)  $k$  空间的坐标轴定义为  $k_x$  和  $k_y$ 。

(b)  $k$  空间的坐标轴位于频率域内(单位为 1/时间或周期/秒)。

**16-3** 是/否  $k$  空间的傅立叶变换可以产生需要的图像。

**16-4**  $\Delta k_x$  等于:

(a)  $1/\text{FOV}_x$       (b)  $\gamma G_x \Delta t_x$

(c)  $k_x/N_x$       (d) 所有以上各项

(e) 仅(a)和(b)项

**16-5** 是/否 (a)  $k$  空间的中心决定图像的最大对比。

(b)  $k$  空间的外周决定图像的细节。

**16-6** 是/否  $k$  空间可以被认为是(时间域内的)数据空间的(在空间频率域内的)数字化形式。

## 扫描参数和图像优化

### 简介

在这章中，我们将会讨论 MR 成像中操作者可以进行控制和调整的所有参数。我们在后面将会看到它们的变化如何影响图像质量。每位放射学者都应该熟悉这套特殊的技术；这样，只有当放射学者清楚相关参数和平衡时，才能进行技术参数的“个体化合理设定”。

### 直接和间接参数

直接参数是指那些可以直接进行设定的参数：

TR	}	影响图像对比
TE		
TI		
FA(翻转角)		

$\Delta z$ =层厚	}	影响范围
层间隔		

FOV <sub>x</sub>	}	影响空间分辨力： $\Delta x$ :x 方向上的间距 $\Delta y$ :y 方向上的间距	}	影响信噪比
FOV <sub>y</sub>				
N <sub>x</sub> :频率编码数	}			
N <sub>y</sub> :相位编码数				

采集次数	}
带宽	

从前面的直接参数，我们可以得到间接参数（它们也被用于描述图像）：

1. 信噪比 (SNR)；
2. 扫描时间；
3. 范围；
4. 空间分辨力；
5. 图像对比。

遗憾地是，这些参数的优化可能会涉及到一平权衡。为了提高某一个参数，我们可能不得不牺牲另外一个参数。我们首先从信噪比的概念开始。

### 信噪比

我们想要得到的是信号。我们不想得到的是噪声。尽管我们不能完全消除噪声，但可以设法提高信噪比。用下列等式可以计算出信噪比：

$$\text{SNR} \propto (\text{体素体积}) \sqrt{(N_y)(\text{NEX})/\text{BW}}$$

(等式 17-1)

这样,信噪比取决于:

1. 体素体积 =  $\Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$ ;
2. 采集次数 (NEX);
3. 相位编码数 ( $N_y$ );
4. 带宽 (BW)。

我们依次讨论每个参数,看它们是如何影响信噪比的。

## 体素体积

如果增大体素的大小,我们可以增加体素内自旋质子的数量,这样,增大了来自于体素的信号(图 17-1)。用下式计算出体素的体积

$$\text{体素体积} = \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$$

式中  $\Delta x$  = 体素在 x 方向上的大小,

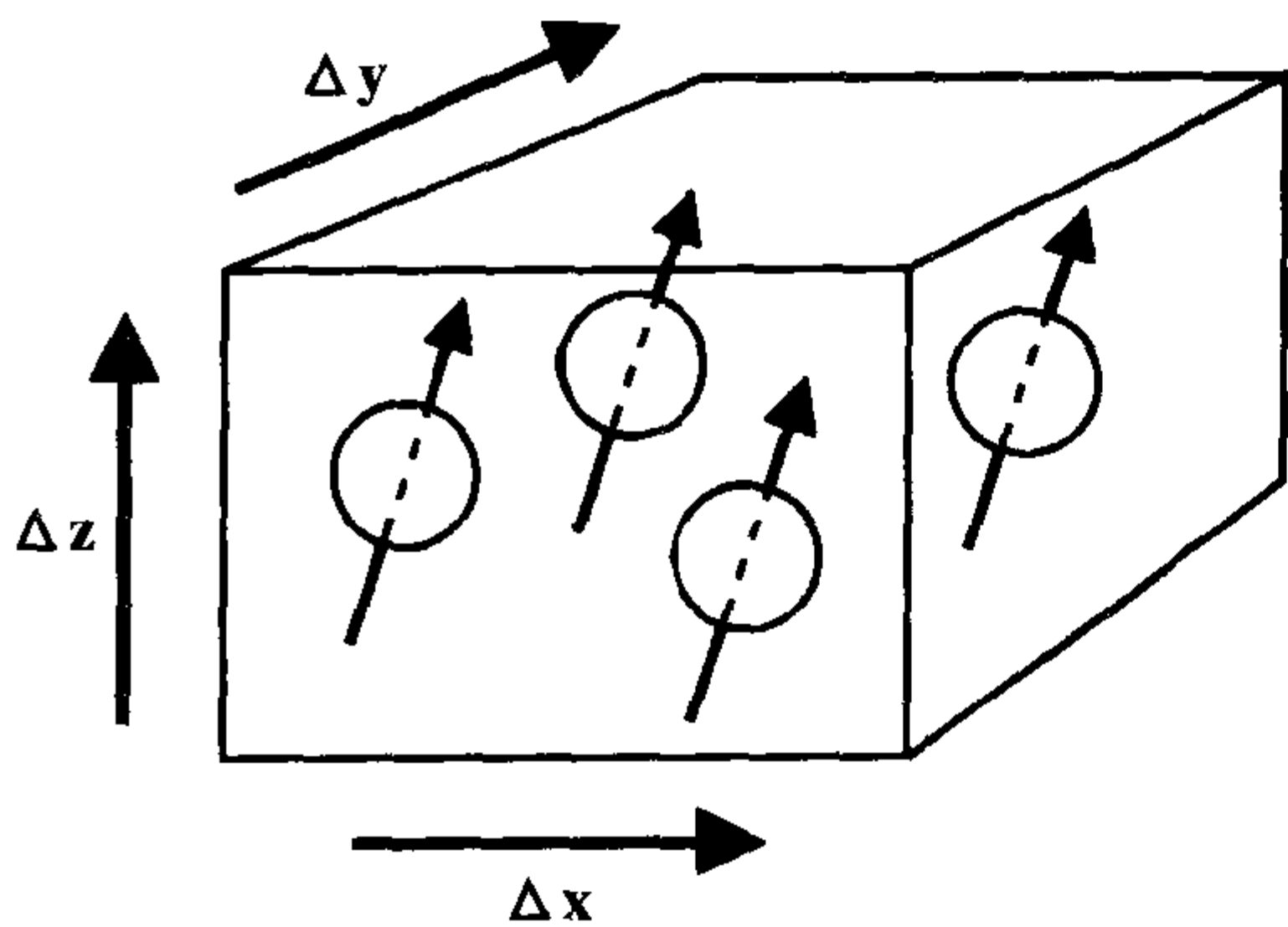


图 17-1 体素是一个三维的体积单位,尺寸为  $\Delta x, \Delta y$  和  $\Delta z$ 。体素内自旋质子越多,信号越大。这样,增加体素大小可以提高信噪比。

$\Delta y$  = 体素在 y 方向上的大小,而  $\Delta z$  = 层厚。

## NEX (激励或采集次数)

NEX 表示重复扫描的次数。假定我们有两个信号 ( $S_1$  和  $S_2$ ),彼此位于同一个层面(具有相同的  $G_y$ )。有一个恒定的噪声 ( $N$ ) 分别对应于这两个信号 ( $N_1 = N_2 = N$ )。如果我们把这两个信号叠加到一起(假定  $S_1 = S_2 = S$ ),我们得到:

$$S_1 + S_2 = 2S$$

但是,我们把噪声加到一起,我们得到:

$$N_1 + N_2 = N(\sqrt{2}) \quad \text{式中 } \sqrt{2} \approx 1.41$$

这个公式初看起来没有什么意义。为什么我们得到  $\sqrt{2}N$  而不是  $2N$  呢?答案与一个较复杂的统计学过程有关,被称为随机布朗运动理论,它涉及噪声的谱线密度。

一个简单的方法,考虑噪声为高斯分布( $\sigma$  = 标准差)的方差( $\sigma^2$ )。那么,对于两个噪声分布的和,方差相加后等于

$$\sigma_1^2 + \sigma_2^2 = \sigma^2 + \sigma^2 = 2\sigma^2$$

计算标准差等于

$$\sqrt{(2\sigma^2)} = (\sqrt{2})\sigma$$

这就是  $\sqrt{2}$  因子的来源。但是,你没有必要知道它内部的数学过程——你只需要理解这个概念就可以了。概括如下:

$$\frac{S_1 + S_2}{N_1 + N_2} = \frac{2S}{\sqrt{2}N}$$

所获得的信号将是最初信号的两倍。

然而,产生的噪声变小——它将是最初的噪声乘以 2 的平方根,即  $\sqrt{2} N$ 。

换句话说,如果我们要把采集次数提高 2 倍,信号加倍而噪声增加  $\sqrt{2}$ ,产生的最终结果  $2/\sqrt{2} = \sqrt{2}$ ;这样,信噪比增加  $\sqrt{2}$  倍。

这样,  $\uparrow NEX$  为最初的 2 倍  $\rightarrow \uparrow SNR$  为最初的  $\sqrt{2}$  倍。

把采集次数看做是一个平均过程,相对于噪声的增加(如,  $\sqrt{2}$  倍),信号增大的程度更明显(如, 2 倍),因而可以“平滑”和改善图像质量。

## $N_y$ (相位编码数)

$N_y$  具有相同的概念。也就是,与  $NEX$  相同,当  $N_y$  加倍时,信噪比提高 41% ( $\sqrt{2}$ )。就像  $NEX$  一样,当相位编码数加倍时,信号加倍而噪声(随机地)增大为原来的 2 倍(最终结果信噪比增大为  $\sqrt{2}$ )。

## 带宽

带宽与信噪比之间存在反比例关系。如果带宽变宽,我们将包括更多的噪声,而信噪比将下降。如果减小带宽,噪声也会随之减少,而信噪比将增加。

$$\downarrow BW \Rightarrow \uparrow SNR$$

准确地讲,带宽降低为原来的 1/2,信噪比将增大  $\sqrt{2}$  倍。

通常,降低带宽会产生以下结果:

1. 信噪比增加。
2. 化学位移伪影增加(参见后面内容)。
3.  $TE$  延长(它意味着由于更多的  $T_2$  衰减导致信号降低)。是否记得

$$\text{带宽} = 1/\Delta T_s = N_x/T_s$$

因此,较长的采样时间( $T_s$ )是带宽变窄所必需的,将导致  $TE$  延长。在长  $TE$  时,  $T_2$  失相位增加,导致信号减弱。但是,带宽变窄造成噪声减低的效果超过了由于  $TE$  延长,更多  $T_2$  衰减造成信号减低的不利影响。

4. 减少层面数。此减少是由于  $TE$  延长所造成的。记得,

$$\text{层面数} = TR/(TE + T_s/2 + T_0)$$

式中  $T_s$  是总的采样(读出)时间,而  $T_0$  是“预先”时间。通常在双回波成像的第二个  $T_2$  加权回波中使用较窄的带宽,因为在第二个回波中,我们有较长的  $TE$ ,能够提供更长的采样时间。然而,在第一个回波中,我们不能使用窄带宽,因为我们不能再延长  $TE$ 。但是,我们或许根本就不需要更窄的带宽,因为在双回波成像的第一个质子密度加权回波中已经具有足够好的信噪比。在 1.5T 扫描仪中,典型的  $T_s$  时间是 8ms,导致(在 256 的矩阵中)相应的带宽为,

$$\begin{aligned} BW &= N/T_s = 256/8 = 32\text{kHz} \\ &= \pm 16\text{kHz} = 125\text{Hz/体素} \end{aligned}$$

典型的“可变带宽”功能包括:

1. 第一个回波中的宽带宽 ( $\pm 16\text{kHz}$ );
2. 第二个回波中的窄带宽 ( $\pm 4\text{kHz}$ ), 这样可以抵消  $T_2$  衰减作用而提高信噪比。

问:梯度如何影响带宽?

答:回想第 15 章中讲过的视野 (FOV) 取决于

$$FOV = BW/\gamma G_x \text{ 或 } G_x = BW/\gamma FOV$$



在一定的 FOV 中，增大梯度  $G_x$  导致带宽增加，这样降低信噪比。

## 3D 成像中的信噪比

在 3D 成像中，我们具有影响信噪比的不同因素，加上另外一个在  $z$  方向上的相位编码数 ( $N_z$ )：

$$3D \text{ SNR} \propto (\text{体素体积}) \sqrt{(N_y)(N_z)(NEX)/BW}$$

(等式 17-2)

从这个等式中，你可以发现为什么 3D 成像的信噪比要高于 2D 成像。很明显，

$$\text{SNR}(3D) = \sqrt{N_z} \cdot \text{SNR}(2D)$$

另外一个评价信噪比的方式，我们说信噪比仅取决于两个因素：

1. 体素大小；
2. 总采样时间。

采样时间是我们采集信号的时间。这样，我们花费更多时间对信号进行采样是有意义的，信噪比将会提高。我们看(2D 成像中)信噪比的公式：

$$\text{SNR} \propto (\text{体素体积}) \sqrt{(N_y)(NEX)/BW}$$

回想一下

$$T_s = N_x/BW$$

或者

$$1/BW = T_s/N_x$$

所以

$$\text{SNR} \propto (\text{体素体积}) \sqrt{(N_y)(NEX)(T_s)/N_x}$$

我们知道  $N_y$ =相位编码数，它是我们对特定相位编码梯度  $G_y$  的回波进行采样的次数，而 NEX 是我们重复每次相位编码的次数。其实，是某一个层面内所有接收到回波的总采样时间。

$$T = T_s \cdot N_y \cdot NEX$$

所以

$$\text{SNR} \propto (\text{体素体积}) \sqrt{\text{所有信号总采样时间}}$$

总之，以下方法可提高信噪比：

1. 延长 TR；
2. 缩短 TE；
3. 采用更窄的带宽；
4. 采用容积(也就是 3D)成像；
5. 增加采集次数；
6. 增加  $N_y$ ；
7. 增大体素大小。

## 空间分辨力

空间分辨力(或像素大小)是我们所能区分的图像内两点之间的最小距离。它取决于

$$\text{像素大小} = \text{FOV} / \text{像素数}$$

$$\uparrow N_y \rightarrow \text{更高的空间分辨力}$$

如果我们增大相位编码数，信噪比将会产生什么变化？很明显，提高空间分辨力通常意味着降低信噪比。但是，如果我们看等式 17-1，表面看起来在增大  $N_y$  时，信噪比将会增加！问题出在哪里呢？问题在于，我们在增大  $N_y$  时保持 FOV 不变。例如，

$$\text{像素在 } y \text{ 轴上的大小} = \Delta y = \text{FOV}_y / N_y$$

通过增大  $N_y$ , 我们使像素的体积减小。  
现在, 回想

$$\begin{aligned} \text{体素体积} &= \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z \\ &= \text{FOV}_x \cdot \text{FOV}_y \cdot \Delta z / N_x \cdot N_y \end{aligned}$$

将这些信息整合到方程 17-1 中, 我们得到另一种表示信噪比的方法:

$$\text{SNR} = (\text{FOV}_x / N_x) (\text{FOV}_y) \Delta z \sqrt{\frac{\text{NEX}}{(N_y)(\text{BW})}} \quad (\text{等式 17-3})$$

从这个公式中, 我们可以更好地分析影响信噪比的因素。我们可以从中得出以下内容:

1. 如果我们保持 FOV 不变而增大  $N_y$ , 我们会降低信噪比。

$$\uparrow N_y, \text{FOV 不变} \rightarrow \downarrow \text{SNR}$$

2. 如果我们增大  $N_y$  并增大 FOV, 这样保持像素大小不变, 那么我们会提高信噪比。而空间分辨力仍保持不变。此时付出的代价是什么? 答案是采集时间, 它与  $N_y$  成正比。

$$\uparrow \text{FOV}, \text{像素固定} \rightarrow \uparrow \text{SNR}, \uparrow \text{时间}$$

3. 如果增加层厚  $\Delta z$ , 我们会提高信噪比, 但也会加重部分容积效应。

4. 如果我们增加采集次数, 我们在付出更长扫描时间的前提下, 可得到更高的信噪比。对于 3D 成像, 前面的等式 (等式 17-3) 则调整为:

$$\text{SNR}(3\text{D}) = (\text{FOV}_x / N_x) (\text{FOV}_y) (\text{FOV}_z) \sqrt{\frac{\text{NEX}}{(N_y)(N_z)(\text{BW})}} \quad (\text{等式 17-3})$$

基本上, 在给定的采集时间内, 如果想要提高空间分辨力, 我们将不得不牺牲信噪比。我们思考几个例子:

1. 如果在 FOV 不变的条件下增大像素数目, 将会出现什么情况?

(a) 空间分辨力提高。

(b) 信噪比降低 (参见等式 17-3)。

这样, 当减小像素体积时, 我们提高了空间分辨力而降低了信噪比。

(c) 扫描时间延长 (相位编码方向上的像素数目增加)。

2. 如果我们减小 FOV 而保持像素数目不变, 将会发生什么情况?

(a) 空间分辨力提高。

(b) 信噪比降低。

(c) 产生混叠伪影的可能性增大。

3. 我们如何确定像素的大小 (空间分辨力)?

它取决于 FOV 除以编码数。

### 示例

当  $\text{FOV}=250\text{mm}$ , 矩阵为  $256 \times 256$  时,

$$N_x = N_y = 256$$

$$\begin{aligned} \text{像素大小}(x) &= \text{FOV}_x / N_x = 250 / 256 \\ &\cong 1\text{mm 在 } x \text{ 方向上。} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{像素大小}(y) &= \text{FOV}_y / N_y = 250 / 256 \\ &\cong 1\text{mm 在 } y \text{ 方向上。} \end{aligned}$$

在  $x$  方向上, (对于给定的 FOV) 有两种方式可以提高空间分辨力:

1. 增大  $N_x$ , 通过减少采样间隔  $\Delta T_s$  (也就是, 通过增大带宽) 而保持总采样时间  $T_s$  不变 (回想一下  $T_s = N_x \cdot \Delta T_s$ )。这样, 优点是 TE 时间没有增加; 而代价是信噪比降低 (由于带宽增加)。

2. 增大  $N_x$ , 通过延长  $T_s$  而保持  $\Delta T_s$

(和带宽)不变。这样,信噪比没有变化,但代价是 TE 时间延长(由于  $T_s$  延长)而 T1 权重降低(它只在短回波延迟时间成像中有重要作用)。

## 采集时间

正如我们先前曾经讲过的,采集时间或扫描时间取决于,

$$\text{扫描时间} = \text{TR} \cdot N_y \cdot \text{NEX}$$

式中  $N_y$  是 (y 方向上的) 相位编码数。

对于快速自旋回波 (FSE) 成像,上式调整为:

$$\text{FSE 扫描时间} = \text{TR} \cdot N_y \cdot \text{NEX} / \text{ETL}$$

式中 ETL=回波链数(4, 8, 16, 32)。

对于 3D 成像,扫描时间取决于

$$\text{扫描时间(3D)} = \text{TR} \cdot N_y \cdot N_z \cdot \text{NEX}$$

式中  $N_z$  为 z 方向上的相位编码数(正整数)。换句话说,

$$\text{扫描时间(3D)} = N_z \cdot \text{扫描时间(2D)}$$

最初看起来,乘以如此大的一个数(例如,  $N_z=32\sim 64$  或 128)后,可能导致 3D 成像的扫描时间过长,但是 3D 梯度回波成像采用的 TR (30ms 左右),大约比常规自旋回波成像采用的 TR 小 100 倍;我们可以在合理的时间内进行 3D 扫描。最近,3D FSE 成像(第 19 章中讨论)也已经成为可能。

## 示例

1. 计算  $\text{TR}=3000\text{ms}$ ,  $N_y=256$  和  $\text{NEX}=1$  的 SE 序列的采集时间。

$$\begin{aligned} \text{解: 扫描时间} &= 3000 \times 256 \text{ms} \\ &= 768 \text{s} = 12.8 \text{min} \end{aligned}$$

2. 计算以上相同参数,并且 ETL 为 8 的 FSE 序列的采集时间。

$$\text{解: 扫描时间} = \frac{12.8 \text{min}}{8} = 1.6 \text{min}$$

3. (a) 计算  $\text{TR}=30\text{ms}$ ,  $N_y=256$ ,  $\text{NEX}=1$  和  $N_z=60$  的 3D 梯度回波序列的采集时间。

$$\begin{aligned} \text{解: 扫描时间} &= 30 \times 256 \times 1 \times 60 \text{ms} \\ &= 460.8 \text{s} = 7.68 \text{min} \end{aligned}$$

(b) 如果在前面的例子中  $\text{TR}=300$ ,那么扫描时间=76.8 分钟=1 小时 16.8 分钟,很明显,这并不实际。这样,3D 技术采用具有非常短 TR 的梯度回波序列。

## TR

如果我们延长或缩短 TR 将会发生什么情况?

1. 延长 TR:

- (a) 增大 SNR (根据 T1 恢复曲线);
- (b) 增大范围 (更多的层面数);
- (c) 减小 T1 权重;
- (d) 增加质子密度和 T2 权重;
- (e) 延长扫描时间。

2. 缩短 TR:

- (a) 降低 SNR;
- (b) 减少范围;
- (c) 增加 T1 权重;

- (d) 减小质子密度和 T2 权重;
- (e) 缩短扫描时间。

有时候 MR 技术工作者将会发现, 对于一定的 TR, 不能达到需要的扫描范围。因此, 为了增加扫描范围, 需要延长 TR。但是, 这样做会造成 T1 权重减小, 它可能是我们所不希望得到的结果。

## 范围

范围是多层面采集时所包括的距离。它取决于层数、层厚和层间隔(图 17-2)。因为

$$\text{层数} = \text{TR} / (\text{TE} + \text{T}_s/2 + \text{T}_0)$$

那么

$$\text{范围} = \text{TR} / (\text{TE} + \text{T}_s/2 + \text{T}_0) \times (\text{层厚} + \text{层间隔})$$

式中  $T_s$  是采样时间, 而  $T_0$  是“预先”时间, 正如我们在前面章节中所讲。

我们总结一下:

1. 下列调整会增大扫描范围:
  - (a) 增大层厚;
  - (b) 增大层间隔;
  - (c) 增加 TR 或减小 TE (也就是, 增大 TR/TE 的比率);

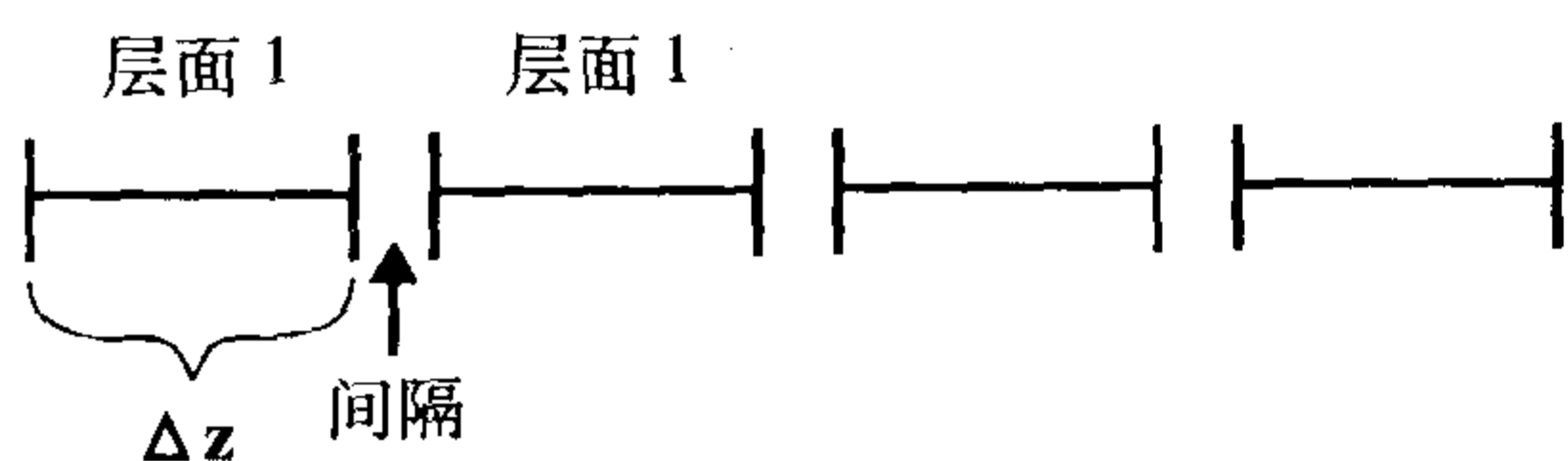


图 17-2 范围取决于层厚  $\Delta z$  和层间隔。范围 = 层数  $\times$  ( $\Delta z$  + 间隔)。

(d) 缩短采样时间 (导致 TE 缩短), 也就是, 增大带宽。

2. 下列调整会减小扫描范围:

- (a) 增加 TE;
- (b) 增加采样时间  $T_s$ ;
- (c) 在 FSE 成像时增加回波链数 (由于最后的 TE 延长);

3. 增大层间隔会造成:

- (a) 范围增大;
- (b) “层间交叉”伪影减小;
- (c) 信噪比增大 (由于减小层间交叉使有效 TR 增加);
- (d) 小病灶的发现率降低 (它可能位于层间隔内)。

## TE (回波时间)

问: 如果我们增大或减小 TE, 会产生什么情况?

答:

1. 通过增大 TE, 我们可以:
  - (a) 增大 T2 权重;
  - (b) 增加失相位, 从而降低信噪比, (根据 T2 衰减曲线);
  - (c) 减少所能进行的层面数 (减少范围), 因为层面数  $\approx \text{TR}/\text{TE}$ ;
  - (d) 扫描时间没有变化 (当然, 除非扫描范围不够, 需要更长的 TR 或另外的采集)。
2. TE 减小时, 反过来也正确:
  - (a) 减小 T2 权重和增大 T1 或质子密度权重;
  - (b) 增大信噪比 (减少失相位)。但是, 如果通过缩短  $T_s$  (也就是, 增大带宽) 来缩短 TE, 信噪比可降低!
  - (c) 增大范围;
  - (d) 扫描时间没有变化。

问:什么因素会造成 TE 的延长呢?

答:

1. TE 应该足够长,以使 180°脉冲的侧峰与 FID 或回波的侧峰免于相互干扰(参见图 17-3)。记得我们需要射频脉冲的傅立叶变换为矩形,从而能采集理想的连续层面。为做到这点,射频脉冲必须是有尽可能多的侧峰 sinc 波形 ( $\text{sinc } t = \sin t/t$ )。这样,反过来会延长 90°和 180°射频脉冲。

2. 如果 TE 非常短,以致造成 180°射频脉冲和 FID 之间的干扰,将会沿零频率线出现一个 FID 伪影(或拉链伪影)。

问:如何能够缩短 TE?

答:

1. 一个方法就是减少采样时间  $T_s$ 。但是,这会导致带宽增加,从而降低信噪比(等式 17-1)。

2. TE 所能缩短的程度有一个限度。限制最小 TE 的因素包括:

(a) 射频脉冲的作用时间(特别是 180°脉冲);

(b) FID 的持续时间;

(c)  $T_s$  或带宽(它影响信噪比)。

3. TE 也可以通过选择梯度回波序列

而得到缩短,因为不再使用 180°的聚相位脉冲。

自旋回波技术的图像对比总结如下(表 17-1):

表 17-1

	TR	TE
T1W	短	短
PDW	长	短
T2W	长	长

## TI (反转时间)

正如我们在第 7 章所看到的,反转恢复序列在 90°脉冲以前施加了另外一个 180°脉冲。

优点:

1. 可以通过选择恰当的 TI,来抑制各种组织。更确切地讲,正如我们在第 7 章中所学过的,如果

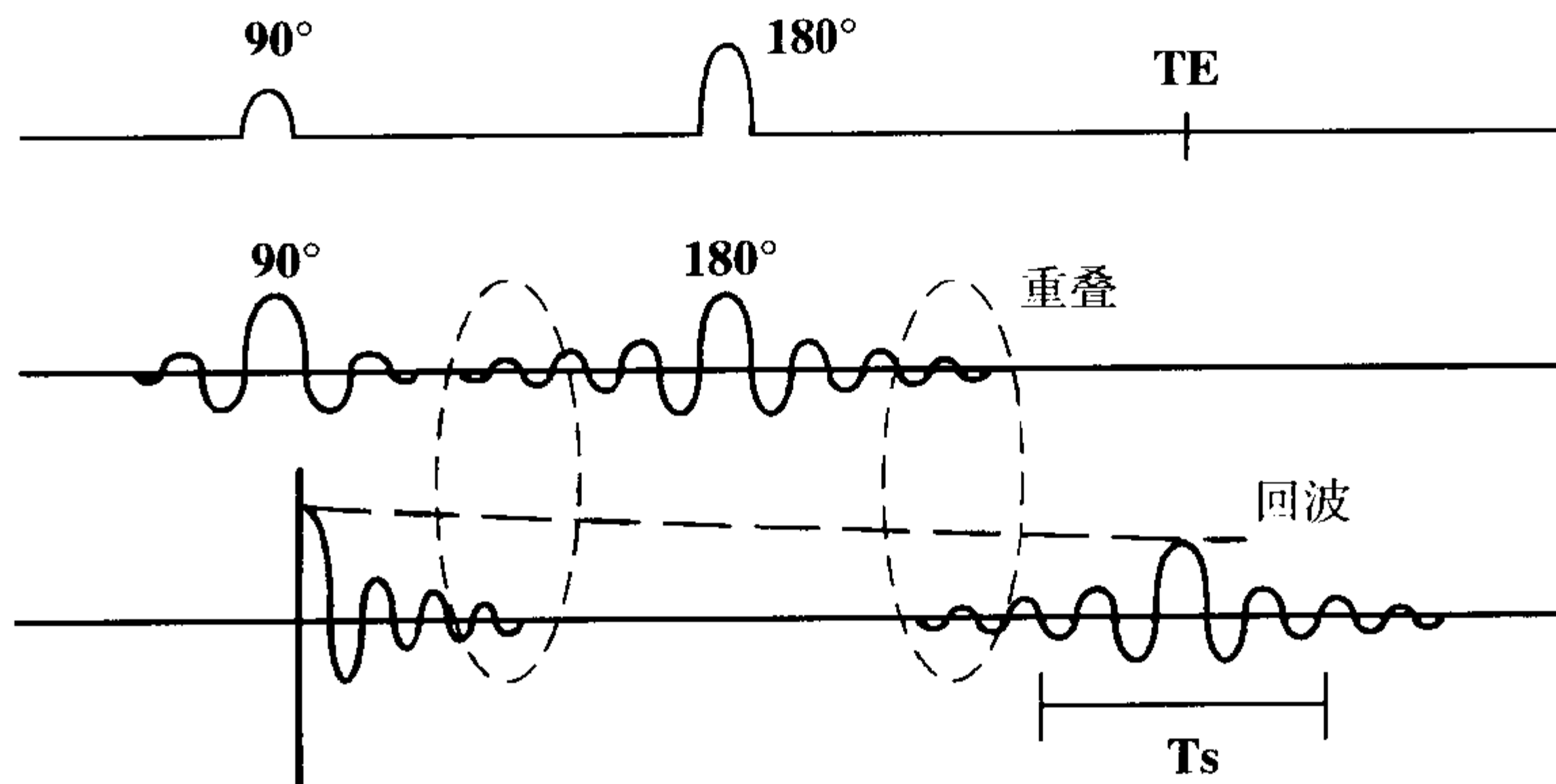


图 17-3 为避免 FID 与 180°脉冲的侧峰产生重叠,需要延长 TE。这是造成最小 TE 延长的一个原因。

$$TI=0.693 T1(\text{组织 } x)$$

那么组织  $x$  的信号将会“为零”或“被抑制”。

2. STIR (短 TI 反转恢复) 序列, 通过选择 TI 而抑制脂肪。

$$TI=0.693 T1(\text{脂肪})$$

由于在 1.5T 时, 脂肪的 T1 值大约是 200ms, 那么为抑制脂肪, 我们必须选择

$$TI=0.693 \times 200 \cong 140\text{ms}$$

3. FLAIR (液体抑制反转恢复) 序列通过选择 TI 而抑制液体。

$$TI=0.693 T1(\text{液体})$$

这个序列用于, 例如, 抑制脑室中脑脊液 (CSF), 提高对邻近脑室的高信号病灶, 如多发性硬化斑块的敏感性。由于在 1.5T 时, CSF 的 T1 值大约是 3600ms, 那么为抑制 CSF, 我们应该选择

$$TI=0.693 \times 3600 \cong 2500\text{ms}$$

**缺点:**

1. 降低信噪比;
2. 减少扫描范围 (由于存在额外的  $180^\circ$  脉冲, 约相差 2 倍)。

## 要点

在这章中, 我们讨论了影响 MR 图像质量的重要因素。为提高图像质量, 切实掌握这些对扫描有直接或间接影响的各种参数是至关重要的。我们介绍了用于决定 MR

图像的直接或间接参数 (参见本章的简介)。简而言之, 这些操作始终要面对各种“平衡”。我们常常如果不在某方面做出牺牲, 就不可能在另一方面得到益处。

## 习题

**17-1** 在  $TR=1500\text{ms}$ , 2 次采集, 矩阵为  $128 \times 128$  时, 计算下列情况下的扫描时间:

- (a) 一个层面
- (b) 10 层 (一次只进行一层)
- (c) 10 层, 采用多层面 (多平面) 采集技术

**17-2** 计算当  $TR=1000\text{ms}$ ,  $TE=80\text{ms}$ , 采样时间  $T_s=20\text{ms}$  和“预先时间”  $T_0=10\text{ms}$  时, 所能进行的最大层面数。

**17-3** 可变带宽的概念: 为了提高信噪比, 选择所能进行的最小带宽。假如带宽减半:

- (a) 信噪比受影响而如何变化?
- (b) 化学位移伪影产生什么变化?
- (c) 最大层面数产生什么变化?

**17-4** 在  $TR=30\text{ms}$ ,  $TE=10\text{ms}$ ,  $NEX=2$ ,  $N_y=256$  的梯度回波序列中, 分次采集 15 层所需的扫描时间大约为:

- (a) 15.36 秒
- (b) 153.6 秒

- (c) 230.4 秒      (d) 15,360 秒  
(e) 230,400 秒

**17-5** 3D 成像的信噪比等于 2D 成像的信噪比多少倍?

- (a)  $N_z$               (b)  $\sqrt{N_z}$   
(c)  $N_y$               (d)  $\sqrt{N_y}$

**17-6** 延长 TE 会降低下列各项, 但有一项除外:

- (a) T2W              (b) 信号  
(c) 范围              (d) 信噪比

**17-7** 为提高信噪比, 可以通过:

- (a) 增加 NEX  
(b) 降低 BW  
(c) 增加  $N_y$   
(d) 增大体素体积  
(e) 延长 TR  
(f) 缩短 TE  
(g) 所有以上各项  
(h) 仅 (a)~(d) 项

**17-8** 增大  $N_y$  会造成:

- (a) 更高的空间分辨力  
(b) 更高的信噪比 (固定 FOV)  
(c) 更高的信噪比 (固定像素)  
(d) 扫描时间延长  
(e) 所有以上各项  
(f) 仅 (a), (c), (d) 项  
(g) 仅 (a), (b), (d) 项

**17-9** 在 128 的正方形矩阵, 25cm 的 FOV 中, 像素大小约为:

- (a) 0.5mm          (b) 1mm  
(c) 1.5mm          (d) 2mm

**17-10** 信噪比与下面哪项的平方根成正比:

- (a)  $BW/N_x \cdot NEX$   
(b)  $BW/N_y \cdot NEX$   
(c)  $N_y \cdot NEX/BW$   
(d)  $N_y \cdot BW/NEX$

**17-11** 延长 TR 会增加下列各项, 但有一项除外:

- (a) 扫描时间      (b) 信噪比  
(c) T1W            (d) T2W  
(e) 范围

**17-12** 为了减小 TE, 可以通过:

- (a) 缩短射频脉冲的作用时间  
(b) 缩短采样时间  $T_s$   
(c) 增大带宽  
(d) 采用不使用  $180^\circ$  脉冲的序列 (如梯度回波序列)  
(e) 所有以上各项

**17-13** 3D 成像中的采集时间等于 2D 成像时间的多少倍?

- (a)  $N_z$               (b)  $\sqrt{N_z}$   
(c)  $N_y$               (d)  $\sqrt{N_y}$

**17-14** 增加以下各项可使范围增大, 但有一项除外:

- (a) 层厚              (b) 层间隔  
(c) TR                (d) 带宽  
(e) TE

**17-15** 在 STIR 中, TI 应设为:

- (a)  $1.44T_1$  (脂肪)  
(b)  $1/\sqrt{2} T_1$  (脂肪)  
(c)  $2T_1$  (脂肪)  
(d)  $0.693T_1$  (脂肪)  
(e)  $(1/0.693) T_1$  (脂肪)  
(f) 选择 (b) 或 (d) 项

**17-16** 在 FLAIR 中, TI 应设为:

- (a)  $0.693T_1$  (液体)  
(b)  $(\ln 2) T_1$  (液体)  
(c)  $(-\ln 0.5) T_1$  (液体)  
(d) 所有以上各项

**17-17** 将 (i) STIR; (ii) FLAIR 与下面两项配对:

- (a) 液体变黑  
(b) 脂肪变黑

## 简介

MR 成像中,和其它成像方式一样,也会产生它的伪影。识别这些伪影,设法消除或将它们减小到最小程度是十分重要的。在 MRI 中有许多不同的伪影来源。将它们概括如下:

1. 图像处理伪影:
  - (a) 混叠;
  - (b) 化学位移;
  - (c) 截断;
  - (d) 部分容积。
2. 病人相关伪影:
  - (a) 运动伪影;
  - (b) 魔角。
3. 射频相关伪影:
  - (a) 层间交叉;
  - (b) 拉链伪影;
  - (c) 射频馈通;
  - (d) 射频噪声。
4. 外磁场伪影:
  - (a) 磁场不均匀。
5. 磁化率伪影:
  - (a) 抗磁性、顺磁性、铁磁性;

- (b) 金属。
6. 梯度相关伪影:
  - (a) 涡流;
  - (b) 非线性;
  - (c) 几何变形。
7. 数据错误。
8. 流动相关伪影。

我们现在详细讨论此表。

## 图像处理伪影

### 混叠(卷折)

参见第 12 章中关于采样不足的讨论。

### 自旋回波成像

假定我们在研究腹部(图 18-1)。如果视野(FOV)仅能包括身体的一部分,我们知识将会产生混叠(卷折),但是什么造成的混叠呢?

我们在  $x$  方向上有一个梯度( $G_x$ ),由于它的作用,在视野的一侧边缘产生一个最大频率( $f_{\max}$ ),而在视野的另外一侧产生一个最小频率( $-f_{\max}$ )。这些就是尼奎斯特



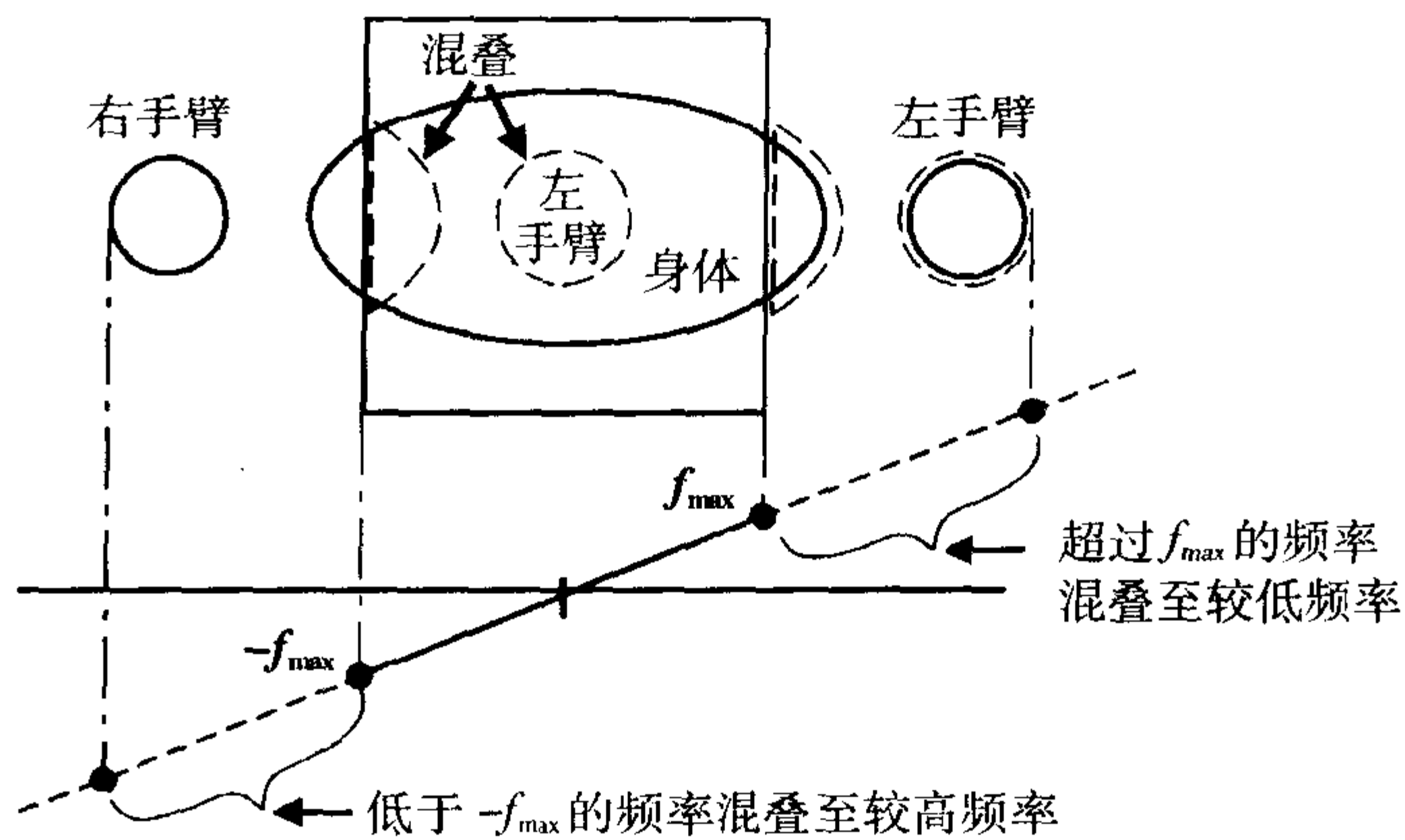


图 18-1 在一定的视野和梯度场强内,最大频率  $f_{max}$  与视野的边缘相对应。视野以外的任何部分都处于更高的频率。视野以外的较高频率会被混叠为视野内的较低频率。这样就会产生卷折伪影。

(Nyquist) 频率 (已在第 12 章中讨论)。任何由于该梯度产生的超出此最大频率范围的频率,都不能被正确采集。

在视野的边缘,梯度并没有终止。因为在所设定 FOV 以外的空间仍然有磁场,梯度将继续存在。在 FOV 外面的身体部分 (在这个例子中,如手臂),也将会处于一定的梯度磁场条件下。在此梯度场的作用下,手臂将会产生一个超过视野内  $f_{max}$  的频率。它可能是最大频率  $f_{max}$  的两倍——尼奎斯特频率的两倍。计算机并不能识别这些超过 ( $f_{max}$ ) 或低于 ( $-f_{max}$ ) 的频率。它们会被误认为在带宽以内的频率。较高的频率会被识别为所选择带宽内较低频率。

例如,如果较高的频率比 ( $f_{max}$ ) 高 2kHz,它会被识别为比 ( $-f_{max}$ ) 高 2kHz,这样它的信息会被“混叠”到图像的对侧——相当于视野内较低频率的一侧 (图 18-1)。

病人左侧位于视野以外的身体和手臂,处于更高的梯度场内,自旋将会以超过 ( $f_{max}$ ) 的频率震荡。这样,它会被识别为病人右侧的结构——图像内具有较低频率的

一侧。

同样,在病人右侧位于视野以外的手臂和身体,自旋将会以超过 ( $-f_{max}$ ) 的频率震荡,它也会被计算机进行不正确的识别。例如,比最低频率 ( $-f_{max}$ ) 还低 2kHz 的频率,它会被识别为比 ( $f_{max}$ ) 低 2kHz,它的信息也将会被“混叠”到图像的对侧——相当于视野内较高频率的一侧。这个过程也称为卷折——病人的手臂被卷折到相反的一侧。

计算机不能识别带宽 (它决定了视野) 以外的频率。任何超出此频率范围以外的频率都将与带宽内的一个频率相“混叠”。“感知”到的频率将是实际频率减去两倍的尼奎斯特频率。

$$f(\text{感知}) = f(\text{真实}) - 2f(\text{尼奎斯特})$$

图 18-2 中就是卷折伪影的例子。

### 3D 成像

卷折伪影也可见于 3D 成像,并且可出现在所有的三个方向上。

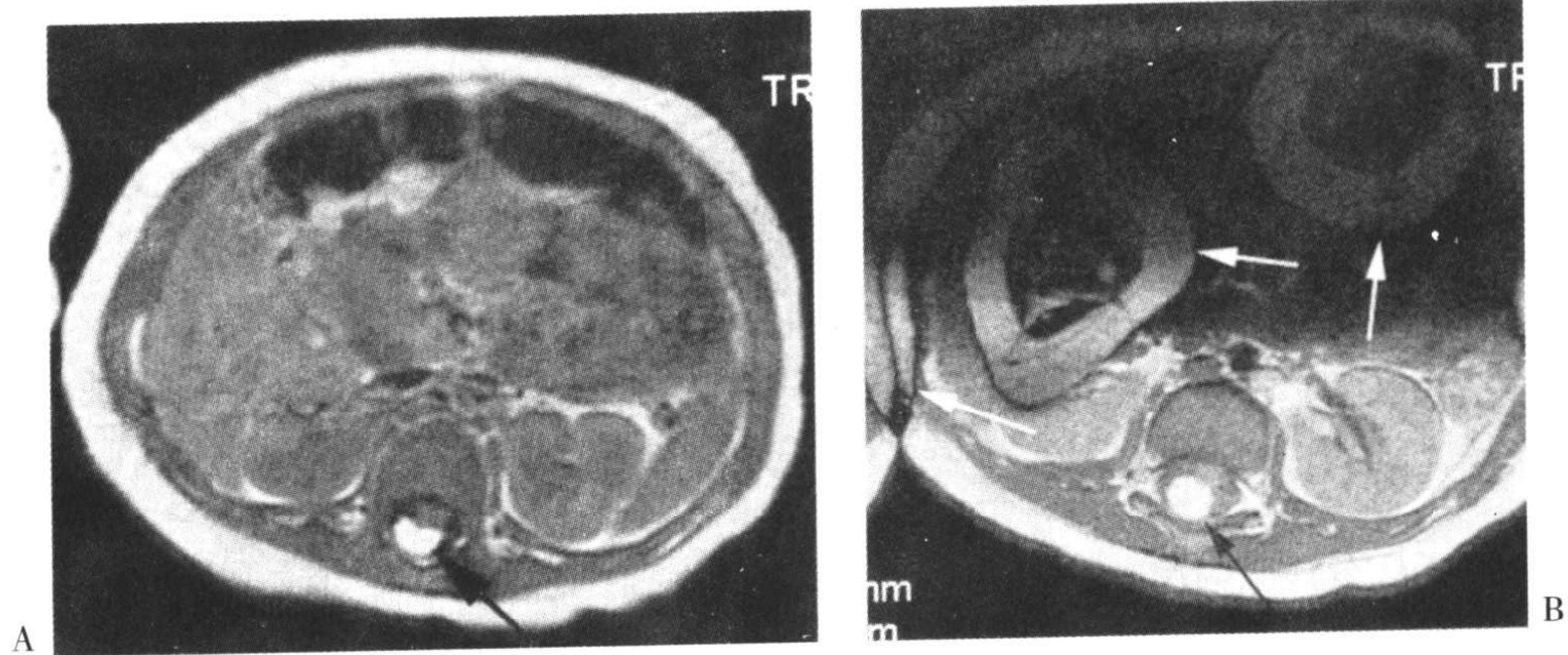


图 18-2 腰椎的横断 T1 (A) 和质子密度 (B) 图像均显示手臂的混叠。由于视野 (FOV) 减小, 质子密度图像 (B) 中的混叠更为严重 (白箭)。同时注意病人的终丝脂肪瘤 (A 和 B 中的黑箭)。

1. 如同自旋回波成像中一样, 它可以出现在 x 和 y 方向上。
2. 它也可以出现在 (相位编码的) 层面选择方向上, 在扫描范围的两侧 (也就是, 最后一层可重叠到第一层, 如图 18-3

和图 18-4)。

#### 示例

假定频率带宽为 32kHz ( $\pm 16\text{kHz}$ )。这就意味着如果以零为中心频率, 最大频率

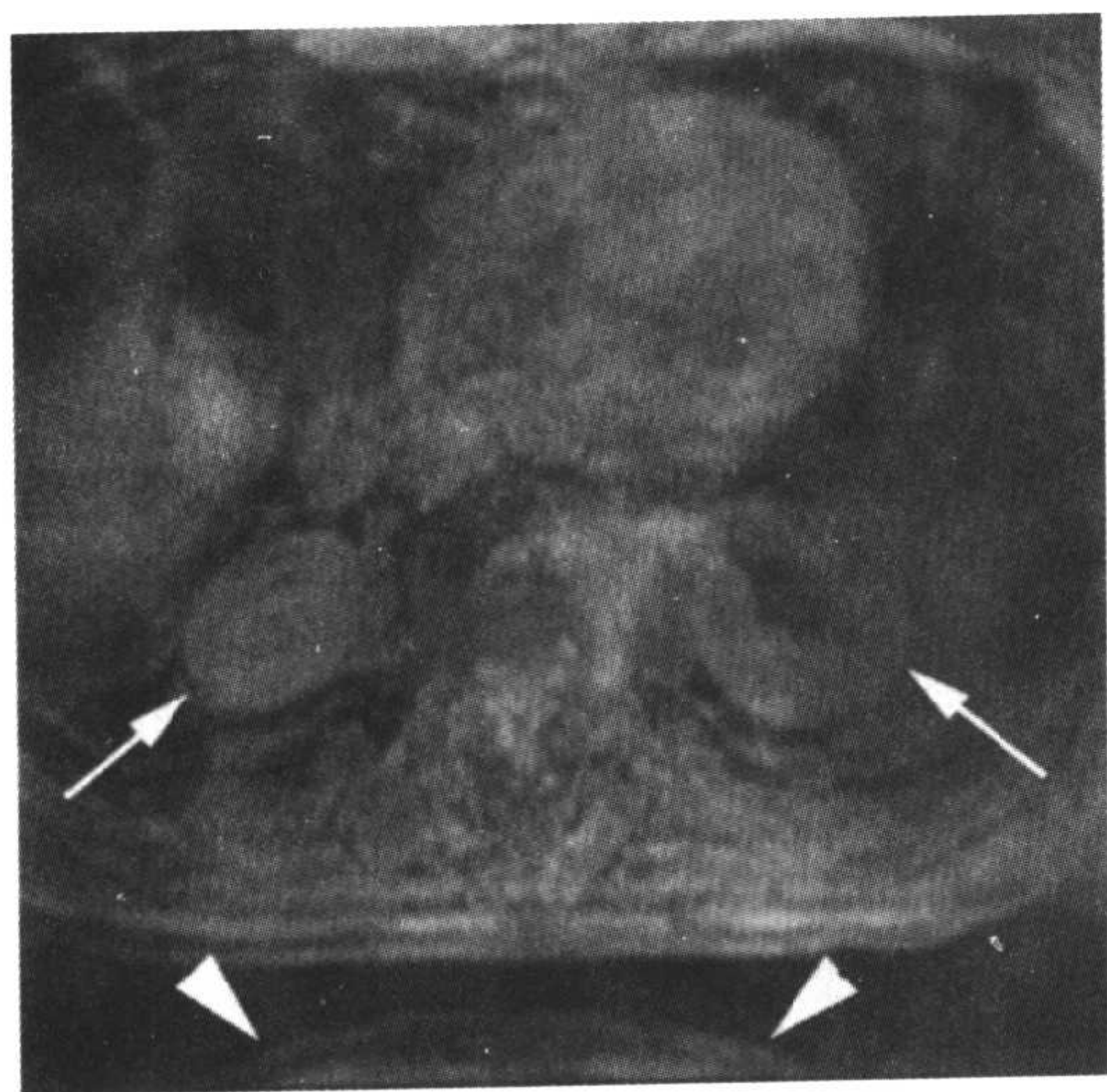


图 18-3 腹部 3D 梯度回波平扫 T1 图像显示层面方向上的混叠, 使肾脏出现在肺内 (箭)。同时注意相位编码 (前后) 方向上的混叠, 在腹部图像的下面, 前面的皮下组织 “卷折” 到后面 (箭头)。



图 18-4 脑部 3D 冠状梯度回波 T1 图像显示层面方向上前部的颅骨混叠到后面的脑部图像中。

$f_{\max}=+16\text{kHz}$  而最小频率 ( $-f_{\max}$ )= $-16\text{kHz}$  (图 18-1)。如果(在视野外)手臂所具有的频率为 $+17\text{kHz}$ ,所感知到的频率将为:

$$\begin{aligned} f(\text{感知}) &= +17\text{kHz} - 2(16\text{kHz}) \\ &= -15\text{kHz} \end{aligned}$$

现在, 所感知到的手臂的频率为 $-15\text{kHz}$ (而不是 $+17\text{kHz}$ ), 这样, 它会被误认为是一个具有很低频率的结构——仅比带宽的最低频率快  $1\text{kHz}$ , 将会出现在图像中相反的一侧, 较低频率的一侧。

### 对策

我们如何解决这个问题?

1. 表面线圈: 最简单的办法就是设法使我们不能获得视野以外的任何信号。如病人位于大的包绕整个身体的发射/接收线圈内时, 我将会在这个线圈内接收到来自于所有身体部分的信号——而视野以外的身体部分将会产生混叠。但是, 如果我们使用一个仅包绕视野范围的线圈, 我们将只会得到来自于此身体部分信号, 它们都位于最大频率范围之内——将不会产生混叠。这种类型的线圈称为表面线圈。我们也使用表面线圈来提高信噪比(SNR)。

2. 增大视野: 如果我们将视野加倍从而使其包括整个身体范围, 就可以消除混叠。这样做时, 我们不得不使用较小的梯度磁场。最大和最小频率之间范围将会覆盖很大的区域, 而视野内所有的身体部分都将包括在频率带宽之内; 这样, 就不会产生混叠(图 18-5)。为保持空间分辨力, 矩阵加倍, 但使用了更小的梯度( $G_x$ )。最大和最小频率的范围将仍与先前较大梯度时相同。它们仅是在更宽的距离上进行分布。记住, 为了增大视野, 我们不得不使用更小的梯度。

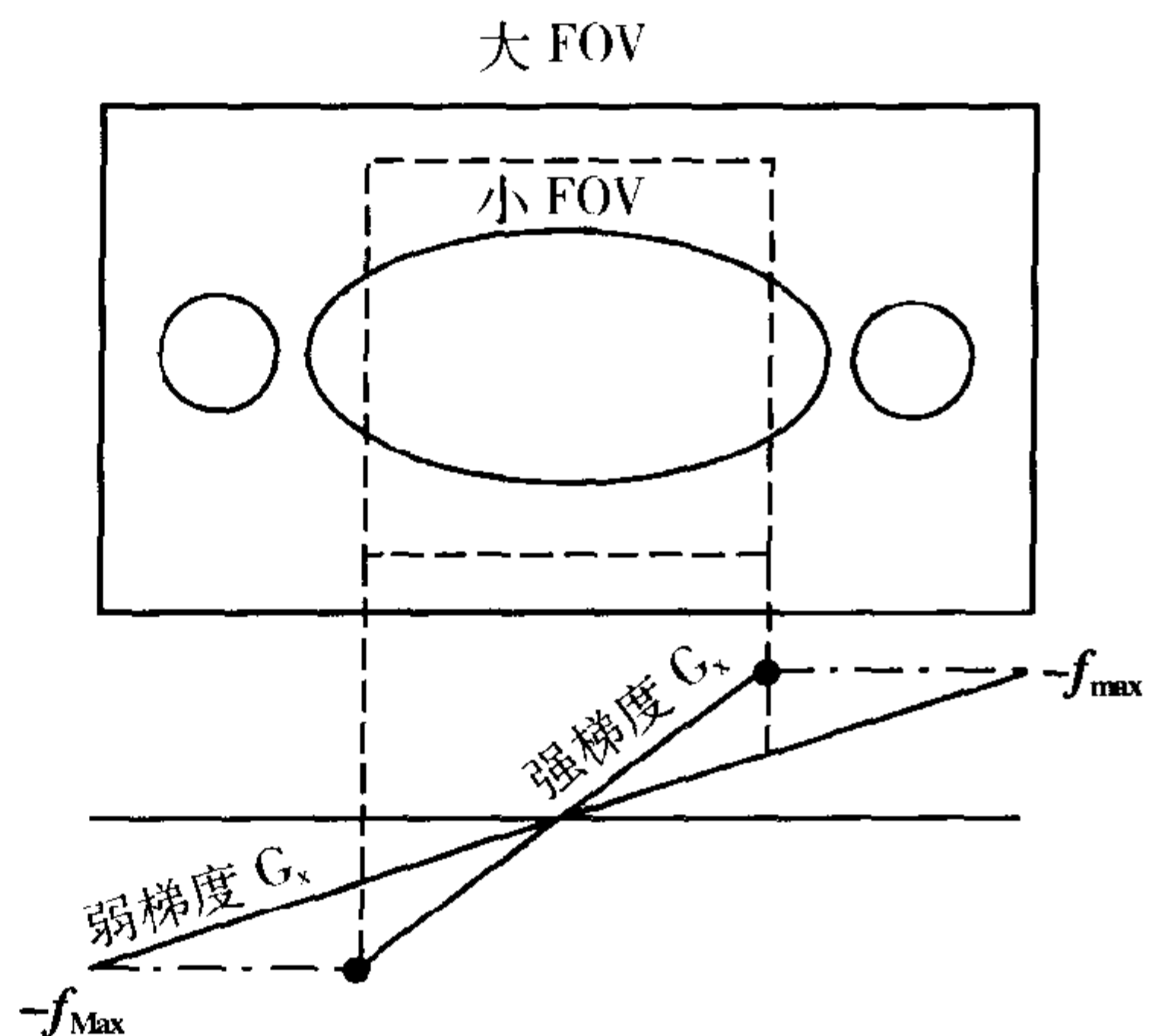


图 18-5 为避免混叠, 增大视野。

3. 过采样: 需讨论两种类型:

- a. 频率过采样[无频率卷折(NFW)]
- b. 相位过采样[无相位卷折(NFW)]。

(a) 频率过采样(NFW): 频率过采样用于消除在频率编码方向上的采样不足所造成的混叠(参见第 12 章中的采样定理)。过采样同样可以在相位编码方向上, 通过增加相位编码梯度的数量而实现。

(b) 相位过采样(NFW): 我们可以加倍 FOV 以避免混叠, 最后, 在显示图像的时候放弃不需要的部分(图 18-6)。这在某些设备中被称为无相位卷折(NPW)。在其它设备中也被称为相位过采样。因为  $N_y$  加倍, 采集次数减半以维持相同的扫描时间。这样, 信噪比没有变化(扫描时间可能略有增加, 因为进行的过扫描略多于  $1/2$  采集。)在图 18-7 中可以看到关于此项内容的例子。

4. 饱和脉冲: 如果饱和来自于视野以外的信号, 我们就可以减少混叠。

5. 3D 成像: 如果在 3D 成像中, 在层面选择方向上出现此伪影, 我们只需放弃开始和最后的几个层面。

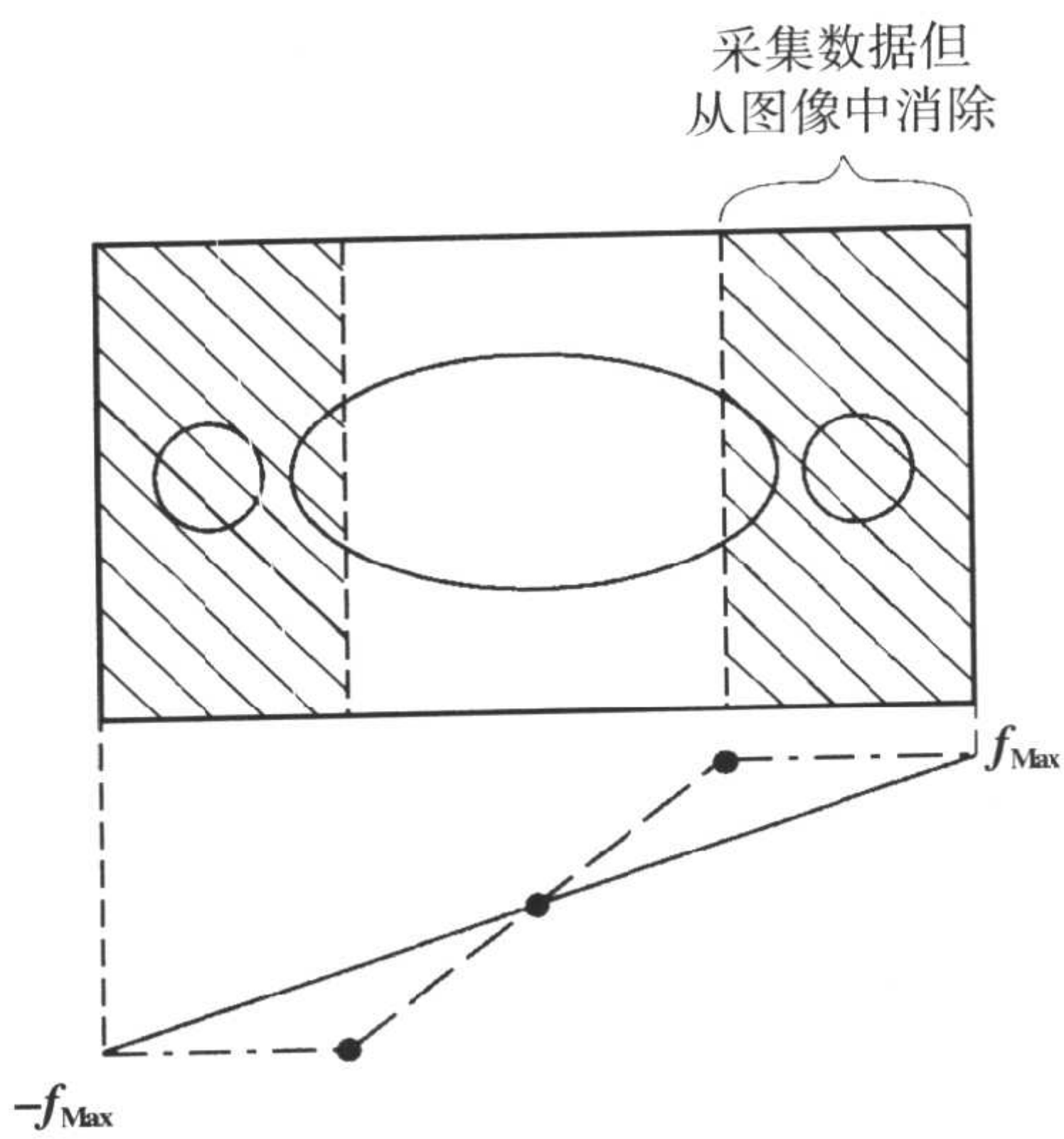


图 18-6 在无相位卷折中, 通过在 y 方向上加倍视野, 最后放弃不需要的图像部分从而避免混叠。

## 化学位移伪影

造成化学位移伪影的原理是不同分子中的氢质子以稍有不同的频率进动。例如, 考虑脂肪和水。脂肪和水中氢质子的进动频率存在着一个较小的差异。实际上, 水中质子的进动要稍快于脂肪中质子的进动。这个差异仅有 3.5ppm。通过下面的例子, 我们看看它到底意味着什么。

### 示例 1

思考在 1.5T 的磁场条件下。进动频率如下:

1. 频率 =  $\omega_0 = \gamma B_0$   
 $= (42.6\text{MHz/T}) (1.5\text{T})$   
 $\approx 64\text{MHz} = 64 \times 10^6\text{Hz}$
2.  $3.5\text{ppm} = 3.5 \times 10^{-6}$
3.  $(3.5 \times 10^{-6}) (64 \times 10^6\text{Hz}) \cong 220\text{Hz}$

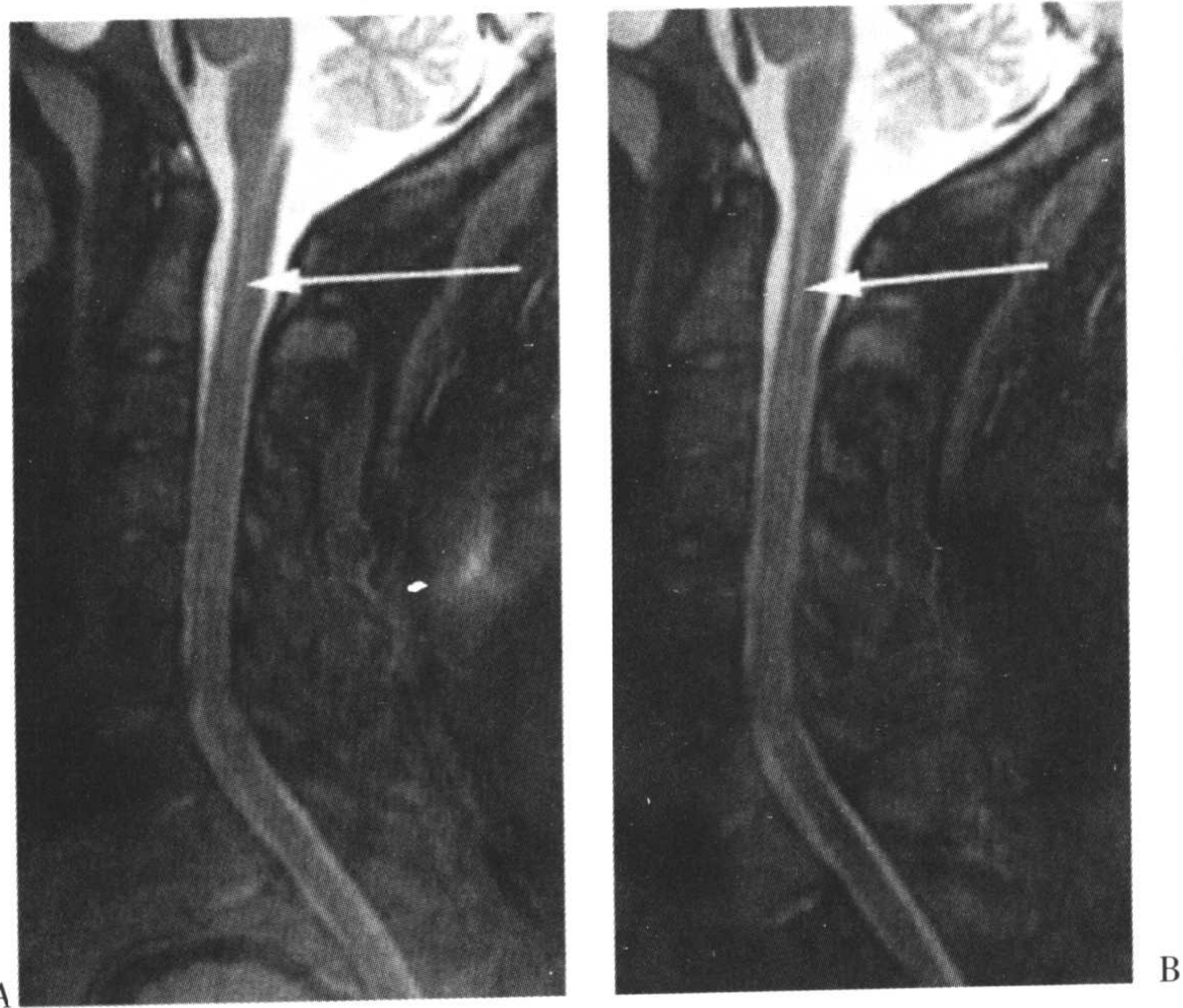


图 18-7 A: 颈椎的矢状 STIR 图像, 头尾方向为相位编码方向, 可见头部混叠到上胸椎。B: 采用无相位卷折后的相同图像。同时还可以看到截断伪影(箭)。

换句话说,在 1.5T 时,水和脂肪中氢质子的进动频率差异为 220Hz。

**示例 2**

我们现在为 0.5T 的磁场。质子在 0.5T 磁场中的进动频率是 1.5T 磁场条件下的 1/3。那么,二者的频率差异为:

$$1/3 ( 220\text{Hz} ) = 73\text{Hz}$$

这样,在 0.5T 时,水和脂肪中氢质子的进动频率差仅为 73Hz。换句话说,如果使用较低的磁场,我们将会得到较轻的化学位移。

它是如何影响成像的呢?化学位移伪影可见于眼眶内、沿椎体终板方向、腹部内(脏器/脂肪界面)和其它任何脂肪结构与含水结构相邻的部位。在 1.5T 磁场中,采样时间( $T_s$ )通常大约是 8ms。我们假定在频率编码方向上有 256 个点。

$$\begin{aligned} BW &= N/T_s \\ &= 256/8\text{ms} \\ BW &= 32\text{kHz} \end{aligned}$$

这些公式显示在 x 方向上覆盖整个图像长度的全部频率范围为 32kHz。因为我们在 x 方向上将图像的视野分成 256 个像素,每个像素将具有一个自己的频率范围,也就是,每个像素具有自己的带宽:

$$\begin{aligned} BW/\text{像素} &= 32\text{kHz}/256 \\ \therefore BW/\text{像素} &= 125\text{Hz} \end{aligned}$$

(这种基于“每个像素”带宽的表示方法被 Siemens 和 Philips 公司所采用。如果删除“±”符号后,它比±16kHz 的表示方法具有更加清楚明白的优点。)这样,每个像素含有 125Hz 的信息(图 18-8)。换句话说,每个像素内含有 125Hz 的频率。现

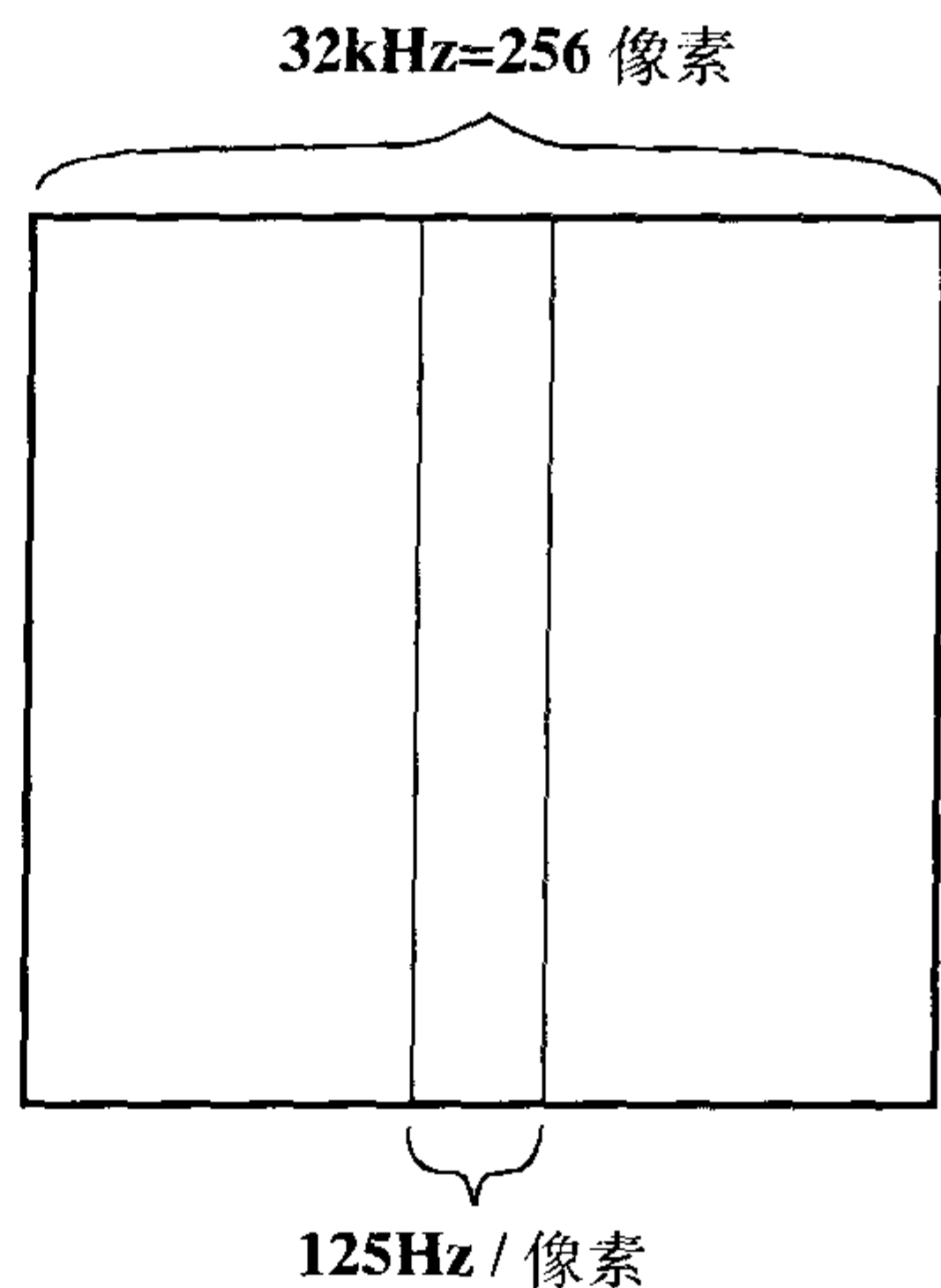


图 18-8 在 1.5T,带宽为 32kHz 和像素为 256 时,将为 125Hz/ 像素 (32kHz/256=125Hz),也就是每像素含有 125Hz 的信息。因为没有±相混淆,这可能是一种描述带宽的更好方式。

在,因为脂肪和水中的氢质子在 1.5T 时,进动频率的差异为 220Hz。此差异对应于多少像素呢?

$$\begin{aligned} \text{像素差异} &= 220\text{Hz}/125\text{Hz}/\text{像素} \\ &\approx 2 \text{ 像素} \end{aligned}$$

这意味着脂肪和水的质子将会被错误记录,它们(在 1.5T 磁场,采用标准的±16kHz 带宽时)彼此相差大约 2 个像素。(实际上,脂肪被错误地记录了,因为位置的判断是采用水的共振特性进行的。)如果像素大小  $\Delta x=1\text{mm}$ ,那么这将会导致脂肪产生 2mm 的位置误差。

数学:对数学感兴趣的读者,化学位移可表示为:

$$\text{化学位移} = \frac{3.510^{-6} \gamma B}{BW/N} (\text{像素})$$

$$= \frac{3.5 \times 10^{-6} \gamma B}{BW/N_x} \times \frac{FOV}{N_x}$$

$$= \frac{3.510^{-6} \gamma B \times FOV}{BW} \text{ (mm)}$$

式中  $\gamma = 42.6 \text{ MHz/T}$ ,  $B$  为磁场强度 (T),  $BW$  为带宽 (Hz),  $FOV$  为视野 (cm)。

我们现在思考所可到见的化学位移伪影 (图 18-9)。记得水中氢质子的共振频率要高于脂肪中的氢质子。在  $x$  方向上有方向性的频率编码梯度的作用下, 这些较高的频率将趋向于右侧, 水内的质子将相对向右侧移动 (趋向于更高的频率), 而脂肪内的质子将相对向左移动 (趋向于更低的频率)。这种位移将会在较低频率产生重叠, 而在较高的频率产生信号衰减区。这样将会导致在常规自旋回波 (SE) T1 加

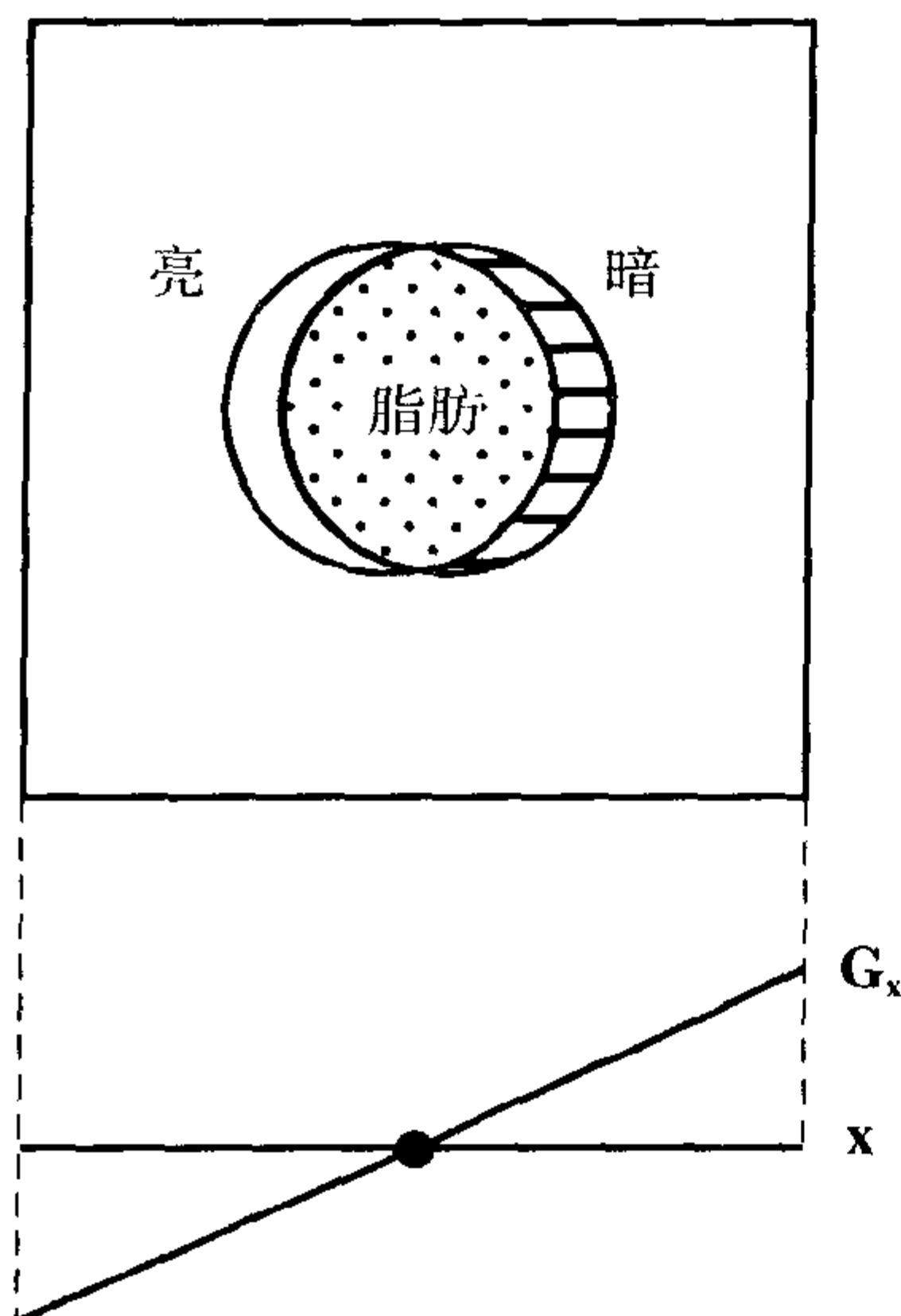


图 18-9 脂肪与水之间的化学位移效应, 造成较低频率方向的亮带 (由于脂肪和水在较低频率重叠), 和较高频率方向的暗带 (由于水和脂肪的信号相减)。

权和质子密度图像中, 在较低频率的方向出现一条亮带, 而较高频率的方向出现一条暗带。〔在常规 SE T2 加权中, 脂肪是暗的, 所以化学位移伪影减轻。不幸的是, 在 FSE (快速自旋回波, 参见第 19 章) T2 加权中, 脂肪是亮的, 可以发现化学位移伪影。〕我们在任何具有脂肪/水界面的位置都可以发现这种错误记录所造成的伪影。同时记住, 脂肪/水的化学位移伪影只发生在频率编码方向上 (在常规自旋回波图像或梯度回波成像中, 而不出现在同相位或反相位图像中)。

### 示例——椎体

频率编码方向——在这个例子中为上下方向 (“上面” 具有较高的频率), 椎体内的脂肪将会被错误地记录到下方, 使下方的终板由于水和脂肪的重叠而变亮, 上方的终板由于仅有水信号而变暗 (图 18-10)。如果我们增加像素的大小, 错误记录的伪影将会加重。

图 18-11 就是一个化学位移伪影的例子。

问: 什么因素会加重化学位移伪影?

答:

1. 较强的磁场强度。
2. 较窄的带宽:

如果我们降低带宽, 每个像素则具有更窄的带宽, 即频率/像素将更小。举一个例子, 如果不用 32kHz, 我们使用 16kHz 的带宽, 那么

$$BW/\text{像素} = 16\text{kHz}/256$$

$$= 62.5\text{Hz}/\text{像素}$$

现在, 每个像素覆盖 62.5Hz, 但化学位

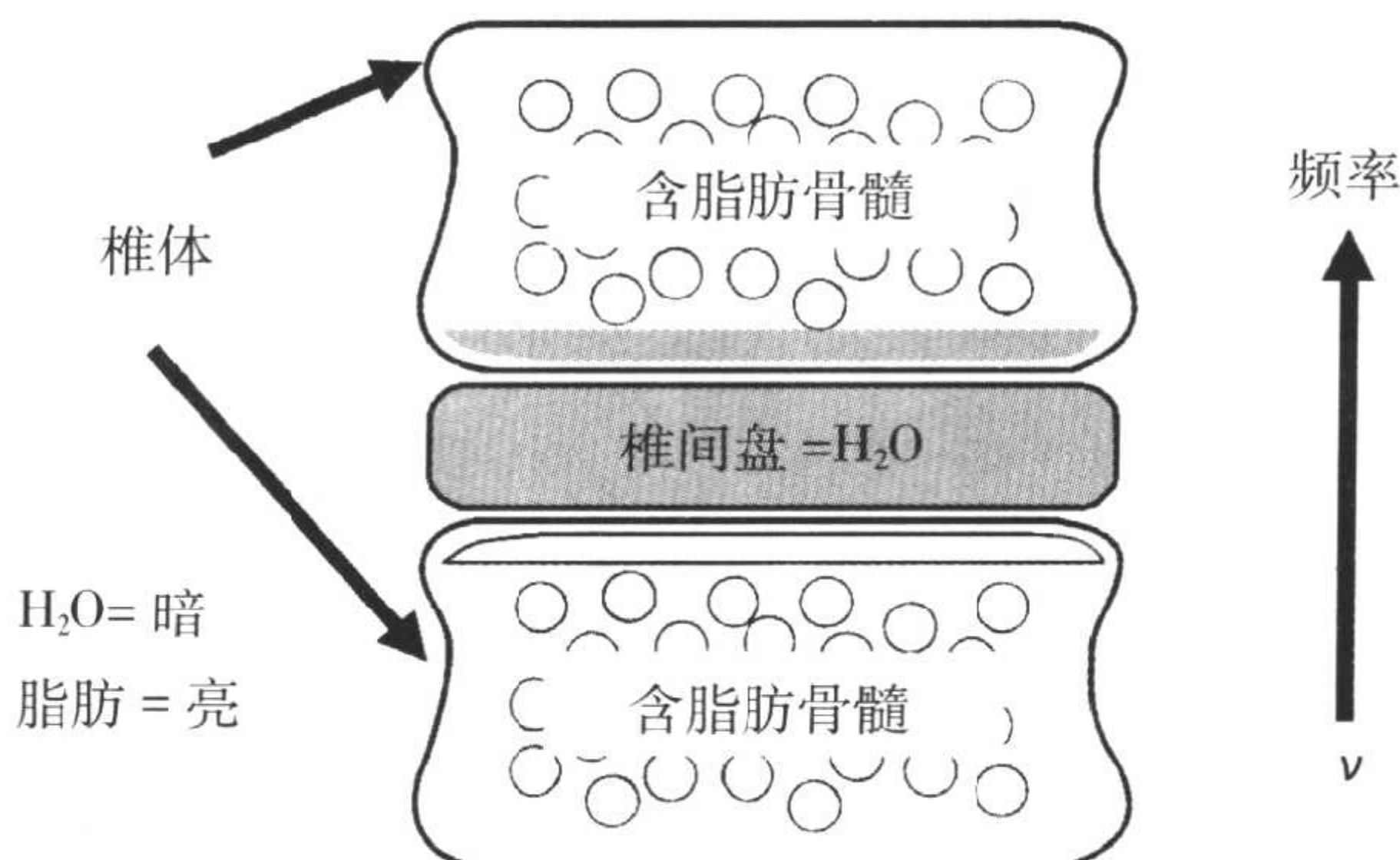


图 18-10 椎体终板内的化学位移伪影,在下方的终板产生一条暗带,而在上方的终板产生一条亮带(假定频率编码方向位于上下方向)。

移仍是 220Hz。因此,

$$220\text{Hz}/62.5\text{Hz/像素} \cong 4 \text{ 像素错误记录}$$

降低带宽将导致化学位移伪影加重。

如果你在扫描仪上选择更窄的带宽,这将是产生的副作用之一。不巧的是,由于磁场强度和由于带宽所产生的化学位移是互相独立,并可彼此加重;这样,高场强/窄带宽的技术条件具有最糟糕的化学位移伪影(图 18-12)。

### 3. 较小的像素:

如果我们保持带宽为 32kHz 和相同的视野,但增加频率编码数至 512Hz(而不是 256),每个像素内将含有一半数目频率。

$$\begin{aligned} \text{每像素} &= 32\text{kHz}/512 \\ &= 62.5\text{Hz/像素} \end{aligned}$$

同样导致更大的化学位移,如前面例子(也就是 4 个像素而不是 2 个)。

### 解决

你如何才能够处理化学位移伪影呢?

1. 使用脂肪抑制去除脂肪信号。如果没有来自于脂肪的信号,将不会有化学位移。它可以通过使用特定频率的“脂肪饱和”脉冲或 STIR 序列而实现(图 18-13)。
2. 通过视野保持不变而降低 N<sub>x</sub> 从而使像素大小增加(代价:降低空间分辨力)。
3. 较低的磁场强度(不实际! )。
4. 增大带宽(代价:降低信噪比)。
5. 交换相位与频率编码方向。这将只会改变化学位移的方向。
6. 使用长的 TE(造成更多的失相位,脂肪的信号降低)。

### “第二种类型”的化学位移

这种现象应用于梯度回波技术中(参见第 20 和 21 章)。正如我们前面所讨论的,脂肪和水中氢质子在横向平面内的进动频率略有不同(1.5T 时相差 220Hz)。因

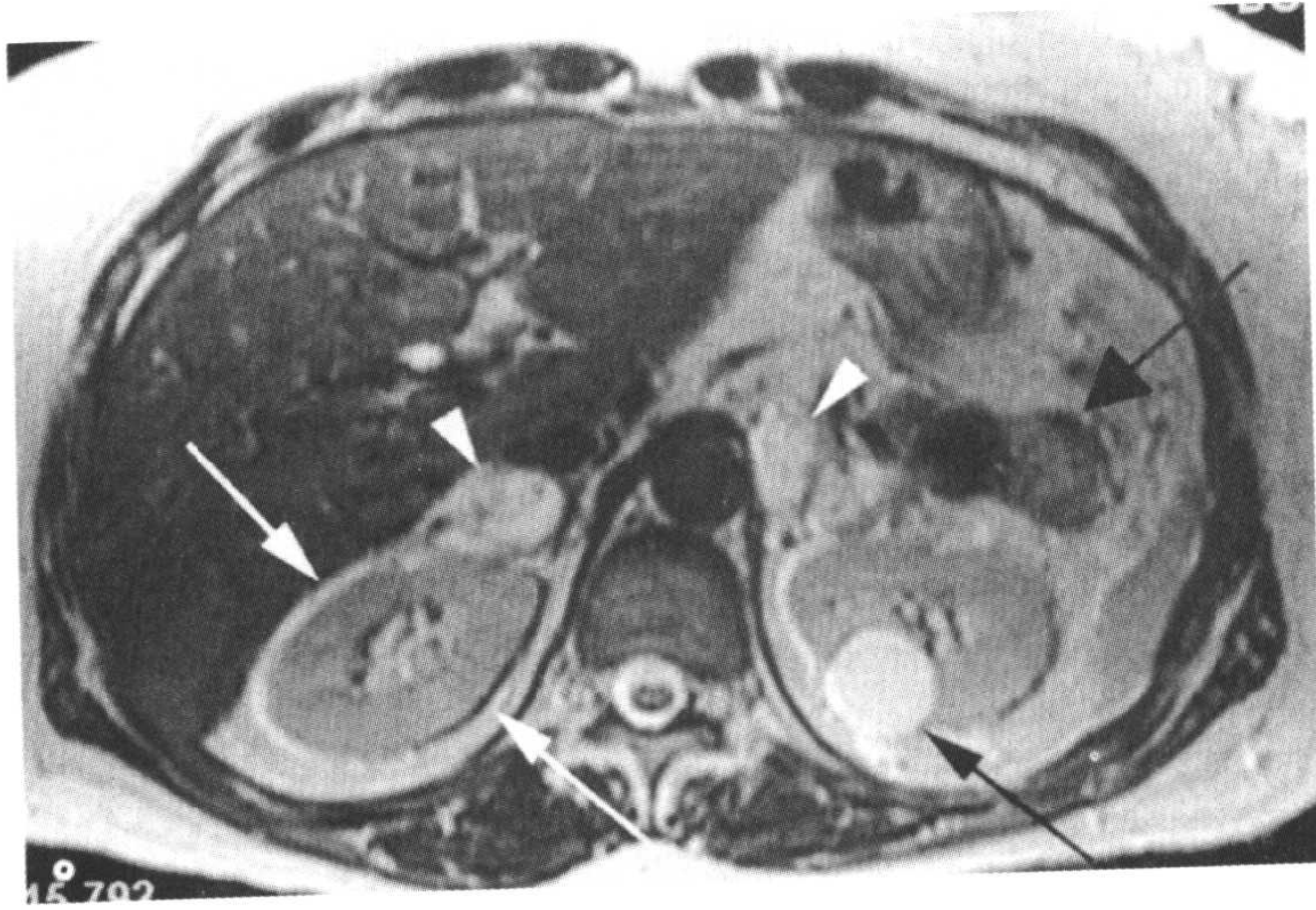


图 18-11 横断 FSE T2 图像显示在频率编码(水平)方向上,肾脏周围交替的亮与暗信号(白箭)。病人同时有双侧的嗜铬细胞瘤(白箭头),胰尾部的无功能性胰岛细胞瘤(宽黑箭)和左肾的单纯性囊肿(黑箭)。病人患有 Hippel-Lindau 综合征。

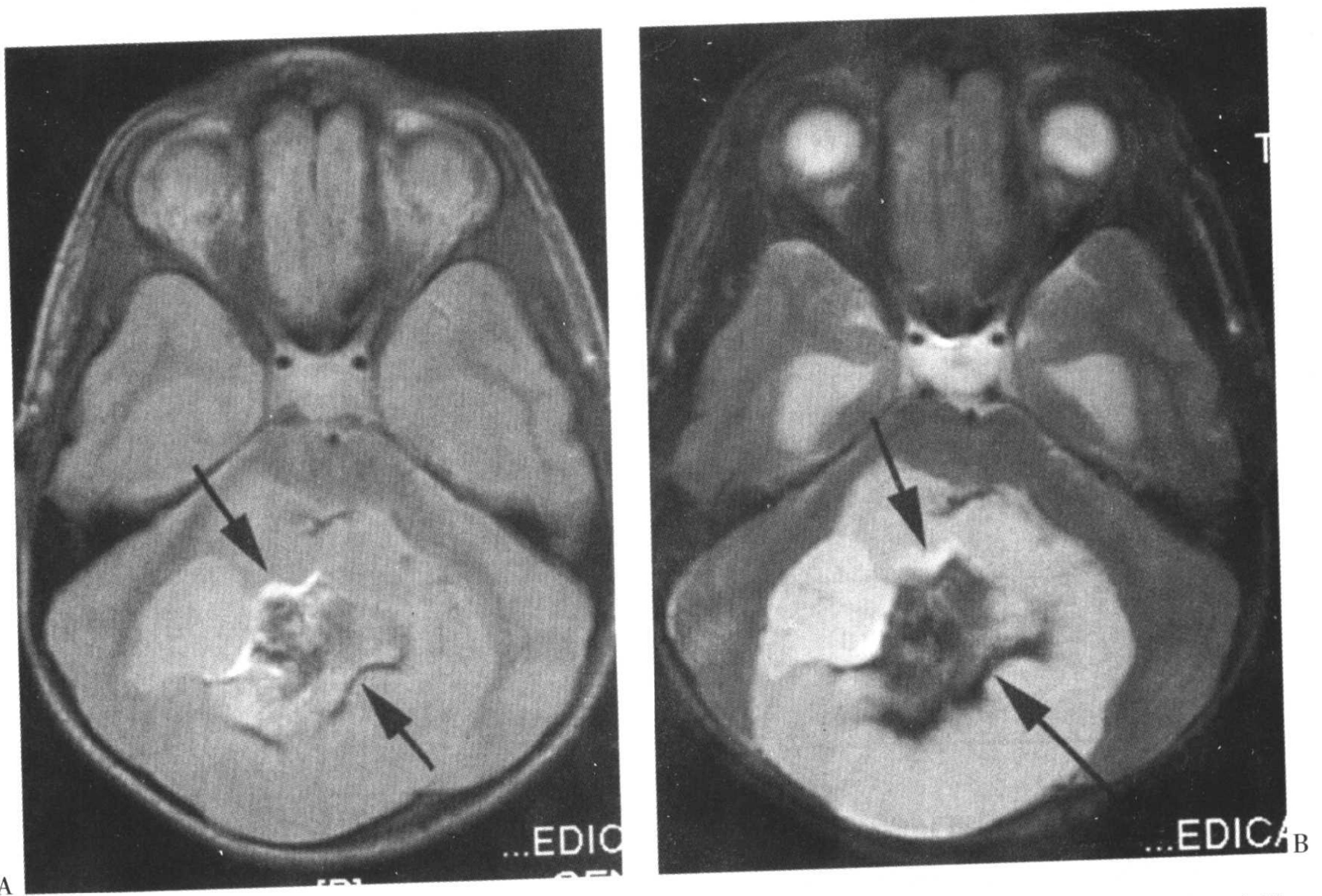


图 18-12 后颅窝的质子密度(A)和 T2(B)图像显示在频率编码(前后)方向上交替的亮带和暗带(箭)。注意伪影的厚度在 T2 图像中较宽,是因为它的带宽(BW)为 $\pm 4\text{kHz}$ ,而质子密度图像的带宽为 $\pm 16\text{kHz}$ 。还要注意 T2 图像仅较好地显示了暗带,因为脂肪在此常规 SE T2 序列中具有较低的信号,它降低了亮信号的程度。病人患有成熟的畸胎瘤。



为水进动较快,在一小段时间后,它会在脂肪前面  $360^\circ$  的相位。这样,将会存在不同的 (TE) 时间点使脂肪和水的自旋处于完全相同的相位,或者使它们处于  $180^\circ$  的相反相位。在 1.5T 时,脂肪和水每 4.5ms 同相一

次。此数值可由下面方法计算得到:

$$\begin{aligned} \text{脂肪与水的频率差} &= 220\text{Hz} \\ \text{周期} &= 1/\text{频率} = 1/(220\text{Hz}) \\ &= 0.0045\text{s} = 4.5\text{ms} \end{aligned}$$

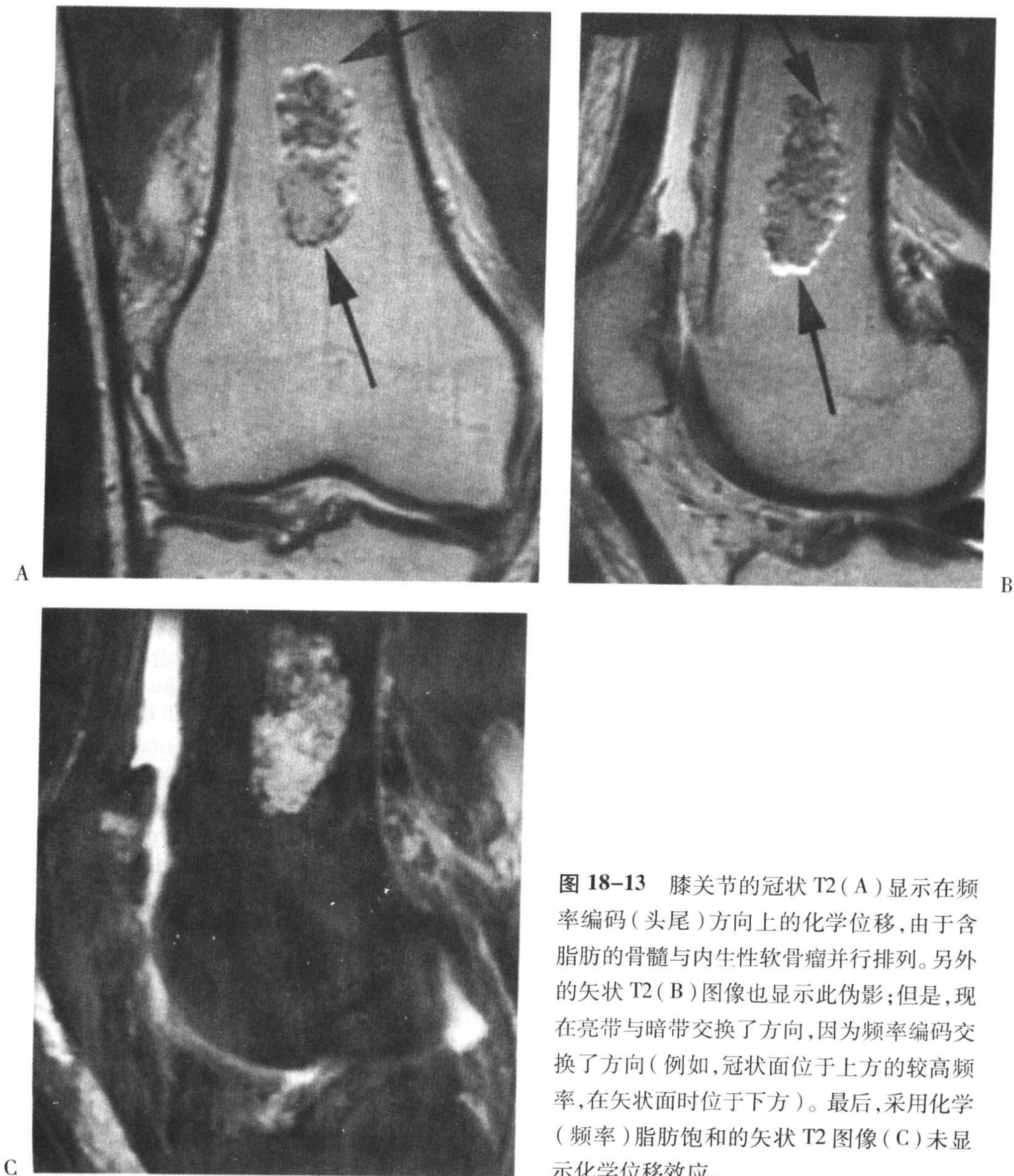


图 18-13 膝关节的冠状 T2 (A) 显示在频率编码(头尾)方向上的化学位移,由于含脂肪的骨髓与内生性软骨瘤并行排列。另外的矢状 T2 (B) 图像也显示此伪影;但是,现在亮带与暗带交换了方向,因为频率编码交换了方向(例如,冠状面位于上方的较高频率,在矢状面时位于下方)。最后,采用化学(频率)脂肪饱和的矢状 T2 图像(C)未显示化学位移效应。

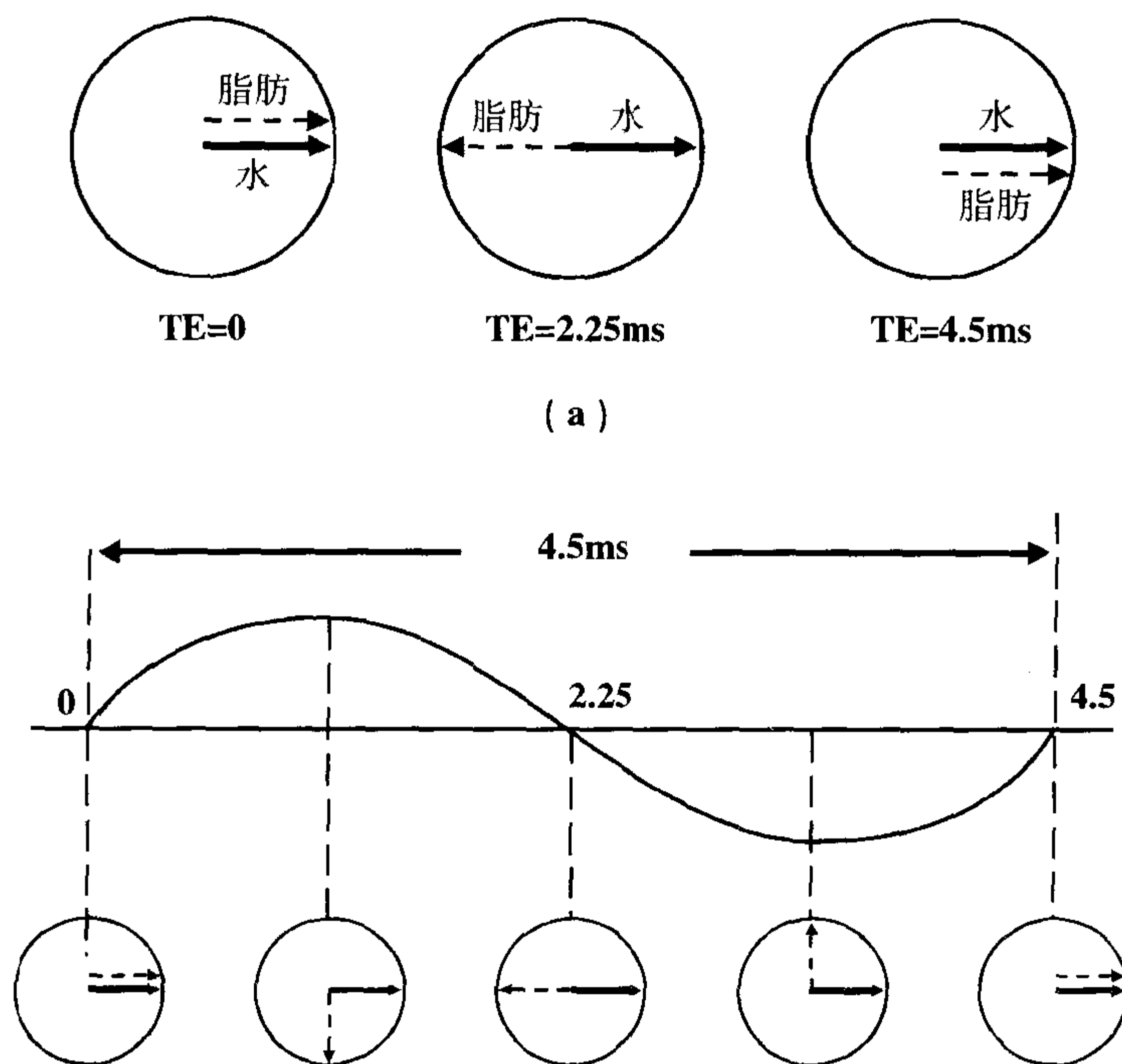


图 18-14 第二种类型的化学位移效应。脂肪和水的质子在不同的 TE 值时处于同相位或反相位。明确地讲,它们在 TE 为 0、4.5ms 和 9ms 时处于同相位,而在 TE 为 2.25ms、6.75ms … 时处于反相位。此效应可以通过正弦函数用图解表示。

在图 18-14 中,脂肪和水最初在 TE = 0 ms 时处于同相位,在 TE=2.25ms 时处于反相位,而在 TE=4.5ms 又恢复同相位。通常,在 1.5T 时,脂肪和水每 2.25ms 分别处于同相位和反相位。这被称为第二种类型的化学位移效应。

### 边界效应

如果选择 TE 为 2.25、6.75、11.25、15.75ms… 时,脂肪和水中的质子将会处于反相位,而在脂肪所包绕的器官(如肾脏和肌肉)周围将会看见一条暗的边界。这个结果被称为边界效应,它是第二种化学位移的结果。这种类型的图像被称为反相位扫描,是指在这些 TE 时刻,脂肪和水的自旋将处于 180° 的反相位。这种现象不仅

只限于发生在频率编码轴方向(如第一种类型的化学位移伪影),因为它是脂肪和水质子在所有方向上都发生相位抵消的结果(图 18-15)。(边界效应在常规 SE 序列中,因为存在 180° 脉冲的作用而不出现,而后者在梯度回波序列中并不存在。)注意如果 TE 的选择即不位于同相位也不位于反相位,那么将会出现第一种类型的化学位移(图 18-16 和图 18-17)。

### 对策

1. 通过选择恰当的 TE,使脂肪和水位于同相位。
2. 交换相位和频率编码方向。
3. 增大带宽(代价:降低信噪比)。
4. 使用脂肪抑制。

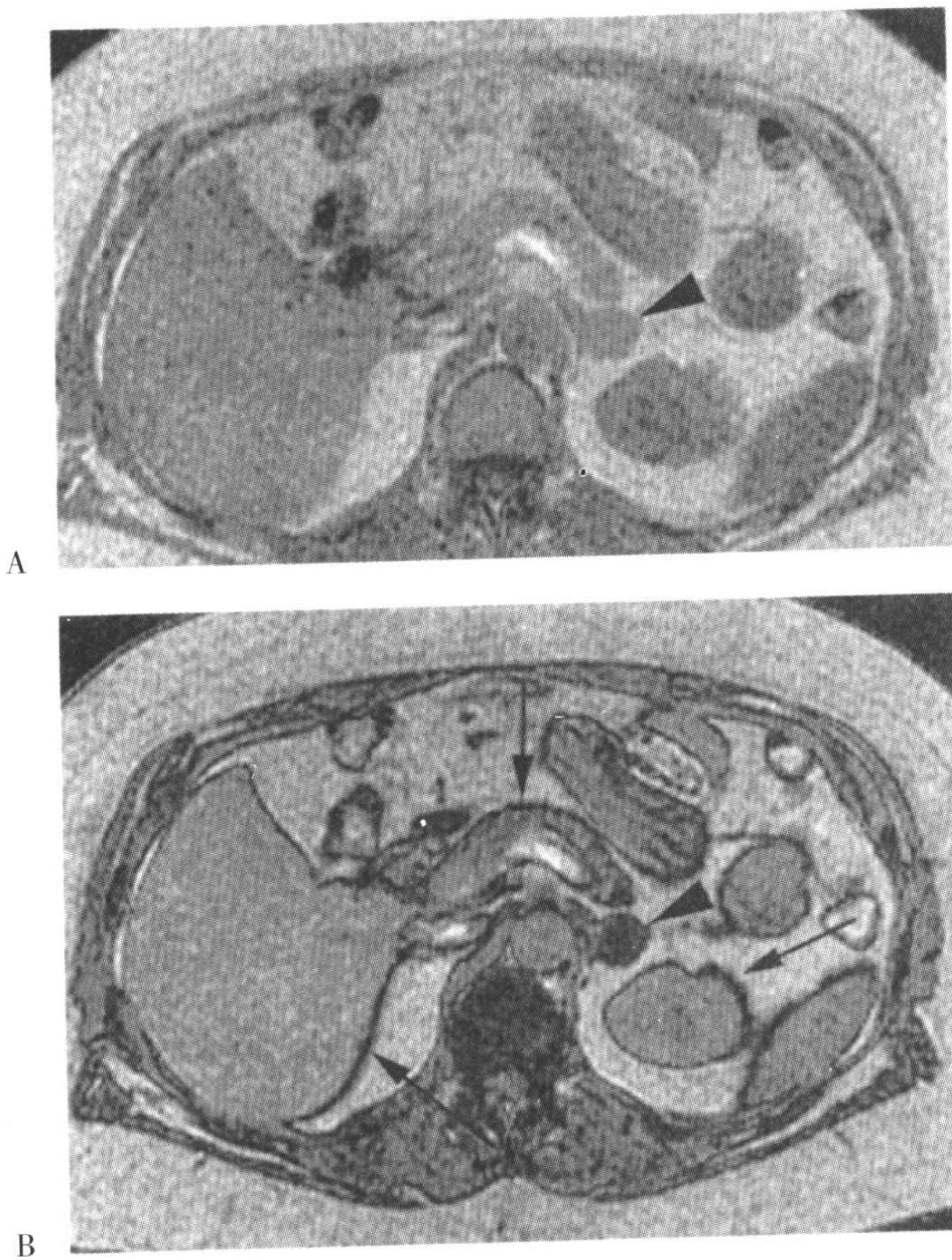


图 18-15 同相位 (A) 和反相位 (B) 的损毁梯度 T1 图像,反相位图像中所有的脂肪 / 水界面周围都可见到“边界效应”(B 中箭)。同时注意左侧肾上腺的腺瘤在反相位图像中信号明显降低(箭头)。

## 截断伪影 (Gibbs 现象)

此伪影出现在高对比度界面 (如, 颅骨 / 脑, 脊髓 / 脑脊液 (CSF), 膝关节内的半月板 / 液体), 并造成交替的亮带和暗带, 有可能误诊为病变 (如, 脊髓的假性痿管或膝关节半月板的假性撕裂)。

它产生的原因是由于有限的采样次数和采样时间, 不能准确地描述一个阶梯状的信号强度变化。图 18-18 中的波纹就是在明显界面处产生平行条带的原因。这个伪影主要见于相位编码方向 (因为对应于频率编码, 我们通常在相位编码方向上具

有更少的像素和更低的空间分辨力)。顺便提及, 正确的词应该是“截断伪影”。“Gibbs 现象”是指在无限多的像素数目时, 仍然存在无限薄的不连续性。图 18-19 和图 18-20 中含有截断伪影的例子。

### 对策

1. 增加采样时间 (↓ 带宽) 以减小波纹。(记住, 时间域内的信号越宽意味着频率域内的信号越窄。)
2. 降低像素大小。
  - (a) 增大相位编码数;
  - (b) 减少视野。

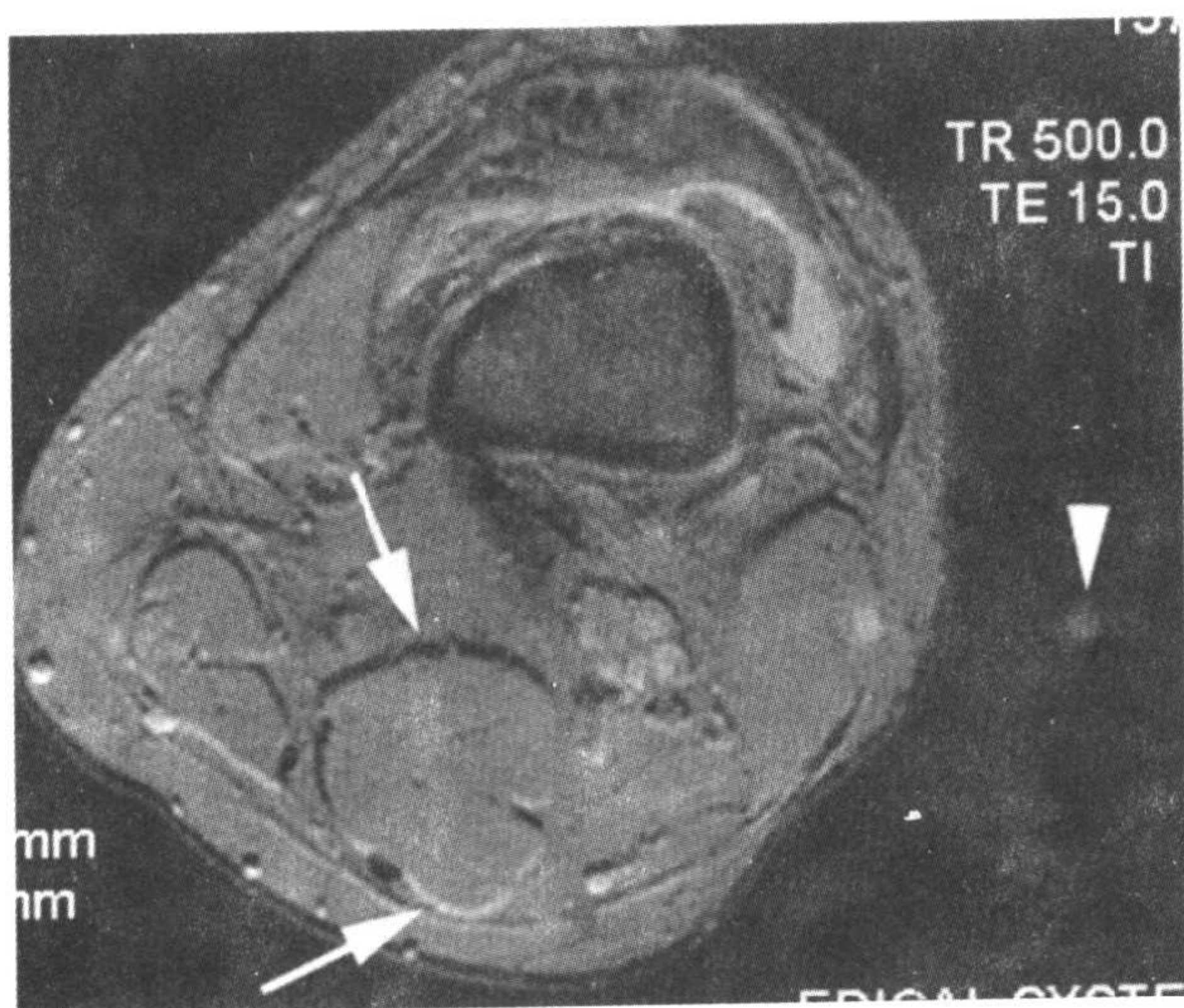


图 18-16 膝关节横断 T2\* 梯度回波图像显示在频率编码(前后)方向上的第一种化学位移(箭)。注意在相位编码(水平)方向上可以见到血管搏动伪影(箭头)。同时还可见膝关节的渗出。

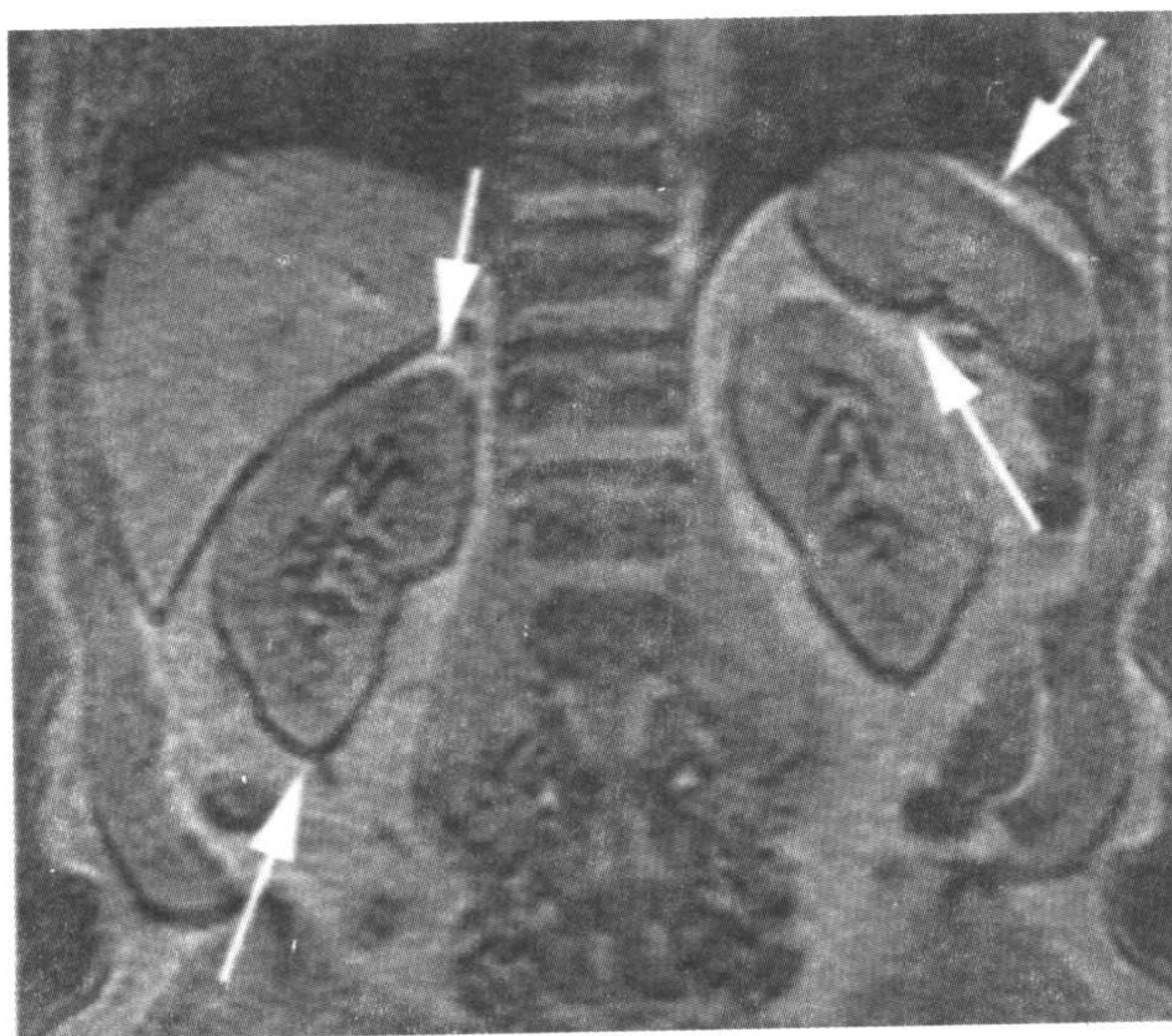


图 18-17 腹部冠状损毁梯度回波 T1 (TR 93/TE 1.8ms) 图像显示在频率编码(头尾)方向上由于化学位移伪影,在脂肪/水的交界面造成典型的交替的亮带与暗带信号。

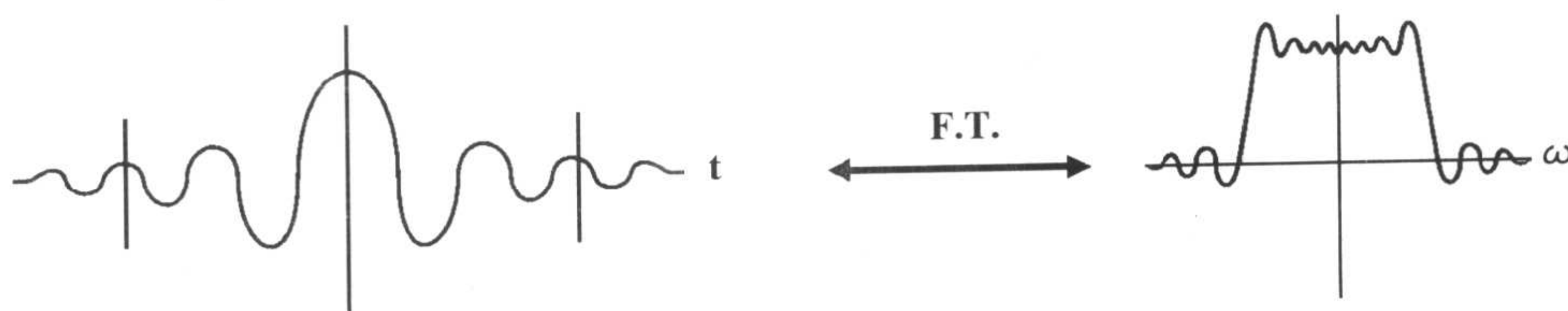


图 18-18 截断伪影产生的波纹状效应,因为在修剪后 sinc 函数的傅立叶变换的边缘存在着波纹。

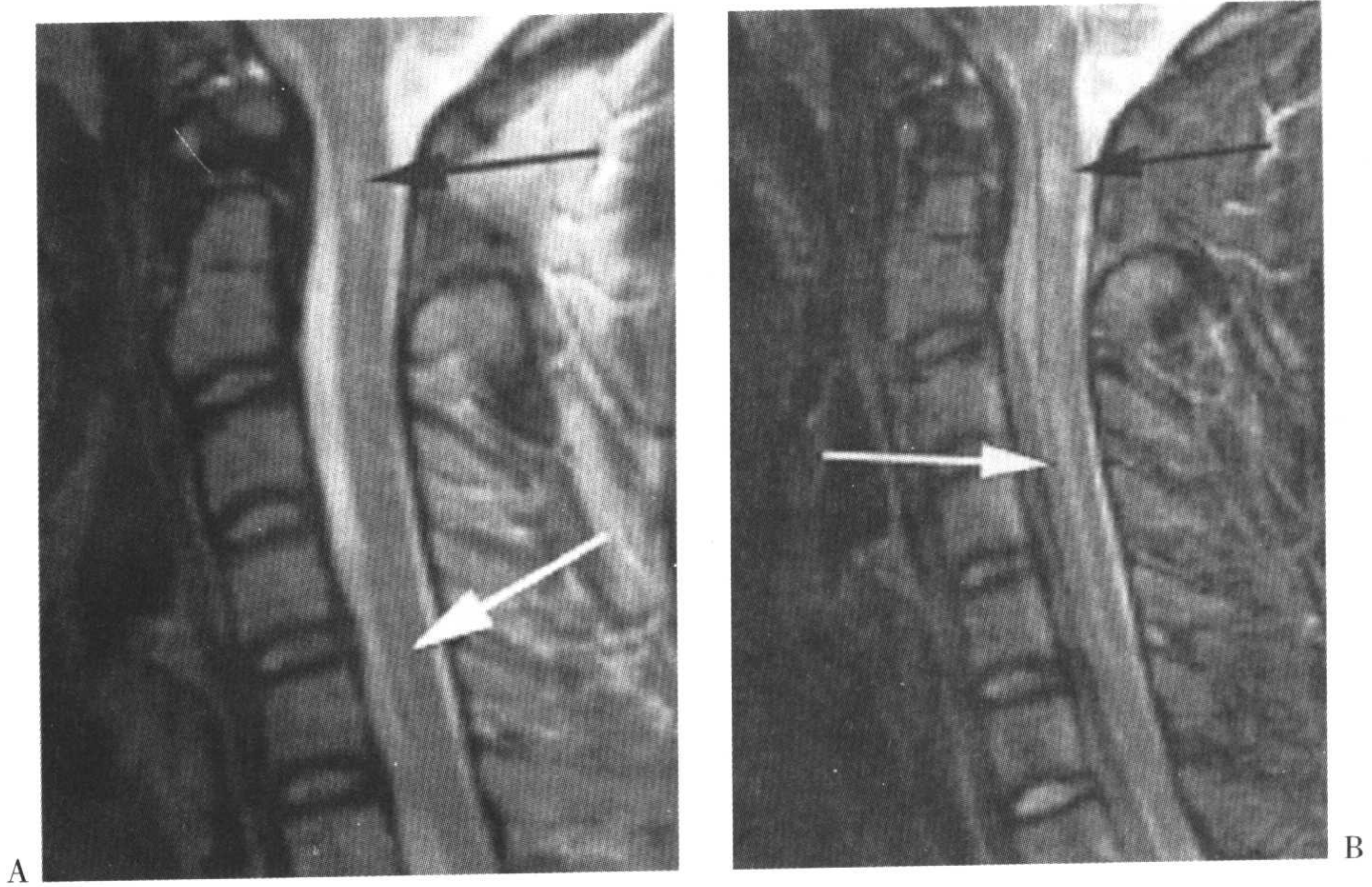


图 18-19 A:矢状脂肪饱和 T2 图像,显示轻微的截断伪影(白箭); B:矢状 STIR 图像显示更宽的截断伪影(白箭)。所得 T2 图像采用 224 的相位编码数,而 STIR 采用 192 的相位编码数。病人同时在 C1/2 水平有小的非出血性脊髓挫伤(图 A 和 B 中的黑箭)。

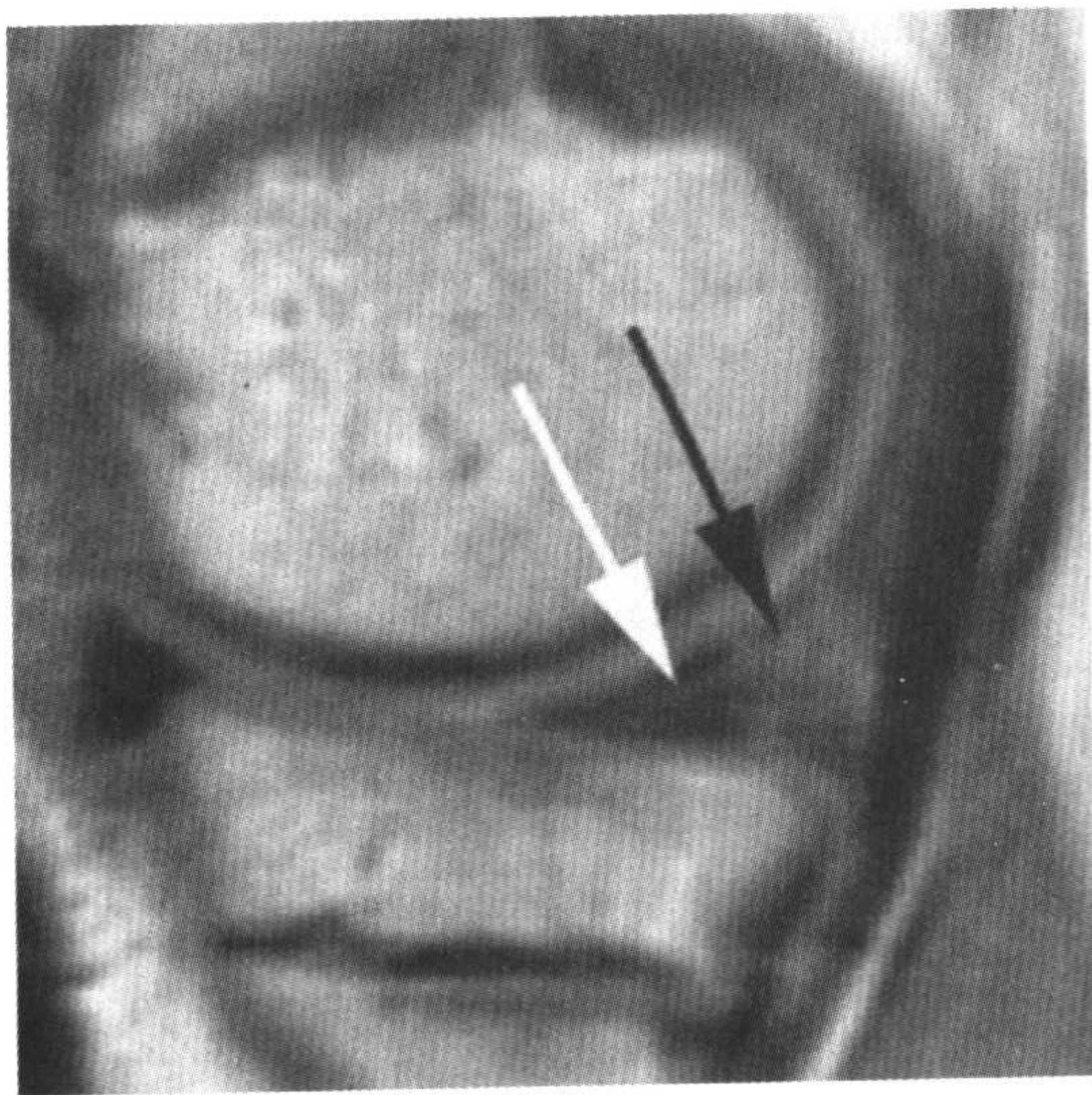


图 18-20 膝关节的矢状质子密度图像显示截断伪影类似内侧半月板后角的撕裂(白箭)。注意在半月板以外的广泛高信号(黑箭)。

### 部分容积伪影

此伪影与计算机 (X 线) 断层成像 (CT) 中的概念相同。为减少此伪影,我们需要降低层厚 ( $\Delta z$ )。图 18-21 中含有部分容积伪影的例子。

### 病人相关伪影

这类伪影是由于病人或相应解剖结构的自主或不自主运动而造成。血管的搏动也是运动相关伪影的一个有意义的来源 (有关这方面的更多内容,参见后面的章节)。

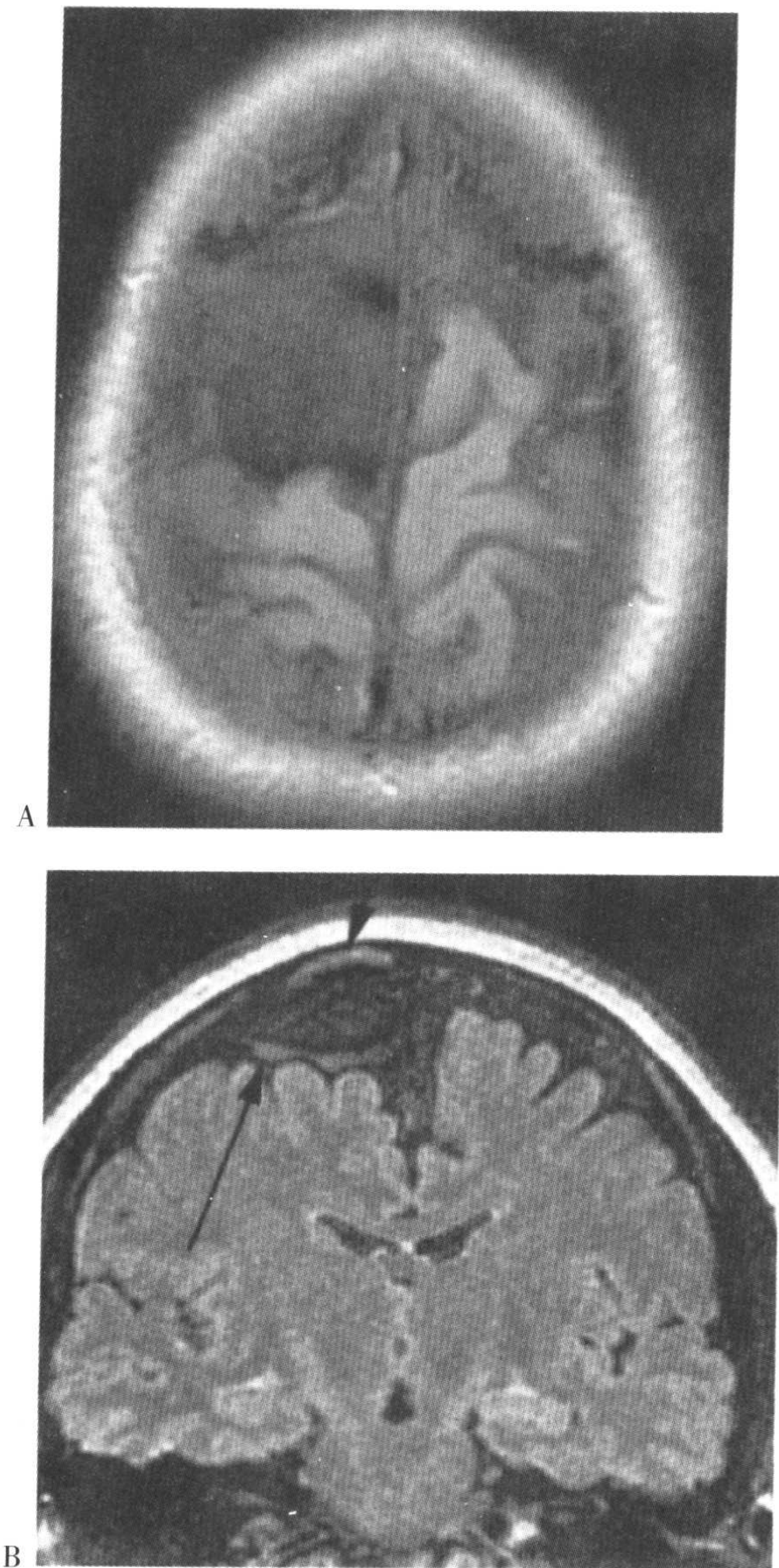


图 18-21 A:横断 FLAIR 图像。显示右侧大脑凸面病变内的信号与单纯性蛛网膜囊肿不一致。 B:另外的冠状 FLAIR 图像。显示信号位于病变周围,而不是在病变内部(箭)。在横断图像上的高信号是由于部分容积效应而造成的。高信号是围绕囊肿流动的脑脊液的流动相关增强效应造成的。

## 运动伪影

运动伪影由于病人的(自主或不自主)运动(随机性的)或者血管的搏动性流动(周期性的)而造成。我们仅在相位编码方向上得到运动伪影。

问:为什么运动伪影仅见于相位编码

方向?

答:原因有两方面:

1. 首先,沿任何磁场梯度方向的运动都会造成异常相位的累积,它们都会导致信号在相位编码方向上的错误绘制。

2. 再者,在数据空间内存在着明显的不对称(参见第 13 章),所以在频率编码

方向对信号进行采样的时间(在数毫秒的水平)要明显短于进行一次相位编码的时间(在数秒的水平)。这样,在临床应用MRI的过程中,绝大多数运动明显慢于沿频率编码轴的快速采样过程。这种频率与相位编码周期之间的不一致,使运动伪影主要沿相位编码轴进行分布。运动伪影也可以出现在频率编码方向,但它们常无关紧要(最多,可能造成很小的模糊)。

### 周期性运动

周期性运动是由于血管、心脏或脑脊液的搏动或周期性运动而产生。在图18-22的例子中(也见于图18-23),在通过主动脉的身体横断面中,相位编码位于前后方向,我们将得到主动脉的等间隔血管搏动伪影。随着与原结构之间距离的增加,伪影逐步减弱。伪影之间的间隔(SEP)取决于:

$$SEP = \frac{(TR)(N_y)(NEX)}{T(\text{运动})}$$

它的另外一个表示方式是:

$$SEP = \text{采集时间} / T(\text{运动})$$

式中T(运动)是物体(在这个例子中为主动脉)运动的周期。

### 示例

主动脉搏动的速度取决于心率。如果心率为

$$HR = 60 \text{ 次/分} = 60\text{bpm} = 1 \text{ 次/秒}$$

那么,运动的周期 = T(运动) = 1 秒。

这就意味着,我们每1秒有一次搏动。例如,如果我们已知 TR = 500ms = 0.5s, NEX = 1, N<sub>y</sub> = 256,那么

$$SEP = 0.5 \times 256 / 1 = 128 / 1 = 128 \text{ 像素}$$

这样,我们在图像中得到两个伪影。如果心率为 120bpm,那么我们得到

$$SEP = 128 / 0.5 = 256 \text{ 像素}$$

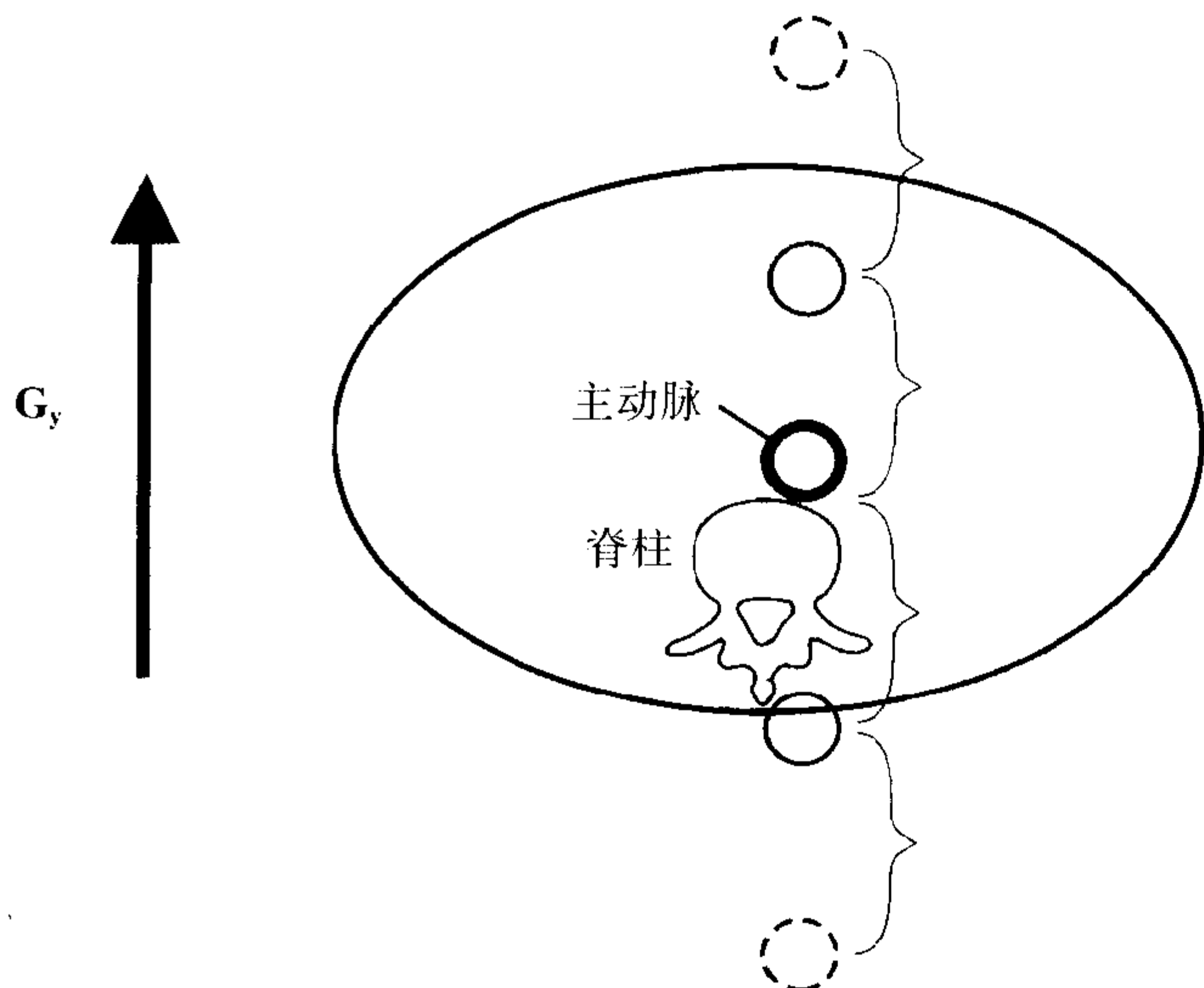


图 18-22 搏动伪影是搏动结构如主动脉,在相位编码方向上的等距离复制。

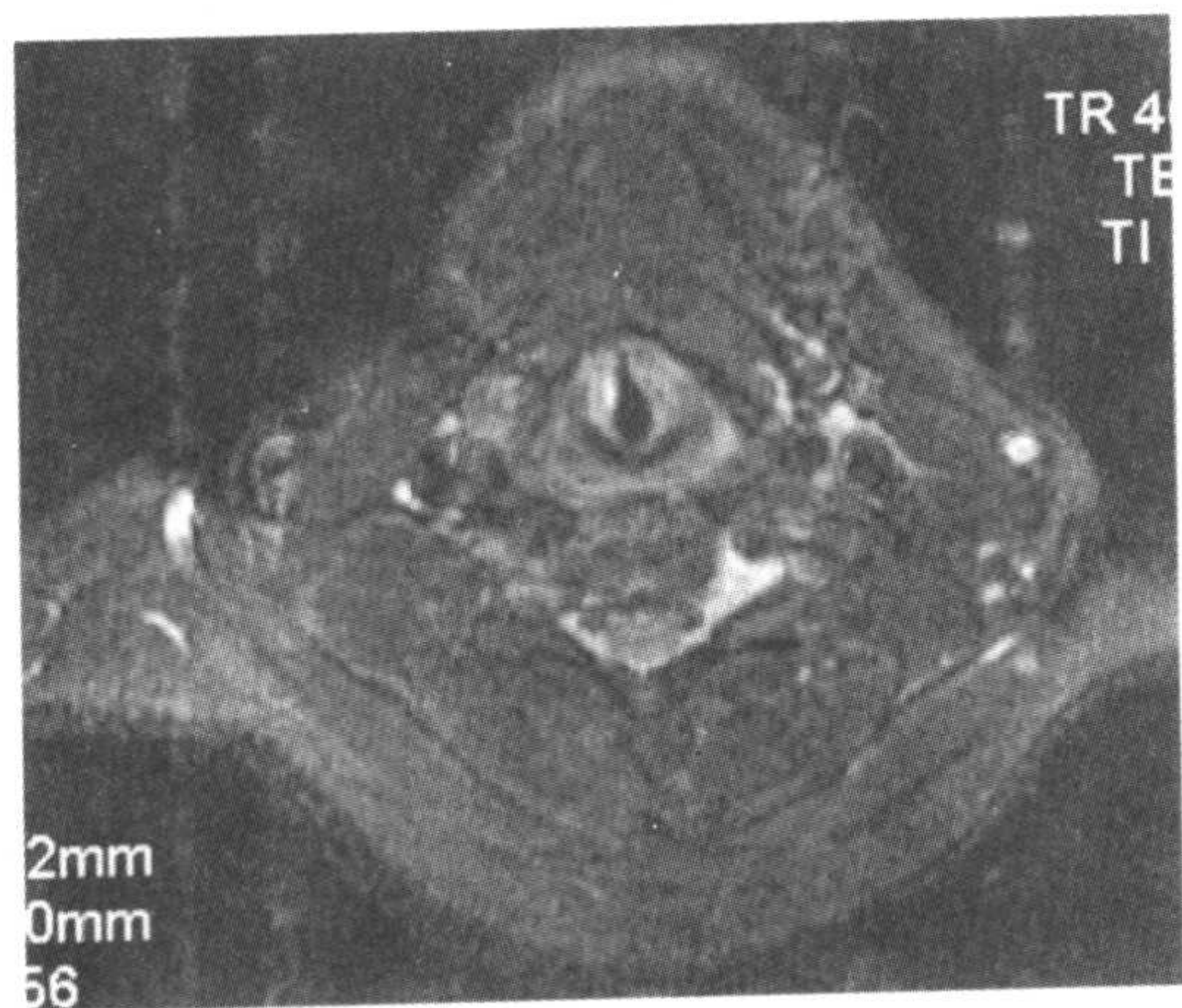


图 18-23 颈部横断 STIR 图像显示两侧动脉和静脉在相位编码(前后)方向上明显的搏动伪影。

而仅有一个伪影。

$$\text{SEP} = \frac{(\text{TR})(N_y)(\text{NEX})}{T(\text{运动})}$$

= 伪影间的间隔(像素)

如果把它乘以像素大小,我们就得到伪影之间的距离。这样,如果增大 TR、相位编码数或采集次数,我们可以增大伪影之



图 18-24 腹部横断损毁梯度图像显示主动脉的亮(黑箭)、暗(白箭)搏动伪影。暗的伪影类似一个椎体病变。

间的距离,以使我们所要研究的身体部分内没有太多的伪影。较快的波动(也就是,较短的周期)也可以产生更大的间隔。如果视野太小,视野外面的波动伪影,也可产生“混叠”进入视野内。搏动伪影可以是暗的或亮的,取决于搏动结构的相位相对于背景相位的关系。如果处于同相位,它们将是亮的;而如果处于反相位,它们将是暗的。参见图 18-24 和图 18-25。

### 对策

1. 使用空间预饱和脉冲,使流入的质子得到饱和而减少伪影。
2. 通过增大 TR、 $N_y$  或 NEX(它等于增加扫描时间),而增加伪影之间的间隔。
3. 交换相位和频率编码方向:虽然这仅能改变伪影的方向,但通过它却能够进行真实的病变与伪影之间的鉴别。
4. 使用心电门控。
5. 使用流动补偿。

### 随机运动

随机运动是由于病人的自主或不自主运动(如,呼吸、改变位置、吞咽、震颤、咳嗽等)所造成的。它会造成图像模糊。我们



图 18-25 胸椎的横断 T2 图像显示类似于肺结节的信号,实际上为脑脊液产生的搏动伪影。



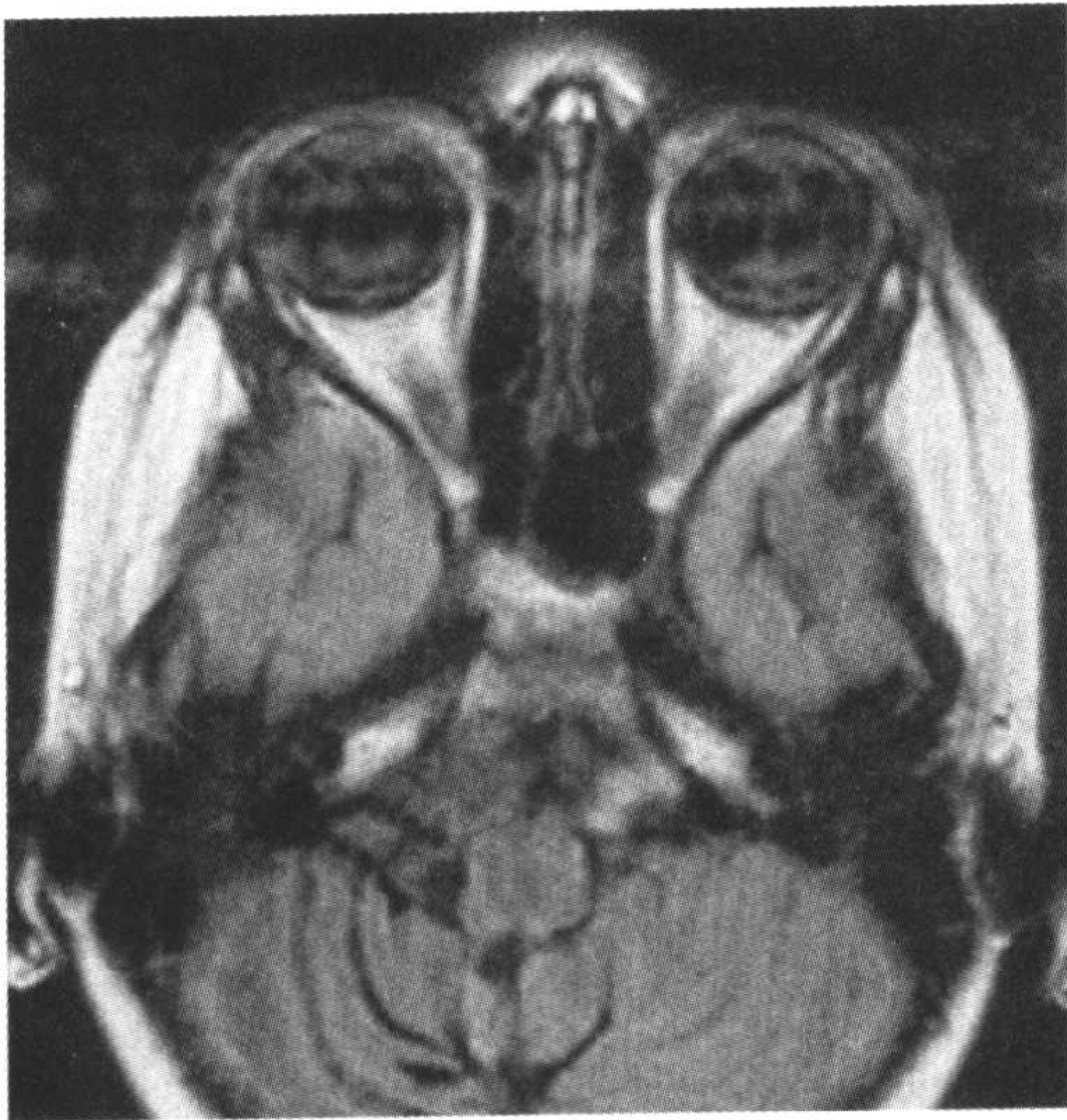


图 18-26 横断 FLAIR 图像显示由于眼球运动在相位编码方向上造成明显的运动伪影。

也可能在相位编码方向上得到很多平行的条带(图 18-26)。虽然它可能类似截断伪影,但它与产生衰减的平行带的截断伪影不同。

### 对策

1. 指导病人:不要移动!(可能是最有效的措施)。
2. 呼吸补偿(RC)(采用胸壁运动模式来重新安排扫描,而减小运动伪影)。
3. 在腹部使用胰高血糖素来减轻由于肠管蠕动造成的伪影。
4. 镇静。
5. 止痛。
6. 更快速的扫描(FSE、GRE、EPI等);连续的2D扫描优于3D扫描(参见图18-27中的示例)。

### 脑脊液流动效应

由于脑脊液流动所致的质子失相位,有时候可能类似一个病变。流动补偿技术可以减小这种效应。它的例子包括以下内容:

1. 假的基底动脉动脉瘤,由于围绕基底动脉的脑脊液的搏动性径向运动而造成

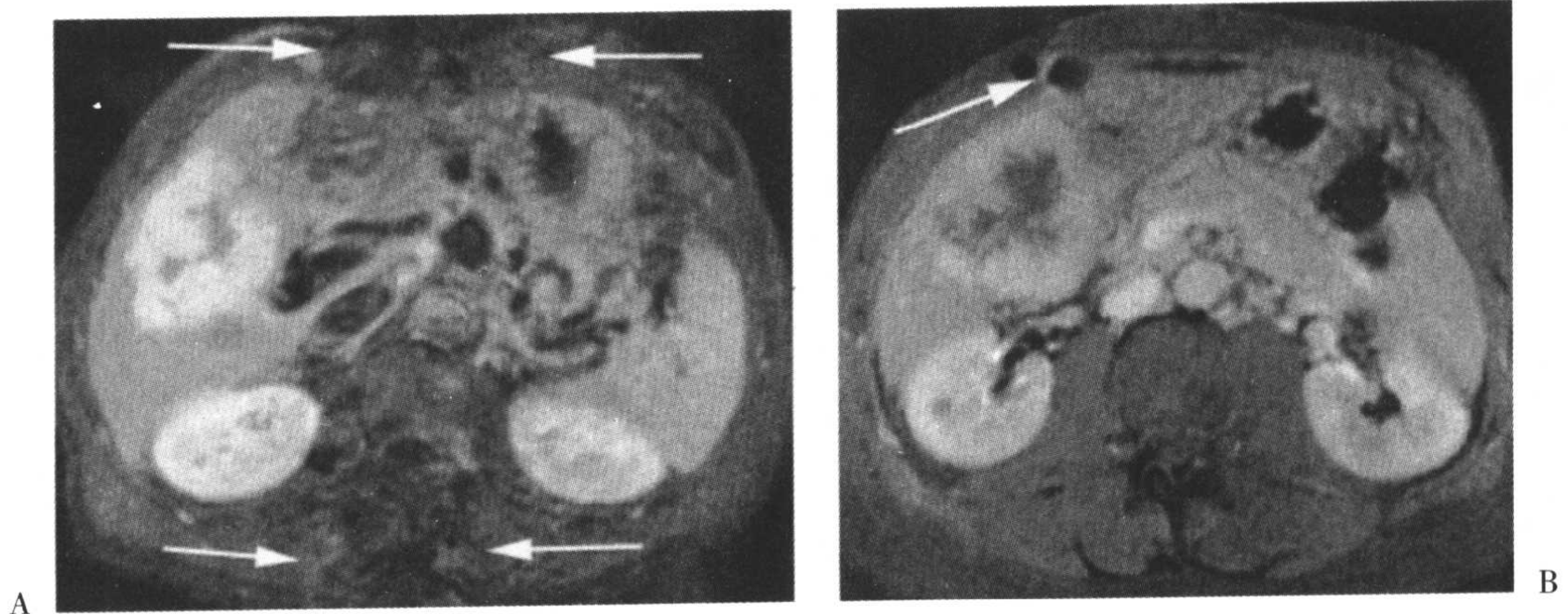


图 18-27 A:钆增强后脂肪抑制横断常规 SE T1 图像。显示相位编码(前后)方向上的周期性与随机运动伪影(A中箭)。B:屏气的钆增强后脂肪抑制损毁梯度 T1 图像显示运动伪影几乎完全消失。注意在梯度回波图像中磁化率伪影增加(B中箭)。病人患有肝脏海绵状血管瘤。



图 18-28 一个 3 岁病人的横断 T2 图像显示基底动脉周围的明显信号缺失类似一个动脉瘤。

(图 18-28)。

2. 脑干内假的多发性硬化斑块, 由于脑脊液在基底池内流动而造成。

3. 假的椎间盘脱出, 同样继发于脑脊液的流动。

### 对策

1. 要确定“病变”是否可见于所有的脉冲序列(伪影往往仅能在一种序列图像中出现)。

2. 使用心电门控。

3. 使用流动补偿。

### 魔角伪影

在关节成像中, 如果肌腱相对于主磁场的方向为一个特定的角度( $55^\circ$ ), 那么此肌腱将在 T1 和质子密度(PD)加权像

中表现为高信号, 但在 T2 加权像上表现正常。此人为因素造成的信号强度升高, 可能会与病理情况相混淆。

胶原, 它是肌腱的主要组成成分, 是具有各向异性的结构。此各向异性的结构具有随测量方向而变化的特性, 它造成了肌腱的 T2 值随它的方向而变化。(然而, 各向同性结构的信号具有不随它们方向而改变的特性)。

在魔角方向, 肌腱的 T2 值略微增大。此增大在 TE 较长时可以忽略不计。但是, 当 TE 较短时(如在 T1 或质子密度加权图像中), 结果是信号强度增加了。此 T2 过程延长中的数学原理与一个名为哈密尔敦函数的数学概念在  $\theta = 55^\circ$  时为零有关(参见图 18-29 和图 18-30 中的例子)。

数学: 此魔角效应的方向是下面方程的解:

$$3(\cos \theta)^2 - 1 = 0 \rightarrow (\cos \theta)^2 = 1/3$$

或

$$\cos \theta = \sqrt{1/3}$$

从式中可以计算出  $\theta \approx 55^\circ$ 。上面的等式来源于一个被称为偶极哈密尔敦函数的复杂的数学理论。

## 射频相关伪影

### 层间交叉

我们在前面的章节中已经讨论过这个问题。此问题来源于射频脉冲的傅立叶变换(FT)实际上不是精确的直角, 而是有侧

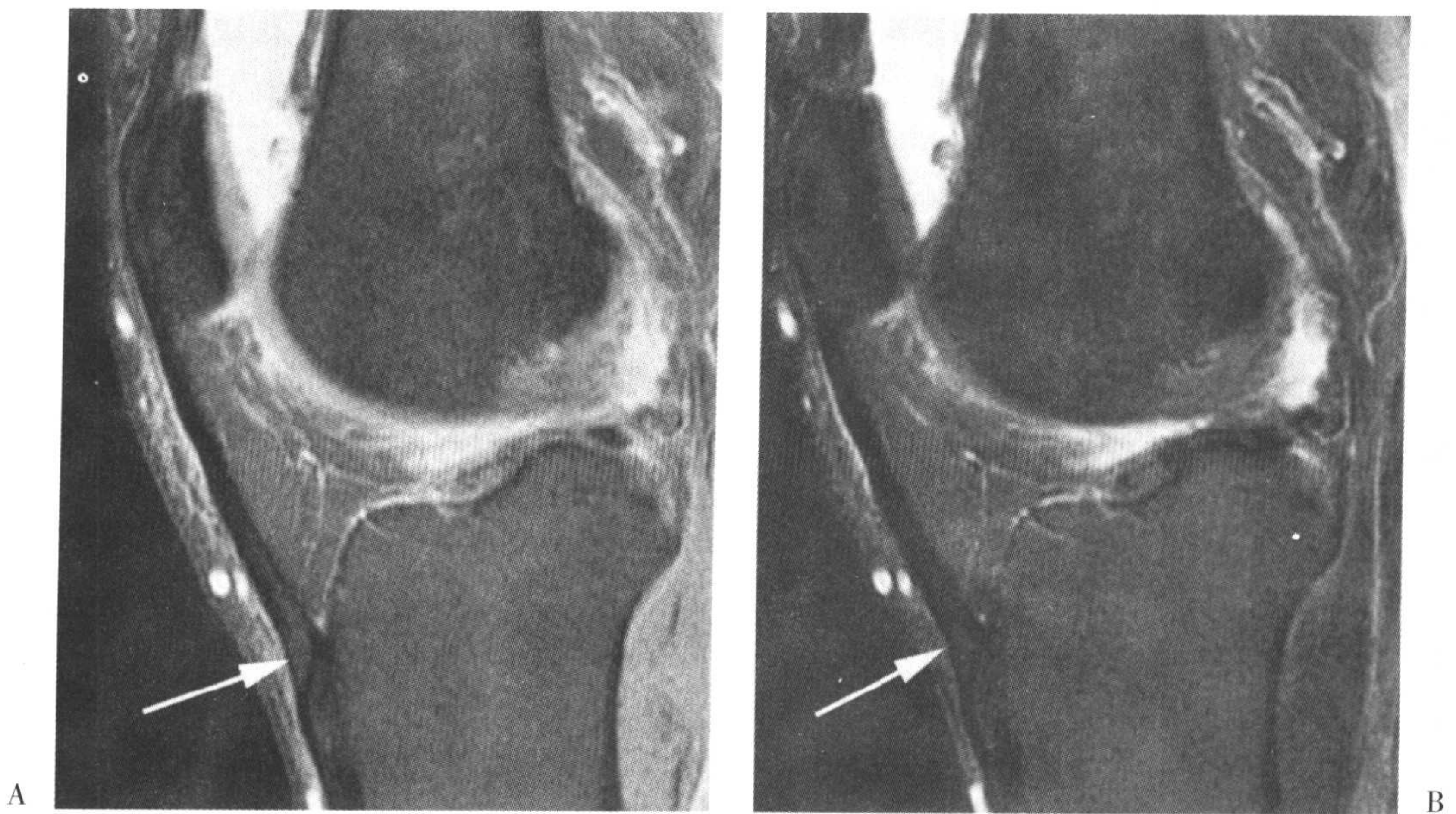


图 18-29 膝关节的矢状脂肪抑制质子密度 (A) 和 T2 (B) 图像显示魔角伪影, 在短 TE 的质子密度图像中可见信号升高 (A 中箭), 而肌腱本身并没有增厚并且在 T2 图像上为低信号 (B)。还可见关节腔积液。(经德克萨斯州圣安东尼奥的 D. Beall, M.D. 许可。)

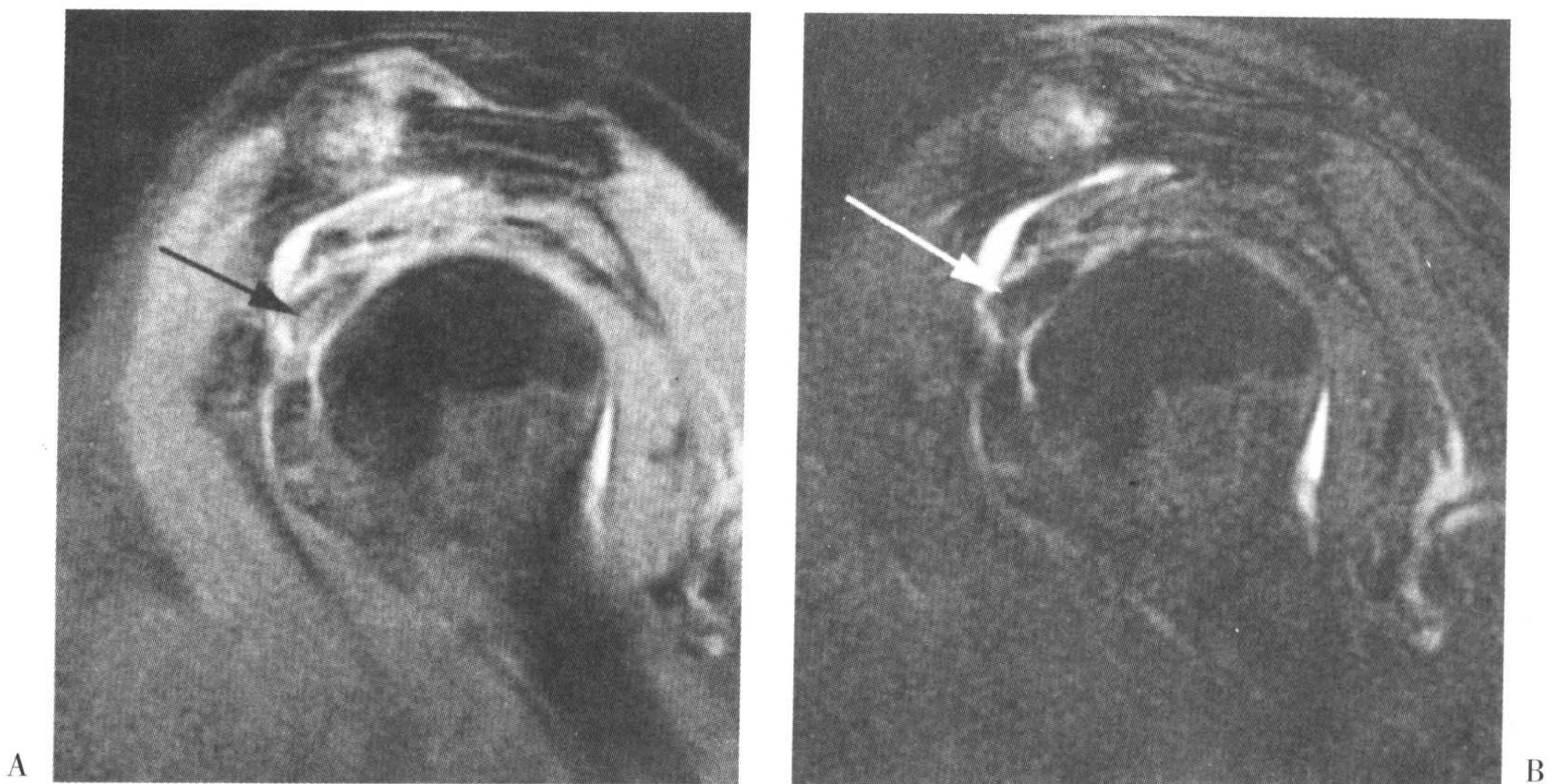


图 18-30 肩关节的斜矢状脂肪抑制质子密度 (A) 和 T2 (B) 图像显示关节腔内二头肌腱的魔角伪影。质子密度图像上信号增高 (A), 而在 T2 图像上肌腱为低信号并且所有的表现均正常。肩锁关节的高信号是骨关节炎所致。(经德克萨斯州圣安东尼奥的 D. Beall, M.D. 许可。)

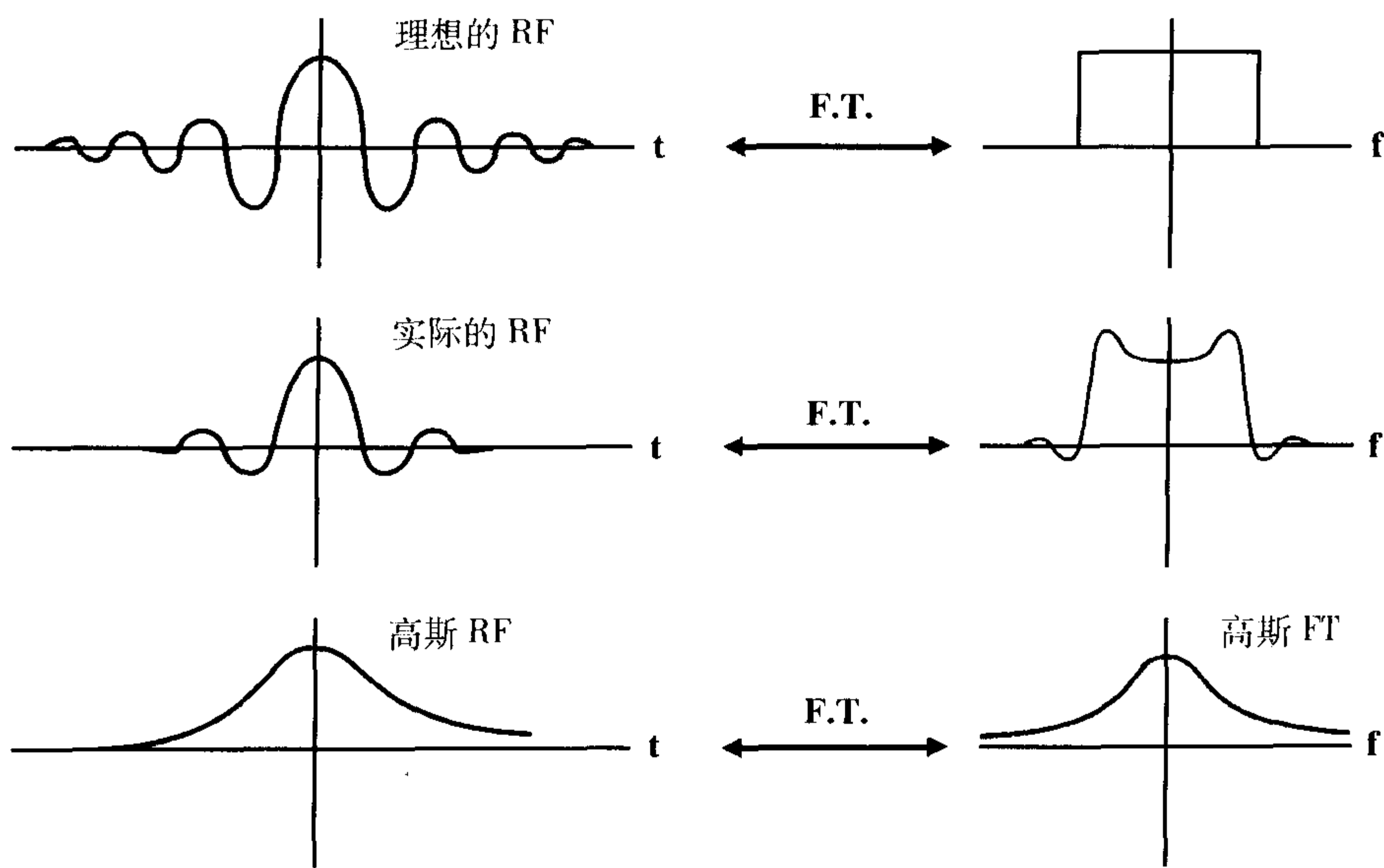


图 18-31 实际的射频脉冲具有有限的时间范围,会产生侧峰或波纹。高斯曲线的射频脉冲具有高斯曲线的傅立叶变换。

峰(图 18-31)。我们使用形态更简单的射频脉冲,如图 18-32。如果思考两个邻近的层面,它们射频脉冲的傅立叶变换将会有重叠(图 18-32)。层间交叉造成每层的有效 TR 缩短(由于质子被相邻层面的射频脉冲所饱和)。这样,将会产生更重的 T1 加权(特别在 PD 和 T2 加权图像中)。同样,由于有效 TR 缩短,信噪比将会下降。

简而言之,层间交叉会增加 T1 权重和降低信噪比。

### 对策

1. 在相邻的层面之间插入一定的间隔(图 18-33)。
2. 采用隔行扫描,使两次采集之间具有 100% 的间隔。
3. 可以延长射频脉冲,使脉冲的形态更接近矩形。

我们现在对此进行更细致的讨论:

1. 如果增大层面之间的间隔,我们可

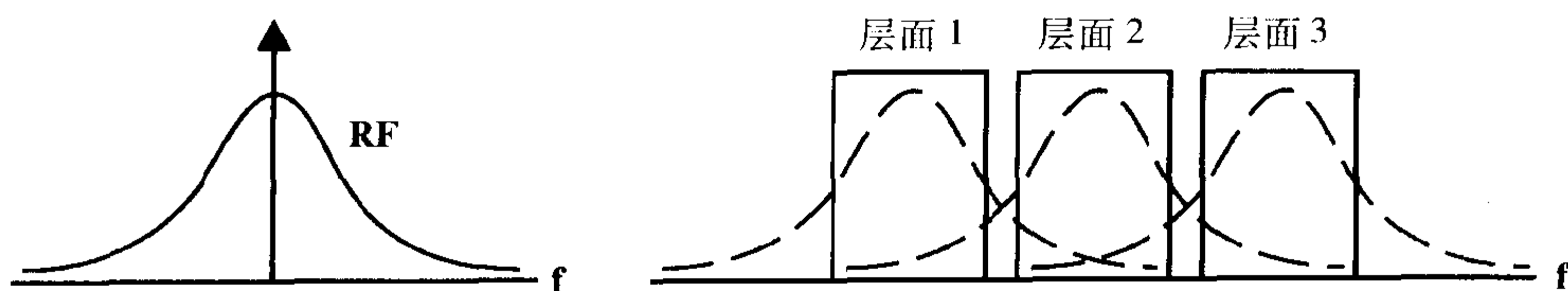


图 18-32 射频脉冲傅立叶变换的侧峰(如高斯曲线情况下)可能重叠,产生层间交叉。

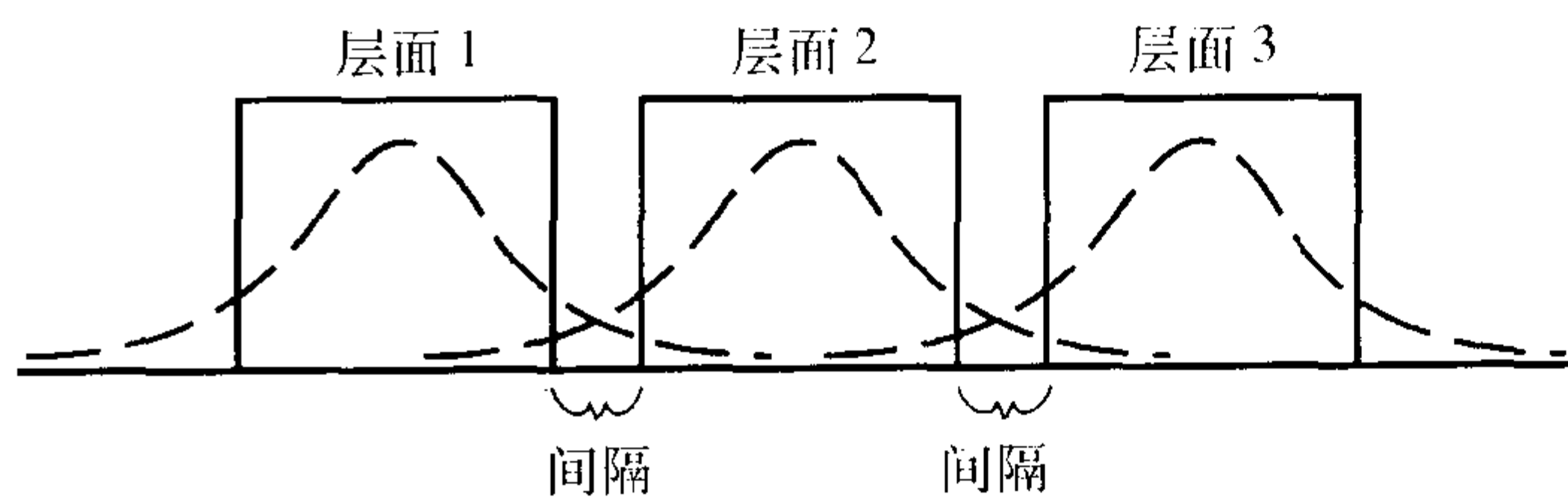


图 18-33 为减轻层间交叉,在层面之间插入间隔。

以降低层间交叉(图 18-34)。代价是未采样的体积增大,而增加遗漏位于层间隔内小病变的可能性。

2. 我们进行层面采集的顺序并不重要(我们可以采集层面 1,然后层面 3,然后层面 2 等等)。相邻的层面仍然会共用一定的频率范围,造成层间交叉。消除层间交叉的惟一办法就是进行两个独立序列,每个具有 100%的间隔,例如:

第一个序列:奇数层 1、3、5、7...

第二个序列:偶数层 2、4、6、8...

这才是“真正的”隔行扫描技术。在一个序列内的隔行扫描并不能完全消除层间交叉,虽然它可使其有一定程度的减少。此时层间隔通常是层厚的 25%~50%,而只进行一个序列。然而,真正意义上的隔行扫描将会使扫描时间加倍,因为它采用了两个单独的序列。

### 连续层面

较新的扫描仪上的射频脉冲非常接近

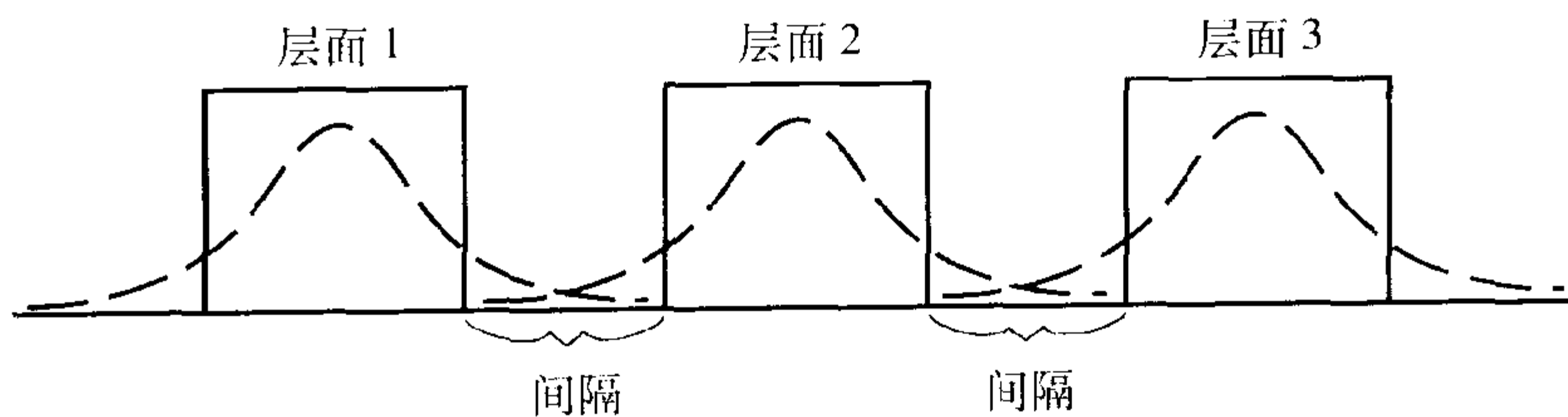


图 18-34 层间隔越大,所观察到的层间交叉就越小。

于矩形(图 18-35)。基于此特性,我们可以使用 10%~20%的层间隔,而不会产生明显的层间交叉。但是,在降低层间隔的同时,我们减小了扫描范围,而需要更多的层面。记住,我们又一次面对一个平衡。

## 射频拉链伪影

此类伪影是一种中心性伪影(其它形式的射频馈通,在后面讨论)。它们之所以被称为拉链是因为它的形式是沿频率编码轴(在零相位)的交替的亮点与暗点所组成的中心性条带,如图 18-36。我们在这里讨论两种拉链伪影的来源:

### FID 伪影

自由感应衰减(FID)伪影的出现是由于在自由感应衰减还没有完全衰减以前,180°脉冲的侧峰就与它产生重叠(图 18-37)。此重叠造成了沿频率编码方向的“拉链”伪影。



图 18-35 射频脉冲(实际上是它的傅立叶变换)的形态越接近于直角,我们就能够更好地进行连续层面的采集,而不出现层间交叉。

### 对策

1. 增大 TE (增大 FID 与  $180^\circ$  射频脉冲之间的间隔)。
2. 增大层厚 ( $\Delta z$ )。它通过选择更宽的射频带宽,使射频信号在时间域内变窄,这样可以降低产生重叠的机会。

### 激励回波

此伪影也表现为在中心位置上沿频率编码轴的窄的或宽的噪声带。它的机制与

FID 伪影类似。在产生这种伪影时,邻近层面不精确的射频脉冲或者双回波序列中不精确的  $90^\circ-180^\circ-180^\circ$  脉冲,造成一个没有进行相位编码就激励得到的回波,这样它出现在沿频率编码方向的中心线上。

### 对策

1. 采用损毁梯度。
2. 调整射频发生器。
3. 求助于维修工程师。

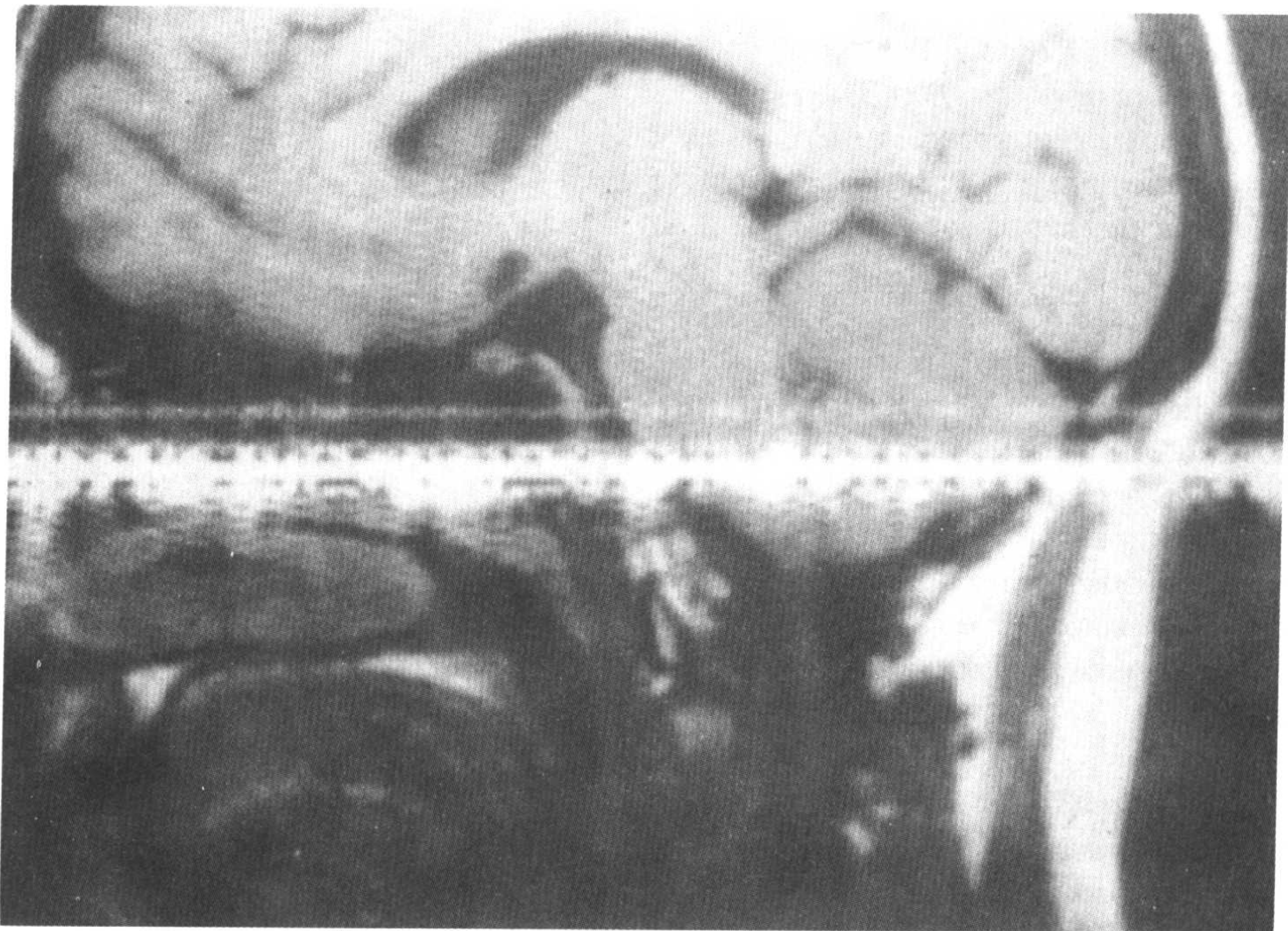


图 18-36 在零相位的拉链伪影。

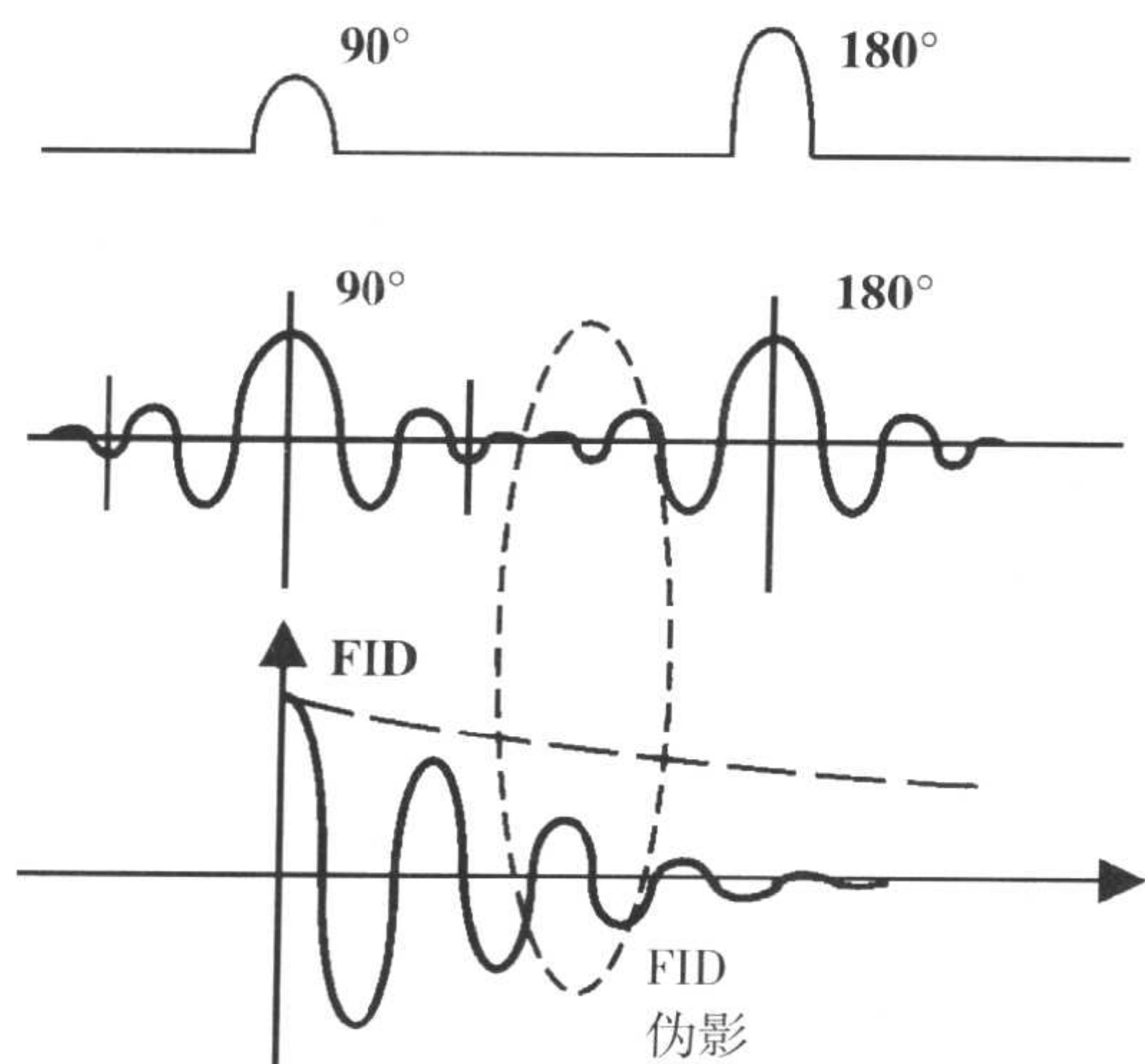


图 18-37 FID 伪影。180°脉冲的侧峰可与 FID 重叠,沿频率编码方向在零相位产生一个拉链伪影。

## 射频馈通拉链伪影

此类伪影产生于用于激发的射频脉冲在数据采集阶段还没有完全关闭的情况,这样它就“馈通”至接受线圈。此伪影表现为沿相位编码轴在零频率位置的“拉链状”条带(图 18-38)。

### 对策

交替对连续采集所使用的激发射频脉冲进行 180°的相位变化;对相位变化进行平均最终将消除射频馈通。

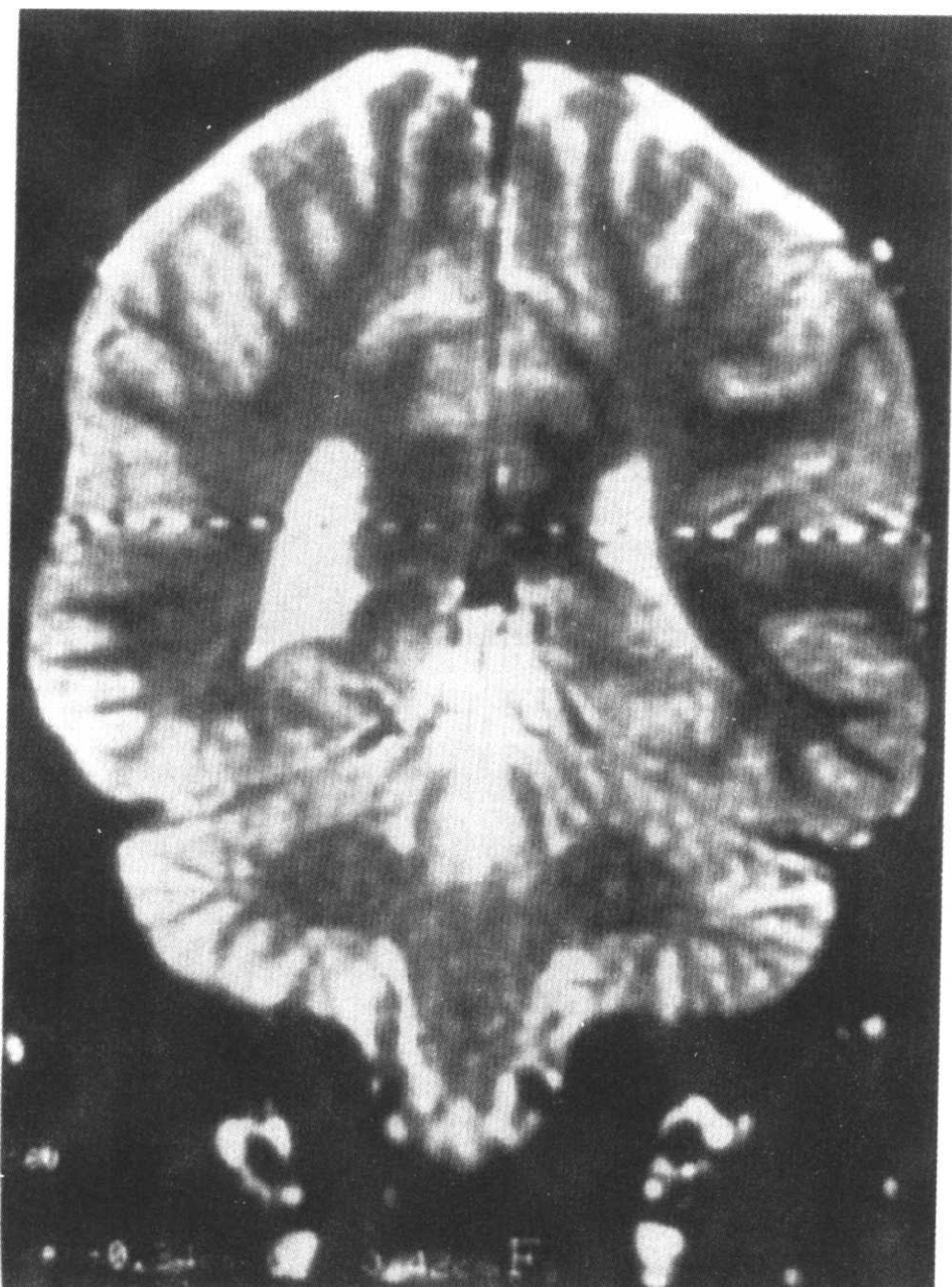


图 18-38 射频馈通在零频率位置沿相位编码方向造成一个拉链伪影。

## 射频噪声

射频噪声是起因于不必要的外界的无线电频率的噪声(如电视台、无线电台、闪烁的荧光灯、病人的电子监护设备)。它与射频馈通伪影相类似,只是不需要的射频脉冲发生于一个特定的频率(或一系列频率),而不是位于零频率(图 18-39)。

### 对策

1. 改进射频屏蔽。
2. 如果可能,去除监护装置。
3. 关闭扫描间的门!

## 外磁场伪影

与  $B_0$  相关的伪影通常由于磁场的非均匀性而引起。这些非均匀性常常由于不

正确的匀场、环境因素或者位于新型短孔径磁体的远端而造成。它可以导致图像的扭曲(图 18-40)。在 SE 和 FSE 成像中采用  $180^\circ$  重聚焦脉冲,可以使它们减小。在使用脂肪抑制技术时,它可以是造成图像不均匀的一个原因(图 18-41)。

在梯度回波(GRE)成像中,较小的空间不一致性,就可以造成波纹状边缘(斑马样),由于原始的图像与混淆的图像产生重叠而造成(图 18-42)。

### 对策

恰当的匀场线圈(自动匀场)可以使此问题降低到最小程度。

## 磁化率伪影

正如在第 2 章中所讨论过的,所有的

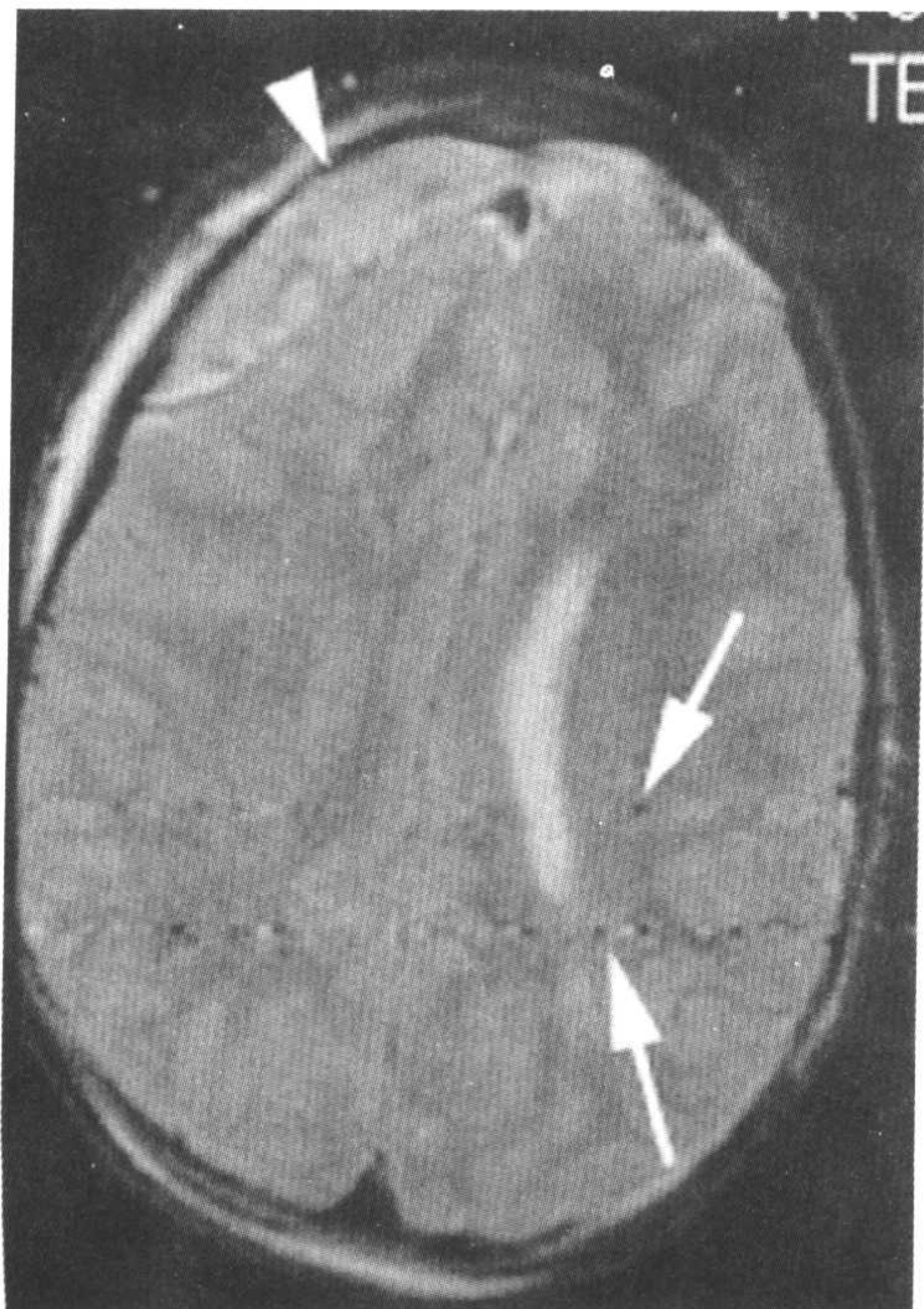


图 18-39 在一个最近手术后的病人的横断 T2 图像中,显示来自监护装置的射频噪声(箭)。还可见一个硬膜外血肿(箭头)。



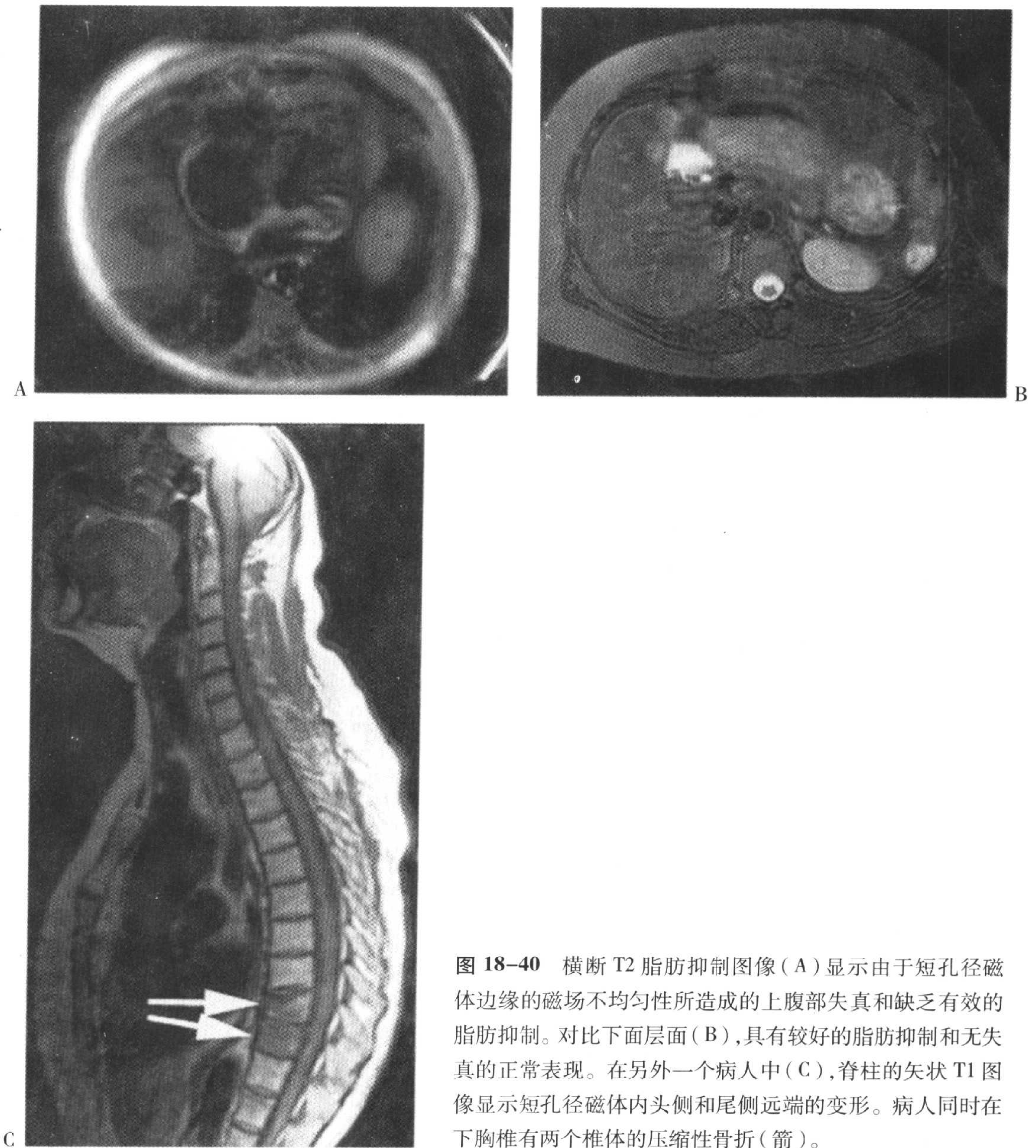


图 18-40 横断 T2 脂肪抑制图像 (A) 显示由于短孔径磁体边缘的磁场不均匀性所造成的上腹部失真和缺乏有效的脂肪抑制。对比下面层面 (B), 具有较好的脂肪抑制和无失真的正常表现。在另外一个病人中 (C), 脊柱的矢状 T1 图像显示短孔径磁体内头侧和尾侧远端的变形。病人同时在下胸椎有两个椎体的压缩性骨折 (箭)。

物质被放入磁场中后, 都获得不同程度的磁化, 它们的磁化率 (用希腊字母  $\chi$  表示) 就是对它们所得到的磁化程度的测量。

在 MRI 中, 主要涉及三种不同类型的物质——每种具有不同的磁化率, 它们是:

顺磁性、抗磁性和铁磁性物质。这些物质我们在第 2 章中已经做过介绍, 在这里再做一下简要的回顾:

1. 抗磁性物质没有未成对的电子, 具

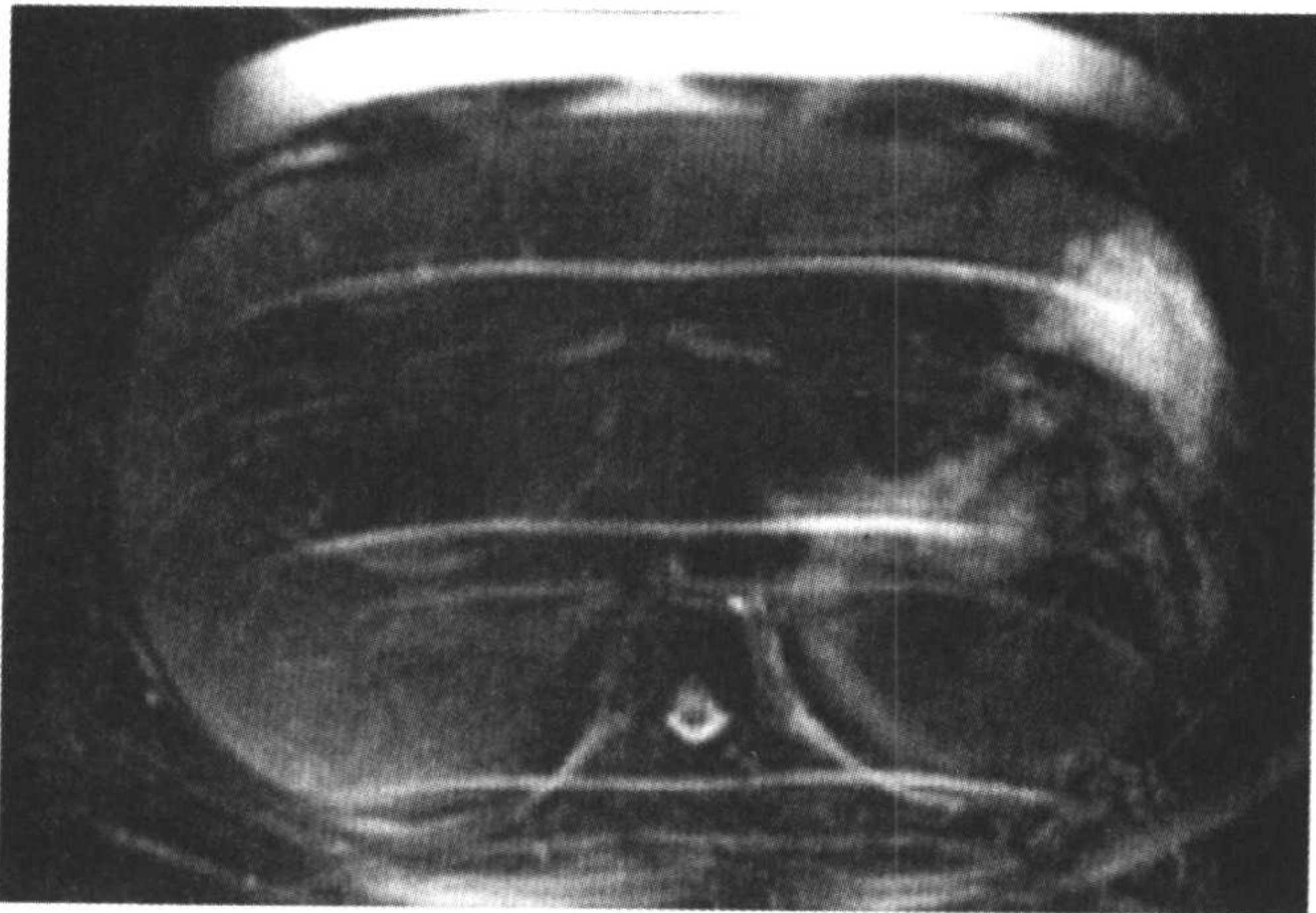


图 18-41 横断 FSE T2 图像,伴不均匀性的脂肪抑制,显示来自未饱和的前腹壁皮下脂肪所致的运动伪影。

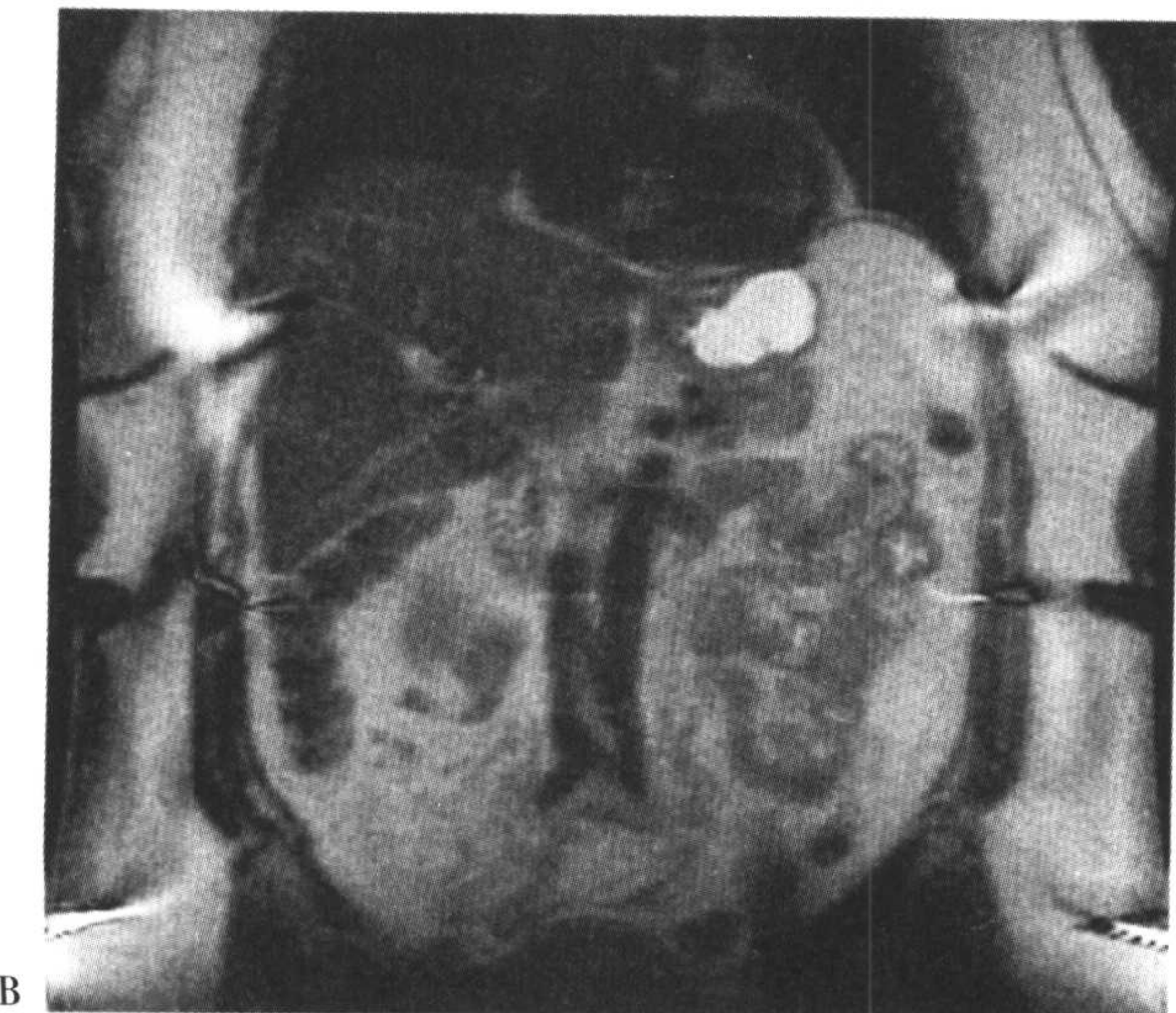
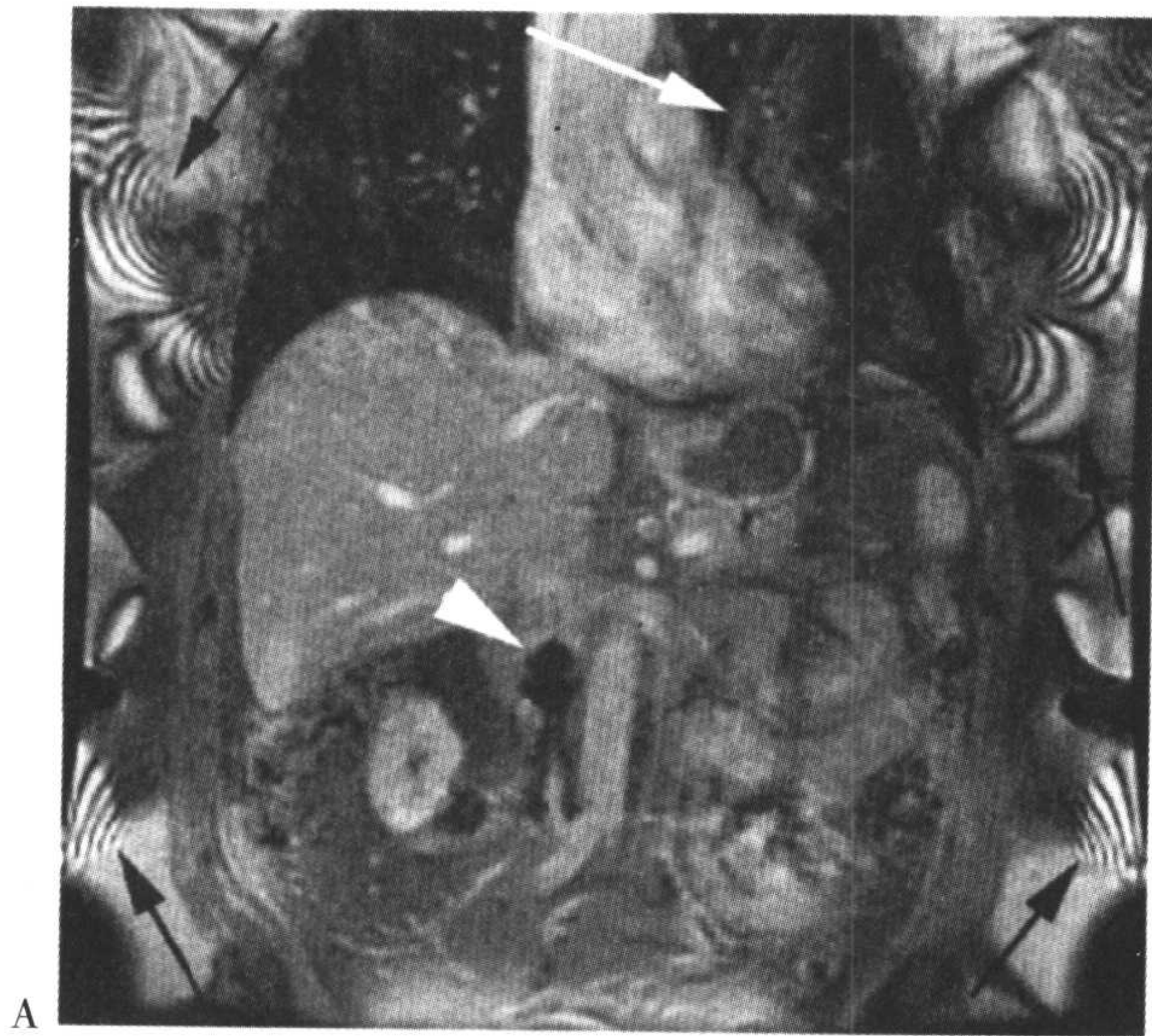


图 18-42 钆增强后化学(频率)脂肪抑制冠状损毁梯度 T1 图像(A)显示波纹状边缘(黑箭)。与单次激发 FSE (SSFSE) T2 图像(B)比较,显示伪影减轻。注意图像 A 中,心脏和主动脉的搏动伪影(白箭)和下腔静脉(IVC)滤波器的明显磁化率伪影(白箭头)。

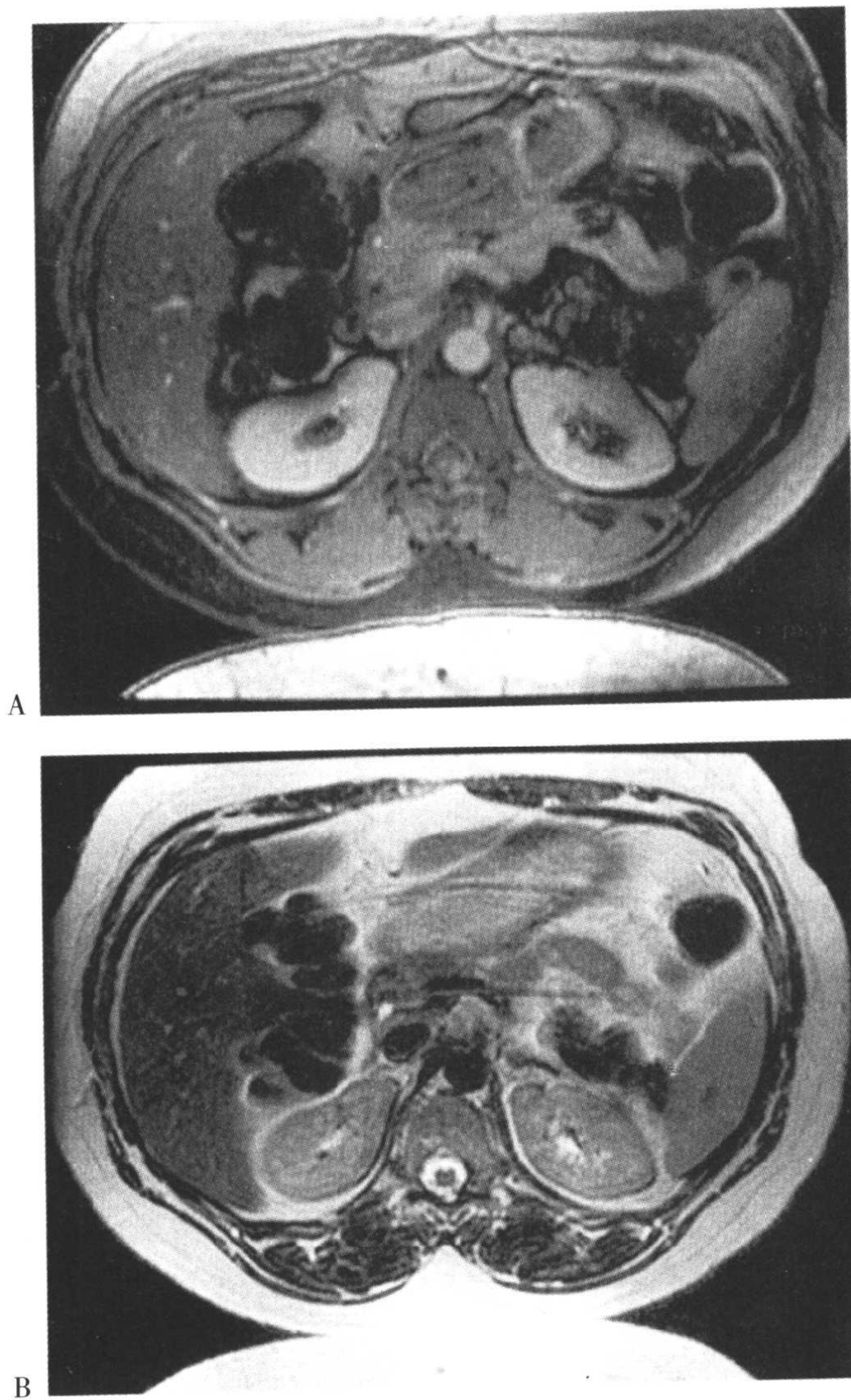


图 18-43 腹部钆增强后横断脂肪抑制梯度回波 T1 图像 (A) 显示抗磁性气体与邻近的软组织界面间非常明显的伪影 (在脾曲位置最明显)。这种效应在 FSE T2 图像 (B) 中最小。注意两幅图像中的相位编码 (前后) 方向都存在混叠。同时图像 A 中在抗磁性的界面有不均匀的脂肪抑制。

有负的磁化率  $\chi$  (也就是,  $\chi < 0$  和  $\mu = 1 + \chi < 1$ )。它们基本上没有磁性。人体内的绝大部分组织都具有这种特性。图 18-43 中就有这样一个示例。

2. 顺磁性物质含有未成对的电子, 有一个小的正的  $\chi$  (也就是,  $\chi > 0$  和  $\mu > 1$ ), 可被外磁场轻度吸引。稀土元素钆 (Gd) 具有 7 个未成对电子是一种强顺磁性物质。Gd 在周期表中属于镧族元素的一

员。稀土元素镝 (Dy) 是这族元素中的另外一种强顺磁性物质。血红蛋白的某些降解产物也具有顺磁性: 脱氧血红蛋白有 4 个未成对电子, 而正铁血红蛋白有 5 个未成对电子。含铁血黄素, 在出血的终末期, 相比较含有超过 10 000 的未成对电子。它属于一类被称作超顺磁性的物质, 它的磁化率比顺磁性物质强 100~1 000 倍。图 18-44 显示高浓度钆的磁化率效应。

3. 铁磁性物质可被磁场明显吸引, 具有很大的正的  $\chi$ , 甚至大于超顺磁性物质。已知三种类型的铁磁性物质: 铁 (Fe)、钴 (Co) 和镍 (Ni)。图 18-45 和图 18-46 含有这种类型伪影的示例。

MRI 中的磁化率伪影出现在不同的磁化率物质的交界面, 例如在组织/空气和组织/脂肪的界面(包括副鼻窦、颅底和蝶鞍等位置)。它们磁化率的不同会导致局部磁场环境的变形, 造成自旋失相位, 产生信号损失或错误描绘(伪影)。铁磁性物质(例如金属夹或异物), 具有很大的磁化率, 可以导致明显的磁场变形和伪影。

问: 那种 MR 技术对磁化率效应最不敏感?

答: 按逐步降低的顺序, 依次为回波平面成像 (EPI), 梯度回波成像 (GRE), 常



图 18-45 横断 FSE T2 图像显示在左侧颈内动脉末端区域的 MRI 兼容的动脉瘤夹所产生的金属性磁化率伪影。



图 18-44 钆增强后脂肪抑制冠状梯度回波 T1 图像显示由高浓度顺磁性物质所产生的磁化率伪影, 导致肾脏集合系统呈暗信号, 伴明亮的边缘。同时可见轻微的波纹状边缘伪影。



图 18-46 冠状 T1 图像显示在第五指骨基底部的金属异物所产生的金属性磁化率伪影。

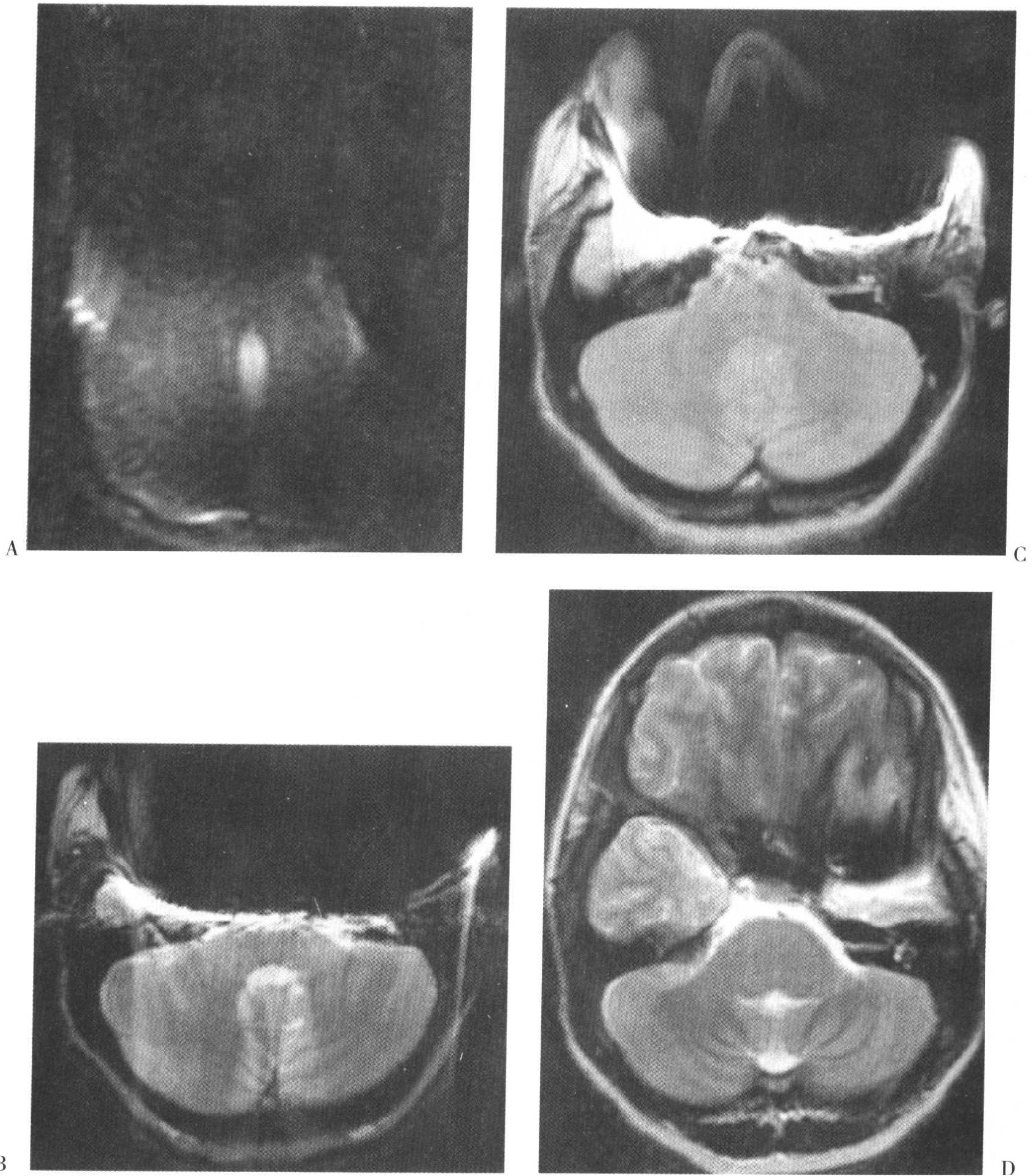


图 18-47 一个有假牙的病人,横断 EPI B<sub>0</sub>(A),常规 SE PD(B),常规 SE T2(C)和 FSE T2(D)图像显示不同脉冲序列中不同的金属磁化率效应。EPI 序列最差。常规 SE T2 比 PD 效果差,因为在 T2 中使用更窄的带宽( $\pm 4\text{kHz}$ ),而 PD 中的带宽更大( $\pm 16\text{kHz}$ )。最终,FSE T2 效果最好(带宽仍为 $\pm 16\text{kHz}$ ),是因为多个  $180^\circ$  聚相位脉冲的作用。

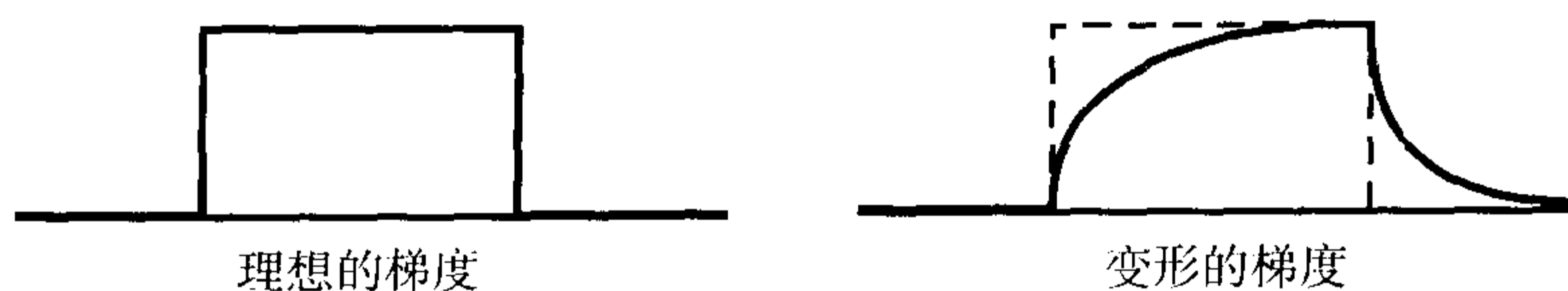


图 18-48 由于快速切换梯度而产生的涡流,可造成梯度形态变形与图像变形。

规自旋回波 (CSE) 和快速自旋回波 (FSE)。由于存在多个  $180^\circ$  聚相位梯度, FSE 对磁化率效应最不敏感。

## 梯度相关伪影

### 涡流

涡流是在梯度进行快速开关的转换过程中所产生的小电流 (也就是, 由于磁场的突然升高和降低所产生的电流)。这些电流将导致梯度形态的变形 (图 18-48), 这样会在图像中造成伪影。

### 非线性

理想的梯度是线性的。但是, 就像在生活的其它许多方面一样, 并不存在完全理

想的梯度。这些非线性的因素会造成局部磁场的变形和图像中的伪影。此效应与  $B_0$  磁场不均匀所致的伪影相类似。

### 几何变形

几何变形是非线性梯度或者梯度功率下降的结果。图 18-49 说明了这个概念。实际中的梯度由于有衰减的峰值, 造成了图像的变形 (如, 一个圆可能表现为一个椭圆)。(图 18-50 是一个非线性梯度在要求更高的平面回波序列中的例子。)一旦你发现这个问题, 那么你就需要请维修工程师来解决。

### 数据错误

数据错误是在处理某个层面位于 k 空

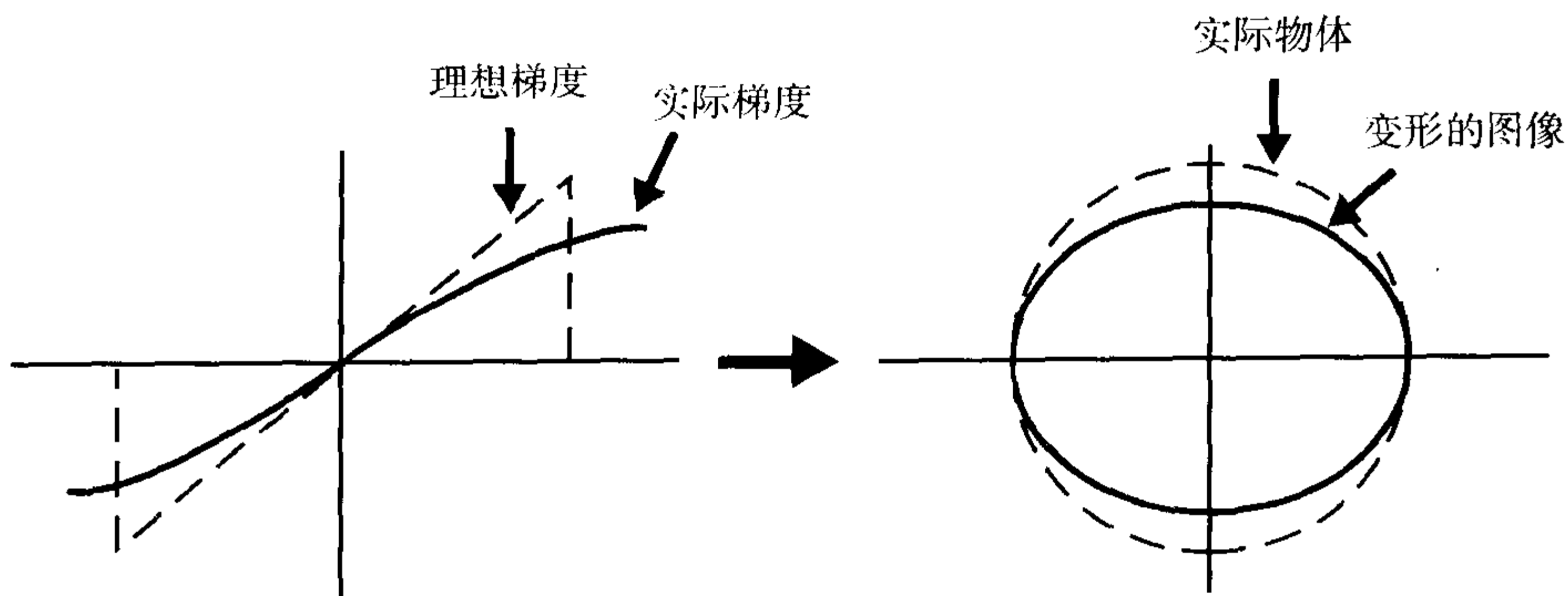


图 18-49 梯度的非线性变化会造成图像的变形。例如, 一个圆可能会表现为椭圆。

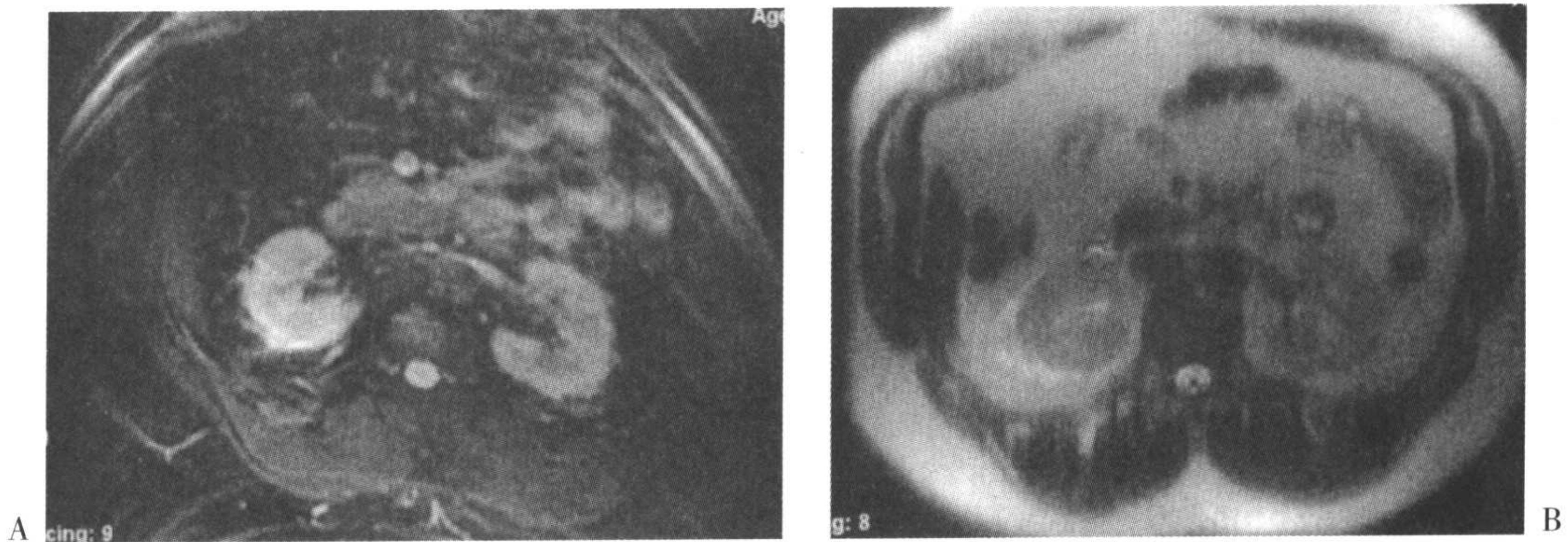


图 18-50 腹部横断 EPI T2 加权图像 (A) 显示正常腹部卵圆形状的几何变形。附带的 SSFSE T2 图像 (B) 显示此病人的真实形态。

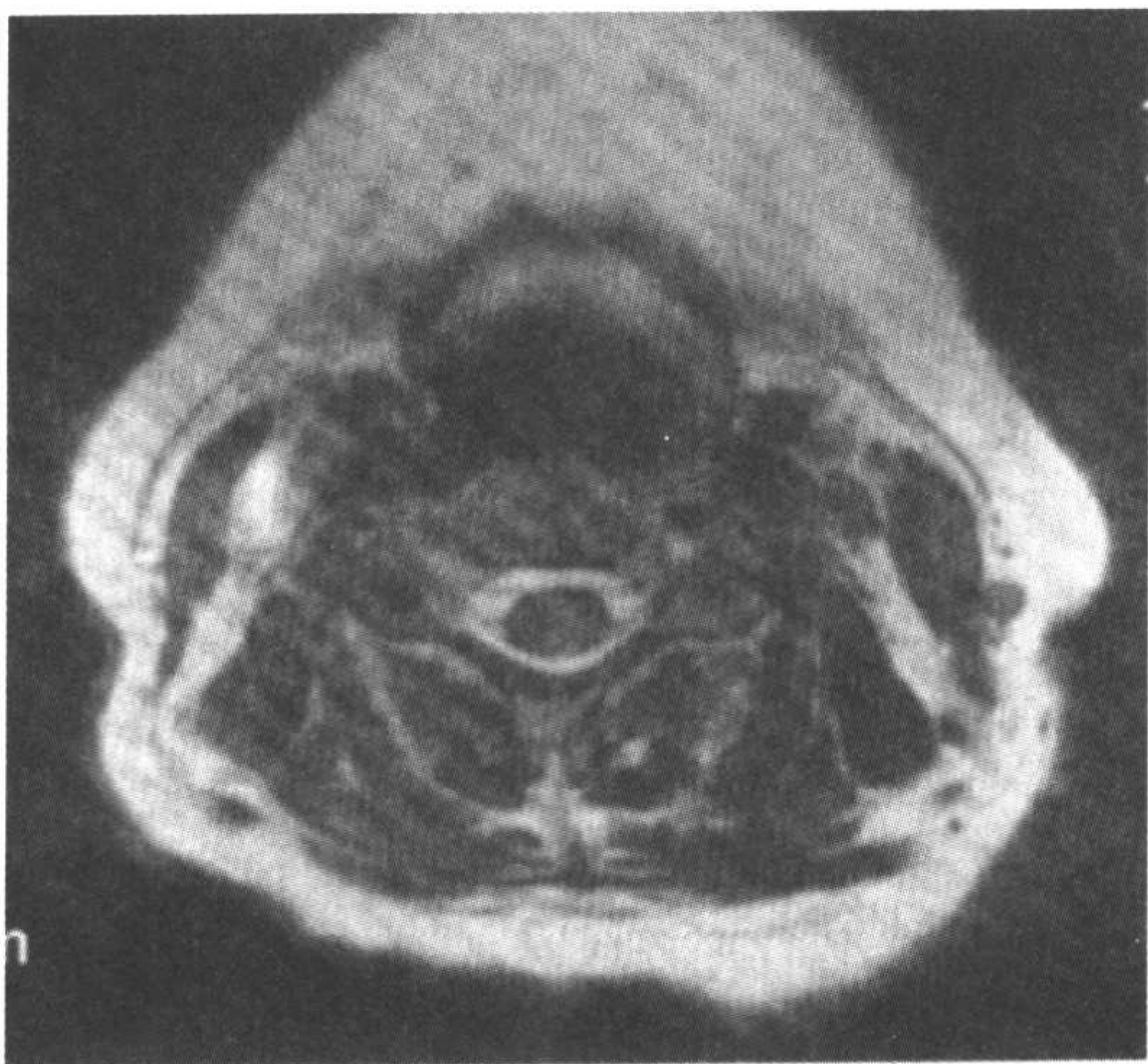


图 18-51 在 0.23T 磁体内获得的颈椎横断 T2 加权图像,显示跨越整个图像的斜形条纹,与 k 空间内单个数据点的错误有关。

间内的数据过程中, 单次计算所产生的错误。结果导致在此单一层面, 而不是在其它任何层面内, 出现跨越层面的十字形条纹状伪影(参见图 18-51)。

### 对策

1. 删除离散的错误值, 与邻近的数据进行平均。

2. 只要简单重复此序列, 就可以解决这个问题。

## 流动相关伪影

我们前面已经讨论过运动伪影, 包括周期性的流动伪影。其它与流动相关的现象我们将在第 25 章和 26 章中进行讨论。

## 要点

在这章中,我们讨论了在 MRI 成像过程中,每位 MR 放射学工作者都应该知道的,最常见的伪影和可能造成伪影的最重

要原因。对于这些伪影的列表,参见此章的简介部分。还有少数一些不重要的其它伪影来源,我们在此章中并未讨论。

## 习题

### 18-1 关于化学位移伪影:

- (a) 脂肪内质子的共振频率比水内的质子高 3.5ppm
- (b) 在 1.5T 时,它约为 220Hz
- (c) 在 1.5T、32kHz 的带宽和  $256 \times 256$  的矩阵时,它约为 2 个像素
- (d) 所有以上各项
- (e) 仅(b)和(c)项

### 18-2 (a) 确定下列条件下(假定频率编码数为 256)的化学位移的大小(以像素数为单位):

$B_0$	0.2T	0.5T	1.0T	1.5T
BW				
	50kHz			
	10kHz			
	4kHz			

(b) 假定  $FOV=24cm=240mm$ ,以毫米为单位重复此表。

(c) 你的结论是什么?

### 18-3 周期性的运动造成沿相位编码方向的搏动伪影。两个连续伪影之间的像素数目取决于(SEP=间隔):

$$SEP = TR \cdot NEX \cdot N_y / T$$

$$= \text{采集时间} / T$$

式中  $T$  = 运动变化的周期。

- (a) 当  $TR=200ms=0.2s$ ,  $NEX=1$ ,  $N_y=256$  时,计算主动脉伪影的间隔( $HR=60bpm$ ,也就是,  $T=1s$ )。
- (b) 在(a)中,你在相位编码方向上所可能看到的,最大的伪影数目是多少?
- (c) 增加采集次数的效果是什么?

### 18-4 采用所有下列措施可以减少卷折伪影,但有一项除外:

- (a) 使用表面线圈
- (b) 减小视野
- (c) 使用预饱和脉冲
- (d) 使用无相位卷折功能
- (e) 使用无频率卷折功能

### 18-5 采用所有下列措施可以减少截断伪影,但有一项除外:

- (a) 减小像素大小
- (b) 增加采样时间
- (c) 增大  $N_y$
- (d) 增大视野

### 18-6 是/否 化学位移伪影可在水/脂肪的界面造成高频率一侧的亮带和低频率一侧的暗带。

### 18-7 采用所有下列措施可以降低化学位移伪影,但有一项除外:

- (a) 降低带宽
- (b) 使用脂肪抑制技术



(c) 采用更低的磁场

(d) 使用较长的 TE

**18-8 是 / 否** 脂肪和水内的氢质子在 TE 为 2.25ms 的奇数倍时处于反相位。

**18-9 通常**, 化学位移可以表示为:

(a)  $3.5 \times 10^{-6} \gamma B \cdot N_y / BW$

(b)  $3.5 \times 10^{-6} \gamma B \cdot FOV / BW$

(c)  $3.5 \times 10^{-6} \gamma B / (BW \cdot N_x)$

(d) 上面 (a) 和 (b) 项均可

**18-10 (a)** 当 TR 500ms, NEX 1,  $N_y$  128, HR 80bpm 和 FOV 20cm 时, 计算主动脉搏动伪影之间的间隔 (以体素和毫米为单位)。

(b) 在视野内, 你所能够看到的伪影的最大数目是多少?

**18-11 顺磁性物质** 包括下列所有各项, 但有一项除外:

(a) 钆

(b) 镉

(c) 钴

(d) 正铁血红蛋白

(e) 上面 (c) 和 (d) 项均是

**18-12 采用** 所有下列措施可以减轻运动伪影, 但有一项除外:

(a) 快速扫描

(b) 镇静

(c) 3D 成像

(d) 流动补偿

**18-13 脑脊液流动** 可以造成所有下列伪影, 但有一项除外:

(a) 位于脑干的假的多发性硬化的

斑块

(b) 假的椎间盘脱出

(c) 基底动脉的假的动脉瘤

(d) 假的瘘管

**18-14 是 / 否** 当肌腱的位置垂直于主磁场方向时, 出现魔角伪影, 在质子密度图像上显示肌腱的信号升高。

**18-15 采用** 所有下列措施可以减轻层间交叉伪影, 但有一项除外:

(a) 增大磁场强度

(b) 增大层间隔

(c) 进行两次采集 100% 间隔的隔行扫描

(d) 改进射频脉冲的形态

**18-16 采用** 所有下列措施可以减少血管搏动伪影的数目, 但有一项除外:

(a) 流动补偿

(b) 预饱和脉冲

(c) 降低  $N_y$

(d) 延长 TR

**18-17 截断伪影** 包括:

(a) 假的半月板撕裂

(b) 假的瘘管

(c) 假的多发性硬化斑块

(d) 所有以上各项

(e) 仅 (a) 和 (b) 项

(f) 仅 (a) 和 (c) 项

**18-18 是 / 否** 运动伪影仅出现在相位编码方向上。

# 第二篇

## 快速扫描



## 简介

在这章中,我们将讨论别致和巧妙的快速自旋回波技术。此技术首先由 Hennig<sup>[1]</sup>等提出,并称之为 RARE(伴弛豫增强的快速采集)。但是,它通常被称为快速自旋回波(FSE, Fast spin echo)或(TSE, Turbo spin echo)。不同厂商对它有不同名称(表 19-1)

思考一下图 19-1 中的脉冲序列图,此脉冲序列图可被用来进行常规自旋回波(CSE)或者 FSE 序列的研究。

## 常规自旋回波(CSE 或 SE)

我们首先介绍 CSE,再次看看 k 空间的每行是如何进行充填的。在 CSE 中,紧随 90°射频脉冲后,形成一个自由感应衰减(FID)。在第一个 90°脉冲后的 TE 时刻(在第一个 180°脉冲后的 TE/2 时刻——在我们的例子中为 17ms),我们接收到第

一个自旋回波。我们有一长列的 180°聚相位脉冲,每个 180°脉冲的后面,我们都可以得到一个回波。每个回波都是 17ms 的倍数。注意在连续的回波中,由于 T2 衰减的作用,信号的振幅不断减小。

在 CSE 序列中,我们可得到两个回波,也就是,我们施加两个 180°射频脉冲,而从每个脉冲得到一个回波,每个回波具有不同的 TE。然而在 CSE 序列中,我们可以有很多个回波。在这个例子中,我们有一个具有 8 个回波的序列,所有这些都位于一个 TR 时间内。

在 CSE 的每个 TR 周期内,我们有一个相位编码过程。每个 180°脉冲后所得到的回波,在 CSE 序列中都使用相同的相位编码梯度。每个回波都具有自己的 k 空间,我们每次得到的回波都将充填 k 空间内一行(图 19-1)。

在 CSE 中,每个 k 空间都会产生不同的图像,也就是,我们会得到第一个回波的图像、第二个回波的图像等等。8 个 180°脉冲会产生 8 个回波,我们有 8 个不同的 k 空间和不同的 8 幅图像。如果有 256 次不同的相位编码,我们就需要进行 256 次不同的重复。扫描时间将是

[1]Hennig J 等. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. Magn Reson Med 1986;3:823-833.

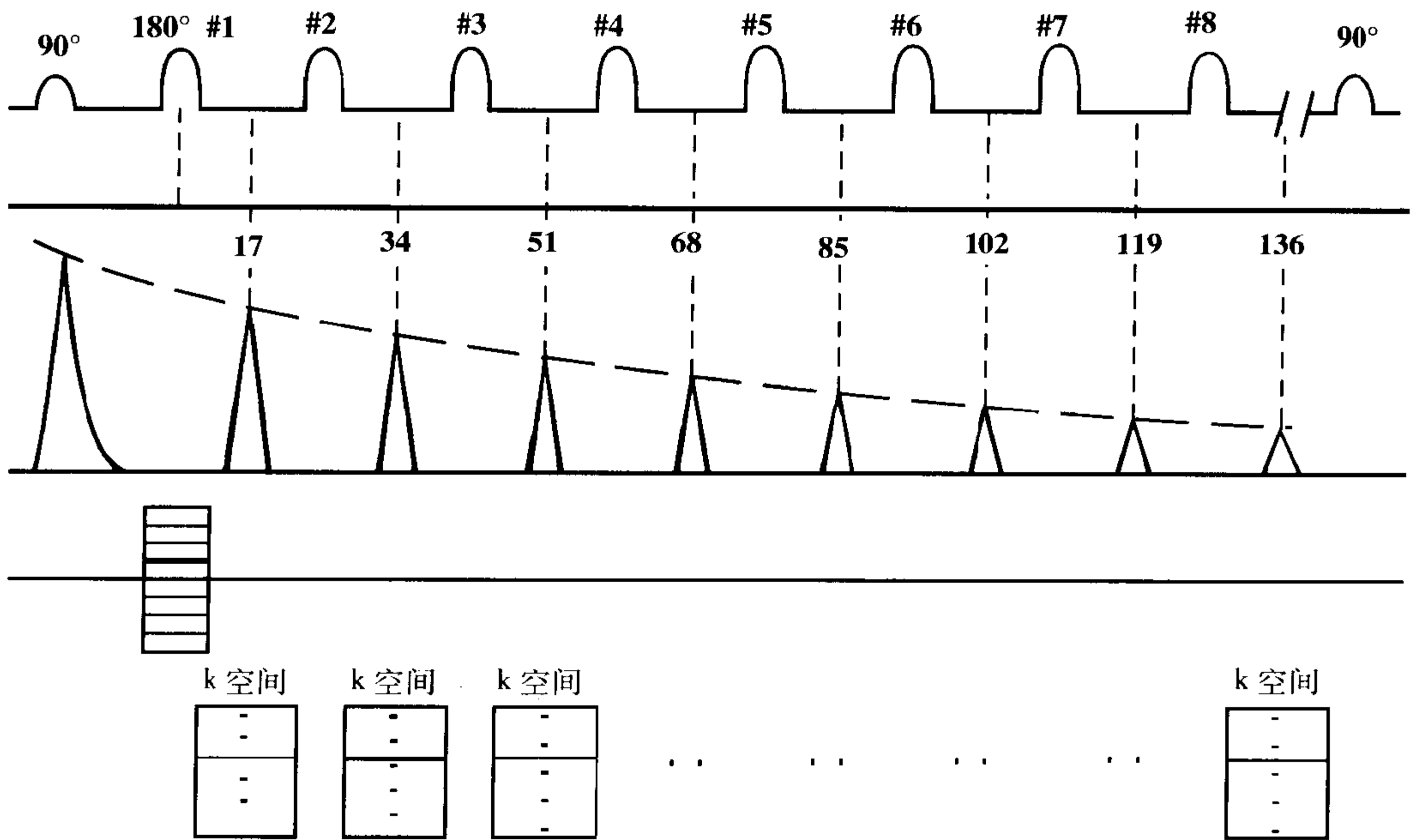


图 19-1 具有 8 个回波的自旋回波脉冲序列图。回波间隔 (ESP) 为 17ms。

扫描时间 = (TR) (相位编码数) (NEX)

在此扫描时间内,我们得到 8 幅图像,每幅均来自不同 TE 的回波。如果我们仅对最后一个回波的图像感兴趣,我们没必要对前面 7 个充填 k 空间的回波感到烦扰。无论如何,前 7 个回波是“免费的”。如果不进行它们,我们并不能节省任何时间,因为我们无论如何都要等待相同的时间到达最后一个回波。在双回波 CSE 序列中,第一个回波总是“免费的”——它并不需要花费任何时间。(但是,我们在后面会看到,FSE 中不是这样的。)

这样,对于 CSE 中的每个 k 空间,我们都重复 256 次 TR (每次具有不同的相位编码梯度),每个回波充填 k 空间不同的 256 行。对于 8 个回波,我们得到 8 幅不同的图像。

表 19-1

厂商	名称
GE, Hitachi, Toshiba	FSE
Siemens, Philips	TSE

## 快速自旋回波 (FSE)

我们仍然使用相同的例子,看看 FSE 是如何工作的。FSE 是一个非常别致的方法,使用 CSE 的技术并且节省扫描时间。同样,我们仍然从一系列有 8 个回波的长链 (ETL=8) 开始。但是,我们现在仅有一个 k 空间。我们每次将充填 8 行的 k 空间 (图 19-2)。我们不再拥有 8 个独立的 k 空间,每个回波充填其中的一个,而是只有一个 k 空间,它使用所有 8 个回波得到的数据。

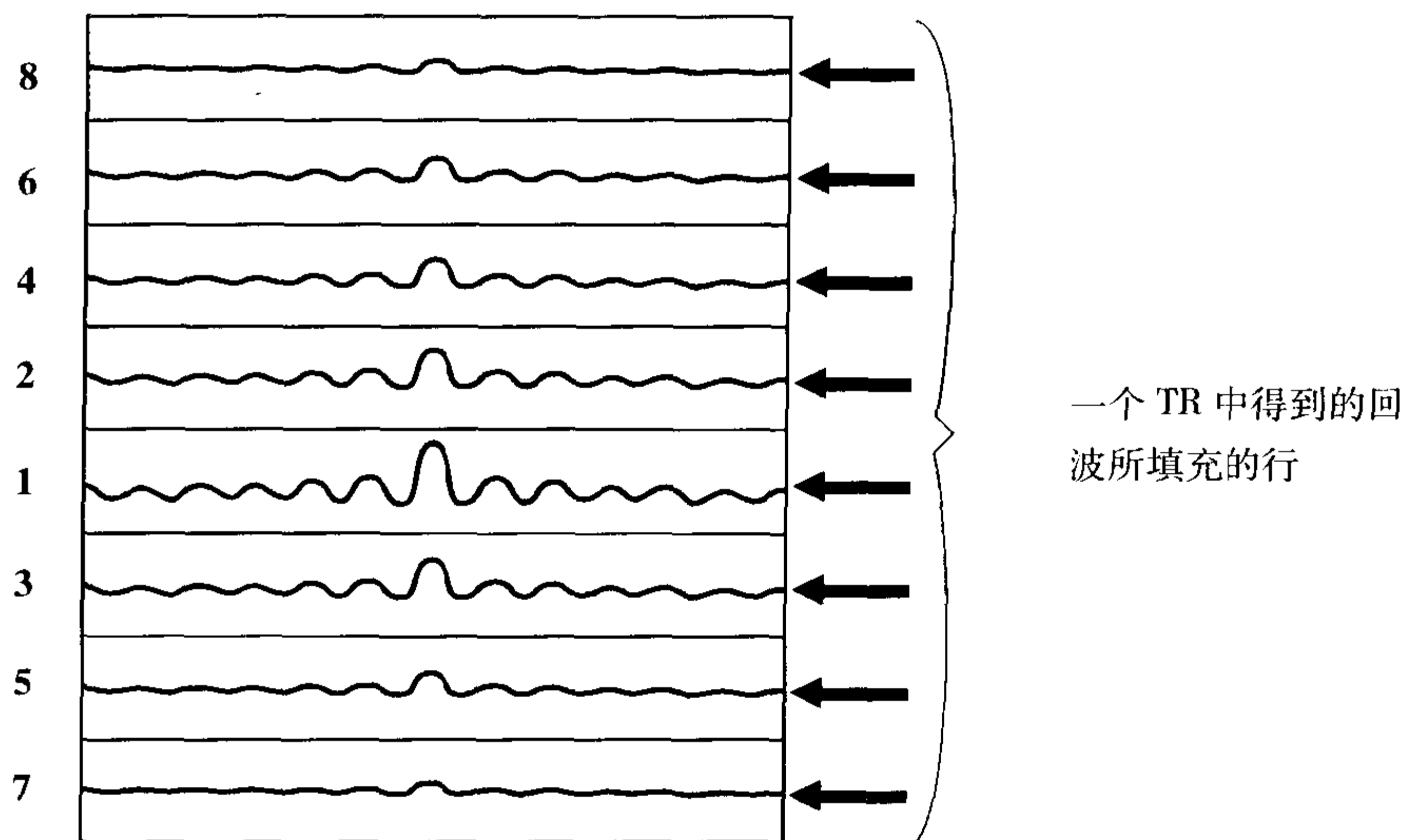


图 19-2 在 FSE 中,每次激发(一个 TR)可以同时充填 k 空间内的八行。

在一个 TR 的时间内(一次“激发”),我们将充填一个 k 空间内的 8 行,每行来自一个回波。在下一个 TR,我们将累积另外 8 行,每个来自一个回波,仍然把它们放到同一个 k 空间。

在每次激发/TR,我们将充填同一个 k 空间内的 8 行。因为我们在 k 空间内共有 256 行,而每个 TR 每激发一次可以充填 k 空间的 8 行,那么我们只需要重复 32 次此过程(也就是,  $256/8=32$ ),就可以充填 k 空间的 256 行。

在 CSE 中,我们充填 k 空间的一行需要一个 TR 的时间。这样,在 CSE 中,我们必须重复此 TR 过程 256 次。通过这种方式,我们可以将采集时间缩短为原来的 1/8。

### 示例

在 CSE 中,  $TR=3000ms$ ,  $N_y=256$ ,  $NEX=1$ , 采集时间为

$$\begin{aligned} \text{SE 时间} &= (\text{TR}) (\text{相位编码数}) (\text{NEX}) \\ &= (3000) (256) (1) \text{ms} \\ &= 12.8 \text{ 分钟} \end{aligned}$$

如为 FSE 序列, TR 仍为 3000ms, 则采集时间为

$$\begin{aligned} \text{FSE 时间} &= (\text{TR}) (\text{相位编码数} / \text{ETL}) \\ &\quad (\text{NEX}) \\ &= (3000) (256/8) (1) \text{ms} \\ &= 1.6 \text{ 分钟} \end{aligned}$$

在这个例子中,我们把所需要的采集时间从 12.8 分钟缩短到 1.6 分钟,缩短为 CSE 序列的 1/8。

## 回波链长(ETL)

回波链长(ETL)是指 FSE 序列中所使用的回波数目。ETL 可以是偶数(如, GE 扫描仪)或奇数(如, Siemens 扫描仪),典型范围是从 2~32。连续两个回波(或  $180^\circ$

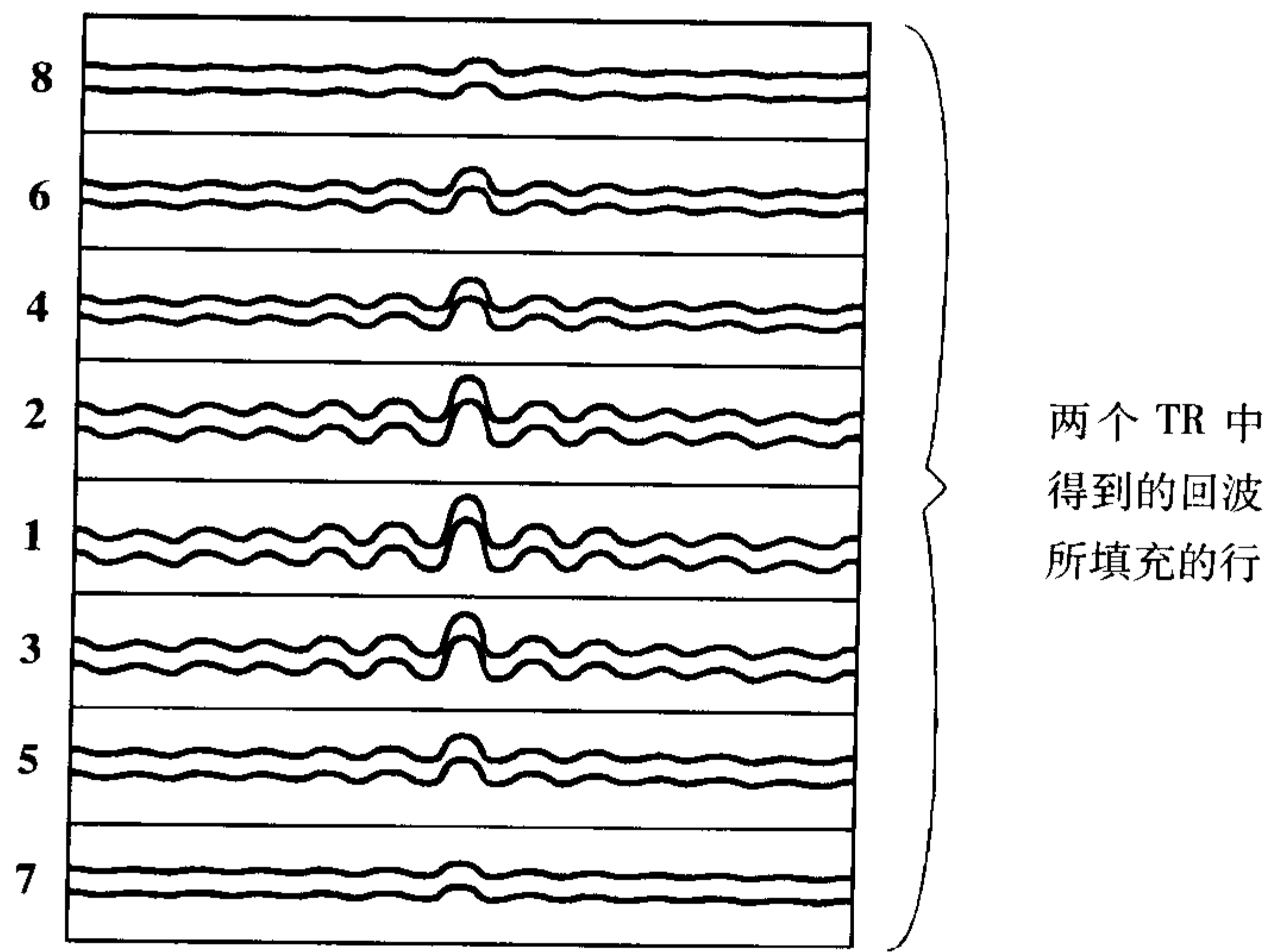


图 19-3 两次激发后, 填充了 k 空间内的 16 行。

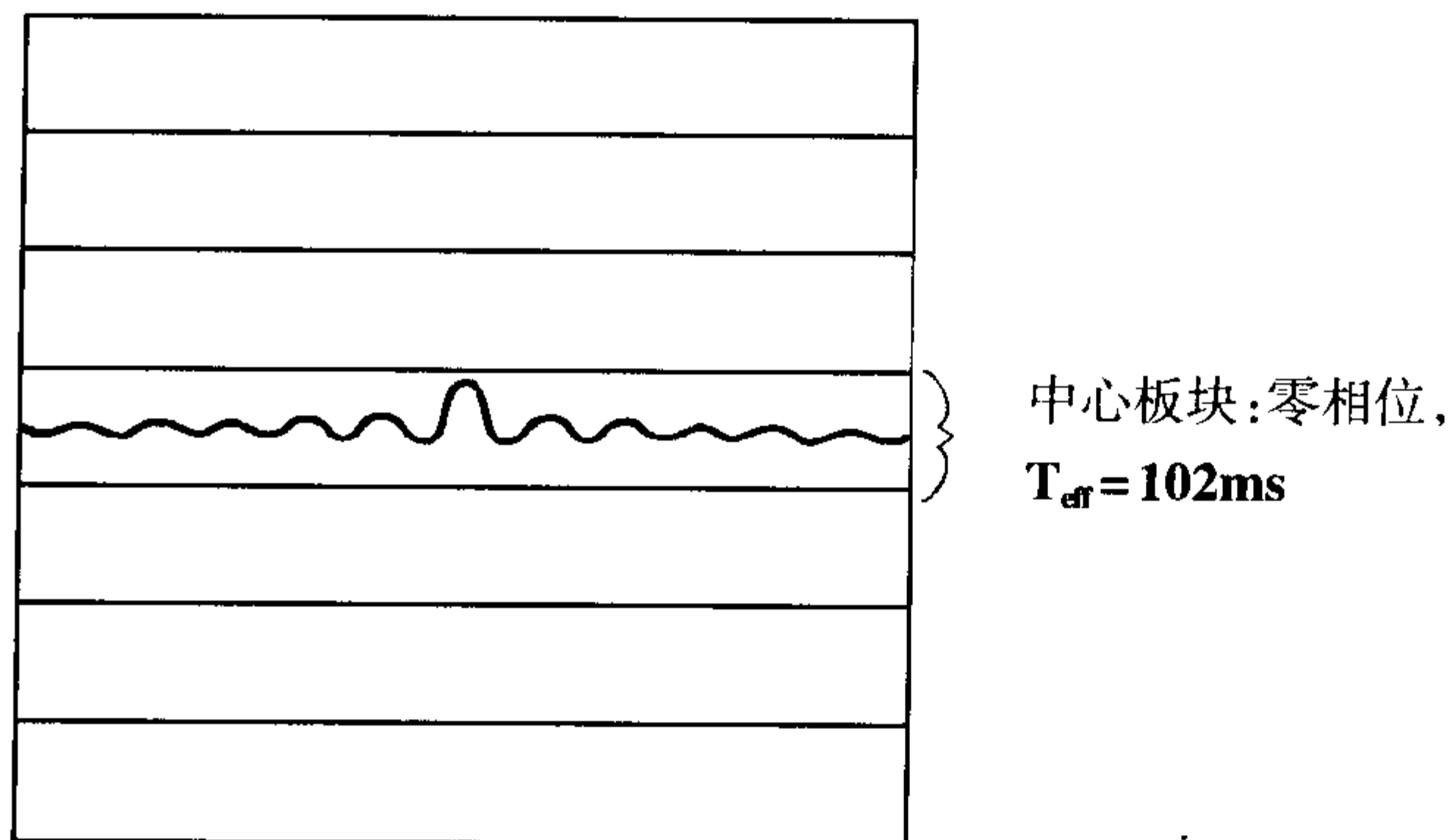
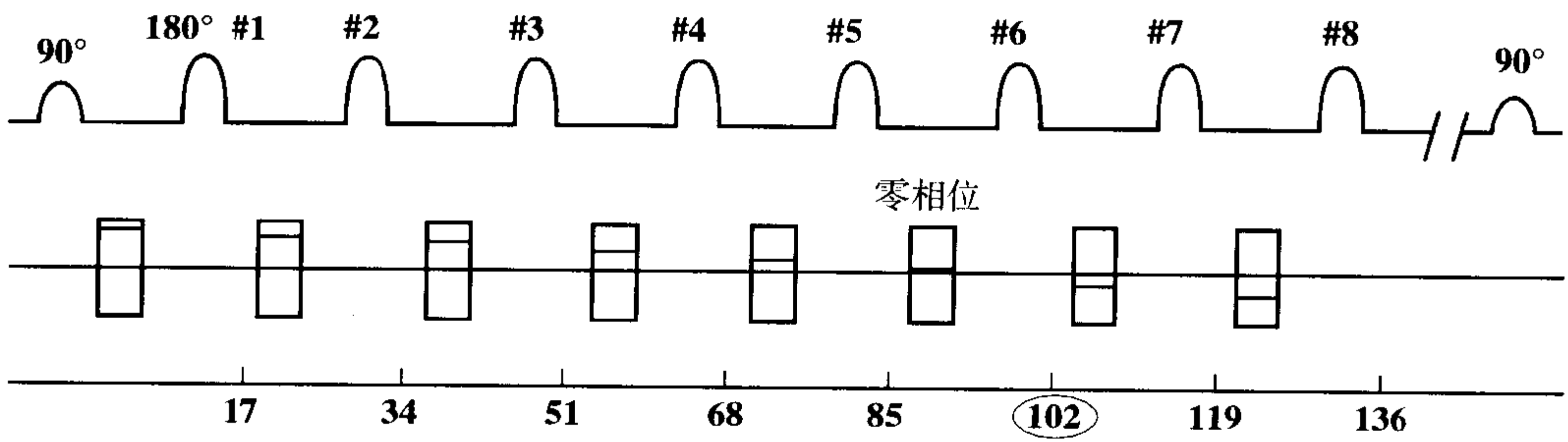


图 19-4 FSE 序列的例子, 有效 TE 为 102ms。与此回波相对应的相位编码梯度最小。相应的回波被填充在 k 空间的中心行。

脉冲) 之间的时间间隔被称为回波间隔 (ESP)。在带宽为 32kHz ( $\pm 16\text{kHz}$ ) 的典型高磁场中, 典型的 ESP 为 16~20 毫秒。

图 19-4 就是一个例子。假定我们想要一幅反映 TE 约为 100ms 时对比的图像。在 FSE 中, 我们所能选择的 TE 必须是回波间隔的整数倍 (在我们的示例中  $\text{ESP}=17\text{ms}$ )。这称为有效 TE ( $\text{TE}_{\text{eff}}$ )。我们很快就将会发现, 它并不是真正的 TE。这样, 在我们的例子中,  $\text{TE}_{\text{eff}}=102\text{ms}$  ( $=6 \times 17\text{ms}$ )。

是否还记得, 在 k 空间的中心包含有最大的信号, 而在我们向 k 空间边缘的移动过程中, 我们得到的信号越来越低。这样, 如果我们将 k 空间分成 8 板块, 每块分别为 32 行 (每个板块对应一个回波), 中心的板块将安排给第 6 个回波, 也就是对应于所选择的有效  $\text{TE}=102\text{ms}$  的回波 (图 19-5)。

FSE 中, 在每个  $180^\circ$  脉冲以前, 我们都要设定不同的相位编码梯度值。对于所选

择的有效 TE (此例中为 102ms) 回波前的  $180^\circ$  脉冲, 我们使用最小强度的相位编码梯度。而其它的每个相位编码梯度具有越来越大的强度。此梯度强度的增加导致, 在 102ms 采集的回波具有最大的信号强度 (因为这个信号是在最小的相位编码梯度时采集到的), 而由于采集时相位编码梯度的增加, 其它回波的信号逐步降低 (图 19-6)。

在下一次 TR 中, 我们仍然在第六个回波选择位于零的相位编码梯度, 而所有其它的相位编码梯度选择与先前相对应的梯度值, 这样在这个 TR 时, 所获得的最大信号仍然来自于第六个回波 (TE 为 102ms), 而从其它回波采集得到的信号将逐步变小。

由第六个回波到采集的信号 (从第一个 TR 到第 32 个 TR) 将填充在 k 空间的中心 (图 19-5)。从其它回波得到的信号将填充 k 空间的其它板块。相位编码梯度逐渐增大的回波 (即信号强度逐步变弱),

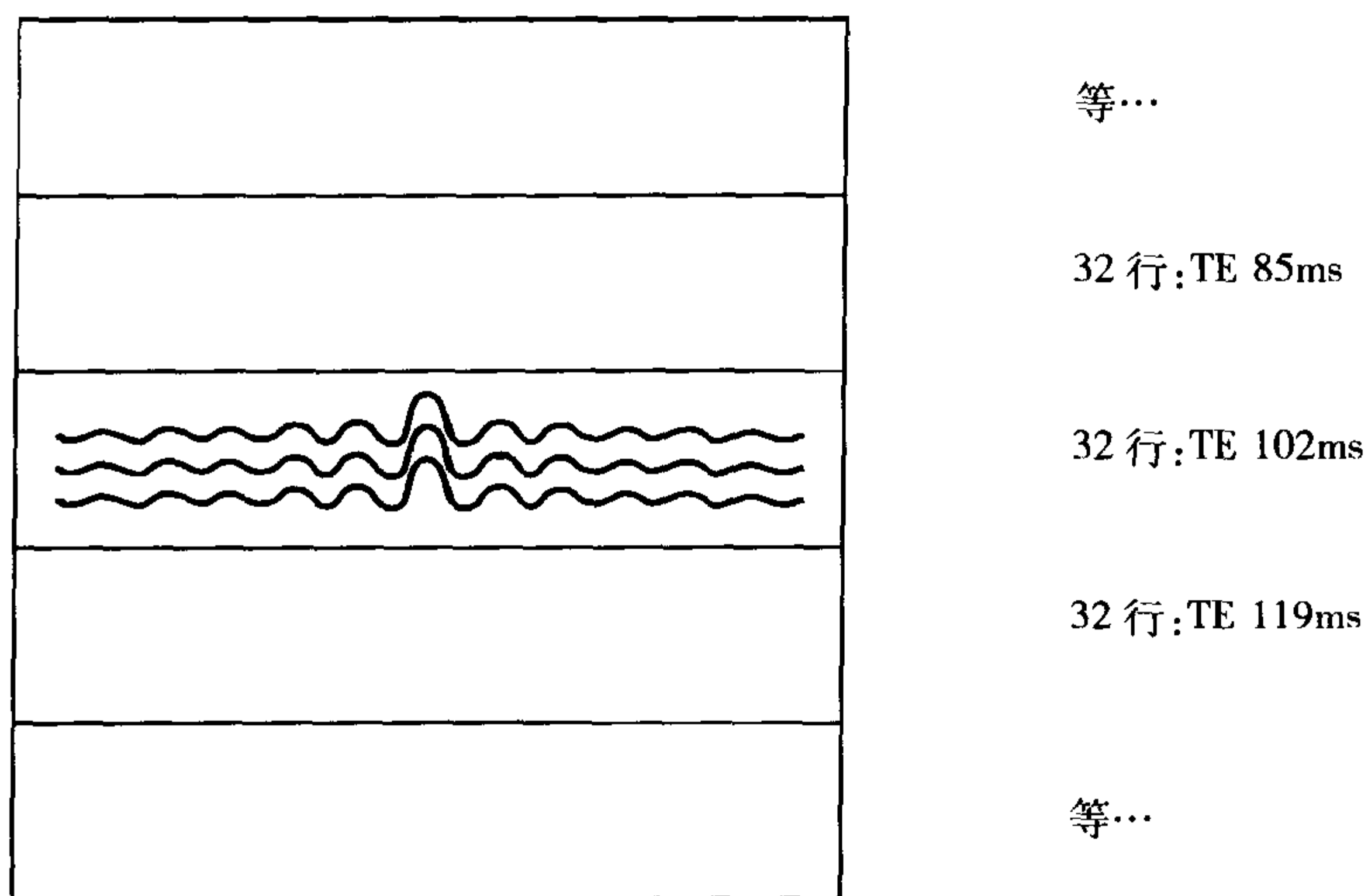


图 19-5 k 空间中心的 32 行对应于最小相位编码梯度的回波。



分别从  $k$  空间中心向周边依次排入相应板块,而相位编码梯度最小的回波(信号强度更强),填充到离中心板块较近的板块内。 $k$  空间经过组织,最大的信号位于  $k$  空间的中心,而最小的信号位于  $k$  空间的外周。

这样,如果选择具有 8 个回波的回波链,我们在  $k$  空间内将有 8 个板块,每个板块包含来自 32 次激励 32 行。每个板块对应于一个不同的回波。让我们看看回波是什么样的(图 19-6)。

因为中心板块处于最低的相位编码梯度,所以它失相位最小。在  $TE=102ms$  时,所接收到的回波将具有最大的信号振幅。在我们从  $102ms$  向两侧移动的过程中,信号振幅将会逐步减小,因为相位编码梯度逐步增大。

通过定义,我们知道最大的信号来自于有效  $TE$  时间。但是,我们仍然得到来自于其它  $TE$  时间的回波,它们并不会决定图像的对比。这些从其它回波得到的信号也均位于相同的  $k$  空间内。即使这些来自其它  $TE$  的信号,离  $TE_{eff}$  越远振幅越小,但它

们仍然会对  $TE_{eff}$  所产生的图像对比有影响。这就是为什么它被称为有效  $TE$ ,而并不是真正的  $TE$  的原因。

在某种程度上,我们所做的是对回波进行平均,虽然这是一种加权平均。通过恰当地选择相应板块,我们把主要的权重放在  $102ms$ (有效  $TE$ )的回波上,而较小权重于其它的回波。当我们由  $k$  空间的中心板块向两侧移动时,权重逐步减小,也就是,我们降低了板块内数据对有效回波的影响。

前面给了我们一个长  $TR$ /长  $TE$  的例子,它将产生  $T_2$  加权像。现在我们想进行长  $TR$ /短  $TE$  的质子密度加权成像,有效  $TE$  大约为  $30ms$ (图 19-7)。在这个例子中,我们将分配  $k$  空间的中心板块对应于第二个回波,也就是, $TE=34ms$ 。最大振幅的回波将位于  $TE=34ms$ ,而其它回波的信号强度将逐步下降。这是因为,此时将第二个回波赋值为最小的相位编码梯度,而其它回波将为逐步增强的相位编码梯度。

记住在有效  $TE$  为  $34ms$  时,我们仍然得到来自于 8 个回波的整个回波链所采集

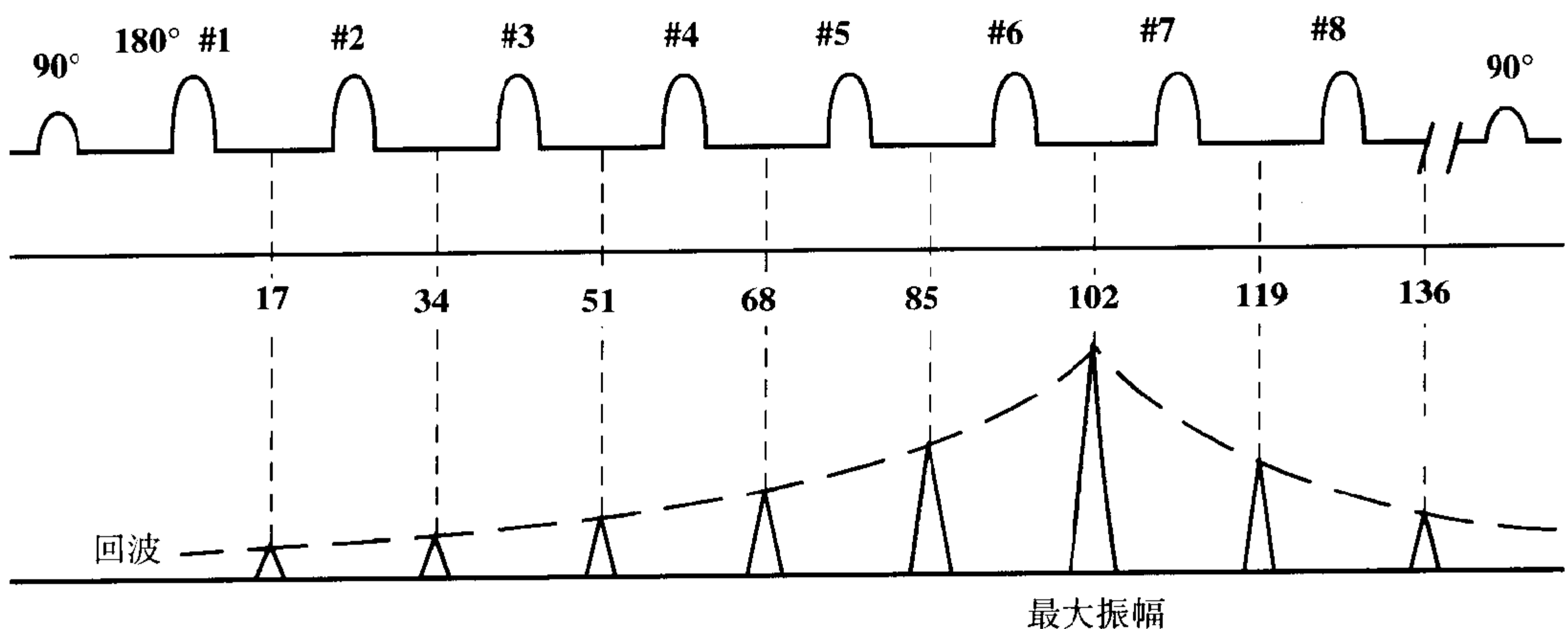


图 19-6  $TE_{eff}=102ms$  的回波具有最大的峰值。

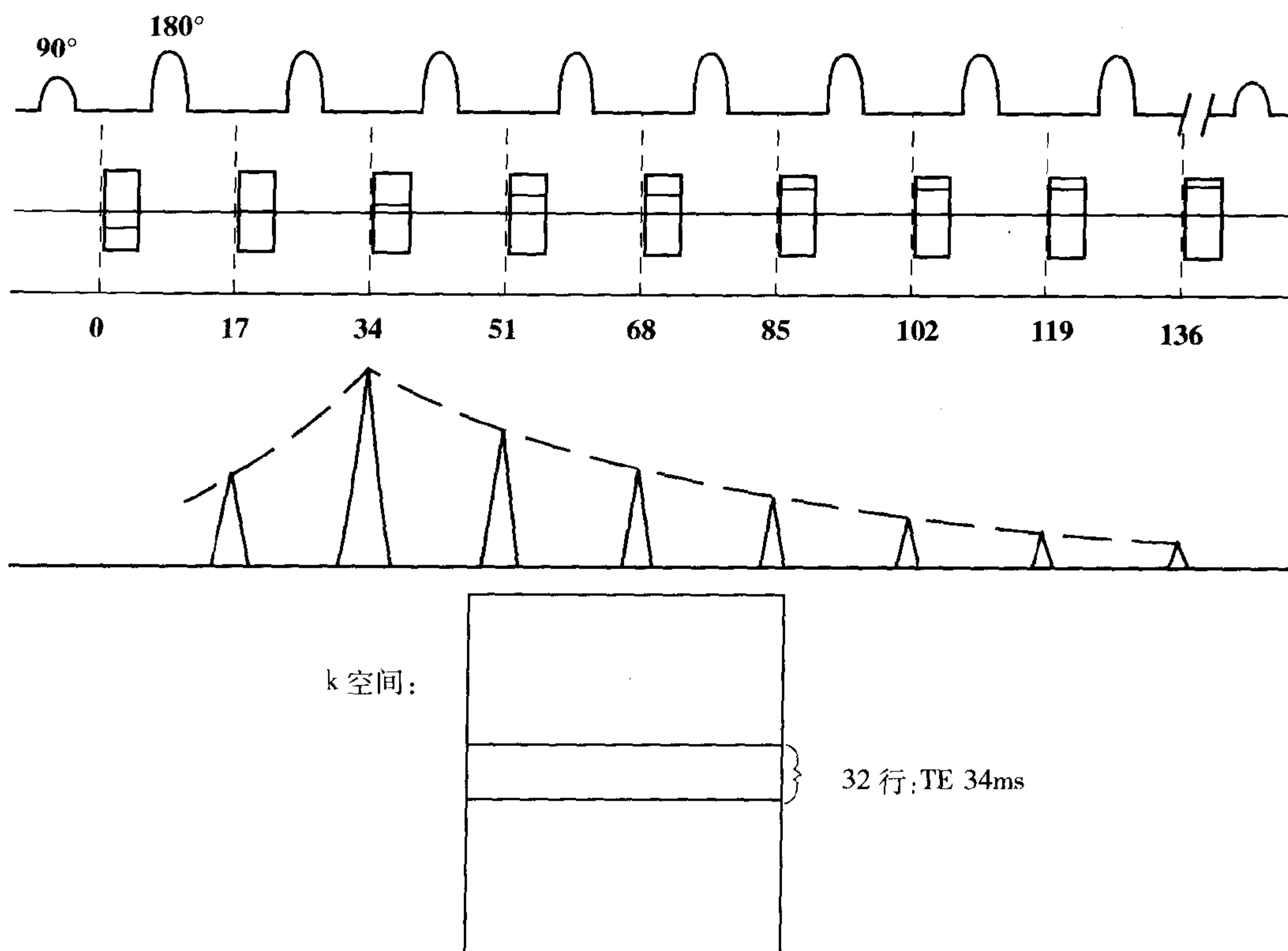


图 19-7 另外一个 TE=34ms 的例子。此时,最大的回波对应于 TE=34ms。

的信号。所以,即使是相应于 TE=136ms (8×17=136) 的回波所得到的信息,也会对有效 TE=34ms 的信号产生影响,这点是我们所并不希望得到的。因此,在进行 T1 加权研究时,我们通常选择一个较小的回波链,如 4 个。在回波链为 4 时,我们每次只能进行 4 次相位编码过程。因而,k 空间将仅有 4 个板块,而对最短有效 TE (如, 17ms) 的对比度产生影响的,最长回波将是 68ms (4×17=68) 的回波。这将在 T1 加权成像中,消除由于信号分布在更长的回波时间所造成的 T2 效应。

问: 在进行 FSE 成像中,当 ETL 由 8 减少到 4 时,所需的时间将产生什么变化?

答: 成像的时间将变为原来的 2 倍。

问: 如果 ETL 为 8, 那么我们在每次 TR 过程中填充 k 空间的多少行?

答: 我们在每次 TR 时可以充填 k 空间的 8 行,每行将分配到 k 空间内的不同板块。

问: 如果充填 256 行的 k 空间,我们需要重复多少次 TR 过程?

答: 通常,我们需要重复 TR 的次数为以下比率:

$$\frac{N_y}{ETL} = \frac{\text{相位编码数}}{\text{回波链长}}$$

记住扫描时间可以通过以下公式计算出:

$$\text{扫描时间 (FSE)} = \frac{(\text{TR}) (N_y) (NEX)}{ETL}$$

公式的分子与 CSE 成像的扫描时间相同:

$$\text{扫描时间 (CSE)} = (\text{TR}) (N_y) (\text{NEX})$$

FSE 的不同之处就是分子除以 ETL。这样,在 ETL 为 8 进行成像的情况下,我们充填完 256 行的 k 空间,需要重复 TR 的次数(也就是,激励次数)将是

$$256/8=32$$

在 ETL 为 4 进行成像时,我们在每个 TR 将充填 4 行的 k 空间。要充填完 256 行的 k 空间,此时所需要重复 TR 的次数将是

$$256/4=64$$

### 示例 1

1. 思考在  $\text{TR}=3000\text{ms}$ ,  $N_y=256$  和  $\text{NEX}=1$  的 T2 加权成像中,比较 CSE 和 FSE (采用  $\text{TE}_{\text{eff}}=102\text{ms}$ ,  $\text{ETL}=8$ ) 的扫描时间。

$$\begin{aligned} \text{扫描时间 (FSE)} &= \frac{(\text{TR}) (N_y) (\text{NEX})}{\text{ETL}} \\ &= (3\text{s}) (256) (1) / 8 \\ &= 1.6 \text{ 分钟} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{扫描时间 (CSE)} &= (\text{TR}) (N_y) (\text{NEX}) \\ &= (3\text{s}) (256) (1) \\ &= 12.8 \text{ 分钟} \end{aligned}$$

2. 在 T1 加权成像时,  $\text{TR}=500\text{ms}$ , FSE 使用的  $\text{ETL}=4$ , 重复上面的计算过程

$$\begin{aligned} \text{扫描时间 (FSE)} &= \frac{(\text{TR}) (N_y) (\text{NEX})}{\text{ETL}} \\ &= (0.5\text{s}) (256) (1) / 4 \\ &= 32\text{s} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{扫描时间 (CSE)} &= (\text{TR}) (N_y) (\text{NEX}) \\ &= (0.5\text{s}) (256) (1) = 128\text{s} \\ &= 2 \text{ 分钟 } 8 \text{ 秒} \end{aligned}$$

## 代价

FSE 成像的代价是什么?

### 层面范围

当我们增加 ETL 以加快检查速度的同时,我们也降低了成像中所能够进行的层面数(图 19-8)。在一个 TR 中,当 ETL 为 8 时,我们可以进行许多个层面。如果我们采用相同的 TR,但现在采用的 ETL 为 16,因为此时我们需要累积 16 个回波的数据(每个都是 17ms 的倍数),那么接收回波就需要占用两倍的时间(也就是,  $16 \times 17\text{ms} = 272\text{ms}$ )。因为采集 k 空间的 16 行所需的时间是采集 8 行的两倍,我们在一个 TR 内所能进行的层面数减半。

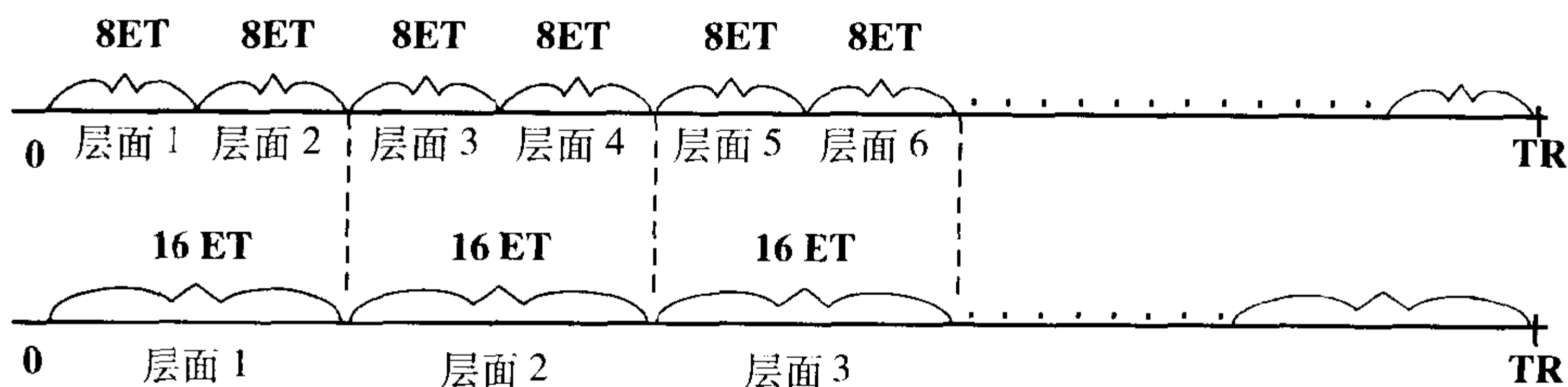


图 19-8 增加 ETL 造成扫描范围(层数)的减小。

这样,当我们增加 ETL 时,代价就是减少了层面数。

$$\begin{aligned} & \uparrow \text{ETL} \rightarrow \uparrow \text{速度} \\ & \leftrightarrow \downarrow \text{范围} (\downarrow \text{层面数}) \end{aligned}$$

解决办法之一就是增大 TR。虽然增大 TR 可以造成扫描时间延长,但我们通过使用长的 ETL 较 CSE 节约了大量的扫描时间,可以进行更长的 TR。我们不再需要限定 TR=3000ms。我可以把 TR 延长到 4000~6000ms,从而得到更大的范围,但仍节省扫描时间。

假定我们覆盖感兴趣区(如,脑)的范围需要 15 个 5mm 的层面,间隔为 2mm:

### 示例 2

假定我们选择 TR=3000ms, ETL=8, NEX=1,  $N_y=256$ 。

我们在 TR 时间内所能进行的层面数取决于最长的回波长度(我们在这里不考虑采样时间):

$$\text{层面数} \leq \text{TR}/\text{TE}$$

在 ETL 为 8 的情况下,最长的回波为 136ms ( $17 \times 8 = 136$ )。这样,

$$\begin{aligned} \text{层面数} & \leq \text{TR}/\text{TE} \\ & = 3000\text{ms}/136\text{ms} \\ & \approx 22 \text{ 层} \end{aligned}$$

这个公式与我们所选择的  $\text{TE}_{\text{eff}}$  无关。此检查的扫描时间将是

$$\begin{aligned} \text{扫描时间} & = \frac{(\text{TR})(N_y)(\text{NEX})}{\text{ETL}} \\ & = (3000\text{ms})(256)(1)/8 \\ & = 1.6 \text{ 分钟} \end{aligned}$$

这样,ETL 为 8 时,我们在 1.6 分钟内

可以进行 22 层。

### 示例 3

现在我们选择一个不同的 ETL: ETL=16, NEX=1,  $N_y=256$ , TR=3000ms。当 ETL 为 16 时(由于回波是 17ms 的整数倍),最长的回波将为 272ms ( $16 \times 17 = 272$ )。这样,

$$\begin{aligned} \text{层面数} & = \text{TR}/\text{TE} \\ & = 3000\text{ms}/272\text{ms} \cong 11 \\ \text{扫描时间} & = \frac{(\text{TR})(N_y)(\text{NEX})}{\text{ETL}} \\ & = \frac{(3000)(256)(1)}{16} \\ & \cong 0.8 \text{ 分钟} \end{aligned}$$

在 ETL 为 16 时,我们只能进行 11 层,但时间为 0.8 分钟。扫描速度更快了,但是范围受到了限制,我们不能完成此检查所需要的最小层数,15 层。

### 示例 4

为了增大 16 个 ETL 时的扫描范围,我们现在延长 TR:

$$\text{TR}=4500\text{ms}, \text{ETL}=16, N_y=256, \text{NEX}=1$$

现在,

$$\begin{aligned} \text{层面数} & \leq \text{TR}/\text{TE} \\ & = 4500\text{ms}/272\text{m} \cong 16 \text{ 层} \\ \text{扫描时间} & = \frac{(\text{TR})(N_y)(\text{NEX})}{\text{ETL}} \\ & = \frac{(4500)(256)(1)}{16} \\ & \cong 1.2 \text{ 分钟} \end{aligned}$$

即使我们在 ETL 为 16 时扫描范围受到了限制,但是我们通过将 TR 延长至 4500ms,使我们能包括 16 层的范围(足

够完成检查所需要的 15 层), 而仍然能让扫描时间低于 ETL=8 所需的扫描时间。

有时候在看一些扫描时, 你可能会发现, 它比想象的需要长达两倍的时间才能完成。此情况发生于技术员试图得到更大的范围, 而它又受到所选择 TR 的限制。如果不变动任何条件, 设备将“默认”对需要的范围进行两次独立的采集, 这样使检查时间延长两倍。通过简单考虑采用稍微增大 TR 或略微增大层厚的方法, 你可以更有效地解决这个问题。

## 多回波 FSE

再次思考一下 8 个回波的情况。在 CSE 中, 我们有 8 个 k 空间, 前面 7 个回波都是“免费”得到的。在 FSE 中的情况则不是这样。每个单独的回波都用来充填 k 空间的一行。如果想进行双回波成像, 我们就有两倍的 k 空间的行数需要充填(在两个 k 空间内)。这样, 我们必须或者①每个 ETL 内放弃一半的回波, 在这种情况下扫描时间会加倍; 或者②重复扫描两次, 扫描时间同样会增加。这样, 无论我们选择哪种方式进行, 都需要花费更多的扫描时间。

在 FSE 中, 第一个回波不再是“免费”的了!

有三种方式可以获得 FSE 基础上的双回波图像:

1. 完整回波链;
2. 分割回波链;
3. 共享回波链。

## 完整回波链

在完整回波链中, 所有回波链中的回波都用于产生图像。这样, 在进行有效 TE2 以前, 需要完成全部的有效 TE1 的回波链。换句话说, 需要两个彼此相连独立的序列。例如, 在 ETL 为 8 的  $256 \times 256$  的矩阵中(图 19-9), 充填一幅图像的 k 空间则需要 32 个回波链 ( $8 \times 32 = 256$ )。

## 分割回波链

在分割回波链中, 前半回波用于有效 TE1 的图像, 而后一半回波用于有效 TE2 的图像(这样, 产生了两个 k 空间)。例如, 在回波链为 8 时(图 19-10), 每个有效 TE 将仅使用 4 个回波。这样, 为充填 k 空间则需要 64 个回波链 ( $4 \times 64 = 256$ )。

## 共享回波链

在共享回波链方式中, 回波链内的第一个和最后一个回波分别用于强调 TE1 和 TE2 的对比, 处在中间的回波为两幅图像所共享。相对于完整和分割回波链, 这种方式具有可以缩短 ETL 的优势, 在给定的 TR 内可以采集更多的层面[因为层面数大致取决于 TR 除以回波间隔和回波链长的乘积, 也就是, 层面数  $\cong TR / (ETL \times ESP)$ ]。

在图 9-11 中, 采用的 ETL 为 5, 而每个 TR 内充填 k 空间的 4 行, 在第一和第二幅图像中 3 个回波是相同的(这样, 与 4 个回波的分割回波链相比, 它的两幅图像中有部分信息是相同的)。每次充填 4 个回波, 效率与分割回波链方式相同, 也就是, 充填 k 空间将需要 64 个回波链 ( $4 \times 64 = 256$ )。但是, ETL 的缩短可以使相

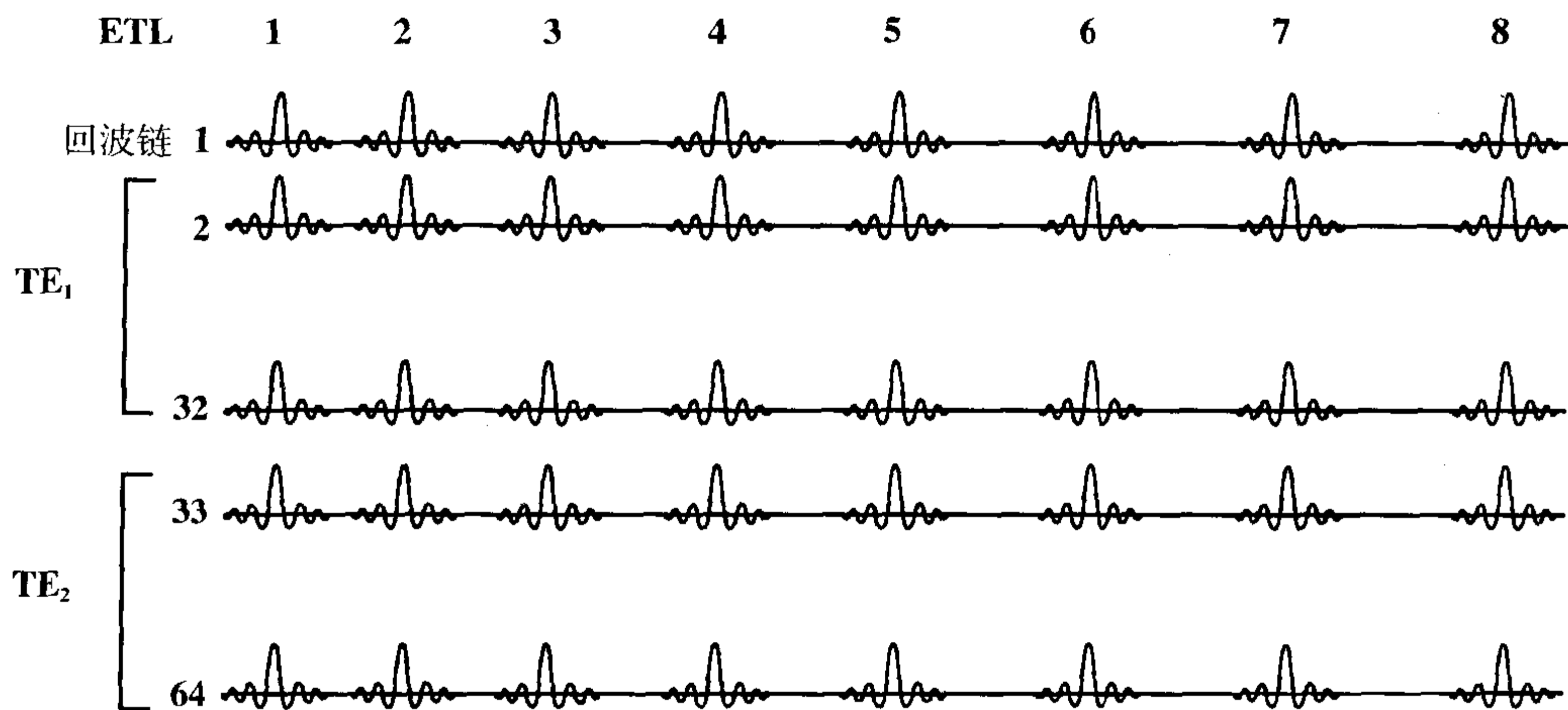


图 19-9 完整回波链中,分别按  $TE_{1,eff}$  和  $TE_{2,eff}$  完成整个回波链。

同的时间内采集的层面数提高 60%。我们可以从数学上证明这一点:

$$\begin{aligned} & \text{层面数}(ETL=5) / \text{层面数}(ETL=8) \\ &= (TR/5 \times ESP) / (TR/8 \times ESP) \\ &= 8/5 = 1.6 = 100\% + 60\% \end{aligned}$$

共享回波链方式的一个变化,就是所

谓的匙孔成像。在这个技术中,第一幅图像的  $k$  空间是全部采集完成的,而随后的图像中只采集  $k$  空间的中心部分(如 20%),用来产生图像的对比(回想  $k$  空间的中心包含有最强的信号)。这种方式的缺点就是在  $k$  空间的外周高频部分(如 80%)为共享的信息;毕竟,它具有

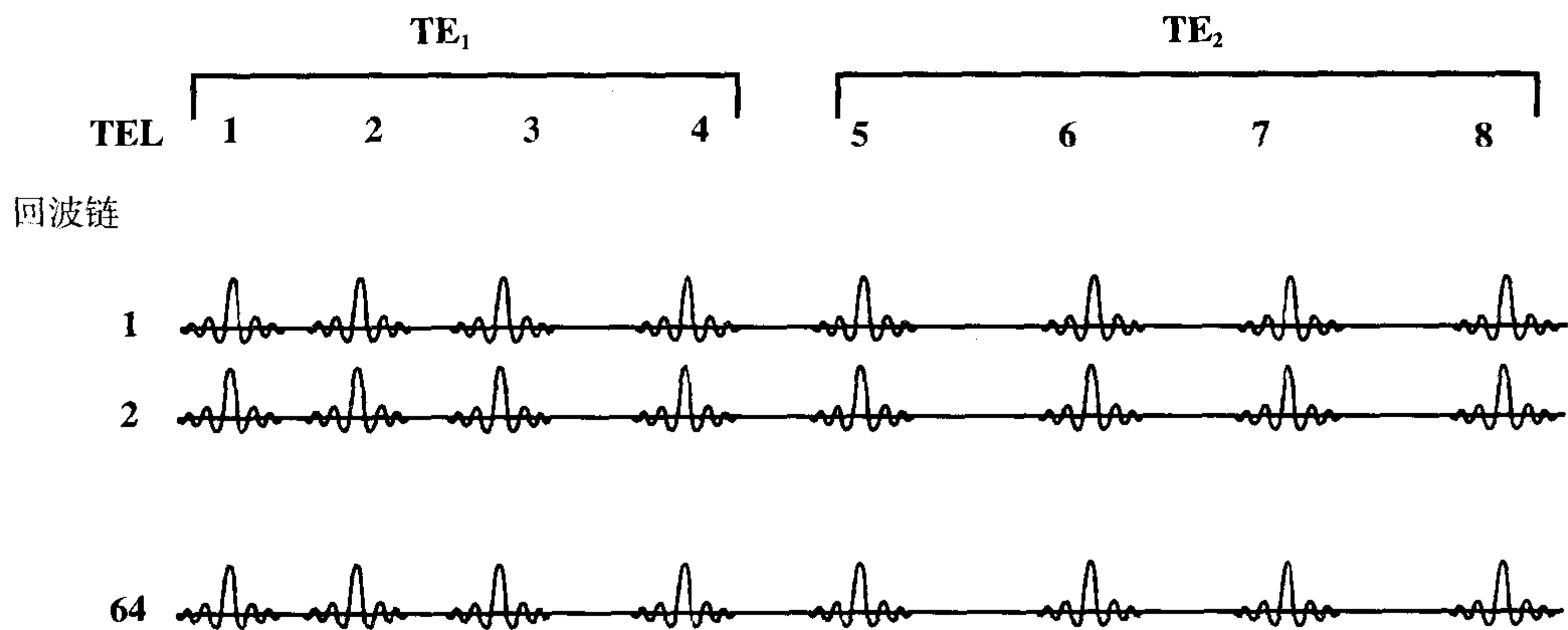


图 19-10 分割回波链中,前半回波用于  $TE_{1,eff}$ ,而后一半回波用于  $TE_{2,eff}$ 。

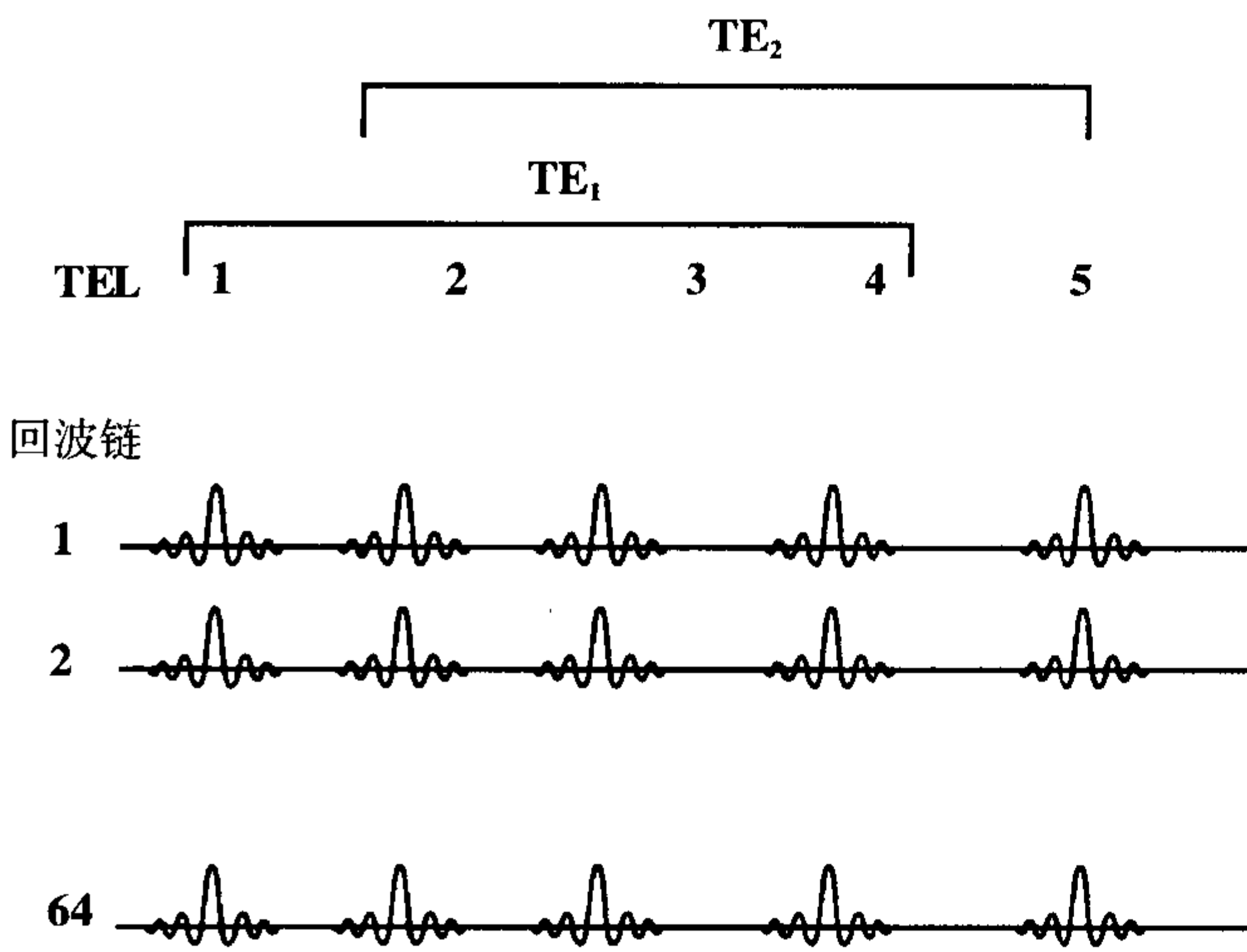


图 19-11 在共享回波链方式中，第一个和最后一个回波分别用于强调 TE1 和 TE2，两个回波间的其它回波被共享。在这个例子中，ETL 为 5，而中间的 3 个回波被共享。

加快成像速度的优点，后面图像的速度可提高为原来的 5 倍 ( $100\%/20\%=5$ )。这样，当需要对同一个层面进行快速反复成像时，就可以采用匙孔成像技术，如在灌注成像。

前面提到的每一种方式，都有自己的优点和缺点。完整回波链方式的优点是在第一个和第二个回波的  $TE_{eff}$  和 ETL 的选择上，有充分的灵活性；缺点是有较大的对比平均。

分割回波链方式的缺点是回波链中后半回波的有效 TE 受到了限制。例如，在 ETL 为 16 和 ESP 为 17ms 时，最小的有效 TE2 为  $9 \times 17 = 153ms$ ，它可能大于我们所需要的值。此方式的优点是有较小的对比平均，使图像轮廓鲜明。通常，分割回波链用于 ETL 为 8 或更少时，而完整回波链用于 ETL 大于 8 时。

共享回波链方式的优点是可以增加扫描范围(层面数)。缺点是两幅图像间的信息有一部分重叠(参见图 19-12 中的例子。)

### FSE 的优点

1. 缩短了扫描时间(可以进行更快速的扫描)。
2. 信噪比(SNR)保持不变，因为我们的相位编码数仍然为 256。
3. 提高了扫描速度，从而能够在合理的时间内进行高分辨成像。它的一个例子是具有很长 TR 的内听道  $512 \times 512$  图像。
4. 运动伪影将减轻。因为  $180^\circ$  脉冲是均匀分布，就自然存在着偶数回波聚相位效应。例如，脑脊液(CSF)的运动伪影在 FSE 中就要比 CSE 中明显减轻。
5. 由于多个  $180^\circ$  脉冲的聚相位作用造成 FSE 图像中由于金属物体所导致的变形将减轻(参见第 18 章；同时参见后面关于磁化率的讨论)。
6. 同样，FSE 图像对磁体匀场条件的要求比 CSE 图像低得多。



图 19-12 采用共享回波链方式采集的腰椎矢状质子密度 (A) 和 T2 (B), 横断质子密度 (C) 和 T2 图像 (D)。注意脑脊液比 CSE 质子密度成像要更亮。脂肪在 T2 图像中较亮, 这也是 FSE 技术的典型特征。病人 L5/S1 轻度向前移位, 继发于双侧发育异常的椎小关节 (C 和 D 中箭)。

### FSE 的缺点

1. 减小扫描范围, 也就是, 层面数。
2. 对比平均 (“k 空间的平均”) 造成:
  - (a) 脑脊液在 FSE 质子密度加权图像

中较亮。这是由于在一个 k 空间内平均所有的回波所造成的。即使我们的加权成分趋向于较短的 TE, 在形成质子密度图像的数据中仍然包括很长 TE 的回波。这样, 在短的  $TE_{\text{eff}}$  时, 我们仍将会有一定程度的 T2



效应(也就是,较亮的脑脊液)。为减轻此问题,我们或者采用更短的回波链(为去除较长的 TE),或者采用更大的带宽(为缩短 ESP 和最小有效 TE)。

(b)病理情况:位于脑/脑脊液界面的多发性硬化斑块或其它病变在 FSE 上可能漏诊。脑脊液在 FSE 质子密度加权图像上表现较亮(如前面所讨论),这样要区别脑脊液与邻近脑室的高信号斑块就更为困难。如(a)中一样,为减轻此问题,采用更短的回波链,可以去除长 TE 回波的影响(FLAIR 通常可以解决此问题)。

3. FSE 中的磁化传递(MT 或 MTC)效应。磁化传递存在于 FSE 序列中,不是有意施加的。它的产生是由于存在多个、快速、含有非共振频率的  $180^\circ$  脉冲。当有意地产生磁化传递(在第 24 章中详细讨论)时,施加偏离自由水共振频率  $500\sim 3000\text{Hz}$  的射频脉冲,使处于自由水峰一侧的蛋白质结合水处于饱和状态。因为  $180^\circ$  脉冲(在时间域内)速度快,它(在频率域内)有较宽的带宽,这样包含有偏离自由水共振峰的频率。这些频率会抑制蛋白质结合水,类似脂肪饱和脉冲抑制脂肪的作用。

4. 正常的椎间盘在 FSE T2 加权图像中不如 CSE 中的信号亮。这是由于前面讨论过的 FSE 中磁化传递效应所致。它减轻了脱水变性的椎间盘(通常是暗的)与正常椎间盘(通常是亮的)的对比。

5. 磁化率效应将会比 CSE 有所减轻。它是由于紧密相邻的  $180^\circ$  (聚相位)脉冲,减少了自旋质子在不均匀磁场中移动时失相位的时间。在 FSE 中,因为多个  $180^\circ$  脉冲的作用,所以信号损失最小。这样,FSE T2 加权图像对金属和出血(例如,脱氧血红蛋白和含铁血黄素)产生的磁化率效应,与 CSE T2 图像相比则更不敏感(图 18-47)。

6. 脂肪在 FSE T2 加权图像中是亮的。这是由于紧密连接的  $180^\circ$  脉冲造成扩散所致的磁化率失相位受到抑制所致<sup>[2]</sup>。你可以进行脂肪饱和的 FSE,以降低脂肪的信号强度(图 19-13)。

### 示例 5

在膝关节中进行脂肪饱和的 FSE T2 加权序列以抑制骨髓内的脂肪,从而可以使骨髓水肿在暗的骨髓背景上表现突出。此技术可将发现骨挫伤的敏感性提高 30%<sup>[3]</sup>(图 19-14)。

### FSE 的其它特性

最近在高性能梯度基础上出现了 FSE 的其它形式,能让我们有更多的选择,如更大的带宽、流动补偿和 3D FSE。

较大的带宽使采样时间  $T_s$  和 ESP 减小,这样可以降低有效 TE 的最小值。因此,前面假定的质子密度加权图像上较高信号的脑脊液,现在可以成为与脑白质类似的等信号。采用分割回波链(与完整回波链相比)通过仅平均 8 个回波链中的前 4 个回波,也可降低不需要的 T2 成分。(在进行 FSE T1 加权时同样使用相同的原理,也就是,增大带宽导致缩短回波链)。

流动补偿是另外一个在高性能梯度条件下实现的特性;此梯度可以在很短的时间周期内产生很大的强度。结果,高性能梯

[2]更详细的内容,参见 Henkelman RM et al. Why fat is bright in RARE and fast spin-echo imaging. J Magn Reson Imaging 1992;2:533-540。

[3]更详细的内容,参见 Kapelov SR et al. Bone contusions of the knee: increased lesion detection with fast spin-echo MR imaging with spectroscopic fat saturation. Radiology 1993;189:901-904。

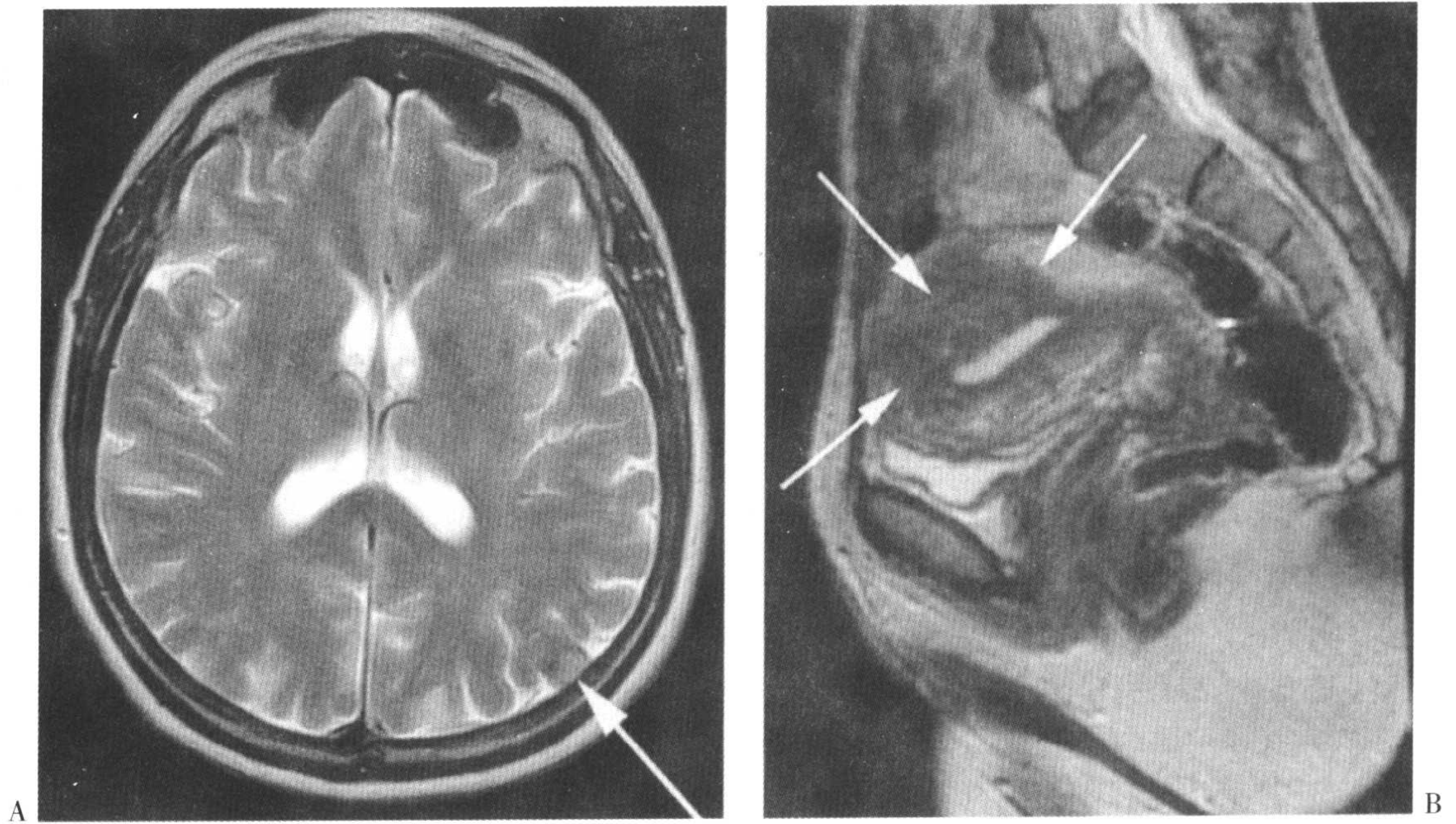


图 19-13 脑的横断 FSE T2 图像 (A) 显示左顶叶大脑凸面与脑灰质等信号的脑膜瘤 (箭)。另一病人的盆腔矢状 FSE T2 图像 (B) 显示子宫底和体部的明显增厚区 (箭), 诊断为子宫内膜异位症。注意在这两个例子中, 脂肪都是亮的。

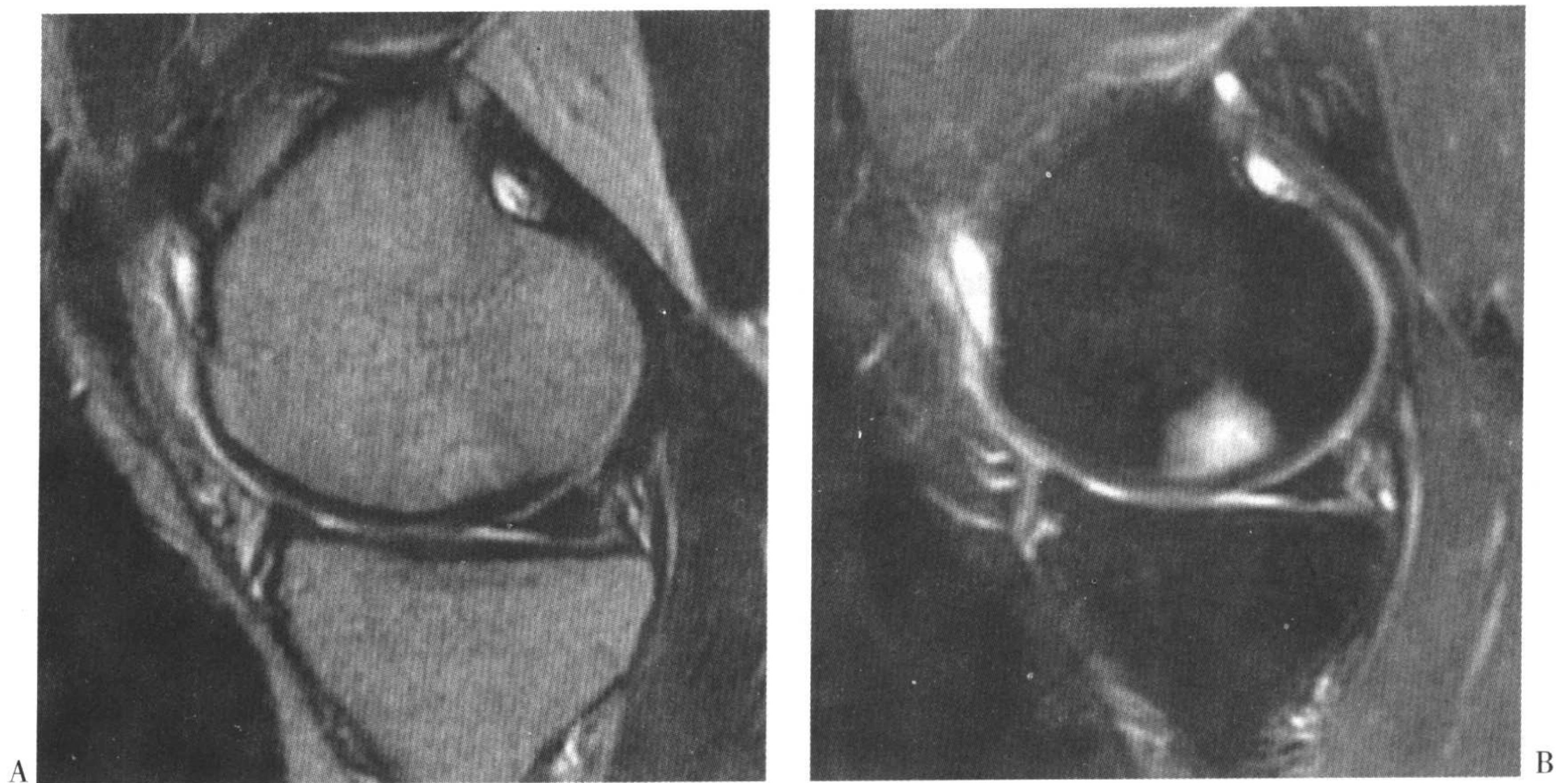


图 19-14 膝关节的矢状 FSE T2 (A) 和脂肪饱和 FSE T2 (B) 图像, 在脂肪饱和图像中显示股骨远端局部软骨下骨髓腔水肿的显著性明显增高。

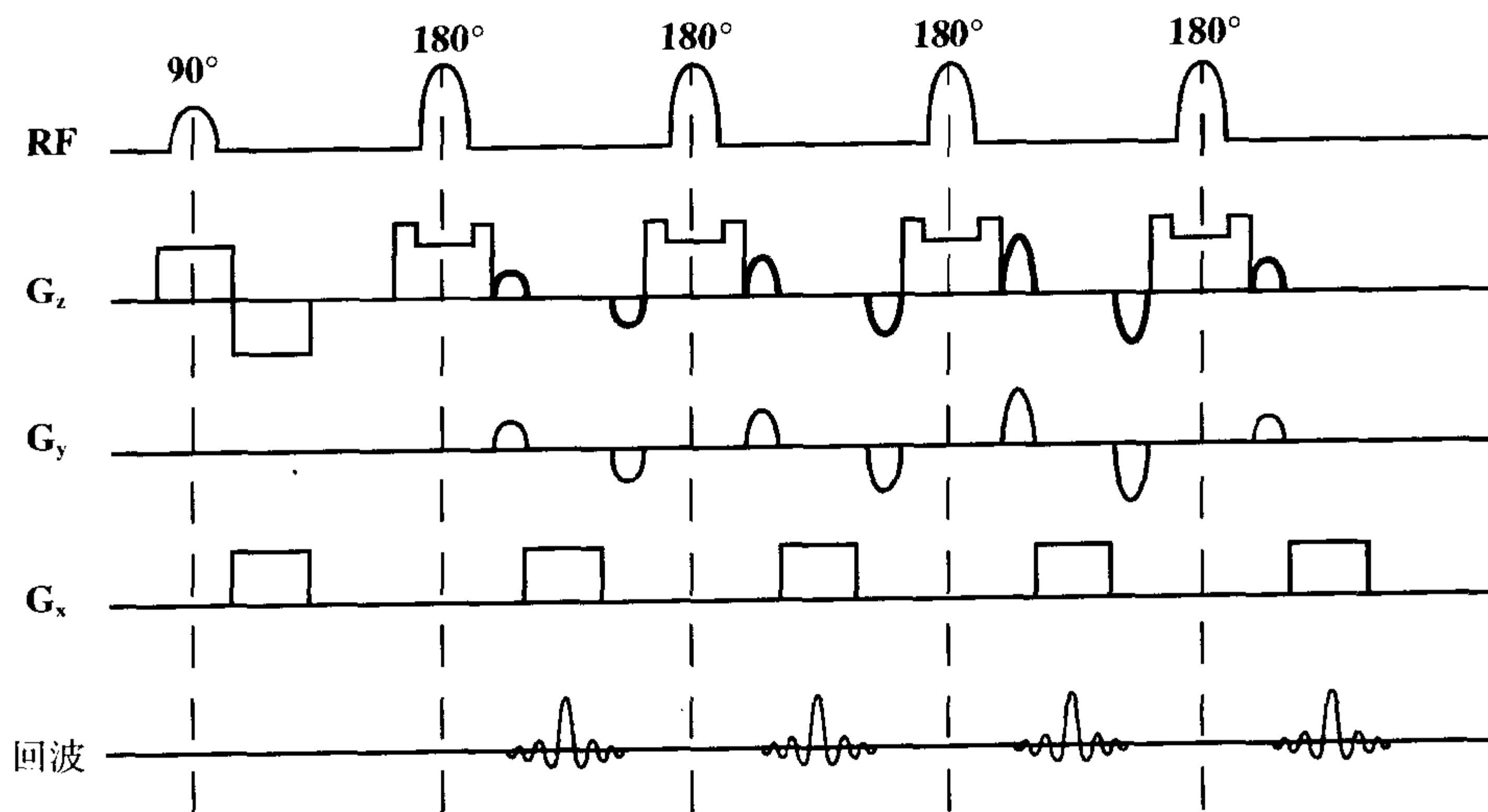


图 19-15 3D FSE 的脉冲序列图。沿 y 和 z 轴方向都施加了相位编码梯度。

度基础上的流动补偿不会在序列周期内占用很长的时间。

### 3D FSE

随着高性能梯度的出现（参见第 27 章），三维 FSE（3D FSE）成像可以在一个合理的扫描时间内完成。这种成像方式特别适用于脑、颈椎和腰椎需要不止一个层面的亮信号脑脊液（T2 加权）成像。

3D 成像的基本概念（与梯度回波成像相关的 3D 技术将在第 20 章中讨论）就是不仅在 y 轴方向上采用相位编码梯度，而且在 z 轴方向上也采用（图 19-15）。这样，在 2D FSE 中的多个层面，被放入多个板块中。在每个 180° 脉冲的前后都施加损毁梯度（参见第 14 章；它位于层面选择方向）。每个回波首先进行相位编码，然后进行采样，最终相位没有散开（也就是，施加了一个恢复梯度——参见第 21 章）。从而，扫

描时间将为：

$$T(3D FSE) = (TR \times NEX \times N_y \times N_z) / ETL$$

式中， $N_y$  和  $N_z$  为沿 y 和 z 轴的相位编码数。

高性能梯度具有更大的最大强度，这样使梯度的作用时间明显减少。这样反过来可以进行更大的 ETL（缩短扫描时间）和降低最小 TE（增大扫描范围）。因此，由于前面公式中增加了  $N_z$  倍，虽然扫描时间（相对于 2D FSE）明显增加，扫描仍可以在合理的时间范围内进行。

#### 示例 6

在 3D FSE T2 加权成像中， $TR=3000$  ms， $ETL=64$ ， $NEX=1$ ， $N_y=256$  和  $N_z=32$  时，扫描时间是多少？

答：

$$T = 3s \times 1 \times 256 \times 32 / 64 = 384s \\ = 6 \text{ 分钟 } 24 \text{ 秒}$$

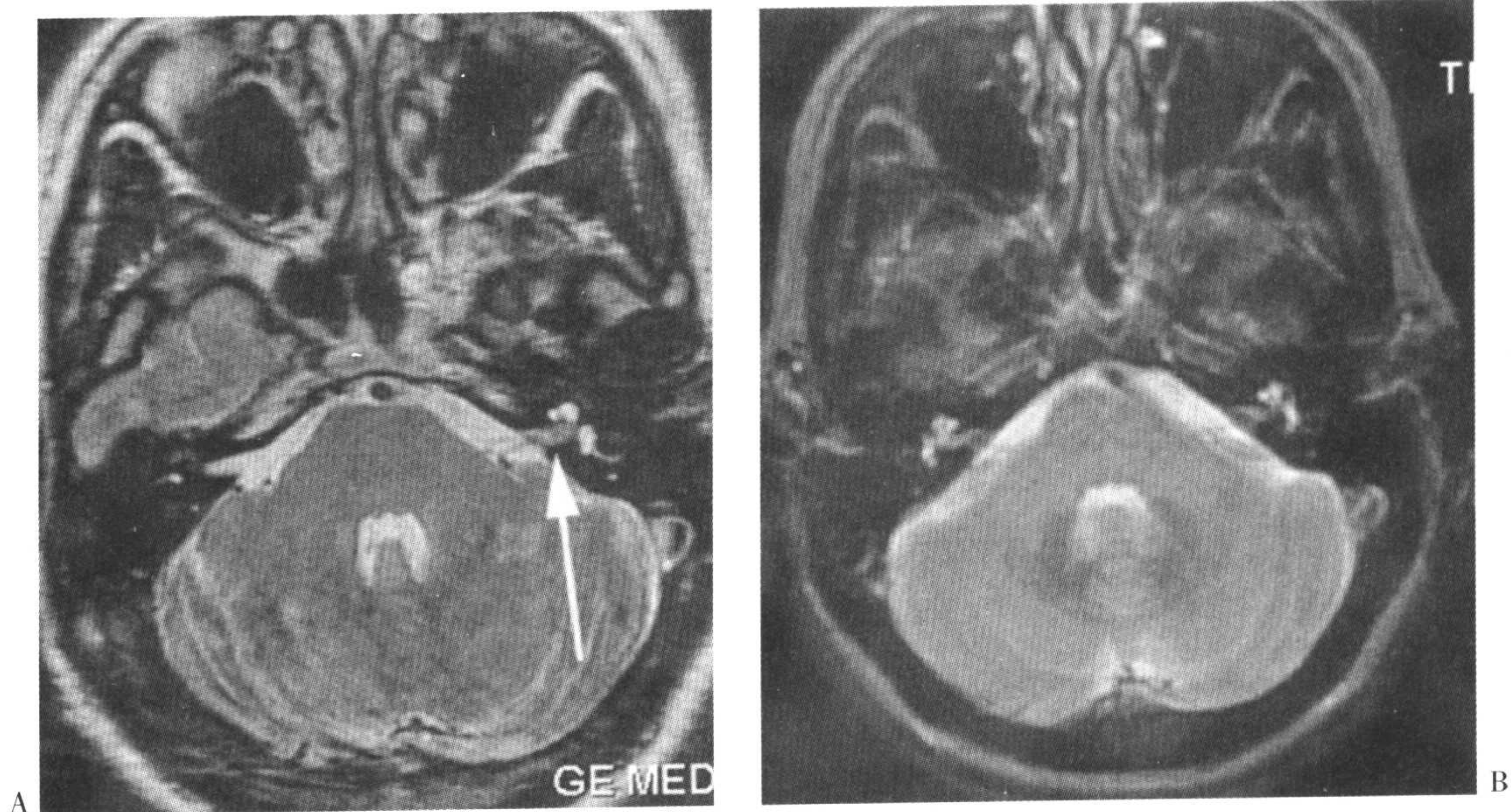


图 19-16 A:内听道的 1.5mm 横断 3D FSE T2 图像显示左侧内听道肿物,与听神经鞘瘤表现相同(箭)。B:用做对比的 5mm CSE T2 图像。注意皮下脂肪在 FSE(A)中是亮的,而在 CSE T2 中较暗。

此时间是非常合理的。

### 3D FSE 的优点

1. 信噪比更高(与 2D FSE 相比);
2. 分辨力的各向同性较高(1mm)(图 19-16);
3. 部分容积效应降低(由于层厚更薄);
4. 可以进行任意方向上的高质量重组(由于能产生各向同性体素);
5. 层间交叉减轻(以板块隔行扫描的方式);
6. 减轻了磁化率和磁场不均匀性伪影(与 3D 梯度回波技术相比)。

## 梯度自旋回波(GRASE)技术

另外一个新的快速扫描技术被称为梯度自旋回波(GRASE),是 GRE 和 FSE 技术的混合。它也称为快速 GRE 或 TGRE。在这个技术中,一些自旋回波被编入梯度回波中。GRASE 中的图像对比反映了梯度与自旋回波的相对数量。此对比导致更大的梯度回波对比,并增大了对磁化率效应的敏感性。因为梯度回波通过聚相位梯度而非 180°聚相位脉冲产生,只需要很少的 180°脉冲。因而产生梯度回波所需的时间(比自旋回波)要少,ESP 可缩短,在相同的采集时间内可形成更长的回波链和更大的 k 空间范围,可进行更大的矩阵或更长的 TR。这种技术可能特别应用于 3T 磁场条件下,3T 时 SAR(特异性组织吸收率),也就是射频脉冲所致的组织产热,将增大。

## 快速 IR

通过在 FSE 前施加一个  $180^\circ$  脉冲, 可以实现快速反转恢复。更详细内容请参见

第 24 章中关于快速 FLAIR (快速液体衰减反转恢复) 的讨论。快速 STIR 与快速 FLAIR 相类似, 只是 TI 时间选择在脂肪而不是液体的零点。

## 要点

FSE 成像能以较快的速度提供几乎所有的常规自旋回波成像的优势。FSE 中的基本概念就是利用多个  $180^\circ$  聚相位脉冲, 在一个 TR 内填充 k 空间的多行。回波链长 (ETL) 定义为一系列  $180^\circ$  脉冲和回波的数目。结果, 与 CSE 相比, FSE 的采集时间

T 减少为 ETL 分之一:

$$T(\text{FSE}) = T(\text{CSE}) / \text{ETL}$$

增加的速度也可用于其它 CSE 技术所不能实现的特性, 例如内听道的很长 TR 的高分辨成像, 最近, 三维成像也采用 FSE。

## 习题

**19-1** FSE 的优势包括下列所有各项, 但有一项除外:

- (a) 速度提高
- (b) 铁磁性伪影减少
- (c) 运动伪影减少
- (d) 可进行的层面数增加

**19-2** 假定  $\text{TR}=4000\text{ms}$ ,  $\text{TE}=100\text{ms}$ ,  $\text{NEX}=2$ ,  $N_y=256$ 。

- (a) 计算 CSE 的扫描时间。
- (b) 计算  $\text{ETL}=8$  的 FSE 的扫描时间。

**19-3** 是 / 否 ETL 增大可以增加扫描速度和范围。

**19-4** FSE 的扫描时间取决于:

- (a)  $\text{TR} \cdot \text{NEX} \cdot N_y$
- (b)  $\text{TR} \cdot N_y \cdot \text{ETL} / \text{NEX}$
- (c)  $\text{ETL} / (\text{TR} \cdot \text{NEX} \cdot N_y)$
- (d)  $\text{TR} \cdot \text{NEX} \cdot N_y / \text{ETL}$

**19-5** FSE 双回波成像可以通过以下方式实现:

- (a) 完整回波链
- (b) 分割回波链
- (c) 共享回波链
- (d) 所有以上各项
- (e) 仅 (a) 和 (b) 项

**19-6** 与 CSE 相比, FSE 的缺点包括所有以下各项, 但有一项除外:

- (a) 脑脊液在质子密度加权图像中较亮
- (b) 脂肪是亮的
- (c) 磁敏感效应增加
- (d) 正常的椎间盘不是很亮

**19-7** 计算 3D FSE 序列的扫描时间, 技术参数为  $\text{TR}=4000\text{ms}$ ,  $\text{TE}=100\text{ms}$ ,  $N_x=128$ ,  $N_y=128$ ,  $N_z=32$ ,  $\text{NEX}=1$ ,  $\text{ETL}=64$ 。

**19-8** 是 / 否 假定其它参数相同, FSE 序列的扫描时间等于 CSE 的时间除以 ETL。

## 简介

在这章中，我们将介绍梯度回波(GRE)脉冲序列。它也称为梯度恢复回波(GRE)，其原因阅读此章后面的部分就会明白。GRE技术的最主要目的就是明显缩短扫描时间。为达到这个目的，采用了小的翻转角，它可以允许选择非常短的TR值，这样缩短了扫描时间。因此，此类技术也被称为部分翻转角技术。GRE的一个最重要应用就是能够进行三维(3D)成像，基于非常短的TR使GRE速度较快。在这章中，我们还会讲解GRE与自旋回波(SE)序列之间的主要差别。

## 梯度恢复回波(GRE)

正如前面所提到的，GRE技术的目的是提高扫描速度。回想“常规”技术的扫描时间取决于：

$$\text{扫描时间} = \text{TR} \times N_y \times \text{NEX}$$

(等式 20-1)

式中TR是重复时间， $N_y$ 是相位编码

数，NEX是激励次数。既然， $N_y$ 的选择通常会决定一定的空间分辨力( $N_y$ 太小会降低空间分辨力)，而NEX的选择会决定一定的信噪比(SNR)。结果，等式20-1中唯一可用来进行调整，以缩短扫描时间的参数就是TR。

换句话说，我们希望选择尽可能小的TR，但仍然能够接收到足够大的回波以产生图像。如果我们使用 $90^\circ$ 射频(RF)脉冲，那么当TR非常小时，纵向磁化没有充分的时间进行恢复，达到恰当的值，如图20-1中所示。这样会导致纵向磁化和随后的横向磁化明显减小(图20-2)。说得更精确些，接受到信号的振幅将明显减小(这样，信噪比降低)。

为了纠正这个问题，采用一个产生较小的翻转角 $\alpha$ 的射频脉冲，取代通常的 $90^\circ$ 射频脉冲。这个变化使纵向磁化矢量不完全翻转到x-y平面，产生的横向磁化矢量，被称为 $M_{xy}$ (图20-3)。另外，射频脉冲后，主要的磁化矢量的主要成分仍然保持在z轴方向(称为 $M_z$ )。结果，即使是非常短的TR，在下一个周期时仍然有足够的纵向磁化矢量。

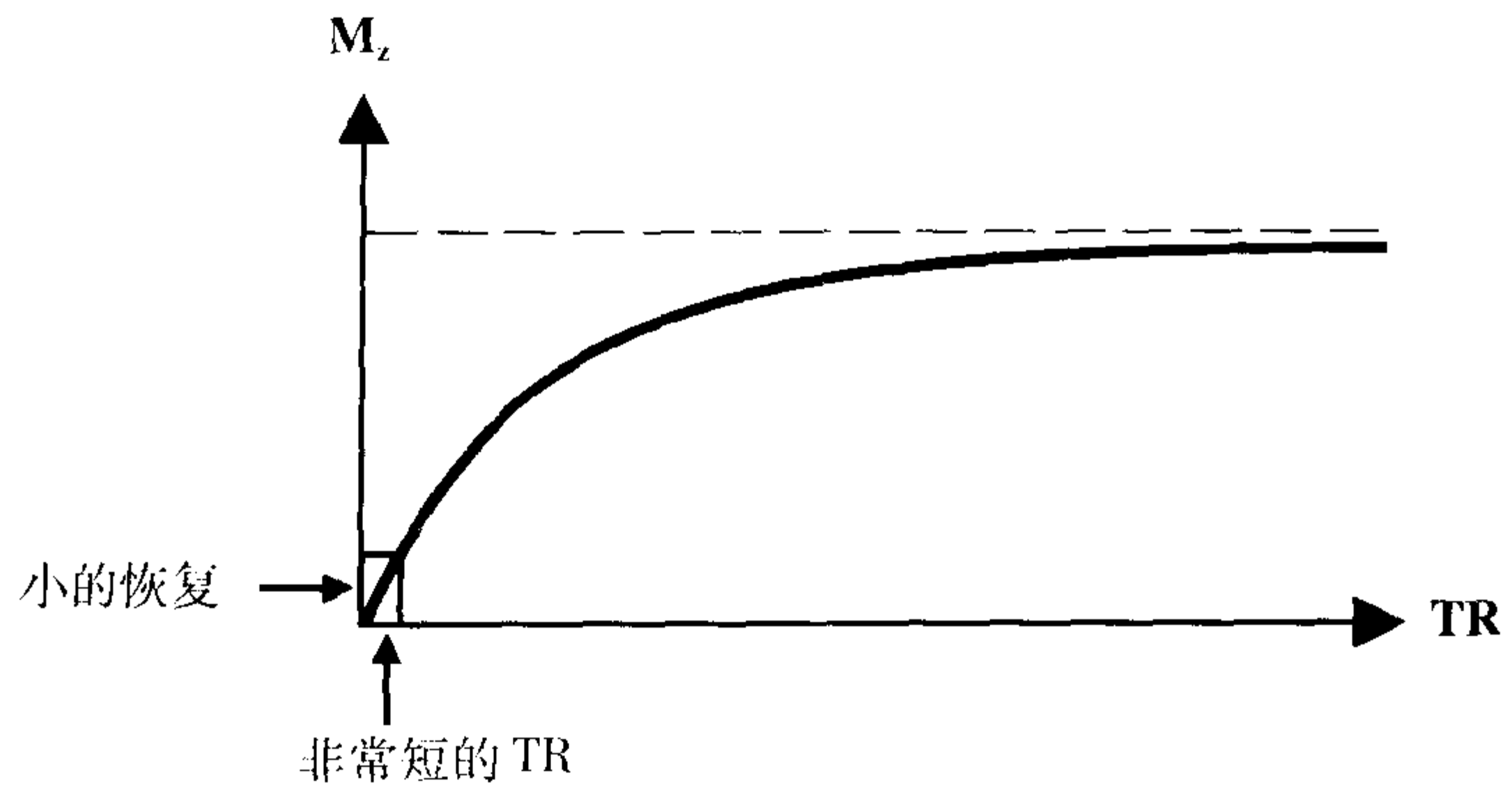


图 20-1 90°脉冲后,经过较短 TR 纵向恢复将非常小。

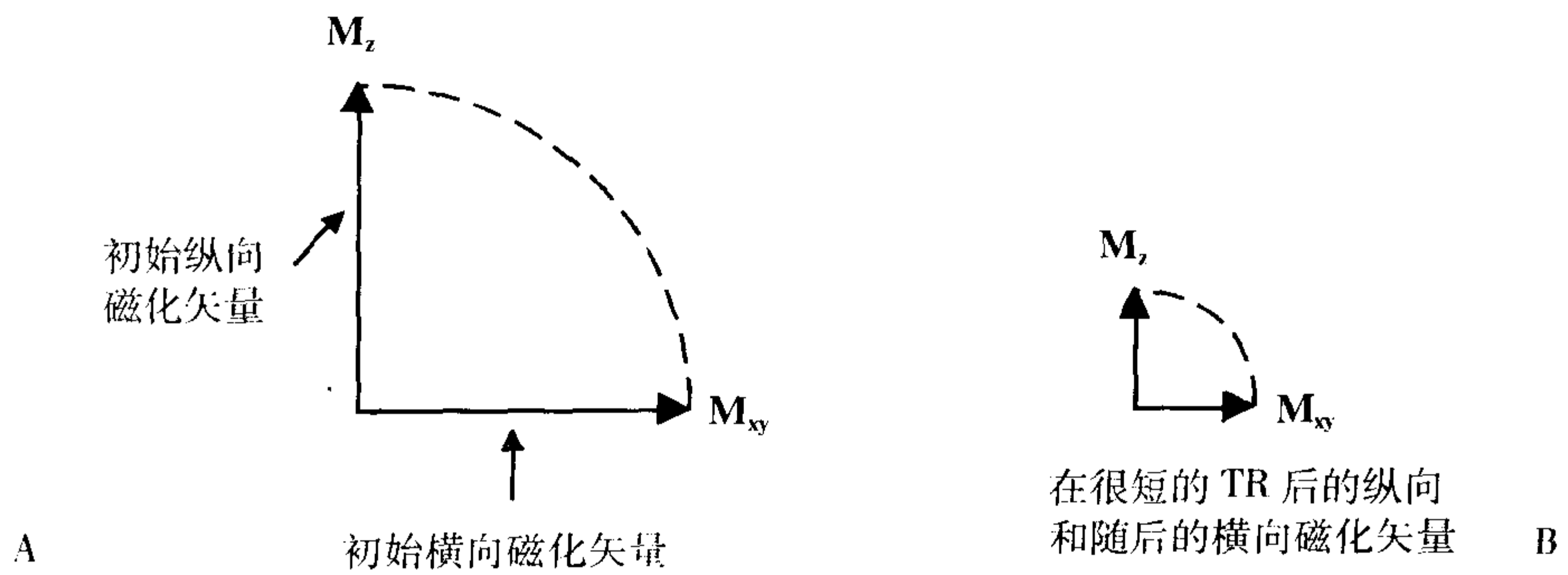


图 20-2 (A) 初始纵向和横向磁化矢量。(B) 90°射频脉冲时,很短的 TR 后的纵向和横向磁化矢量将很小。

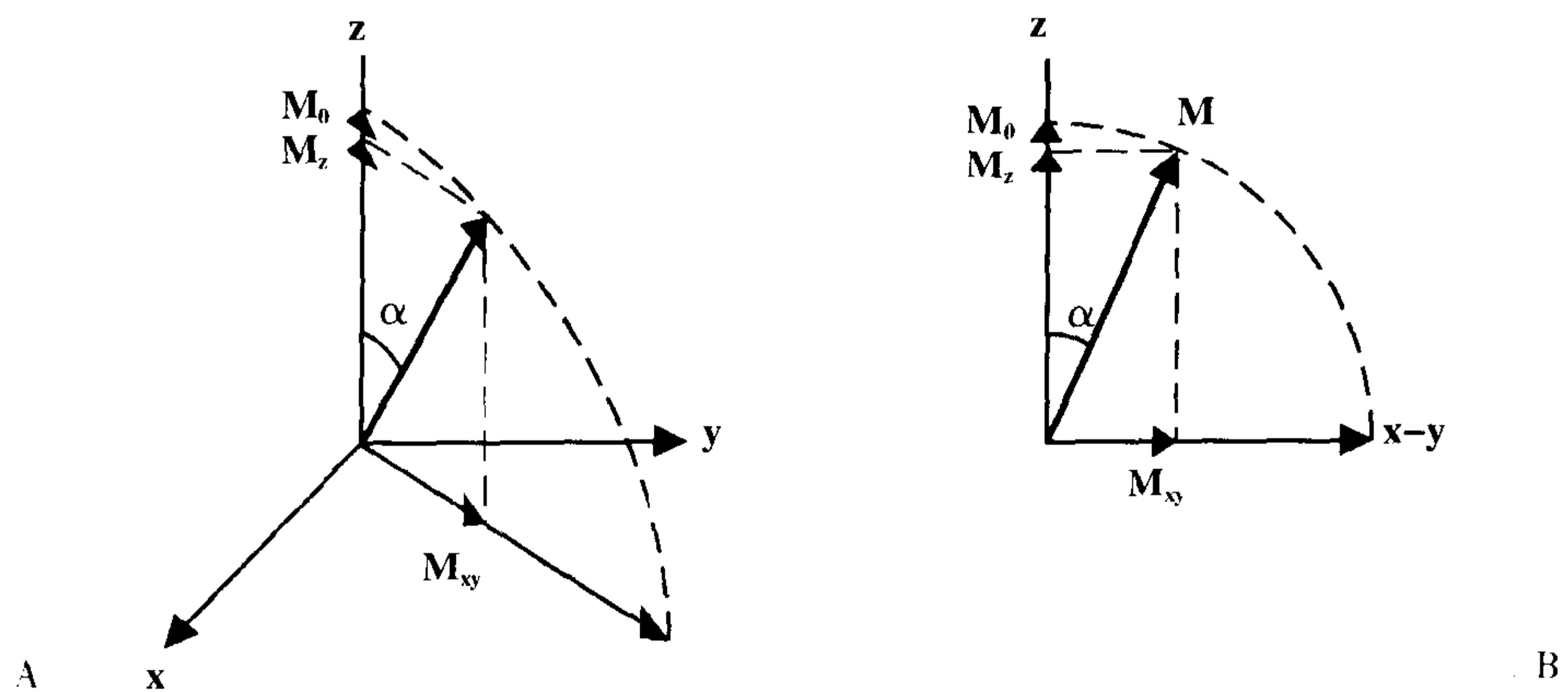


图 20-3 A-B: 如果采用小的翻转角  $\alpha$ , 仅有部分的纵向磁化矢量被翻转到  $x$ - $y$  平面, 所以仍保留有部分纵向磁化矢量。

数学:对数学有兴趣的读者,可以用下式计算出  $\alpha$  RF 脉冲后的横向和纵向磁化矢量的大小:

$$M_{xy}=M_0 \sin \alpha, M_z=M_0 \cos \alpha$$

(等式 20-2)

式中,  $M_0$  是初始纵向磁化矢量。

在此时刻后,沿  $z$  轴方向的恢复过程和  $x$ - $y$  平面内的失相位过程与在 SE 中的情况完全相同。但是, GRE 和 SE 序列有一个主要差别。在 SE 中,采用  $180^\circ$  聚相位脉冲消除外磁场不均匀所致的失相位。而在 GRE 成像中不使用这个脉冲。

问:在 GRE 中,不使用  $180^\circ$  聚相位脉冲的原因是什么?

答:因为在 GRE 中我们使用小的翻转角,在一半的回波时间 ( $TE/2$ ) 时,纵轴方向上还存在着很大的磁化矢量分量。(然而,在 SE 成像中,因为  $TE/2$  远小于组织的  $T1$ ,所以纵向磁化矢量在  $TE/2$  时刻并不明

显。)我们看看如果施加  $180^\circ$  脉冲,此纵向磁化矢量会产生什么变化。虽然施加  $180^\circ$  脉冲确实会在  $x$ - $y$  平面内产生聚相位作用,但它也会造成  $M_z$  反转并指向 S 极方向(图 20-4)。为了使此反转的矢量恢复到 N 极方向,则需要很长的 TR 时间,这很明显并不是我们希望在 GRE 中所得到的情况(上面情况在常规 SE 成像中不是一个问题,因为纵向磁化矢量在  $TE/2$  时非常小,它的反转不会造成任何明显的信号损失)。

问:在没有  $180^\circ$  脉冲的情况下,如何形成一个回波呢?

答:另外的一种替代方式是检测自由感应衰减(FID)。但是,这样做并不实际,因为 FID 出现得太早,而且衰减得太快,甚至我们不能对此信号进行空间编码。我们施加相位编码梯度和准备对信号进行频率编码都需要时间。在进行所有的其它事情以前,我们也需要时间使射频脉冲和梯度逐渐消失。为此,我们需要有意识地使 FID 失相位,而后在更合适的时间,即在  $TE$  时使它聚相位(或恢复)。它是通过一个在  $x$  方

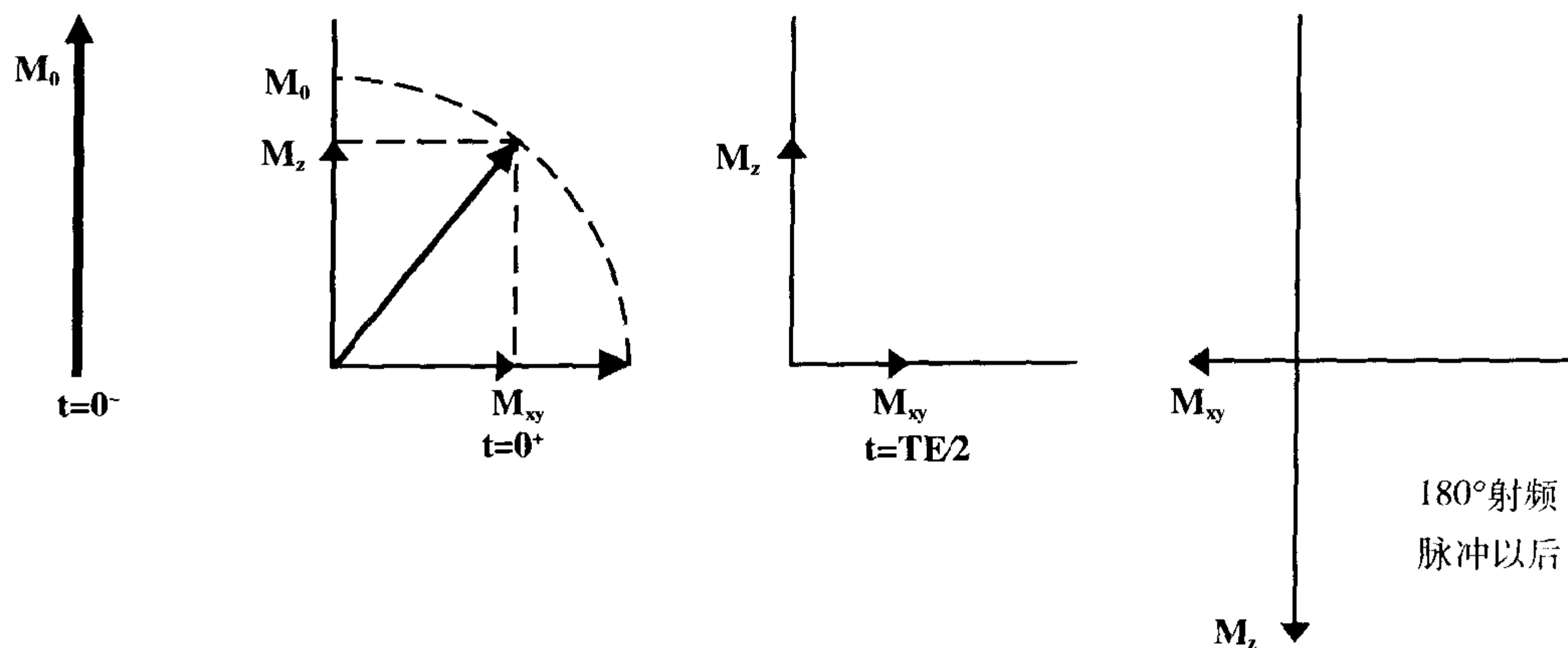


图 20-4 采用部分翻转角时,很短的 TR 后纵向恢复将不再是很小(因为部分翻转保留了一部分初始纵向磁化矢量)。但是,  $180^\circ$  聚相位脉冲将达不到预期的目的。



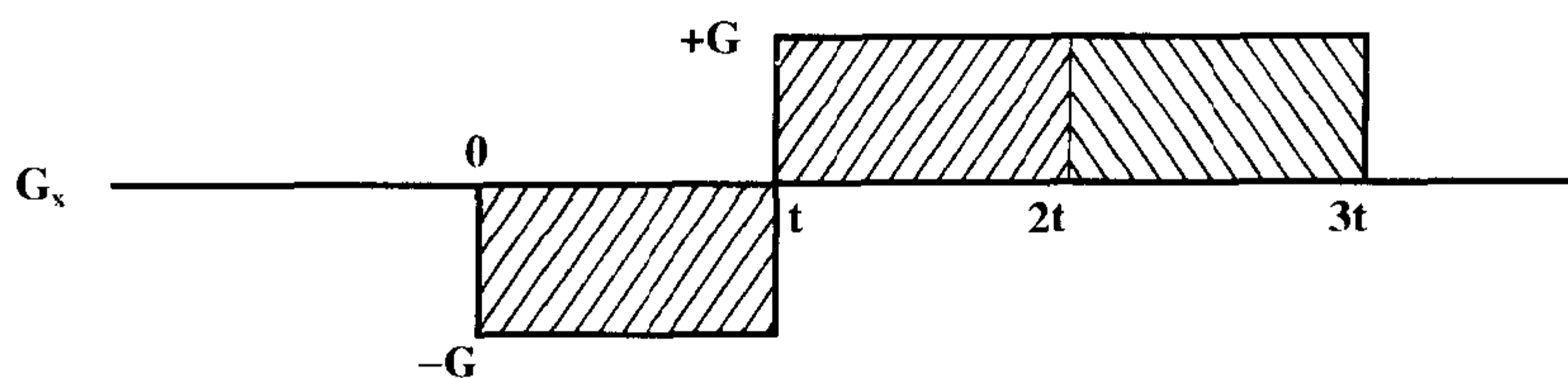


图 20-5 采用一个双向梯度代替  $180^\circ$  脉冲,它具有负方向的波瓣和两倍作用时间的正向波瓣。

向的聚相位梯度而完成的,如图 20-5 中所示。这个梯度在开始时具有一个负方向的波瓣,是有意地使横向平面的自旋失相位,这样可消除 FID。它后面紧随一个正向波瓣,使自旋聚相位,因此能以读出回波的方式恢复 FID。反方向波瓣下的面积等于正方向波瓣下面积的一半。在正向波瓣的中点产生聚相位的最大值。图 20-6 显示了 FID 是如何在 TE 时重聚的。换句话说,首先消除 FID,然后在 TE 时恢复;所以被称为梯度恢复回波。

## 层面激励

GRE 与 SE 之间的另外一个区别是在 GRE 成像中,TR 可能太短以致不能处理其它的层面。因为这个原因,短 TR 的 GRE 技术可能每次只能采集一个层面。这就是所谓的顺序的扫描方式。(在下一章中,我们将介绍 GRE 的一个变化,它通过延长 TR,可以进行多层面成像。)换句话说,在顺序(单层的)扫描方式的 GRE 中,用下式可以求出总扫描时间:

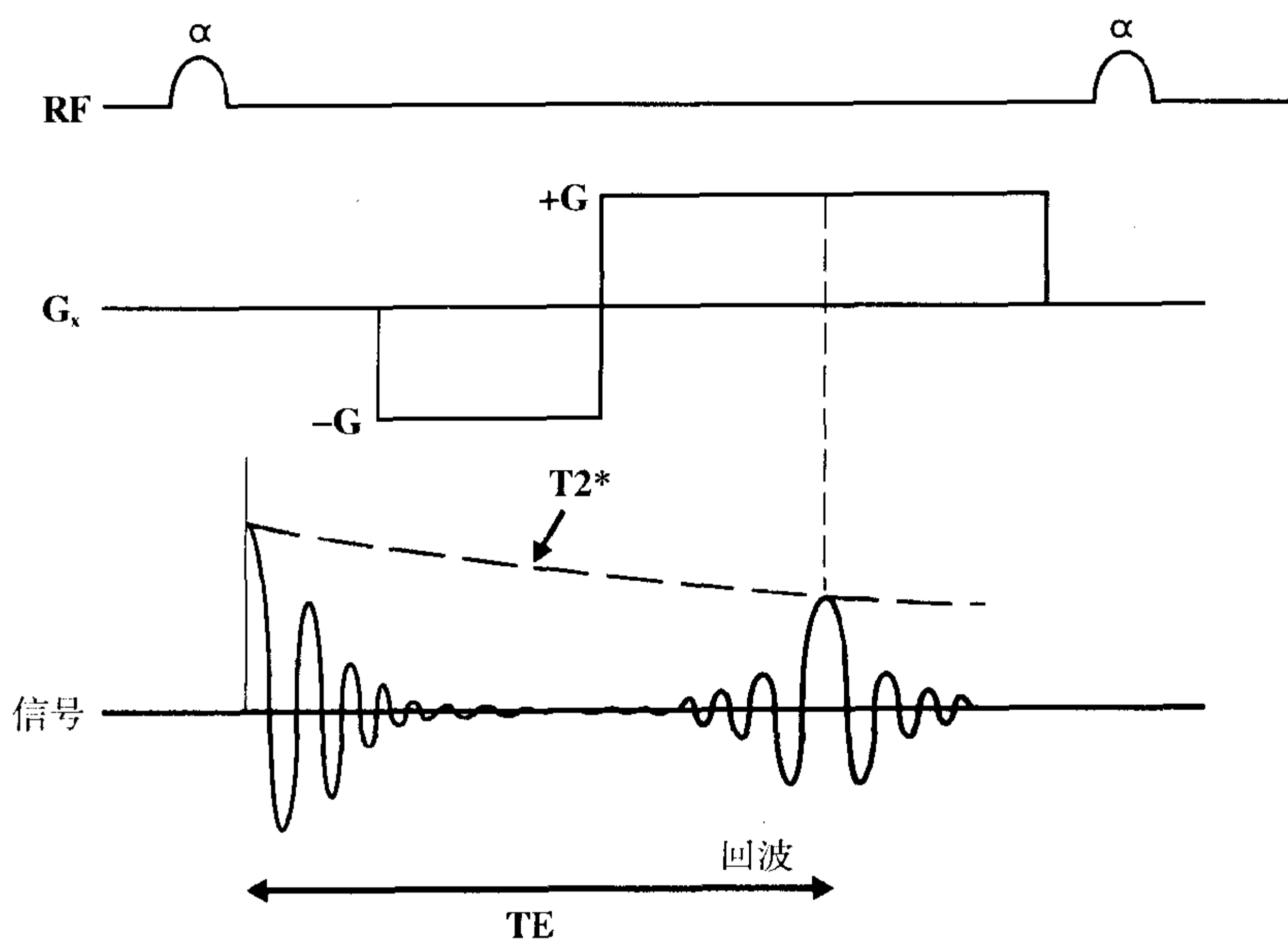


图 20-6 双向梯度造成 FID 的失相位,而后在 TE 时(正方向梯度的中心)恢复。因为没有  $180^\circ$  聚相位脉冲,衰减的速率取决于  $T2^*$ (而不是  $T2$ )。

$$\text{扫描时间 (GRE)} = \text{TR} \times N_y \times \text{NEX} \times \text{层面数} \\ (\text{等式 20-3a})$$

这也就是说,在顺序扫描方式的 GRE 成像中,采集另外的层面需要增加扫描时间。

在 3D GRE 技术(参见后面内容)中,用下式求出扫描时间:

$$\text{扫描时间 (3D GRE)} = \text{TR} \times \text{NEX} \times N_y \times N_z \\ (\text{等式 20-3b})$$

式中  $N_y$  和  $N_z$  分别为在  $y$  和  $z$  方向上的相位编码数。

### 示例

假定  $\text{TR}=50\text{ms}$ ,  $\text{TE}=15\text{ms}$ ,  $\alpha=15^\circ$ ,  $\text{NEX}=1$ , 而  $N_y=128$ 。那么,

$$\begin{aligned} \text{TR} \times \text{NEX} \times N_y &= 50 \times 128 \times 1 \\ &= 6400\text{ms} = 6.4 \text{ 秒} \end{aligned}$$

这样,采集一个层面仅需要 6.4 秒。如果我们采集 10 个层面,扫描时间将是

$$\begin{aligned} \text{扫描时间 (10 层)} &= 6.4 \times 10 = 64 \text{ 秒} \\ &= 1 \text{ 分钟 } 4 \text{ 秒} \end{aligned}$$

而采集 20 层将需要的时间为

$$\begin{aligned} \text{扫描时间 (20 层)} &= 6.4 \times 20 = 128 \text{ 秒} \\ &= 2 \text{ 分钟 } 8 \text{ 秒} \end{aligned}$$

它为 10 层时的两倍。

## 磁化率

由于缺乏  $180^\circ$  聚相位脉冲,与常规 SE 相比,自旋将会产生更大的失相位。这会造造成对磁化率效应更加敏感。此敏感性增大

可能全是不利(如,空气/组织界面的伪影会增加)或是有利因素(如,在检查轻微的出血时),这主要取决于我们的应用情况(图 20-7 和图 20-8)。

## 稳态横向磁化矢量

GRE 和 SE 脉冲序列之间还存在另外一个主要差异。在 SE 成像中每个周期的起始,在  $x$ - $y$  平面内的磁化矢量  $M_{xy}$  可以忽略不计,这点在 GRE 成像中是不同的。换句话说,在每个周期结束的时候, GRE 中可能有残存的横向磁化矢量,它会受到下一次射频脉冲的影响。这是因为在 GRE 成像中,  $\text{TR}$  太短以致不能使自旋在横向平面内完全失相位(也就是,  $T_2^*$  衰减)。(与此相反,在 SE 成像中  $\text{TR}$  足够长,可以使自旋在  $x$ - $y$  平面内完全失相位。)在数次循环以后,残存的横向磁化矢量达到一个稳定状态,被称为  $M_{ss}$ 。此过程如图 20-9 中所示,我们在后面的章节中还要详细阐述。

## 组织对比

图 20-10 中描述了一个普通的 GRE 的脉冲序列图(PSD)。其中有三个操作人员可以控制的影响组织对比的参数: $\alpha$ ,  $\text{TR}$  和  $\text{TE}$ 。我们就讨论一下它们对图像对比所起的作用。

首先,思考一个小的翻转角  $\alpha$  (如,  $5^\circ \sim 30^\circ$ )。如在图 20-11 中的所见,小翻转角造成在施加射频脉冲后有很大的(残存)纵向磁化矢量。这就意味着纵向磁化矢量完全恢复到初始值所需的时间比 SE 序列中  $90^\circ$  射频后的过程要快很多。因此,  $T_1$  值不同的两种组织,它们各自的  $T_1$  曲线之间不会有特别大的差异,因而  $T_1$  恢复对图像对

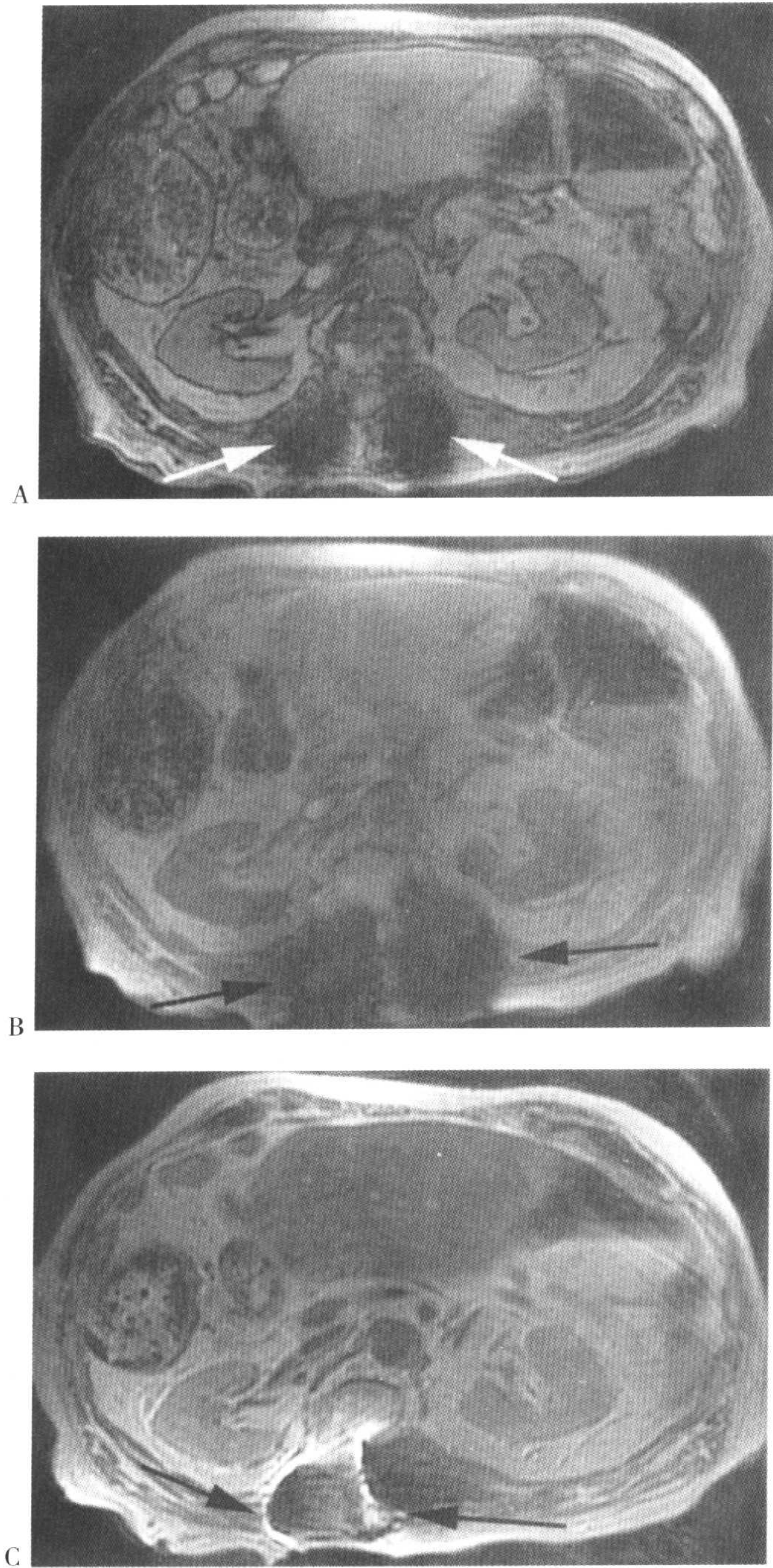


图 20-7 横断面梯度回波 T1 反相位 (TR110/TE2) (A) 和梯度回波 T1 同相位 (TR110/TE4) (B) 图像中可见由于病人脊柱固定装置所致的明显金属伪影 (箭)。反相位图像 (A) 较同相位图像 (B) 的伪影更小, 因为它的 TE 更短。横断面 FSE T2 (C) 和 1/2 采集 SSFSE T2 (D) 图像由于多个 180° 聚相位脉冲使伪影减少, 而 SSFSE 具有最长的回波链, 因而伪影最小。



图 20-7 (接前页)最后,横断面脂肪抑制 FSE T2 图像(E)显示铁磁性伪影(箭)和磁场变化导致的异常的水抑制(箭头),脂肪抑制效果非常差。

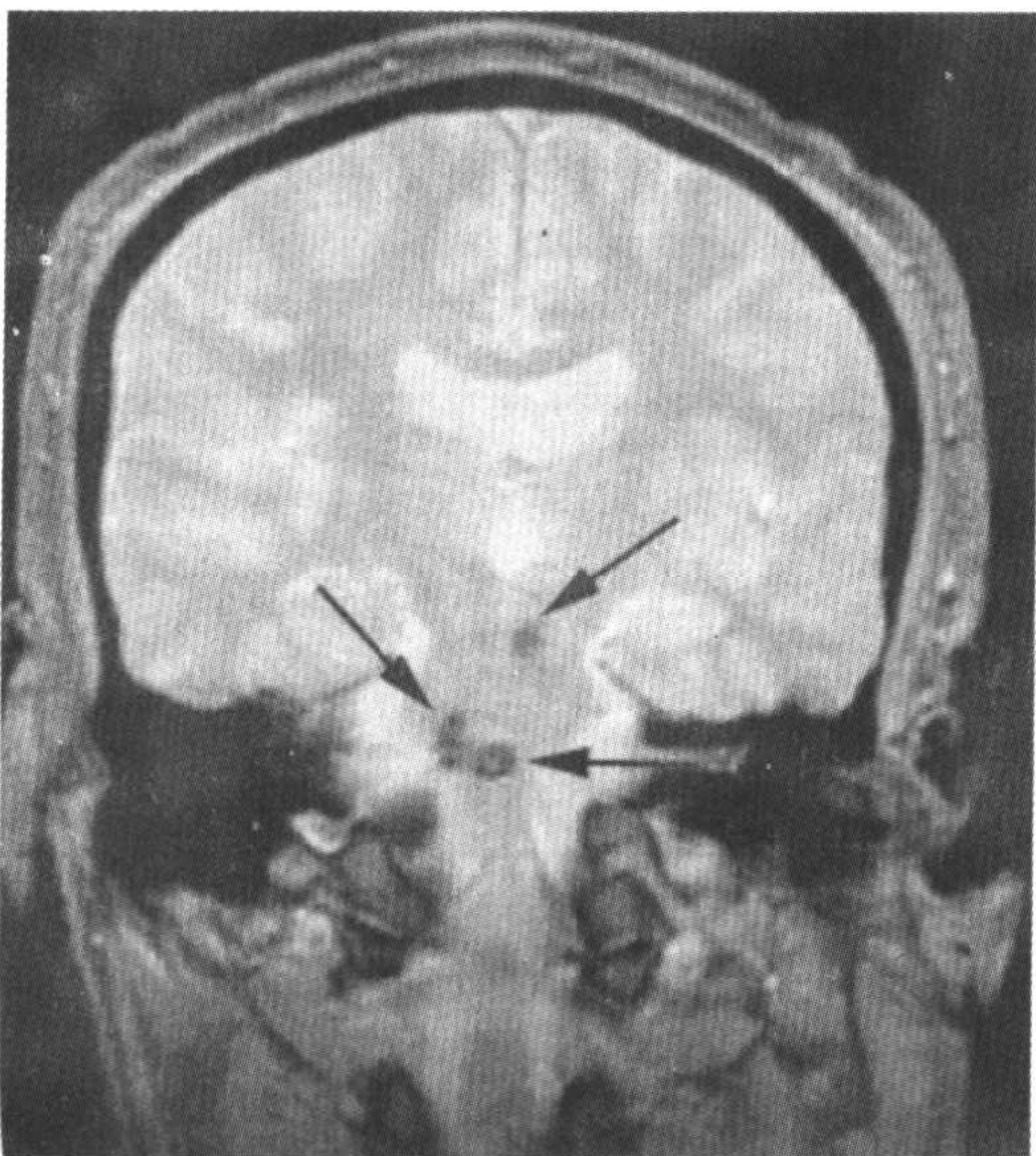


图 20-8 脑的冠状 T2\* 梯度回波图像显示脑干内多个低信号病变,来自于病人已知的多发海绵状血管瘤。此序列对细微的出血代谢物非常敏感。

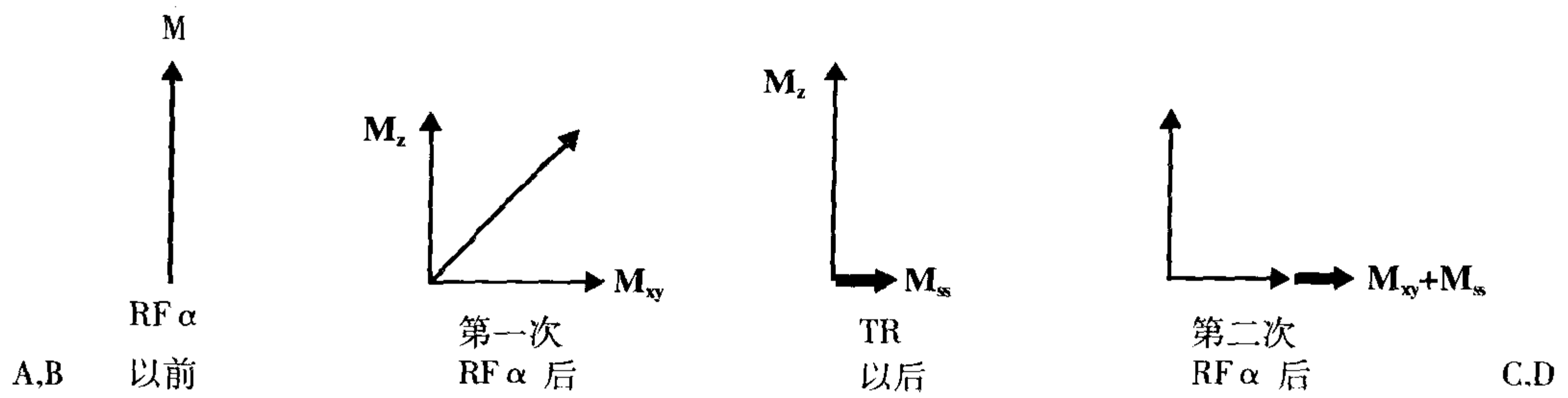


图 20-9 A-D: 因为 TR 较短, 在每个周期后都保存一部分横向磁化矢量, 它最终达到一个稳态  $M_{ss}$ 。此稳态矢量成分受下一个射频脉冲的影响。

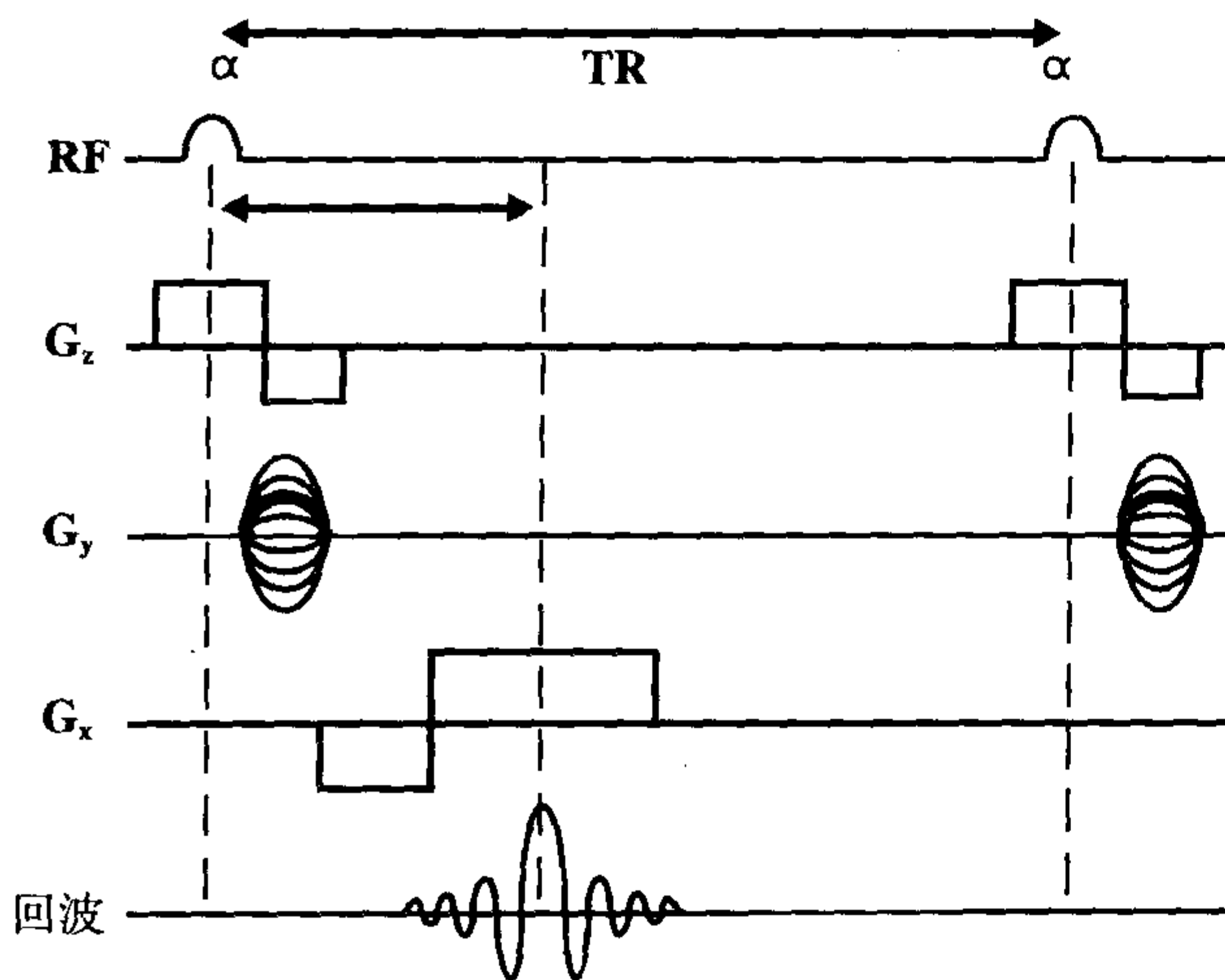


图 20-10 梯度回波 (GRE) 脉冲序列图。

比的影响会减小。图 20-12 对此做了很好地描述, 它画出了组织 A 和组织 B 在两个不同翻转角,  $10^\circ$  和  $90^\circ$  时的 T1 恢复曲线。  $10^\circ$  翻转角时的 T1 恢复曲线由 z 轴上很高的位置开始, 由于它仅被部分翻转到 x-y 平面。从此图中可以看出, 翻转角越小, 两种组织之间的 T1 差异就越不明显。

权重。如等式 20-2 中所示,  $M_{xy}$  与  $M_0$  成正比; 这样, 组织对比主要受质子密度的影响。图 20-13 描述了此关系。在此图中, 组织 A (如水) 比组织 B (如脂肪) 具有更高的质子密度, 也就是  $N(A) > N(B)$ 。因此, 在 TE 时, A 和 B 的差别主要说明了它们各自的质子密度  $N(A)$  和  $N(B)$  之间的差别。

小翻转角降低 T1 权重。

小翻转角产生质子密度权重。

翻转角  $\alpha$  小也意味着横向磁化矢量小, 因此稳态横向磁化矢量较小, 降低  $T2^*$

相反, 翻转角  $\alpha$  大 (如,  $75^\circ \sim 90^\circ$ ) 可更好地区分两种组织的 T1 特征。假如 TR

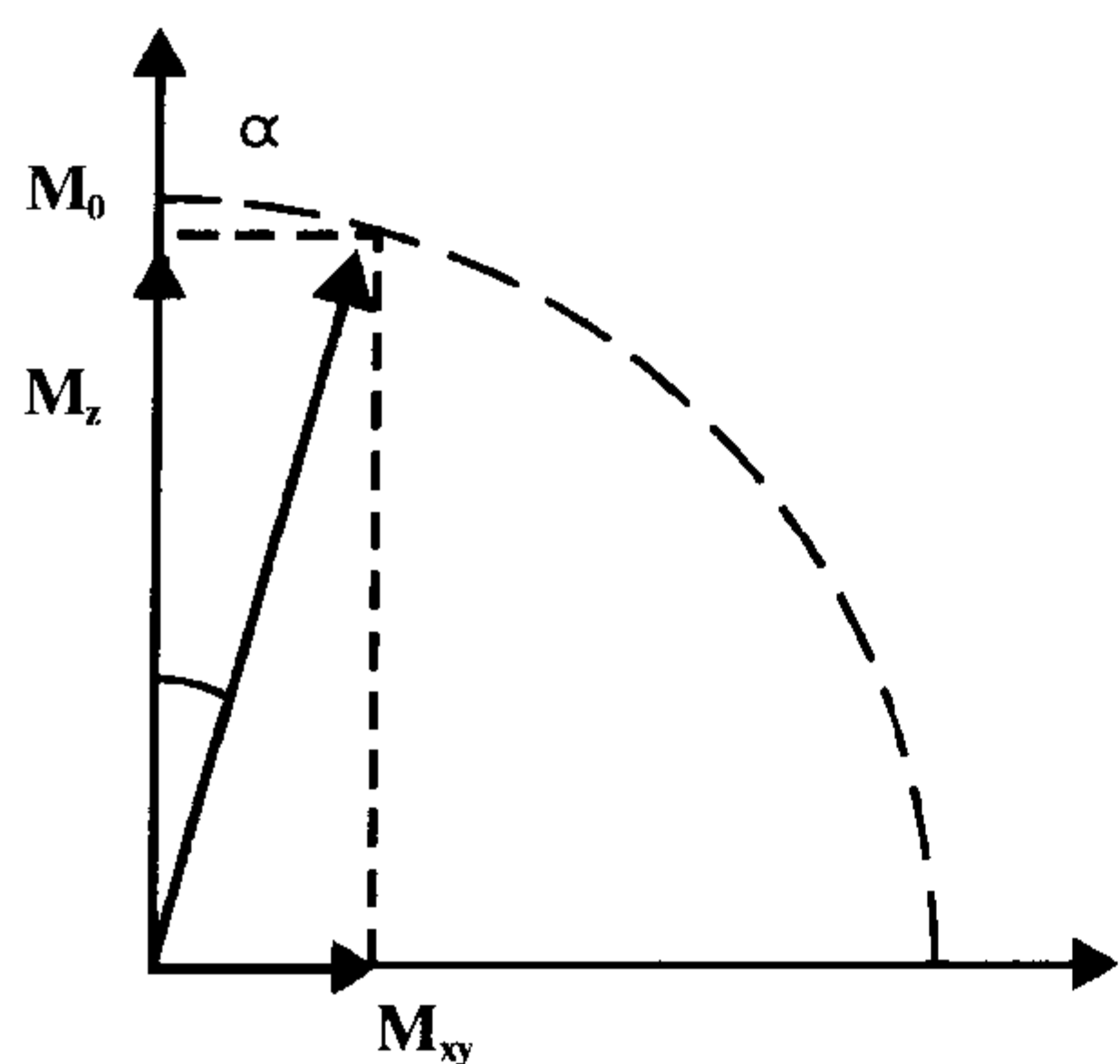


图 20-11 小翻转角造成很大的纵向磁化矢量。

不是很短,在极端情况  $\alpha$  为  $90^\circ$  时,此差异非常明显,类似于 SE 的情况。如果 TR 非常短,将不会有足够长的时间进行 T1 恢复,这样会降低 T1 权重(在这种情况下,由于大  $\alpha$  角会累积很大的稳态横向磁化矢量,从而增大 T2\* 权重——参见后面内容)。

大翻转角(在较长的 TR 时)产生较大的 T1 权重。

对于中等翻转角  $\alpha$  (如,  $30^\circ \sim 60^\circ$ ),结果是产生混合对比, 尽管更大的翻转角

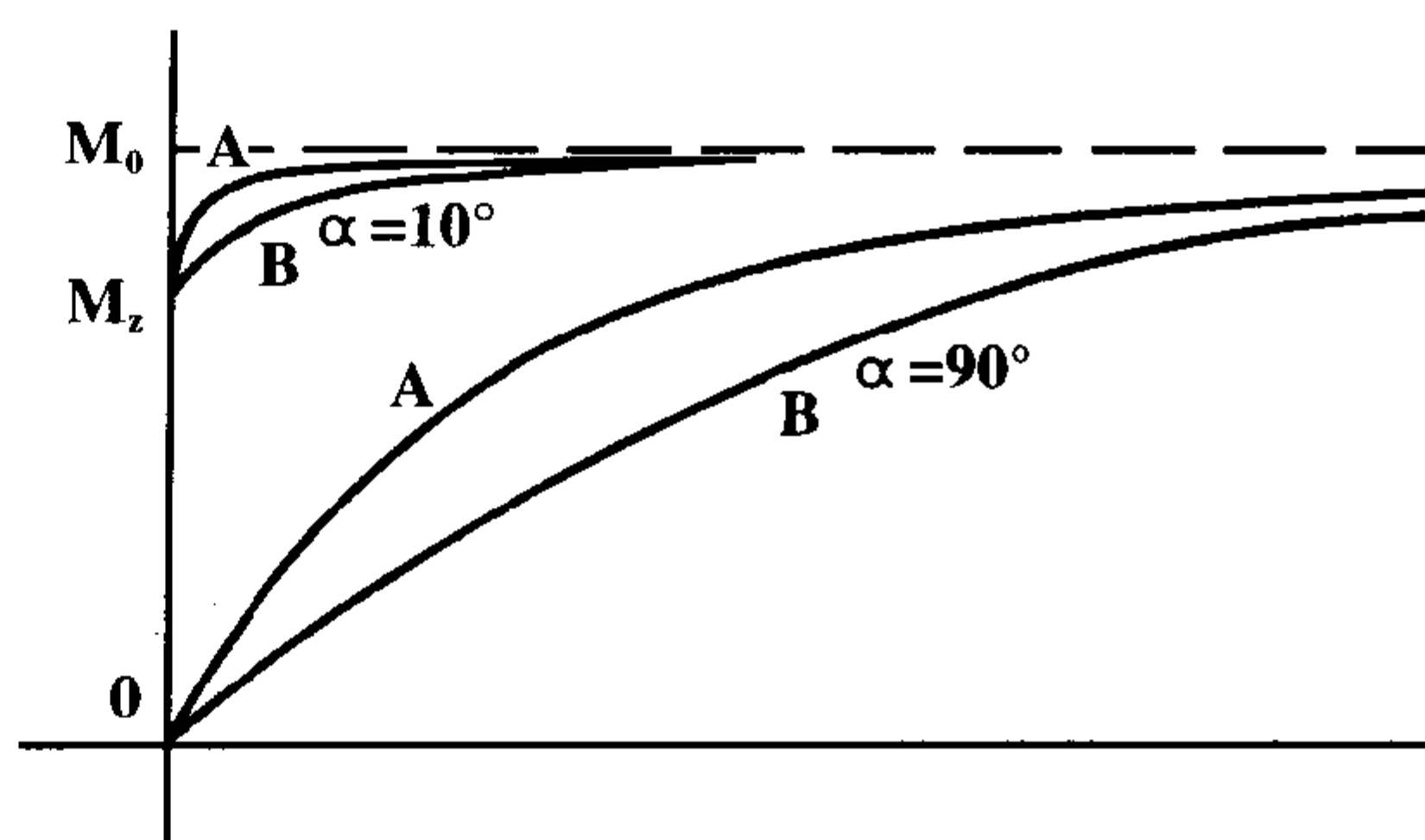


图 21-12 当翻转角很小时,区分两种组织间的 T1 对比很困难。这样,小翻转角  $\alpha$  降低 T1 权重。

会增加 T1 权重,趋向于抵消由于较大的稳态横向矢量所致 T2\* 权重。

然后,思考 TR 因素的影响。如果 TR 非常短(比如几十毫秒),那么在下次  $\alpha$  脉冲前,将不会有足够时间使横向磁化矢量进行完全的衰减。残存的横向磁化矢量 ( $e^{-TR/T2^*}$ ) 将必然会对下一次信号(在小翻转角时)产生影响。这样,短 TR 增加 T2\* 权重。简言之,当  $TR < 3T2^*$  (比如 100 毫秒左右)时,对比取决于 T2\*。

短 TR(小翻转角时)增大 T2\* 权重。

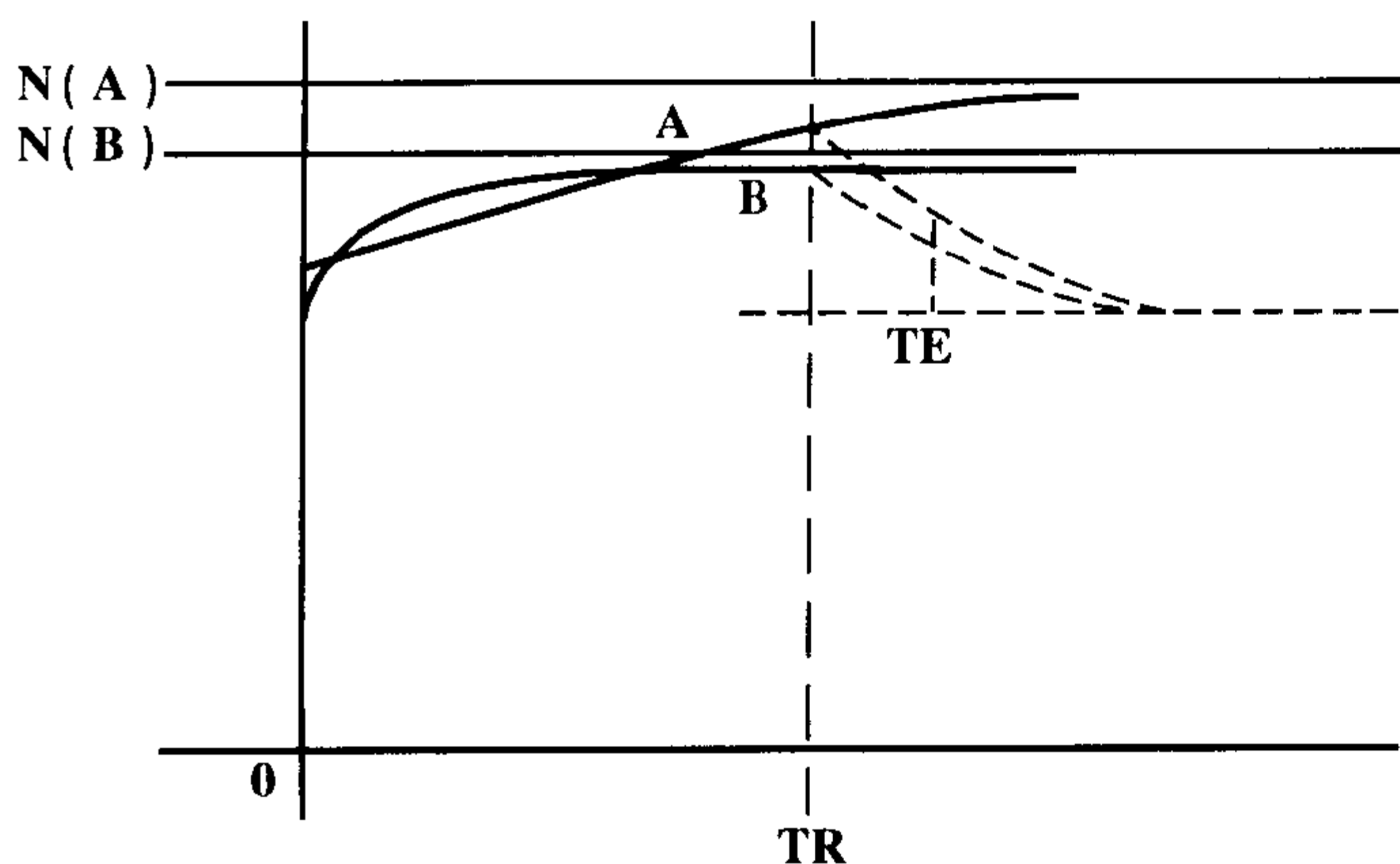


图 20-13 小翻转角也产生小的横向磁化矢量,因此降低 T2\* 权重而增加质子密度权重。

现在,考虑一下长 TR 的情况。记住“长”是一个相对的概念;在 GRE 中,“长”TR 大约为数百毫秒,它在 SE 中却相当于短的 TR!长 TR 可以使 T1 曲线进行更多的恢复,这样可更好地区分不同的 T1 值。它也会造成更大的 T2\* 衰减,减少稳态横向磁化矢量而降低 T2\* 权重。

较长的 TR 增大 T1 权重。

最后,我们讨论 TE 因素的影响。此参数在 GRE 中的作用与 SE 技术中的作用类似。也就是说,短 TE 减小 T2\* 权重而增大 T1 或质子密度权重。

短 TE 减小 T2\* 权重,而增大质子密度 (PD) 或 T1 权重。长 TE 增加 T2\* 权重。

你可能会想到,当这些参数不一致时会出现什么情况?例如,长的 TR 和小的翻转角会产生什么样的对比呢?最终的答案取决于,哪个参数的作用将会更显著。在这

个例子中,如前所述,小翻转角  $\alpha$  的作用占优势,产生质子密度加权图像。而短 TR 和大翻转角  $\alpha$  会怎样呢?此组合产生一个混合对比,它与组织的 T2/T1 比率成正比〔此对比是通过称之为稳态自由进动 (SSFP) 技术产生的;参见第 21 章〕。图 20-14~图 20-16 包含有一些 GRE 成像的例子。

数学:在此书的前面,我们介绍了一个表达信号强度 (SI) 的数学公式,它与 TR, TE, T1, T2 和 N(H) 相关,即

$$SI = N(H) e^{-TE/T2} (1 - e^{-TR/T1}) \quad (\text{等式 20-4})$$

现在,增加翻转角  $\alpha$  的影响因素,此等式修改如下:

$$SI = N(H) e^{-TE/T2} (1 - e^{-TR/T1}) [\sin \alpha / (1 - \cos \alpha e^{-TR/T1})] \quad (\text{等式 20-5})$$

等式 20-4 与 20-5 在几个方面存在不同。最明显的差别是括弧内的一项含有变

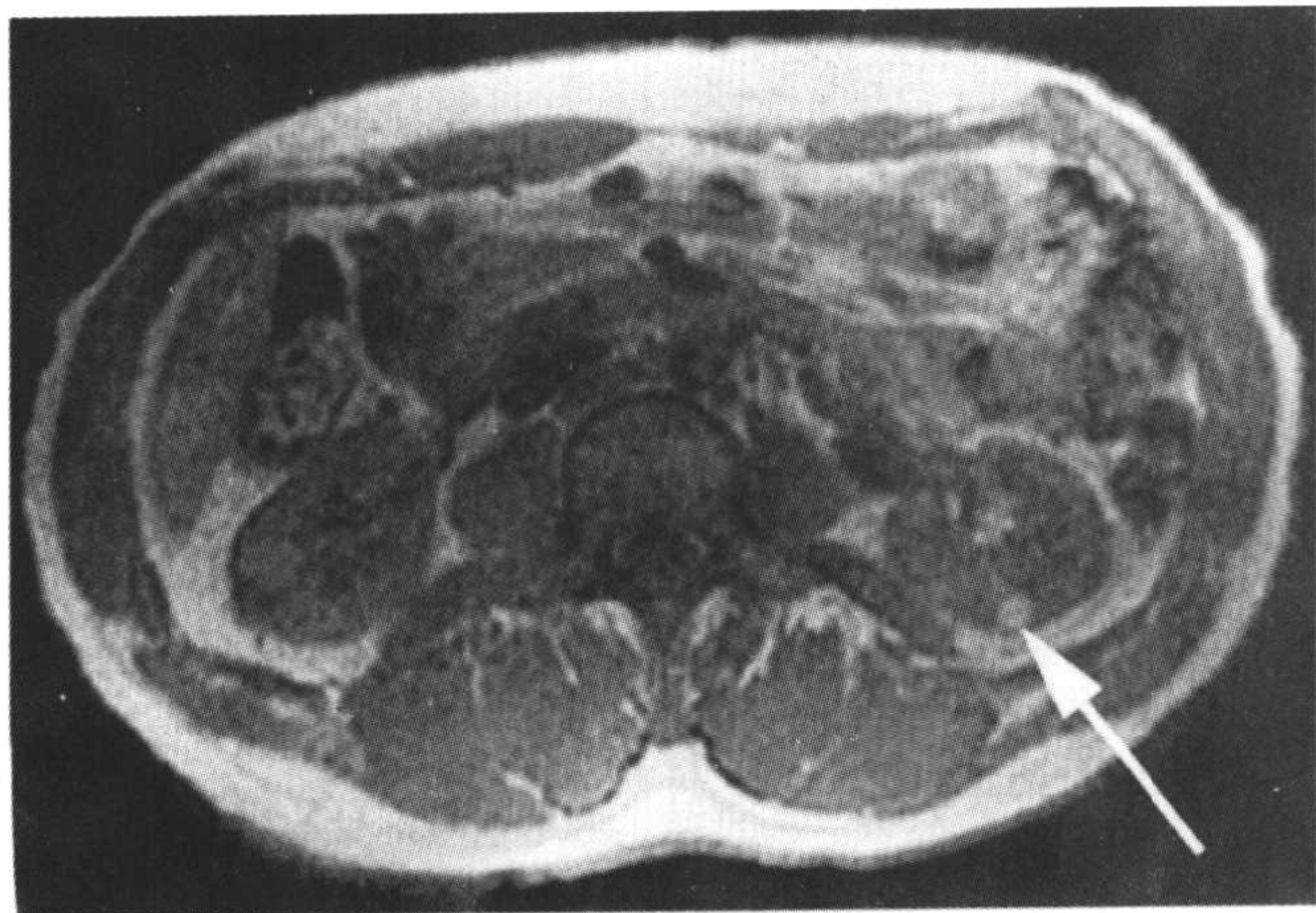


图 20-14 腹部横断 T1 梯度回波图像显示与 CSE 相似的典型腹部信号表现。左侧肾脏有一个局限性 T1 高信号,代表一个出血性囊肿,此病人为 Hippel-Lindau 综合征患者。

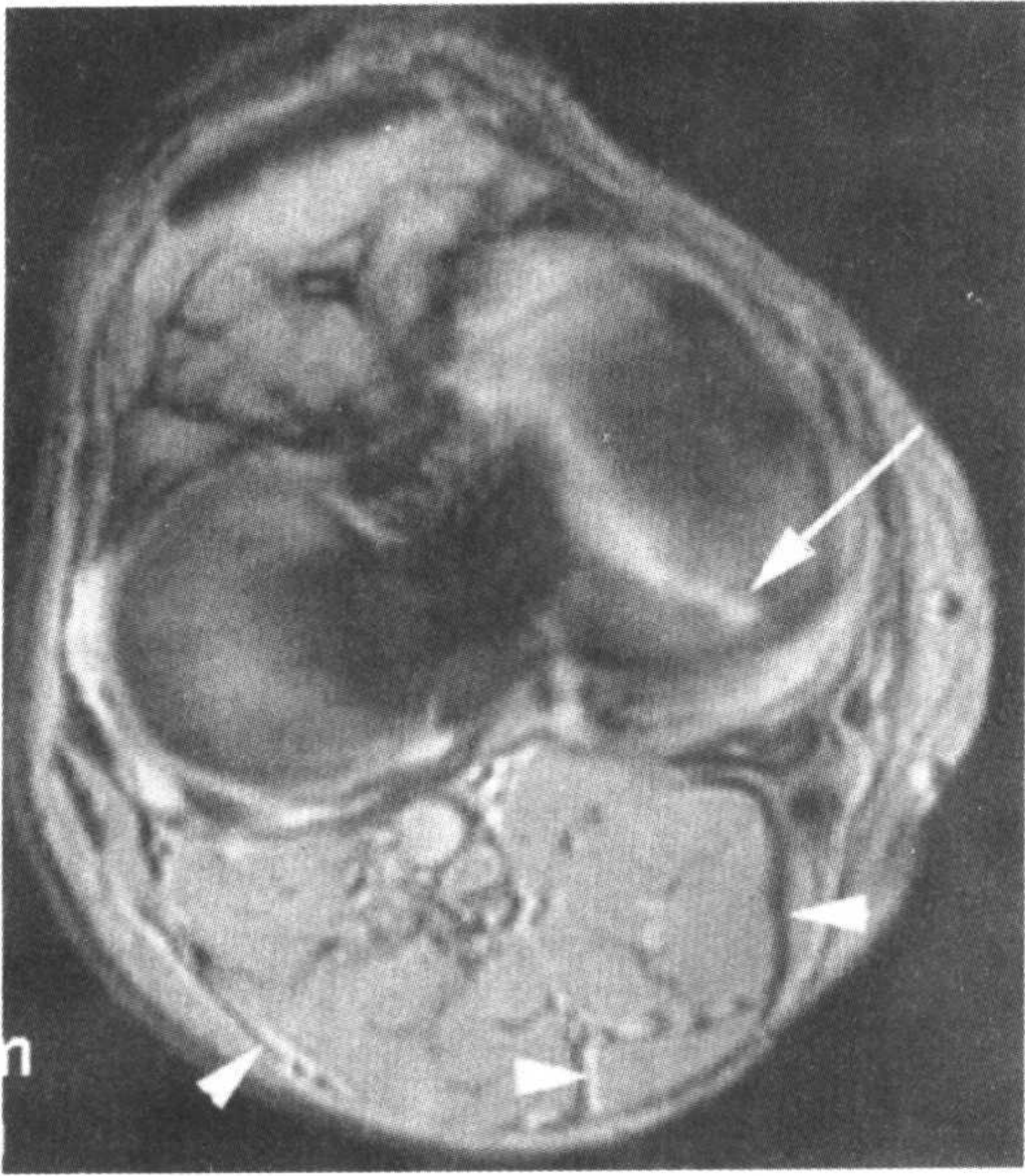


图 20-15 膝关节的横断 T2\* 梯度回波 (TR 684/TE 20ms) 图像显示内侧半月板后角的高信号,诊断为半月板撕裂(箭)。可见典型的 T2 高信号。同时在水平(频率编码)方向上可见典型的化学位移伪影(箭头)。

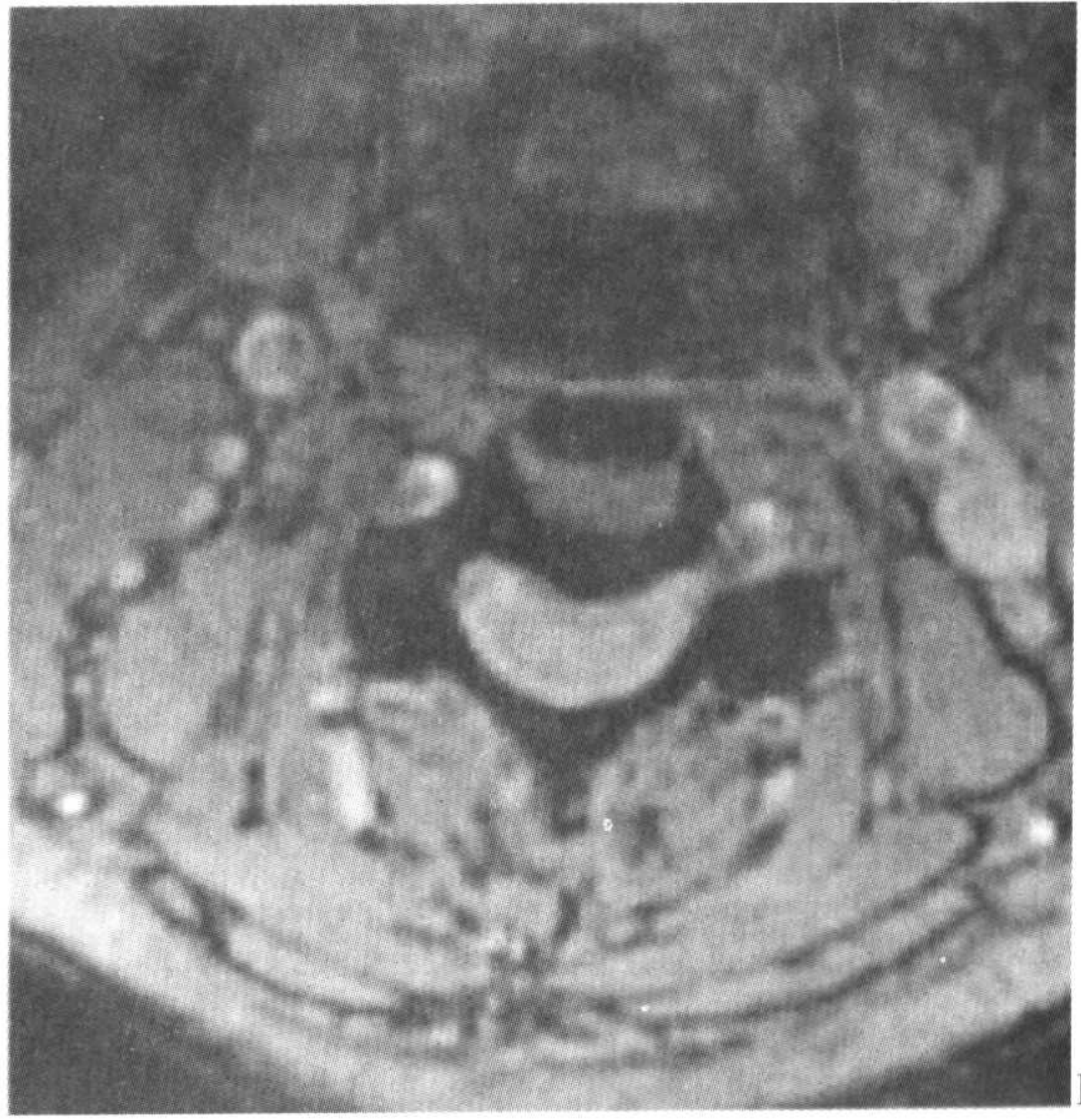


图 20-16 同一病人在同一磁体内前后 1 年的横断面 3D 梯度回波 T2\* 图像显示第二幅具有更重的 T2\* 权重。翻转角一致(5°);但图 A 为 TR 27/TE 6.9ms,而图 B 为 TR 35/TE 16ms。证明延长 TE 的效果要比延长 TR 的效果占优势。同时两幅图像中均可见中央性突出的椎间盘。



量  $\alpha$ 。同时注意 T2 被 T2\* 所取代,由于表达的是 GRE 成像的情况 (不存在 180° 聚相位脉冲)。

在极端情况下,即  $\alpha = 0^\circ$  和  $\alpha = 90^\circ$  时,等式 20-5 出现有趣的结果。当  $\alpha = 90^\circ$  时 (即在 SE 中的情况),那么  $\sin \alpha = 1$  而  $\cos \alpha = 0$ ,等式变为

$$SI = N(H) e^{-TE/T2^*} (1 - e^{-TR/T1})$$

(不等式 20-6)

它与公式 20-4 相同只是 T2 被 T2\* 所取代,如所预想的一样。

当  $\alpha \cong 0^\circ$  (也就是,非常小),那么  $\cos \alpha \approx 1$  而  $\sin \alpha \cong \alpha$ ,等式 20-5 变为

$$SI \cong N(H) e^{-TE/T2^*} (1 - e^{-TR/T1}) [\alpha / (1 - e^{-TR/T1})]$$

$$= N(H) \alpha e^{-TE/T2^*}$$

(等式 20-7)

它取决于质子密度  $N(H)$ ,也取决于 T2\*。

## 信噪比 (SNR)

GRE 技术中每个回波的信噪比 (与 SE 相比) 都降低了,因为在 GRE 中 TR 更短;但是,在每单位时间内,GRE 中可获得更多的回波,可在一定程度上代偿前面的效应。

## 第二种类型的化学位移伪影 (Dixon 效应)

这个现象我们在第 18 章 (“MRI 中的伪影”) 中已经进行了讨论,仅应用于 GRE 技术中。正如前面所讨论,脂肪和水内的质

子在横向平面内以略有差异的频率进动 (1.5T 时为 220Hz)。在射频脉冲后,脂肪和水都即刻被 (部分) 翻转到横向平面,并处于同相位。在以后不同的 TE 时刻,脂肪和水内的自旋将会处于同相位或反相位。1.5T 时,脂肪和水在射频脉冲后每隔 4.5ms 均恢复同相位。用下面的公式可求出此数值:

$$\begin{aligned} \text{脂肪和水之间的频率差} &= 220\text{Hz} \\ \text{周期} &= 1 / \text{频率} = 1 / (220\text{Hz}) \\ &= 0.0045\text{s} = 4.5\text{ms} \end{aligned}$$

这样,脂肪和水最初在 TE=0 时同相位,在 TE=2.25ms 时变为反相位,而在 TE=4.5ms 时重新同相位,等等。通常,1.5T 时,脂肪和水在射频脉冲后每隔 2.25ms 分别获得同相位和反相位 (参见图 18-11)。这就是第二种类型的化学位移。

如果选择 TE 为 2.25、6.75、11.25 和 15.75ms 等,脂肪所围绕的器官 (如肾脏和肌肉) 周围可见一个黑色的边界。这被称为边界效应,它在 SE 成像中不能被观察到,因为存在 180° 的聚相位脉冲。这种类型的成像被称为反相位扫描,指在这些 TE 时刻,脂肪和水的自旋将在 180° 反相位,互相抵消。但是,如果 TE 并不处于同相位和反相位,那么将出现典型的化学位移伪影。图 20-17 是这些现象的一个例子。

为解决这个问题,我们可以采取如下措施:

1. 通过选择恰当的 TE 使脂肪和水处于同相位。
2. 抑制脂肪。
3. 减小像素大小。

Dixon 方法<sup>[1]</sup>利用此现象可以只产生

[1] 摘自 Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. Radiology 1984;153:189-194

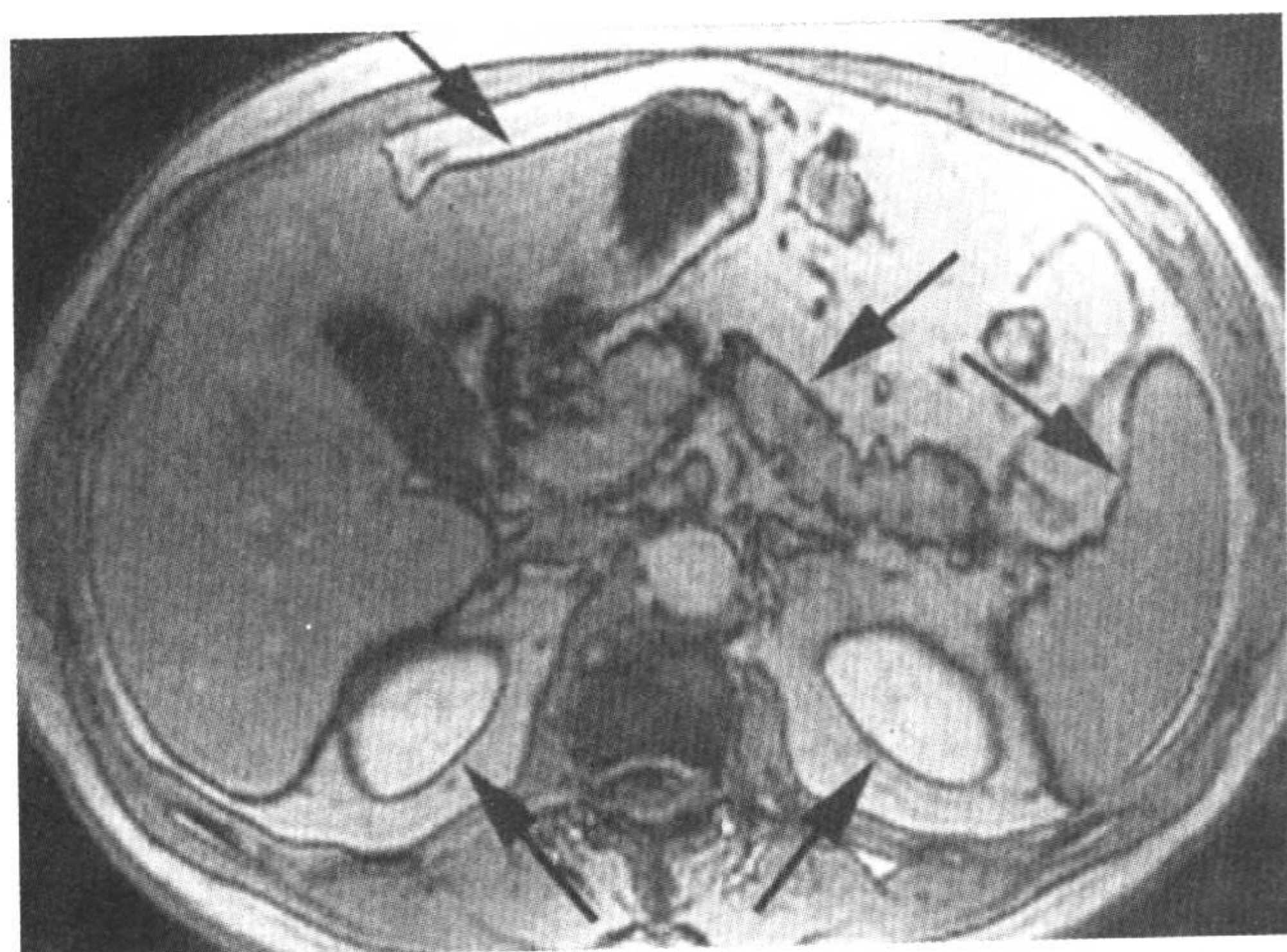
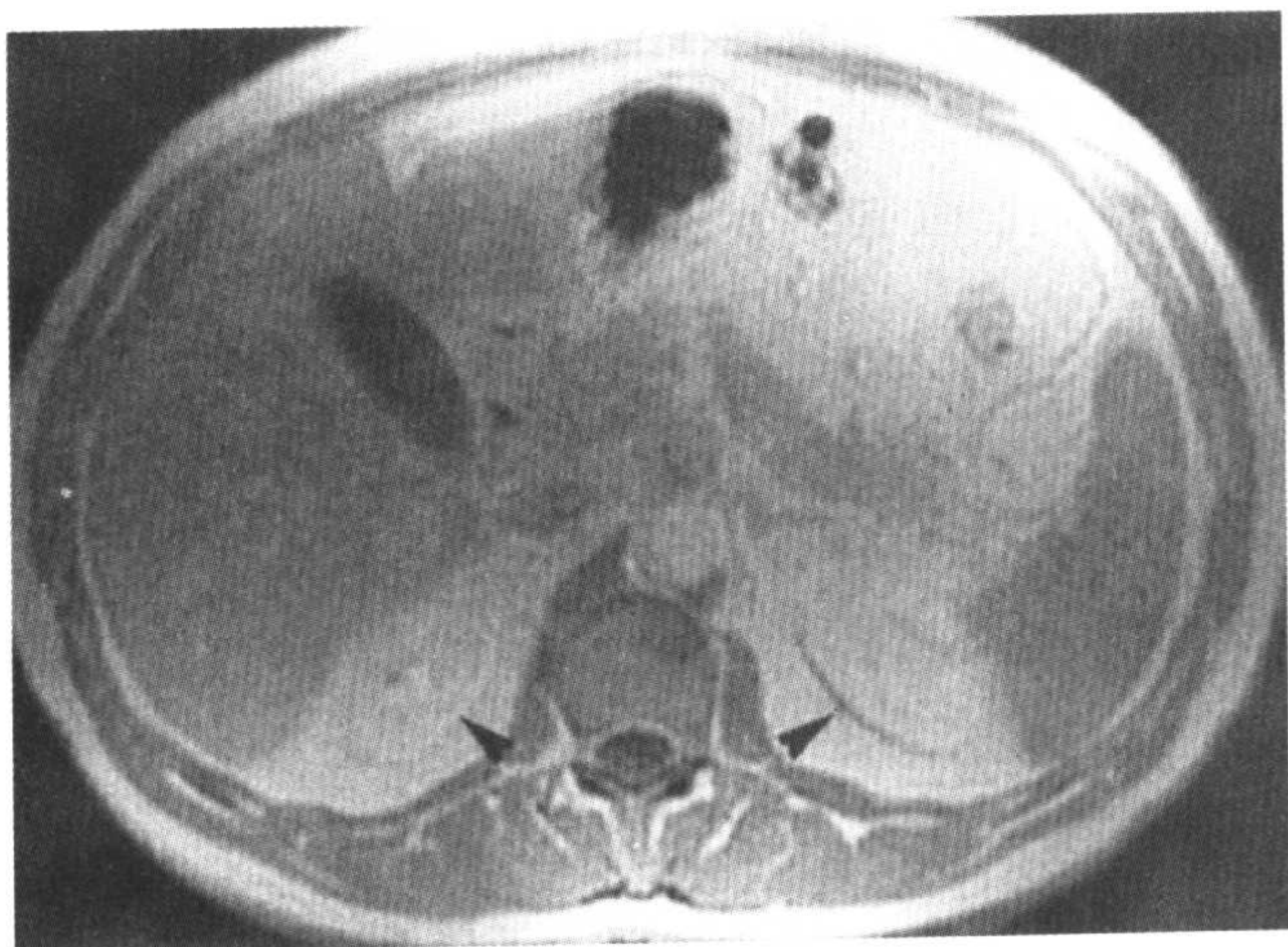


图 20-17 在同相位 (TR 93/TE 4.5ms) (A) 和反相位 (TR 93/TE 2.2ms) (B) 获得的钆增强后横断面梯度回波 T1 图像显示在脂肪和水界面的边界效应 (B 中箭)。同时注意在同相图像中,沿水平 (频率编码) 方向上细小典型的化学位移伪影 (箭头),提示 TE 并没有精确地位于同相位。

“水激励”或只产生“脂肪激励”图像。为理解它是如何完成的,我们假定把来自于脂肪和水的信号强度分别定义为  $F$  和  $W$ 。那么,脂肪和水同相位图像的信号强度 ( $I_{ip}$ ) 和反相位图像的信号强度 ( $I_{op}$ ) 为:

$$I_{ip} = W + F$$

$$I_{op} = W - F$$

这样,

$$W = (I_{ip} + I_{op}) / 2$$

$$F = (I_{ip} - I_{op}) / 2$$

就可以获得单独水 ( $W$ ) 或脂肪 ( $F$ ) 的成像。这被称为 Dixon 方法,它主要用于低场强条件下的频率性脂肪抑制。

### 三维 GRE 容积成像

采用 GRE 技术可进行连续薄层面 3D 成像。这种类型的成像方式是通过在层面选择 ( $z$  轴) 方向上应用另外的相位编码 ( $N_z$ ) 来完成的。结果,现在总的扫描时间将是:

$$\text{扫描时间} = \text{TR} \times N_y \times \text{NEX} \times N_z$$

(等式 20-8)

式中  $N_z$  是 z 轴方向的相位编码数。 $N_z$  通常为 2 的倍数 (即, 32, 64, 128), 但因为 z 轴方向进行的相位编码也可以造成在此方向上的卷折伪影, 在两侧都有一些层面被放弃, 这样显示的层面数就要稍小一些 (如, 28, 60, 120)。它可以提供一个厚块内的层面。

你可能会奇怪假如乘以这么大的因数  $N_z$ , 如何可能在合理的时间内完成 3D 成像呢。答案是依靠非常短的 TR。

### 示例

计算颈椎 3D GRE 技术成像的扫描时间, 参数如下:

$$\begin{aligned} \text{TR } 30 / \text{TE } 13 / \alpha \ 5^\circ / \text{NEX } 2 / 256 \times 192 / N_z \ 64 \\ \text{扫描时间} &= (\text{TR}) (\text{NEX}) (N_y) (N_z) \\ &= (30) (2) (192) (64) \\ &= 737280 \text{ ms} \\ &= 737.28 \text{ s} = 12 \text{ 分钟 } 17 \text{ 秒} \end{aligned}$$

图 20-18 中显示它的一个典型的脉冲序列图。此处的主要差别是在施加射频脉冲时选择一个厚组织块 (也就是, 施加厚块选择梯度), 同时在 z 轴方向上应用频率编码 (也就是, 层面编码)。这一点在图 20-19 中也进行了描述。

容积成像可以采用各向同性 (正方的,  $\Delta x = \Delta y = \Delta z$ ) 或非各向同性 (非正方的) 的体素进行。前者的优势是能够在所选择的任意平面方向上进行高质量的重建。3D 成像目前也可以在高性能梯度的基础上, 采用较新的 FSE 技术进行。后面的章节中将进行更详细的介绍。

### 3D GRE 的优点

1. 在没有层面交叉情况下进行连续薄层面的快速容积成像 (图 20-20 和图 20-21)。
2. 重组能力 (特别是在各向同性体素)。
3. 提高了信噪比, 因为

$$\text{SNR} \propto \sqrt{N_z}$$

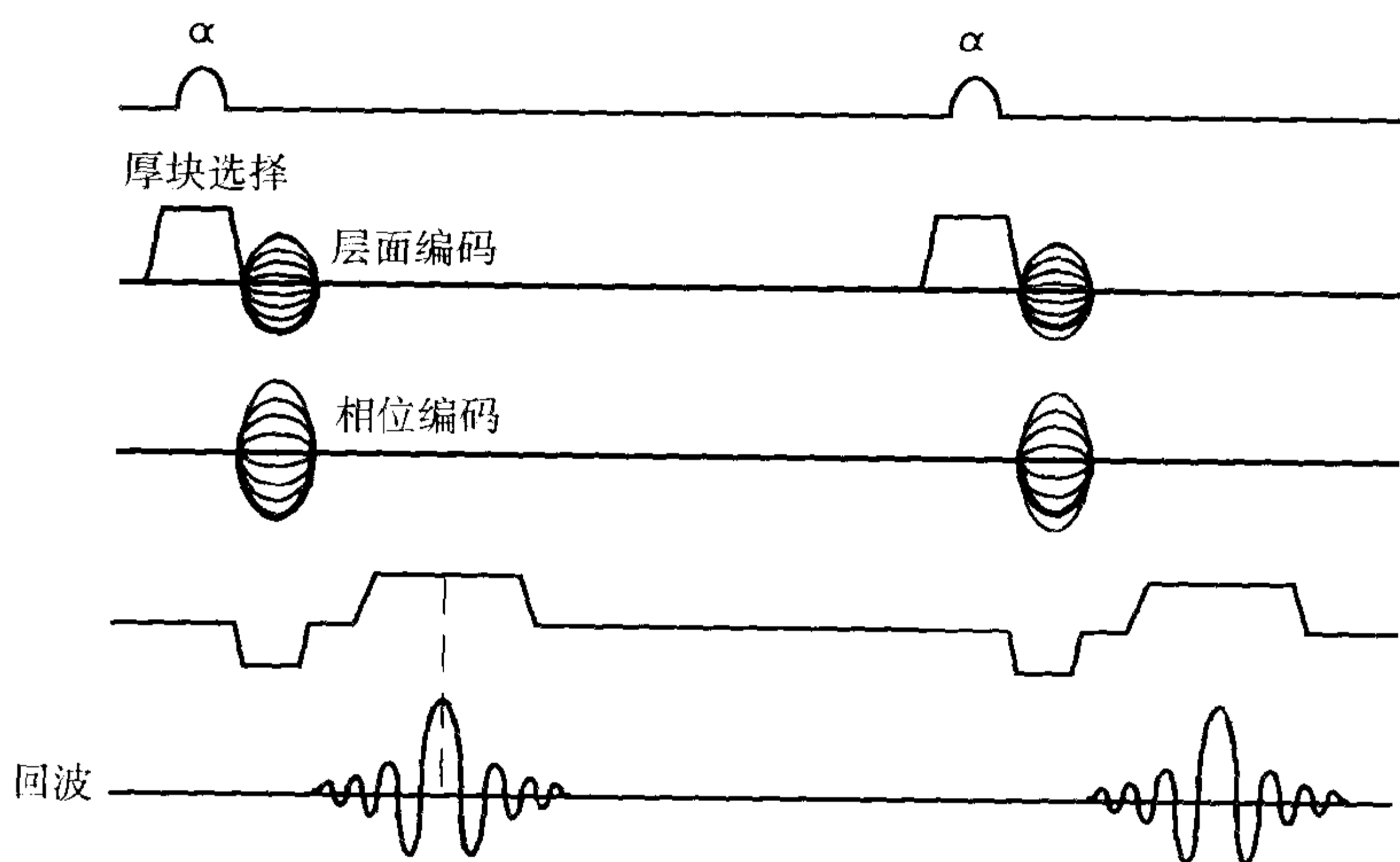


图 20-18 3D GRE 的脉冲序列图。沿 y 和 z 方向均施加相位编码梯度。层面选择梯度也被一个厚块选择梯度所取代。

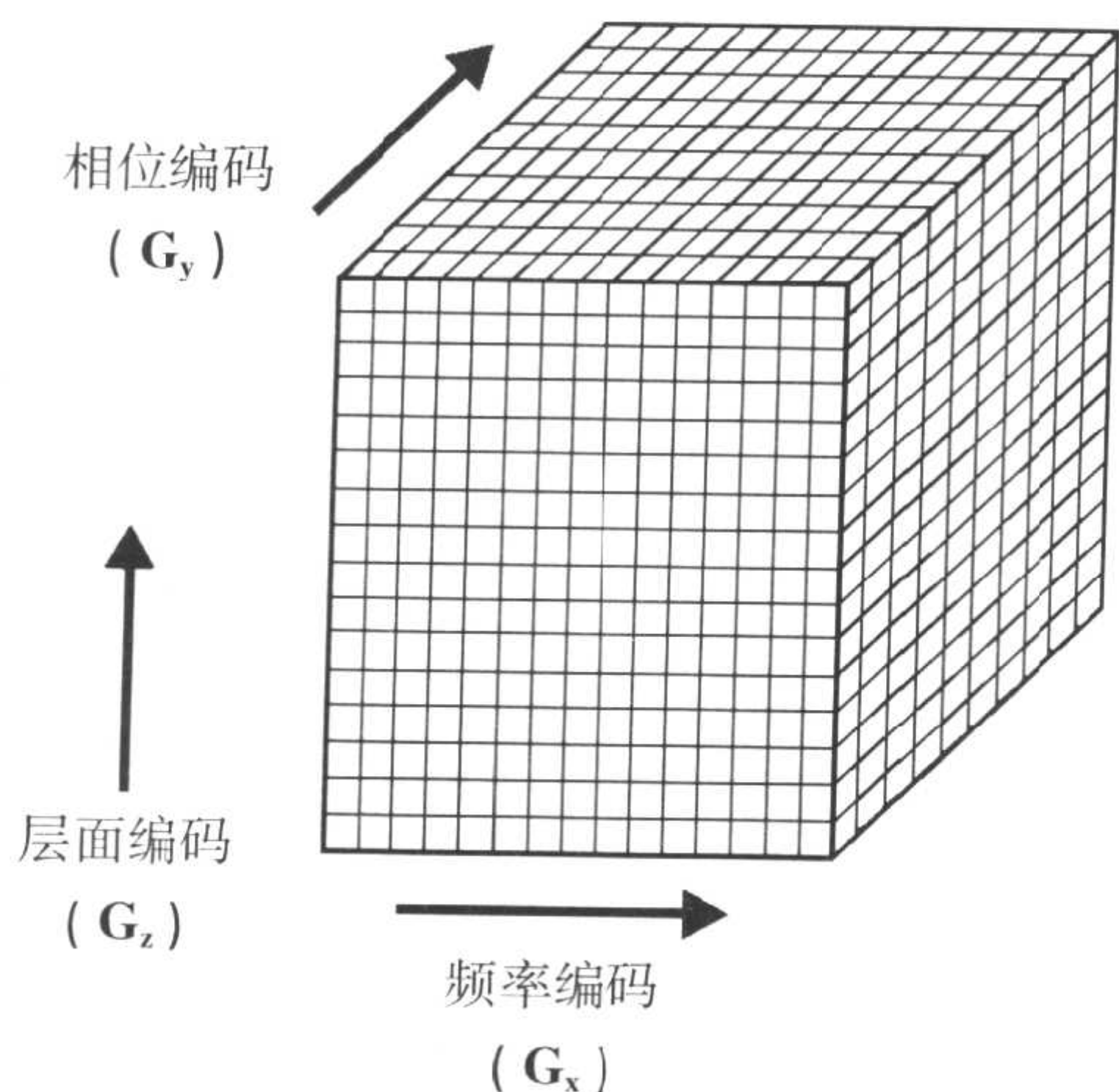


图 20-19 3D GRE 成像中的三个方向的梯度。

**GRE 的优点**

1. 提高了扫描速度。
2. 增加了对出血所致磁化率影响的敏感性(与 SE 相比,可以进行更好地检测)。

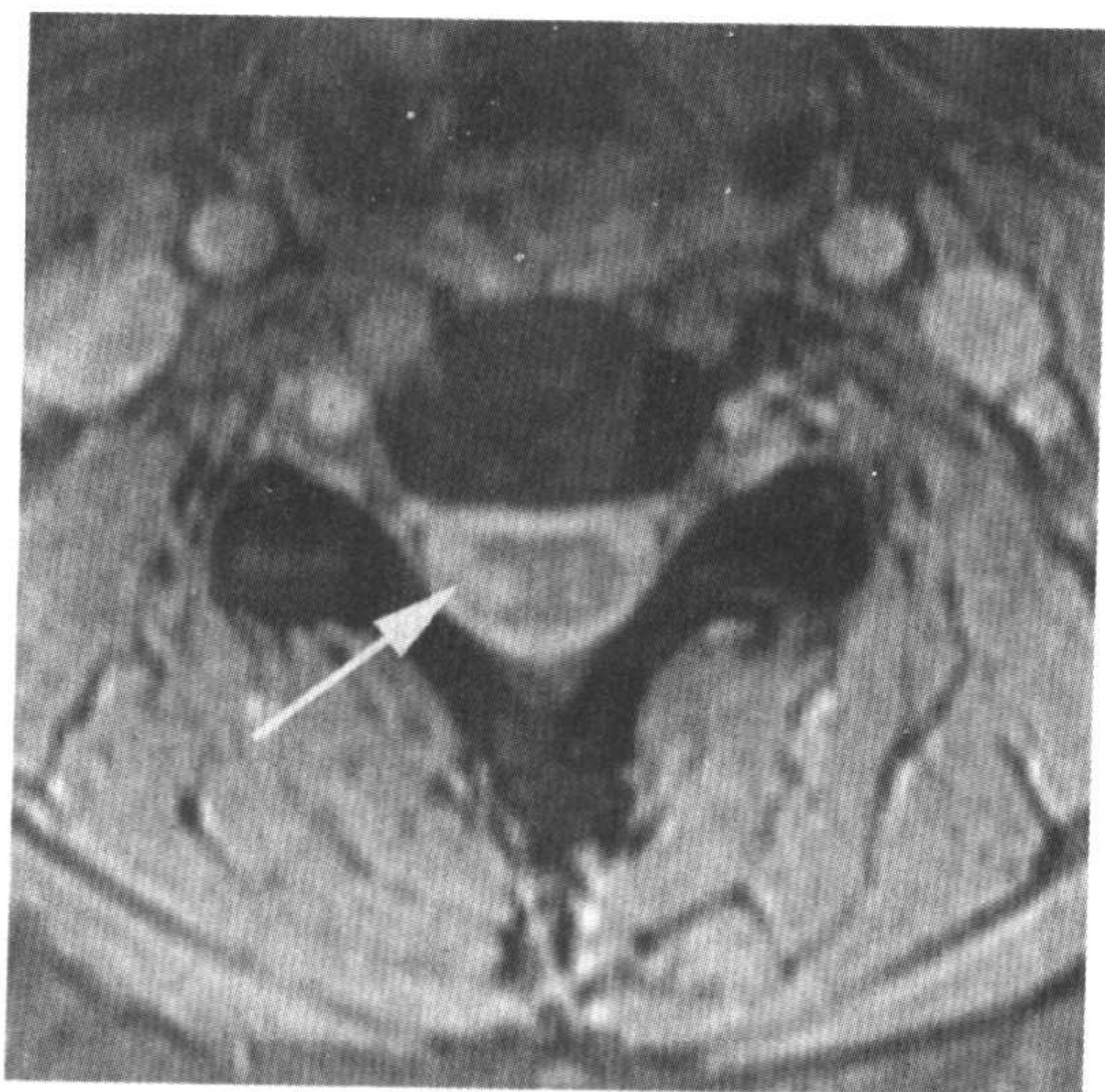


图 20-20 采用 3D 技术采集的颈椎横断梯度回波 T2\* 图像显示脊髓右侧由于多发性硬化所致的高信号(箭)。

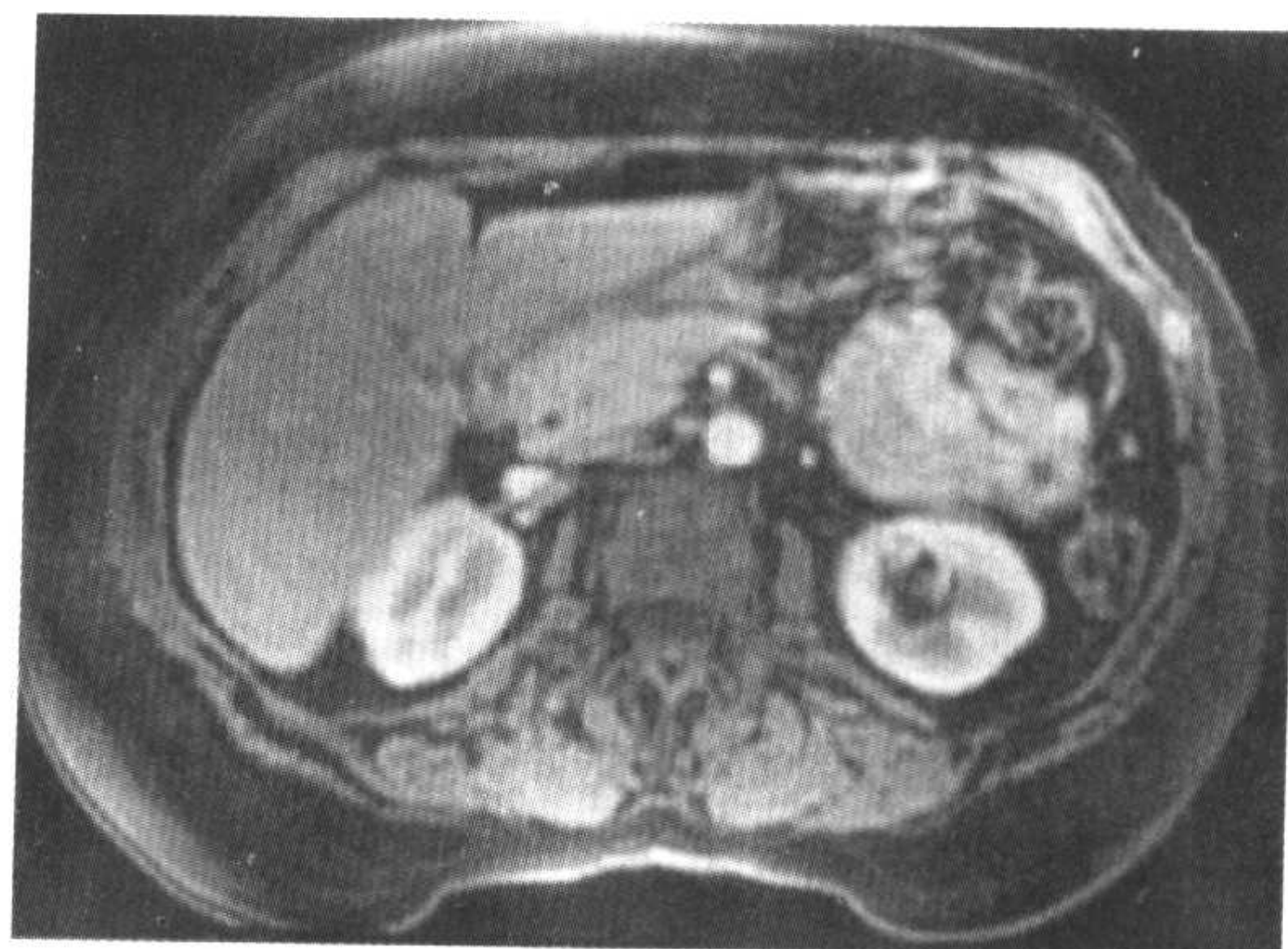


图 20-21 采用 3D 技术采集的腹部横断梯度回波 T1 图像显示所见器官的正常强化。它在化学(频率)脂肪抑制条件下进行(更详细内容参见第 23 章)。

3. 在合理的时间内进行 3D 成像(如,在颈椎中的检查)。
4. 流动血液的成像(如,MR 血管成像)。

**GRE 的缺点**

1. 降低了信噪比,原因来自于:(a)小翻转角  $\alpha$ ,减小了横向磁化矢量,和(b)非常短的 TR,不能使纵向磁化矢量进行充分的恢复。
2. 增大了磁化率伪影(由于没有  $180^\circ$  聚相位脉冲),大部分见于空气和组织的交界面,例如在副鼻窦区或者腹部。
3. 由于没有  $180^\circ$  聚相位脉冲,为 T2\* 衰减。这导致增加了对外磁场不均匀的敏感性,体素内失相位和磁化率伪影。
4. 与 FID 成像相比,GRE 技术(它实际上是 FID 恢复技术)采用较长的 TE,这样由于增加了 T2\* 衰减而降低了信噪比。
5. 产生了第二种类型的化学位移效应,导致在具有水脂肪交界面的器官,例如肾、肝、脾等的周围出现一条暗带。

## 要点

1. GRE 技术的目的是为了缩短扫描时间。
2. 扫描时间与 TR 成正比;在 GRE 成像中,可以选择非常小的 TR。
3. 因为短 TR 不能够使纵向磁化矢量进行合理的恢复(这样会明显降低信噪比),应当采用一个部分翻转角  $\alpha$  ( $<90^\circ$ )。
4. 因为 TR 可以非常短,以致横向平面内的自旋不能完全失相位,在下次循环开始时可能存在一个残存的横向磁化矢量。
5. 使用一个聚相位梯度(读出方向)消除最初的 FID,并在后面回波时间 TE 使它得到恢复(这样被称为梯度恢复回波,或 GRE)。
6. 因为 TR 非常短,以致在一个 TR 周期内不能采集其它层面, GRE 技术常常一次

采集一个层面。(在下一章中,我们将讨论多层面 GRE 技术。)

7. 结果,扫描时间也将与所采集的层面数成正比,也就是,采集时间  $=TR \times N_y \times NEX \times$  层面数。
8. 组织对比是翻转角  $\alpha$ 、重复时间 TR 和回波时间 TE 的函数。表 20-1 采用一个简单的方式总结了它们所表现的结果。

表 20-1

	小	大
$\alpha$	↑ PDW	↑ T1W
TR	↑ T2*W	↑ T1W
TE	↑ PDW	↑ T2*W

## 习题

- 20-1 是 / 否 根据第二种类型的化学位移,在 1.5T 时,脂肪和水内的质子在 TE=2.2ms,6.7ms 等时处于反相位。
- 20-2 是 / 否 小翻转角增大质子密度权重而减小 T1 权重。
- 20-3 是 / 否 GRE 技术常常一次采集一个层面。
- 20-4 是 / 否 通常, GRE 技术采用小的翻转角,因为采用非常短的 TR 以节约扫描时间。
- 20-5 是 / 否 在没有  $180^\circ$  脉冲的情况下, GRE 中采用一个双向重聚梯度。
- 20-6 是 / 否 TR 较长时,可以产生更大的 T2\* 权重。

- 20-7 计算 TR=30ms, NEX=2,  $N_y=256$  条件下,采用 GRE 在 (a) 一个层面和 (b) 15 个层面时的扫描时间。
- 20-8 是 / 否 在 GRE 中磁化率伪影要小于 CSE。
- 20-9 是 / 否 在 GRE 中不使用  $180^\circ$  脉冲的原因是为了缩短扫描时间。
- 20-10 在 3D GRE 中的信噪比等于 2D GRE 中的信噪比乘以:
  - (a)  $N_z$
  - (b)  $\sqrt{N_z}$
  - (c)  $N_y$
  - (d)  $\sqrt{N_y}$
- 20-11 是 / 否 GRE 序列采用小翻转角,是因为 TR 太短,不能使纵向磁化矢量充分恢复以达到足够的信噪比。

## 简介

在上一章中,我们介绍了梯度回波成像技术。在这章中,我们将讨论几种梯度回波技术,包括 GRASS (稳态梯度恢复采集)/FISP(稳态进动快速成像),SPGR(损毁 GRASS)/FLASH(快速小角度激发)和 SSFP (稳态自由进动)/PSIF (对置的 FISP)。虽然每个设备厂家使用不同的缩写,但它们内在的概念是相同的。我们还将讨论这些 GRE 技术的多层面(MP)形式(例如,MPGR-MP FISP, MPSPGR / MP FLASH)。最后,介绍这些技术的快速形式〔例如,快速 GRASS(FGR)/快速 FISP,快速 SPGR(FSPGR)/快速 FLASH〕和它们的多层面形式(例如,FMPGR / 快速 MP FISP 和 FMPSPGR/快速 MP FLASH)。

## 命名

表 20-1 中包括了三个主要设备厂家:通用电气(GE)、Siemens 和 Philips 所使用的重要缩写的总结。同时参见本书的缩写表。例如,GE 使用“Fast”的前缀,而 Siemens 使用“Turbo”来命名相类似的快

速扫描技术,无论是在梯度恢复回波或者是在自旋回波中(缩写的完整拼写参见缩写表)。

## GRASS/FISP

在上一章中我们曾经谈到,与 SE 不同,在 GRE 中每个循环的结束时都可能有横向磁化矢量,并保持至下一个周期。此残存的横向磁化矢量在数个周期后达到一个稳态的值,定义为  $M_{ss}$ 。

这个残存的、稳态磁化矢量会与下一次  $\alpha$  射频脉冲所产生的横向磁化矢量叠加到一起,从而增大了 x-y 平面内的矢量大小(图 21-1)。这样就会产生更大的  $T2^*$  权重。换句话说,较长的  $T2$  的组织会比较短  $T2$  的组织具有更大的  $M_{ss}$ 。

实际上,为了保存这个稳态的矢量成分,在这个脉冲序列里需要新增加一个步骤。在每个周期结束时都沿相位编码方向施加一个所谓的回复梯度,以去除每个周期开始时所施加的相位编码梯度所产生的作用(也就是,它会“回复”前者的作用效果)。换句话说,回复梯度只产生与相位编码梯度相反的作用(图 21-2)。例如,如果

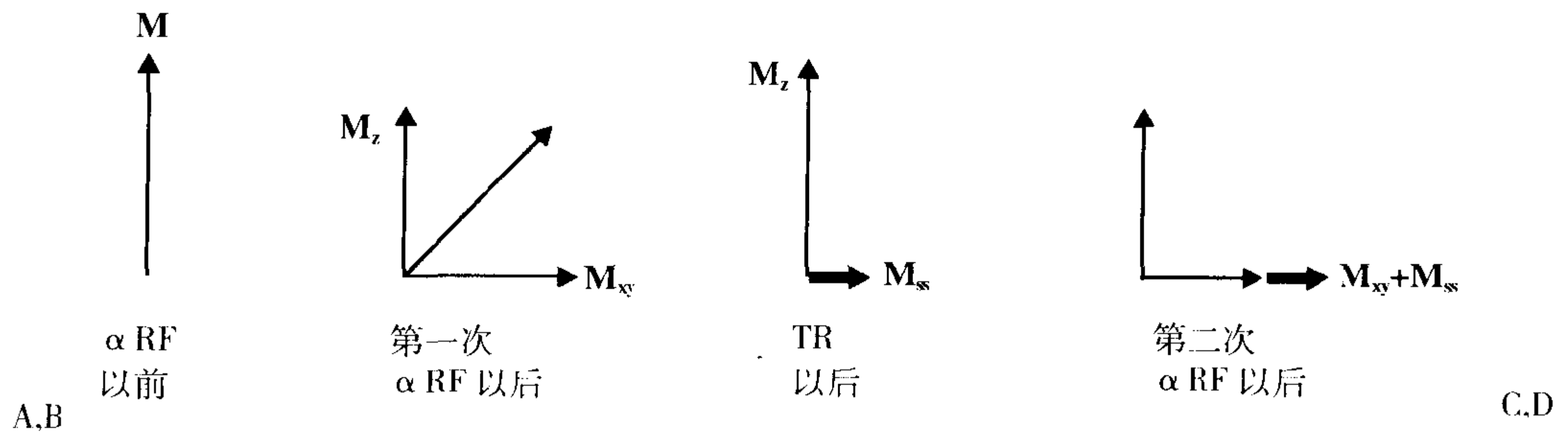


图 21-1 A~D: 残存的横向磁化矢量达到稳态  $M_{ss}$ , 并保持至一个短的 TR 以后。

表 21-1

GE	Siemens	Philips
GRASS	FISP	TFE
SPGR	FLASH	T1 FFE*
SSFP	PSIF	T2 FFE*
FSPGR	快速 FLASH	T1 TFE**

\*TFE: 快速场回波

\*\*FFE: 快速场梯度回波

施加相位编码梯度为+3, 那么回复梯度将是-3。

### SPGR/FLASH

所谓“损毁”就是指消除或“损毁”稳态横向磁化矢量。为了达到这个目的, 可以采用以下几种不同的方式:

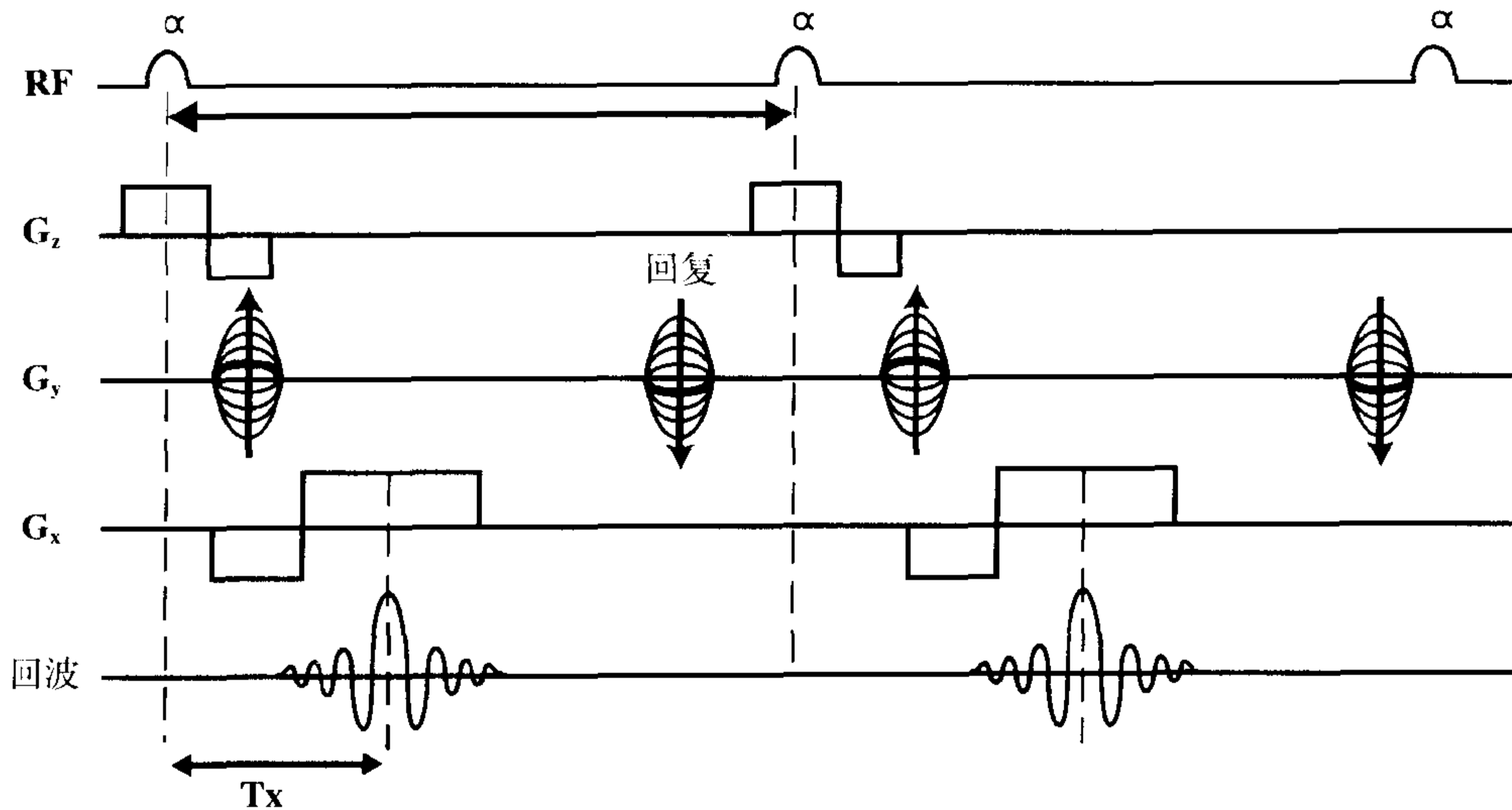


图 21-2 GRASS/FISP 的脉冲序列图。在每个周期结束时沿 y 轴方向施加一个“回复”梯度, 以消除相位编码梯度的作用。

1. 通过施加的射频损毁;
2. 通过采用可变梯度损毁;
3. 通过延长 TR。

### 射频损毁

射频损毁是 SPGR 中采用的一种方法, 如图 21-3 所示。在这种方式中, 每个后续的射频脉冲都添加一个相位偏移。这就造成一个相对于随后的  $M_{xy}$  矢量的相位移。通过维持发射与接收之间的恒定相位关系 (通过相位固定回路而实现), 随后的  $M_{xy}$

矢量互相抵消。图 21-4 中画出了一个 SPGR 序列的脉冲序列图 (PSD)。在这种方式中, 自然不会采用回复梯度, 因为它的目的是保存稳态的横向磁化矢量, 从而与损毁的目的相抵触, 参见图 21-5。

### 可变梯度损毁

通过采用可变梯度也可以达到损毁的目的。它是通过引入一个在每次循环时都变化不同强度的额外梯度场来实现的 (图 21-6)。

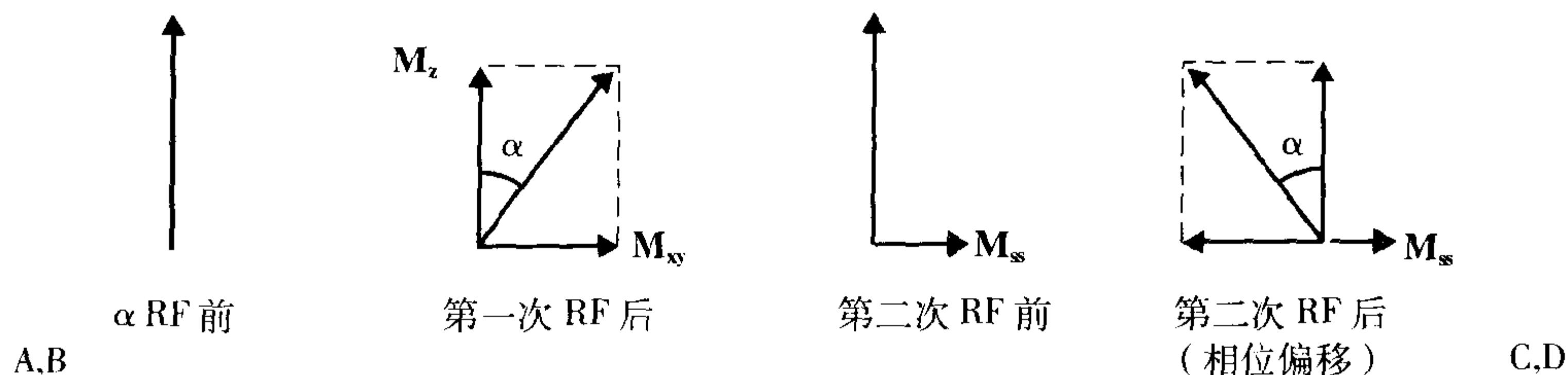


图 21-3 A~D: (在 SPGR 中) 可以通过射频损毁消除稳态的横向磁化矢量, 在这种方式中, 后续每个射频脉冲都添加了一个相位偏移。

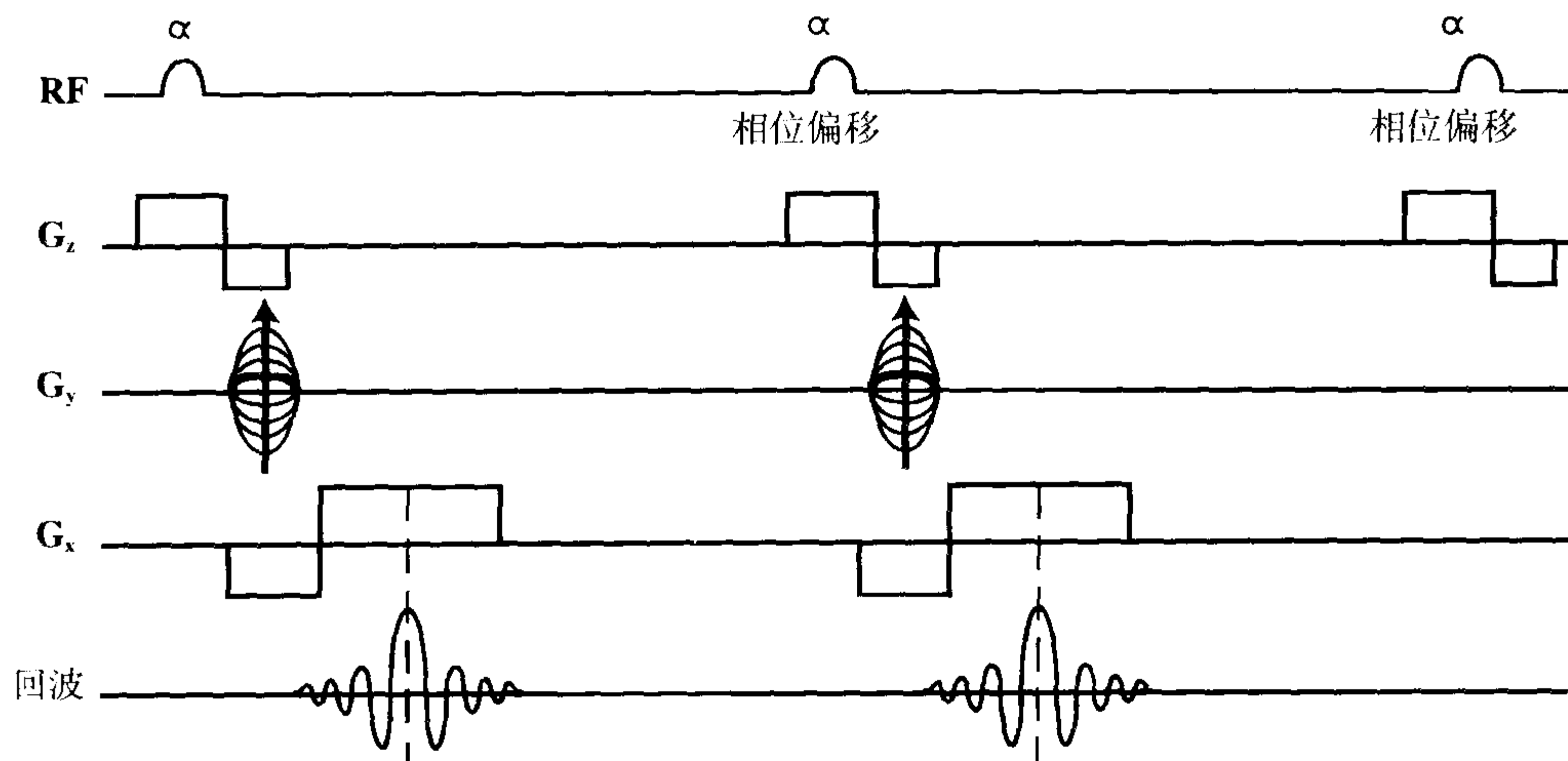


图 21-4 (在 SPGR 中) 采用射频损毁进行的损毁 GRE 脉冲序列图。



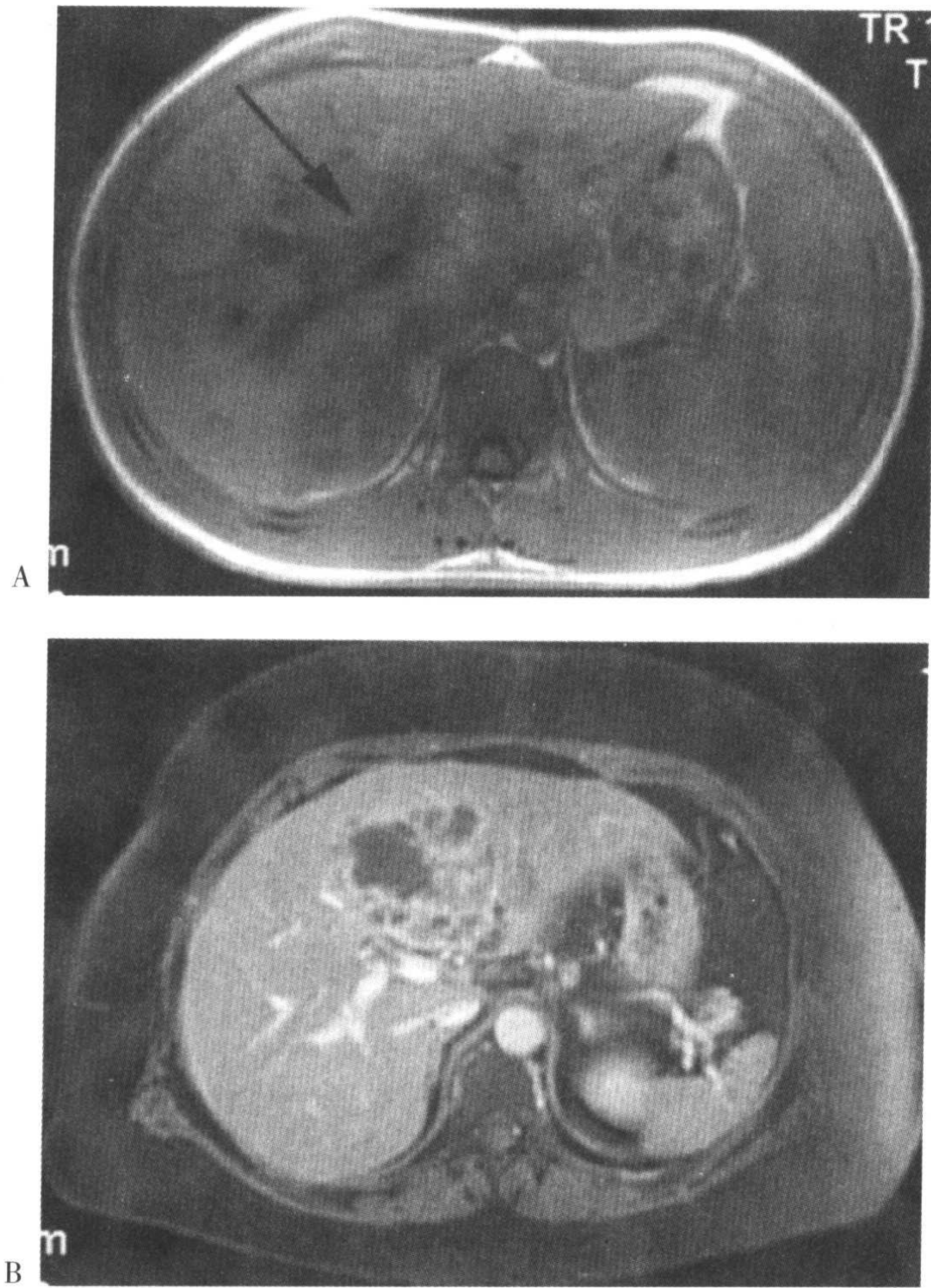


图 21-5 腹部横断损毁梯度回波 T1 图像。A: 未应用对比剂, 显示病人继发于肝炎所致的门脉周围水肿 (箭)。B: 化学 (频率) 脂肪抑制和增强后, 在不同的层面显示肝右叶内侧的多个局灶性病变, 与化脓性肝脓肿表现一致。

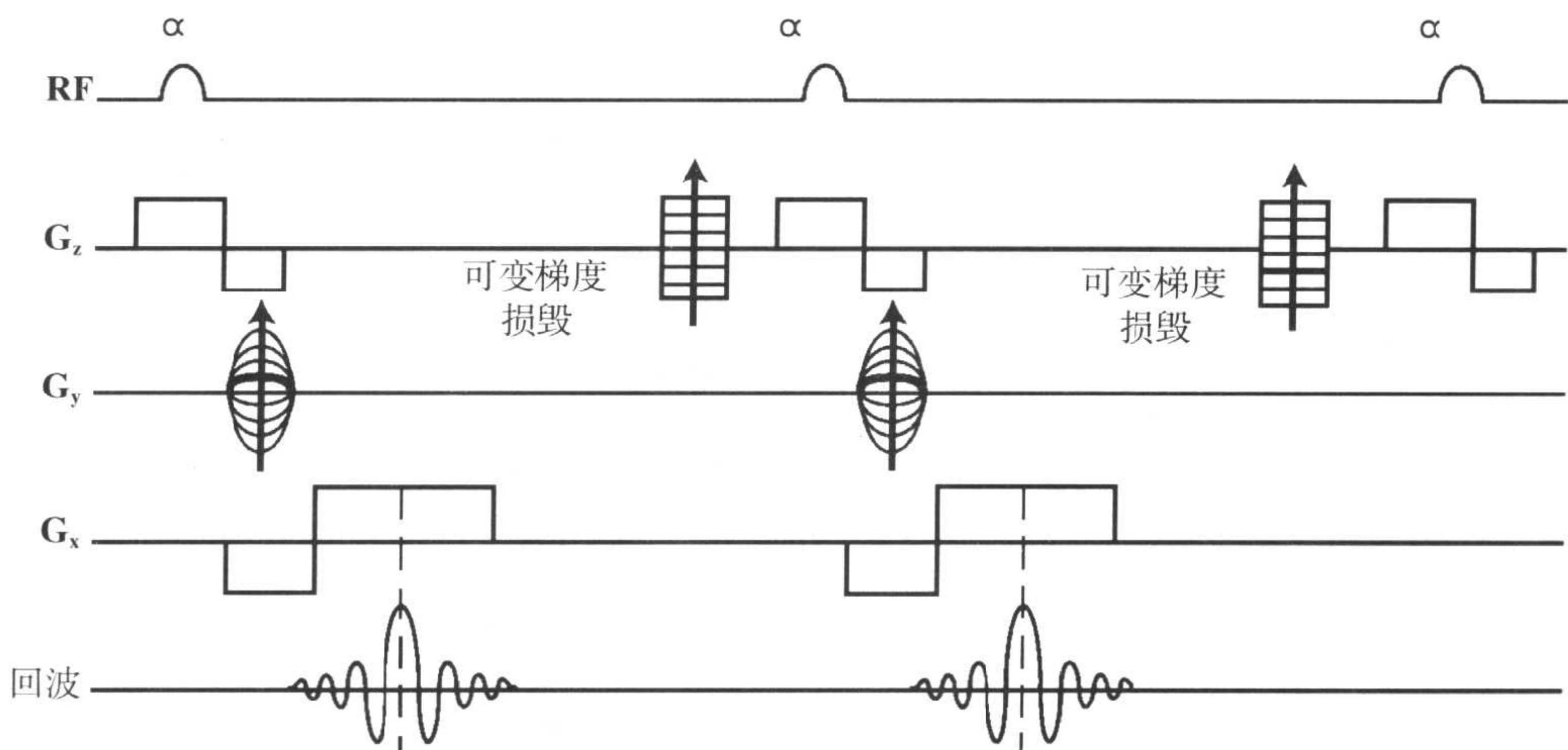


图 21-6 采用可变梯度损毁进行的损毁 GRE 脉冲序列图。

## 延长 TR

最后一种损毁  $M_{xy}$  的方式是通过延长 TR 而实现的。当 TR 足够长时(通常大于 200ms),就有充足的时间使横向平面内的自旋完全失相位(因为  $TR > T_2$ )。这与 SE 脉冲序列中的情况相类似。

问:在较长的 TR(例如,500ms)时,GRASS(或 FISP)与 SPGR(或 FLASH)之间的差异是什么?

答:没有任何差异!在 GRASS 中 500ms 的 TR 可以使横向磁化矢量在每个周期内进行有效的衰减,也就是,它会消除稳态磁化分量( $M_{xy}$ )。结果,当 TR 较长时,对于任何给定的 TE 和  $\alpha$ ,GRASS/FISP 和 SPGR/FLASH 将具有相似的图像特征。

## SPGR/FLASH 的组织对比

通过消除稳态横向磁化分量,在 SPGR/FLASH 技术中,仅有纵向磁化分量能够影响所产生的信号。这样,此技术本身就可以降低  $T_2^*$  的权重,而增大  $T_1$  的权重。假如  $\alpha$  也相对较大时,这一点是正确的。但是当  $\alpha$  较小时, $T_1$  恢复曲线将起较小的作用,而质子密度(PD)的权重会增大。

在 SPGR 中,长 TR 和大  $\alpha$  产生  $T_1$  权重;而长 TR 和小  $\alpha$  产生 PD 或  $T_2^*$  加权图像,这取决于 TE。

### SPGR(FLASH)的缺点

1. 增大了  $B_0$  不均匀性所致的失相位。
2. 增大了磁化率伪影。

3. 增大了化学位移伪影(暗带)。

## SSFP/PSIF

此技术理解起来比较困难。它产生重  $T_2$ (不是  $T_2^*$ )加权图像。它的脉冲序列图见图 21-7。此序列的理念是每个  $\alpha$  射频脉冲内都包含有一些  $90^\circ$  和一些  $180^\circ$  脉冲。在图 21-7 中, $\alpha_1$  的作用类似于  $90^\circ$  激励脉冲,而  $\alpha_2$  类似于  $180^\circ$  聚相位脉冲。这样就产生一个类似于自旋回波(SE)的脉冲序列,并且在  $\alpha_3$  时形成一个回波。因为要同时采集信号与发射  $\alpha_3$  之间存在困难,实际上通过采用恰当的梯度使回波在  $\alpha_3$  以前 9ms 得到恢复。注意,与  $\alpha_1$  相对应的回波产生在  $\alpha_2$  和  $\alpha_3$  之间。有意义的是,在这种方式中,TE 要大于 TR(比  $2TR$  小 9ms),这稍微有点违反直觉。在图中也可以看到回复梯度。由于前面所讨论的机制,回复梯度与前一个周期的相位编码梯度相对应(在此技术中,任何两个连续的射频脉冲共同参与产生一幅 SE 图像)。

## SSFP/PSIF 的组织对比

SSFP 序列可以提供重  $T_2$ (不是  $T_2^*$ )加权图像,不使用专用的激励和聚相位脉冲,并且提高了扫描速度。

### SSFP/PSIF 的优点

1. 与 GRASS 和 SPGR 相比,降低了  $B_0$  不均匀性所致的失相位。
2. 与 GRASS 和 SPGR 相比,降低了磁化率伪影。
3. 与 GRASS 和 SPGR 相比,降低了化学位移伪影(暗带)。

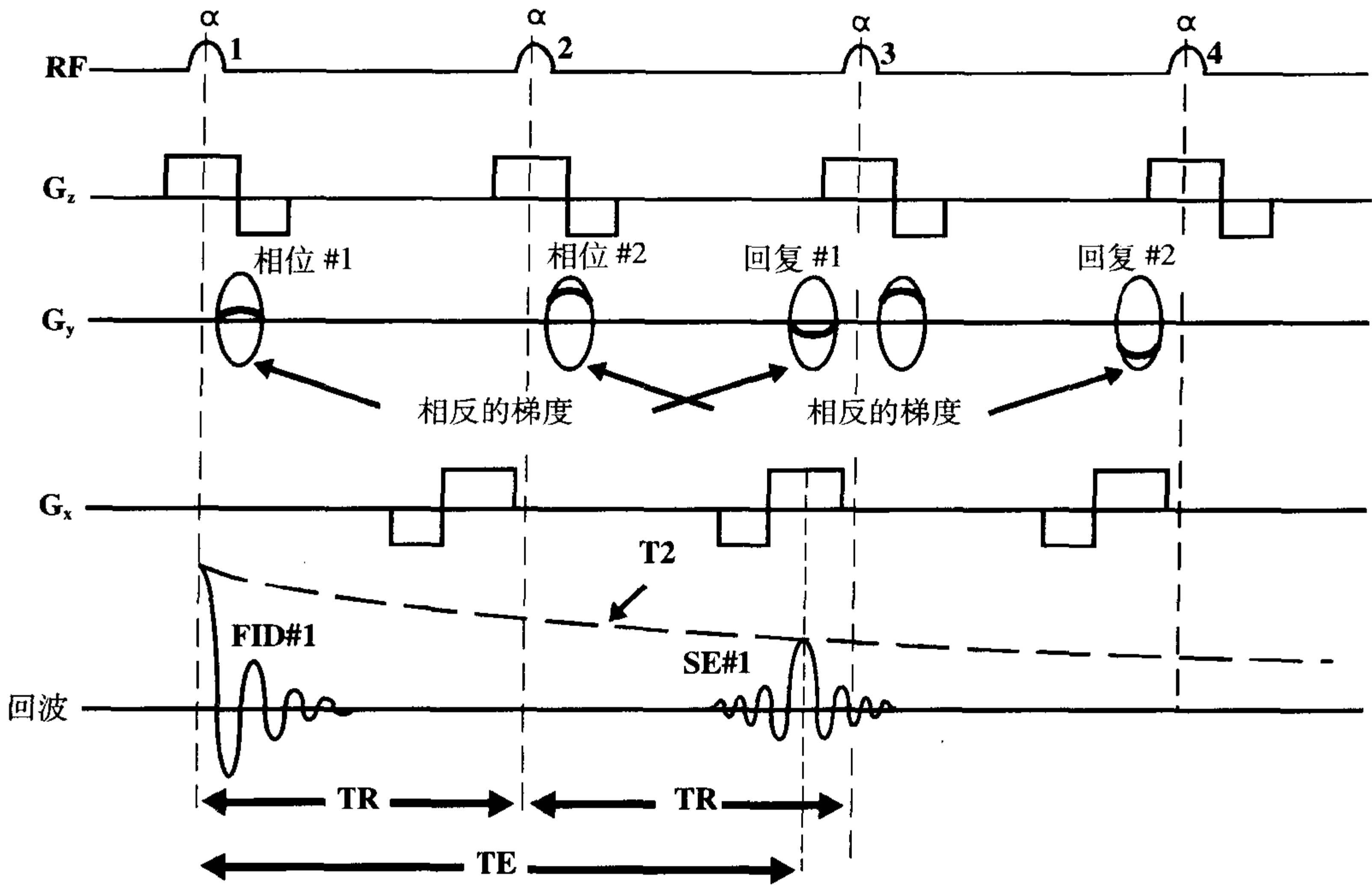


图 21-7 SSFP/PSIF 的脉冲序列图。每个  $\alpha$  脉冲内包含一些  $180^\circ$  脉冲,作用类似于聚相位脉冲。这样就会在下次  $\alpha$  脉冲时产生一个自旋回波 (SE)。因而,图像对比取决于  $T_2$  (而不是  $T_2^*$ )。

**SSFP 的缺点**

1. 由于使用了更长的 TE ( $TE > TR$ ), 降了信噪比。
2. 增大了对非静止组织的敏感性。

**多层面技术**

GRASS 和 SPGR 序列可以在选择较长的 TR (数百毫秒) 时,采用多层面技术进行。这些技术被称为 MPGR (多层面 GRASS 或者多层面梯度恢复)/多层面 FISP 和 MPSPGR (多层面 SPGR)/多层面 FLASH。正如前面所讲,此长 TR 会造成横向平面内的稳态磁化矢量的损毁,从而使 GRASS 和 SPGR 具有相似的图像特征。

我们仍然可以通过不同的翻转角  $\alpha$ , 获得不同的  $T_1$  和 PD/ $T_2^*$  加权图像,正如

前面所讨论的内容。再说一下,小的翻转角产生 PD 权重,而大的翻转角产生  $T_1$  权重。更明确地讲,在小翻转角时,MPGR 和 GRASS 表现基本相同,而在大翻转角时,因为 MPGR 使用了较长的 TR, 所以 MPGR 比 GRASS 趋向于产生更大的  $T_1$  权重。

**长 TR 的优点**

1. 因为纵向磁化矢量有更长的时间进行完全恢复,从而提高了信噪比 (SNR)。
2. 因为长 TR 可以允许在一个 TR 周期的无效时间阶段进行其它层面的扫描,使多层面扫描成为可能。
3. 同样使多回波成像 (也就是,短 TE 和长 TE) 成为可能,类似于 SE 中的多回波、多层面技术。但是,由于快速的  $T_2^*$  衰

减,在 GRE 中第二个回波信号变得明显降低。

4. 正如我们将在第 26 章中所要讨论的,长 TR 会降低饱和效应(见于非常短的 TR 时,所造成的纵向磁化矢量的不完全恢复)。结果,可以采用大的翻转角。虽然大的翻转角可能会产生更大的饱和效应,长 TR 的存在会使它得到平衡。大翻转角可明显增大横向磁化矢量的大小,从而提高信噪比。

## 快速梯度回波技术

对于这部分内容的理解最初可能有困难。你可能会说,所有的 GRE 技术已经是很“快”的了。GRE 技术确实通常快于 SE 技术,虽然 FSE / TSE(快速自旋回波)技术可能和它一样快。但是,仍然有其它的方法可以进一步提高扫描速度。这些方法被称为快速 GRASS / 快速 FISP, 快速 SPGR / 快速 FLASH 等等。

也可采用这些方法的多层面形式,它们被称为快速多层面 GRASS / 快速多层面 FISP、快速多层面损毁 GRASS / 快速多层面 FLASH 等等。这些技术可以在一个快速的时间周期内得到多幅图像,并具有较高的信噪比。

如何能够使已经很快的 GRE 技术变得更快呢? 答案是通过采用超短的 TR 和 TE 从而缩短序列时间,也就是,进行激发、相位编码和频率编码所需要的时间。此目的可通过采用以下技术来实现:

1. 部分回波;
2. 部分射频脉冲;
3. 部分采集 (NEX);
4. 降低采样时间  $T_s$  [通过增大带宽 (BW) 而实现]。

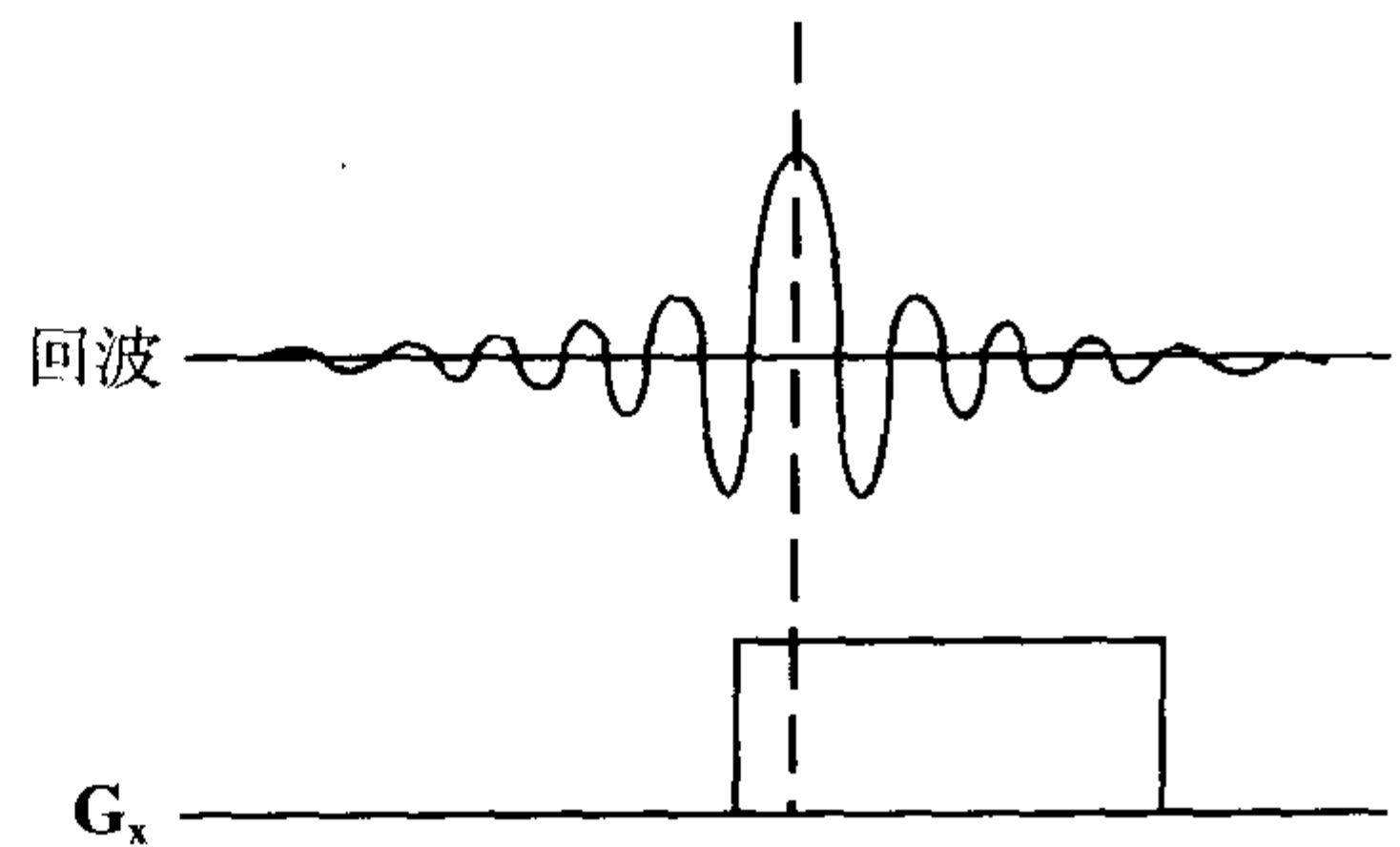


图 21-8 部分回波。

前三项将在第 23 章,新的扫描性能中进行讨论(图 21-8, 21-9 和 21-10)。简而言之,通过采用一个部分回波和部分射频脉冲,我们可以有效地缩短回波时间 TE。如果带宽由  $\pm 16\text{kHz}$  (也就是,  $BW=32\text{kHz}$ ) 增大至  $\pm 32\text{kHz}$  (也就是,  $BW=64\text{kHz}$ ), 在频率编码  $N_f$  为 256 时,会导致采样时间从 8ms 减小至 4ms(图 21-10)。此时付出的代价是降低了信噪比,因为信噪比与  $1/\sqrt{BW}$  成正比。更大的带宽可以包括更多的噪声,如图 21-11 中所示。而序列时间取决于

$$\text{序列时间} = TE + T_s/2 + T_0$$

式中  $T_0$  是“预先”时间,而  $T_s$  是总的采样(读出)时间。通过减小 TE 和  $T_s$ , 我们可以减小序列时间,从而缩短最小 TR。采用部分采集可以缩短总的扫描时间,因

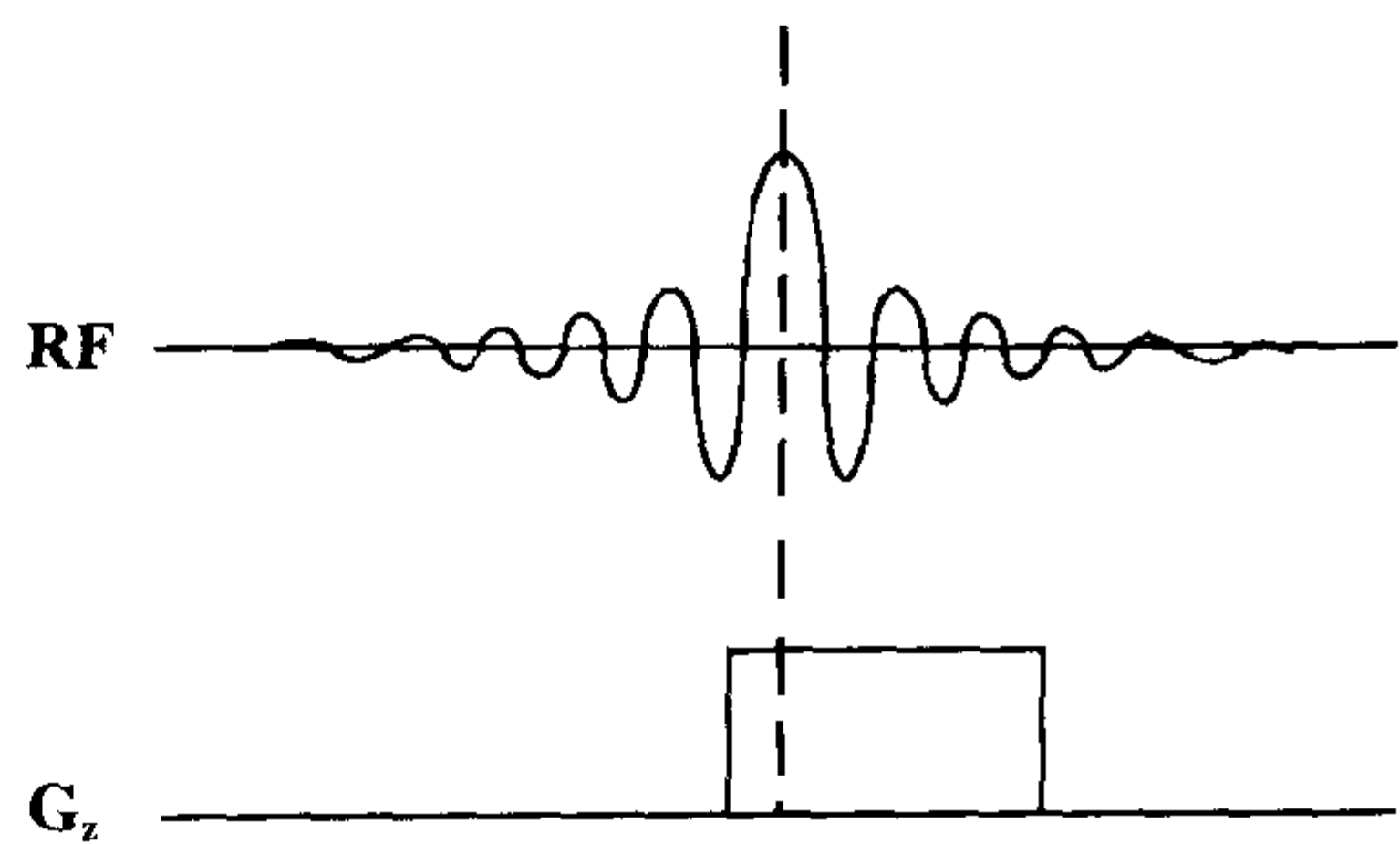


图 21-9 部分射频脉冲。

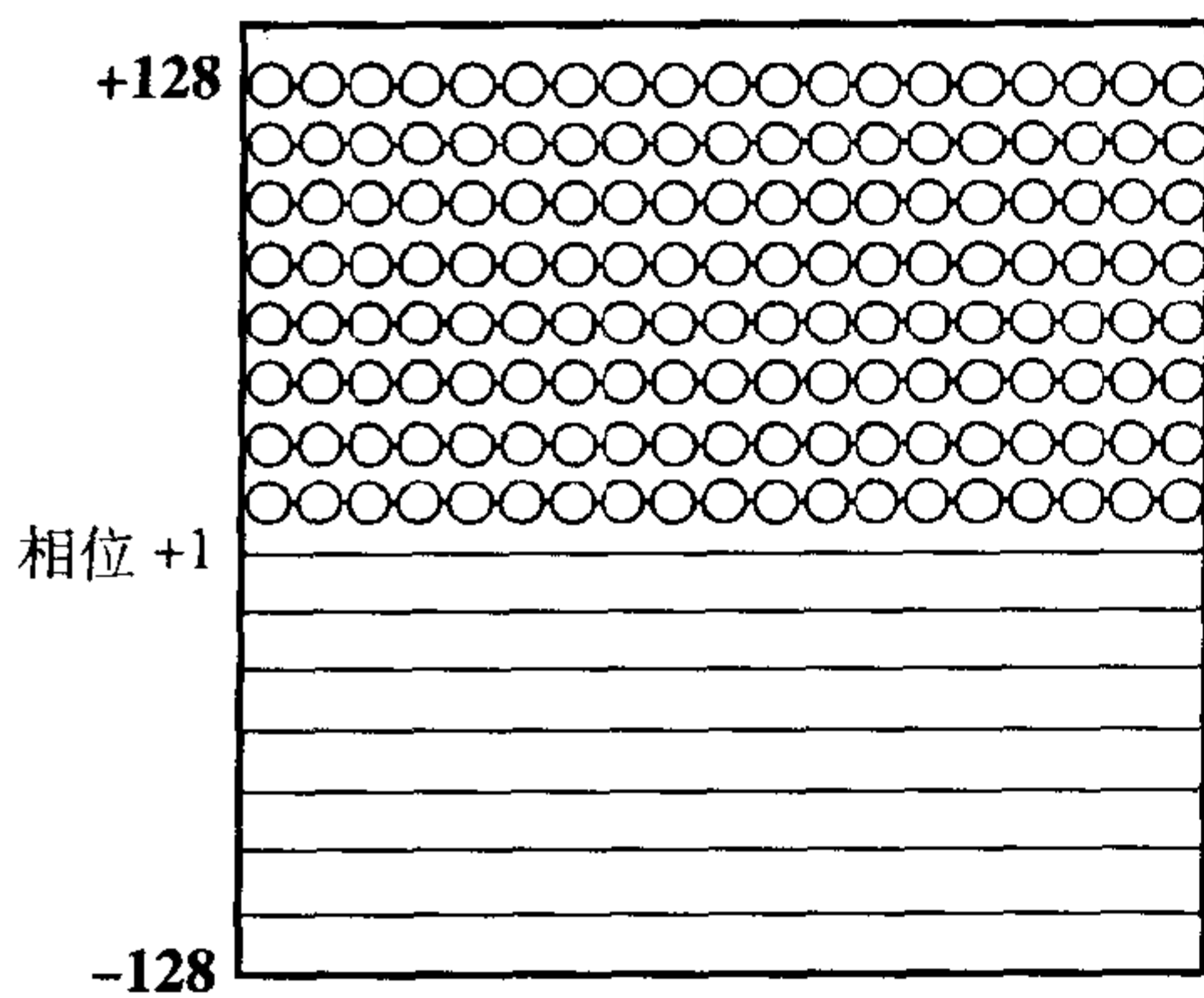


图 21-10 部分 NEX。

FLASH 技术采集 15 层 (每次一层) 的扫描时间:

$$\begin{aligned} \text{时间} &= (10)(256)(1)(15) \\ &= 38\,400\text{ms} = 38.4\text{s} \end{aligned}$$

2. 当  $TR=100\text{ms}$ ,  $TE = \text{最小}$ ,  $N_y=256$ ,  $NEX=1$  时, 计算采用多层面快速 SPGR/ 快速 FLASH 技术采集 15 层 (多层面采集) 的扫描时间:

$$\begin{aligned} \text{时间} &= (100)(256)(1) = 25\,600\text{ms} \\ &= 25.6\text{s} \end{aligned}$$

为扫描时间与 NEX 成正比。

在快速多层面技术中, 使用了较长的 TR, 但是可以在此 TR 周期内采集多个层面。

**示例**

1. 当  $TR=10\text{ms}$ ,  $TE = \text{最小}$ ,  $N_y=256$ ,  $NEX=1$  时, 计算采用快速 SPGR / 快速

**应用**

当需要快速的扫描时, 此技术非常有用, 诸如以下情况:

1. 在腹部的单次屏气技术;
2. 关节运动成像 (例如, 颞下颌关节);
3. 心脏的电影成像;
4. 应用对比剂后的同层面动态扫描;

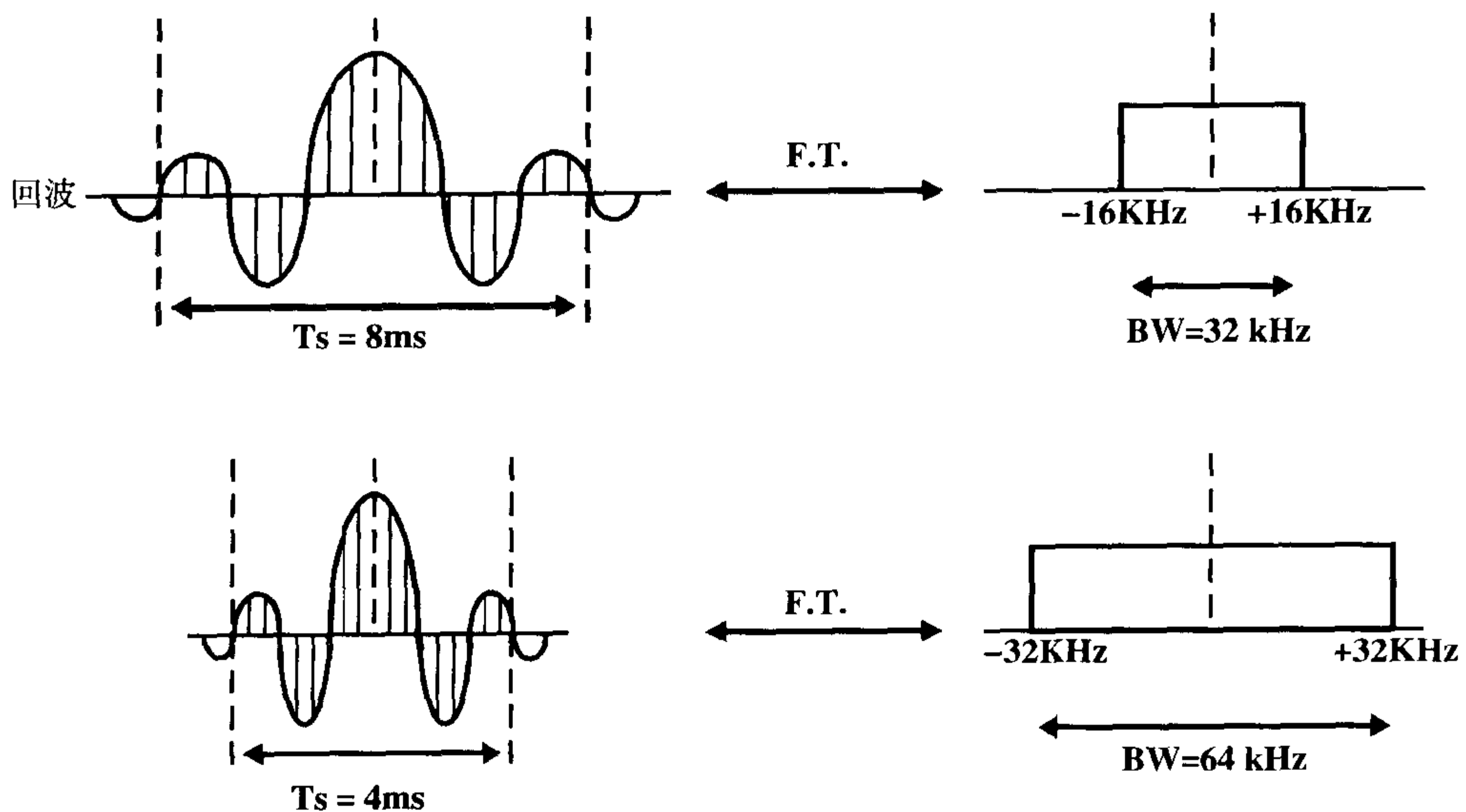


图 21-11 采样时间  $T_s$  缩短导致带宽加大, 这样可以使 TE 缩短。付出的代价是信噪比降低。

5. 团注对比剂后的灌注成像。

### 缺点

1. 由于超快速的 TR (多层面技术时此效应的程度较轻) 造成信噪比和对比噪声比的降低。

2. 在 TE 非常短时 (即, 在 TE 为 2.2ms, 6.6ms 等时), 第二种类型的化学位移伪影增加。

## 组织准备快速 GRE 技术

在快速 GRE 技术中, 采用超短的 TR, 所以组织的对比可能不是很理想。为了改善组织对比, 使用了一种被称为磁化准备或组织准备的技术 (例如, MP-RAGE)。在  $\alpha$  射频脉冲前的 (准备时间), 对组织施加了其它的射频脉冲 ( $180^\circ$  和或  $90^\circ$ )。此准备时间可以使组织产生一定的对比 (T1

或 T2 权重, 取决于施加的类型)。

我们讨论两种类型的组织准备方式:

1. IR 准备 (反向恢复准备);
2. DE 准备 (驱动平衡准备);

### IR 准备

首先思考 IR 准备的方法。在这种模式中 (图 21-12), 在  $\alpha$  脉冲以前的 (准备时间), 施加一个  $180^\circ$  脉冲。这种方式与反转恢复 (IR) 技术相类似, 可以产生更大的 T1 权重, 并且可以根据不同的准备时间抑制各种组织 (表 21-2)。注意表中准备时间的值小于我们在典型的反转恢复序列中所见的 T1 值; 这是因为在此部分饱和技术中的横向磁化矢量较小, 从而使反转时间也减小 (相同的概念也见于低场强系统比高场强系统的反转时间更短)。在图 21-13 中也可看到此技术的一个例子。

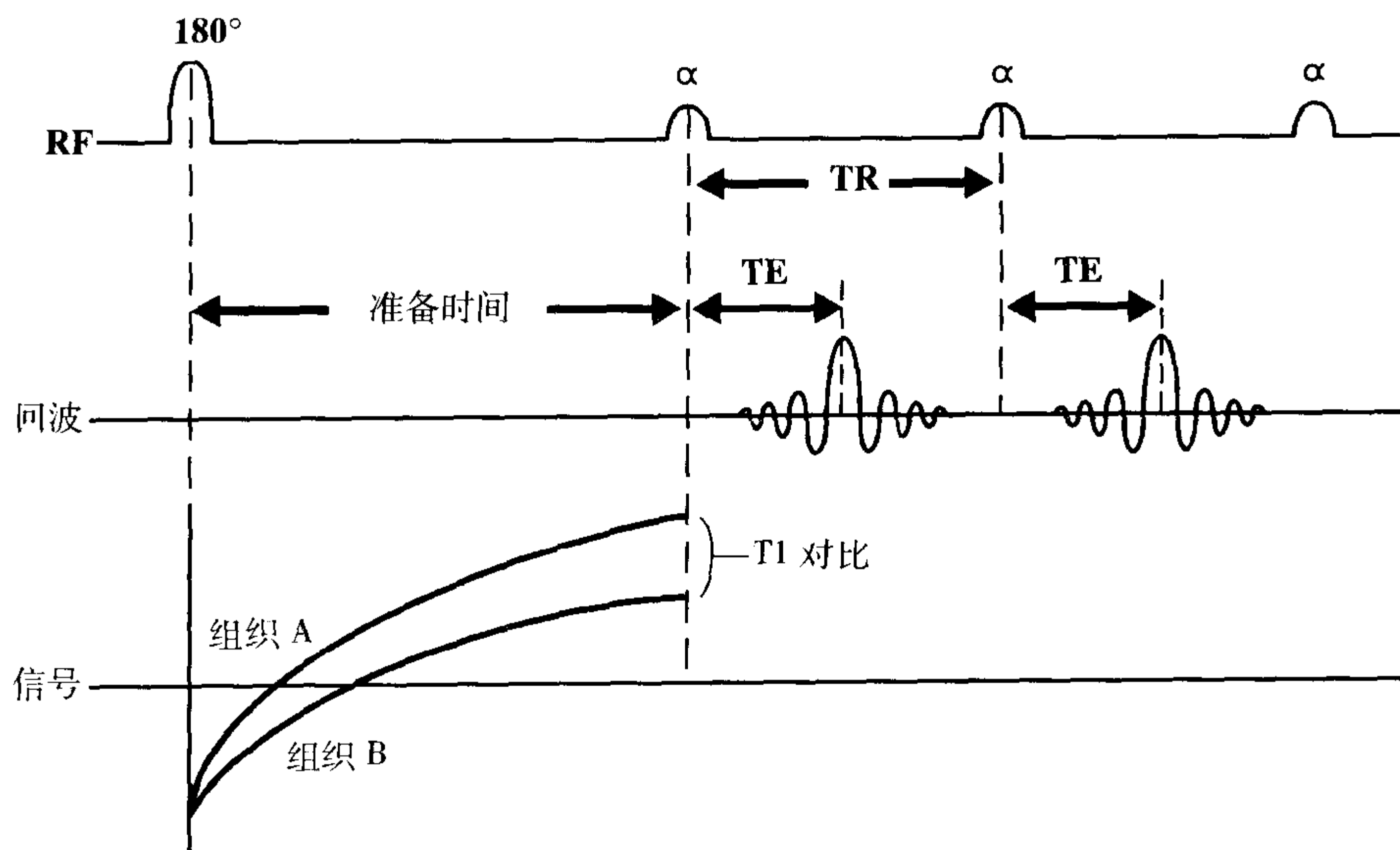


图 21-12 在 IR (反转恢复) 准备快速 GRASS 技术中, 在 GRE 序列以前施加一个  $180^\circ$  脉冲, 可以更好地区分两种不同组织的 T1 差别。这样就可以增大 T1 权重。

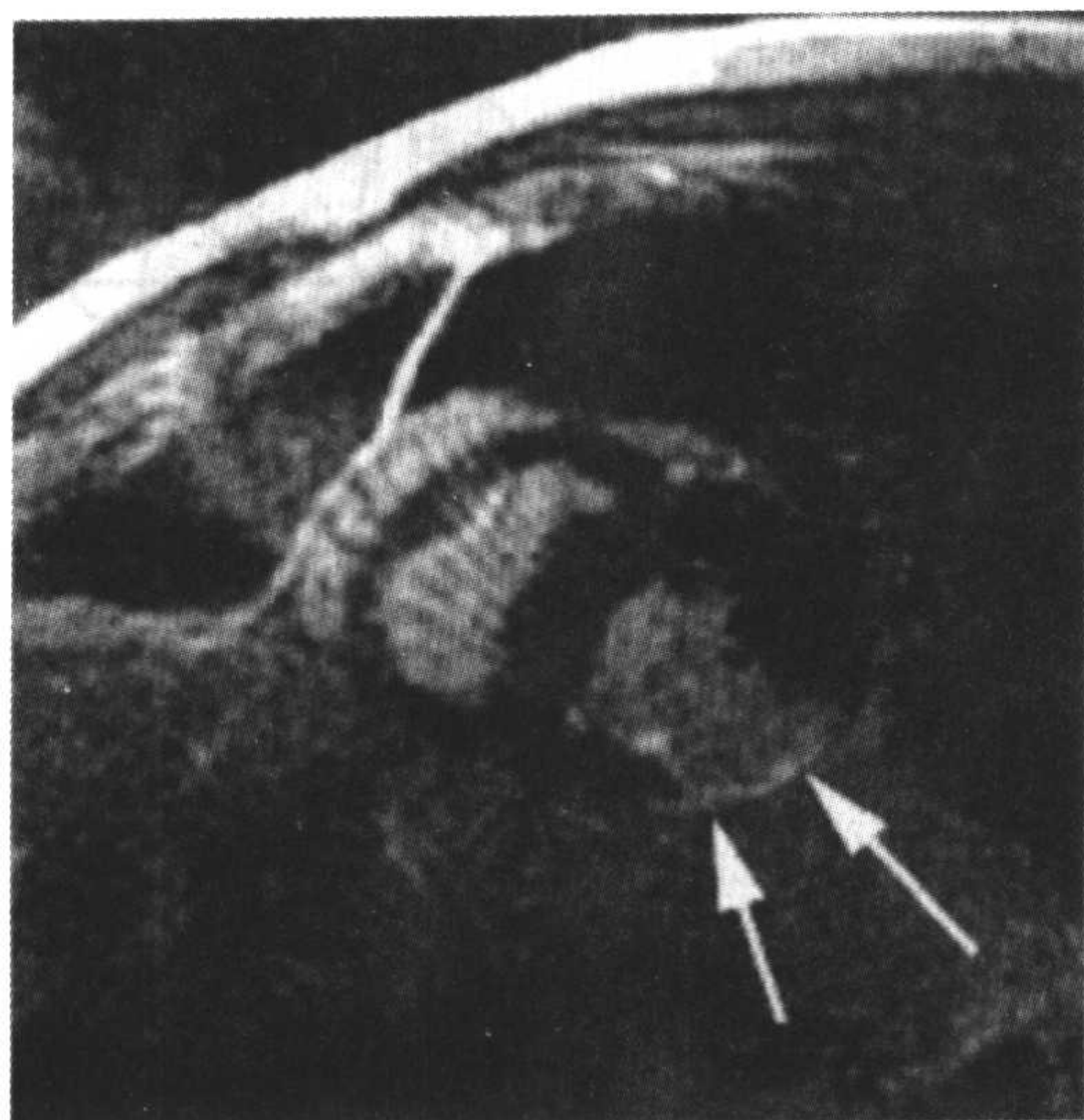


图 21-13 注射钆 10 分钟后(延迟增强方式),心脏的短轴位 IR 准备梯度回波序列 (TR 7/TE 3/TI 150ms),显示侧下壁的高信号(箭),诊断为心肌梗塞。

## DE 准备

第二种方式是 DE 准备技术。它在  $\alpha$  脉冲以前使用类似于 SE 的  $90^\circ-180^\circ-90^\circ$  脉冲序列, 可以产生 T2 权重的对比 (图 21-14)。准备时间越长, 就会发生更大的 T2 衰减, 而产生更大 T2 权重的组织对比度。换句话说, 与具有较短 T2 的组织相比, 具有较长 T2 的组织, 其信号的衰减较小, 这样就会提高 T2 对比度。

表 21-2

所抑制器官	准备时间 (ms)
肝	200~400
脾	400~500
脑脊液	700~800

更明确地讲, 参见图 21-14, 考虑一下具有不同 T2 值的两种组织 A 和 B (组织

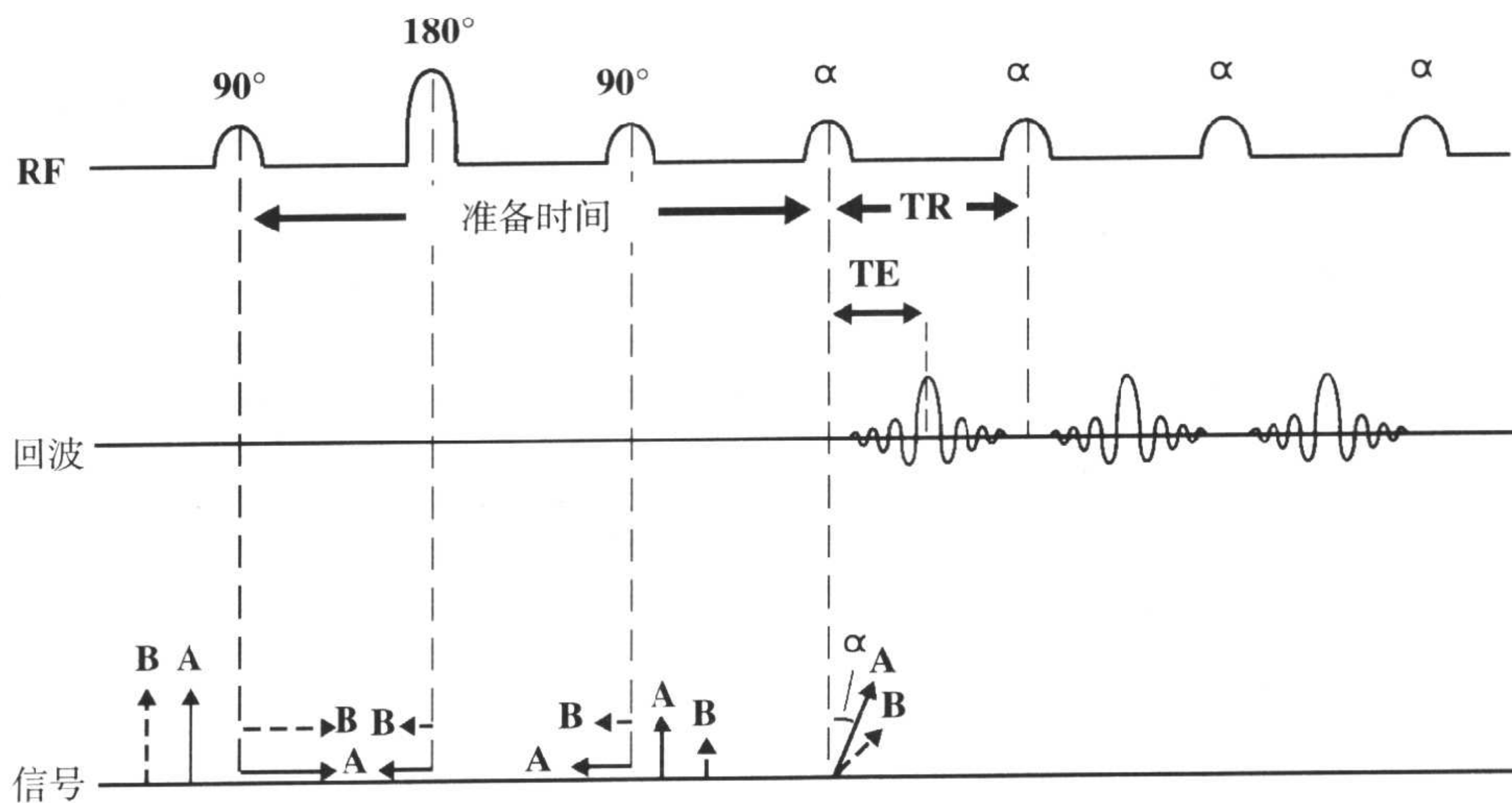


图 21-14 在 SE(自旋回波)准备技术中,在 GRE 序列前应用一个  $90^\circ-180^\circ-90^\circ$  (类似于 SE) 的序列,可以更好地区分 T2 差别。更详细的内容,参见正文。

A 比组织 B 具有更长的 T2 值)。在第一次 90°脉冲后,A 和 B 将具有相似的横向磁化矢量。在 180°脉冲以前,(具有较短 T2 值的)组织 B 比组织 A 有更大的衰减,这样在横向平面内具有较小的磁化矢量。在 180°脉冲后,它们的方向在横向平面内反转了 180°。第二个 90°脉冲驱使这些磁化矢量翻转到纵轴方向(这样得名驱动平衡准备),而(具有较长 T2 值的)组织 A 比组织 B 具有更大的值。这样就可以使 GRE 序列在更偏重较长 T2 组织的基础上开始进行。

## 流动成像

GRE 扫描通常每次只进行一个层面(除了多层面方式中);这样,每个层面都是一个流入层面。结果,在每个层面中出现了流入相关增强(FRE)效应,血管在 GRE 图像中表现为亮信号。它的基本概念是未饱和的流动质子进入层面中,从而使这些质子翻转产生最大的信号。这就是 2D 或 3D 时间飞跃法(TOF)MR 血管成像中的基本概念。关于这个内容我们将在第 25 章中进行详细的讨论。

## 要点

1. 可以采用的 GRE 技术包括:GRASS/FISP、SPGR/FLASH 和 SSFP/PSIF(表 21-1)。
2. 在 GRASS 中,残存的横向磁化矢量通过回复梯度的作用而得以保存,从而增大了 T2\* 权重。
3. 在 SPGR/FLASH 中,残存的横向磁化矢量通过在连续射频脉冲间引入相位移而被“损毁”。这样可以降低 T2\* 而增加 T1 权重。
4. 损毁也可以通过可变梯度或延长 TR 而实现。
5. 在 SSFP/PSIF 中,可以获得重 T2 加权的图像。GRASS/FISP 和 SPGR/FLASH 代表梯度恢复 FID 序列,而 SSFP/PSIF 代表梯度恢复 SE(自旋回波)序列。有意义的是,在这种技术中,TE 大于 TR,并且通常比 2TR 小 9ms。
6. 在使用较长的 TR 时(大于 100ms),也可以采用上述技术的多层面(MP)形式(例如,MPGR/MP FISP、MPSPGR/MP FLASH 等)。
7. 快速 GRE 技术(例如,FGR/快速 FISP、FSPGR/快速 FLASH 等)可提供更快的速度。它是通过使用部分射频脉冲、部分回波和部分采集,以及增大带宽(缩短采样时间 Ts)而实现的。
8. 结合快速和多层面 GRE 技术(例如,FMPGR、FMPSPGR/快速 MP FLASH 等)能够以较快的方式,在较高信噪比的条件下获得多个层面的图像。
9. 在表 21-3 中,总结了 GRASS/FISP、SPGR/FLASH 和 SSFP/PSIF 的图像特点。



表 21-3

GRE 技术	信噪比	对比噪声比	说 明
GRASS/FISP	最高	T2* 加权最好	保持稳态磁化分量
SPGR/FLASH	中等	T1 加权最好	损毁稳态磁化分量
SSFP/PSIF	最低	产生 T2 加权	梯度恢复 SE, TR<TE<2TR

## 习题

**21-1** 要损毁残存的横向磁化矢量可以通过以下哪项实现:

- (a) 梯度损毁
- (b) 射频损毁
- (c) 长的 TR
- (d) 所有以上各项
- (e) 仅(a)和(b)项

**21-2** 快速 GRE 技术可以采用:

- (a) 部分回波
- (b) 部分射频脉冲

(c) 部分采集

(d) 窄的带宽

(e) 所有以上各项

(f) 仅(a)~(c)项

**21-3** 是 / 否 回复梯度沿相位编码方向施加, 以保存残存的横向磁化矢量  $M_{ss}$  (如在 GRASS/FISP/TFE 中)。

**21-4** 是 / 否 损毁 GRE 技术可以增大 T1 权重。

# 平面回波成像

## 简介

在前面的三章中，我们讨论了一些快速扫描技术，即快速自旋回波（FSE）技术和梯度恢复回波（GRE）技术以及它们的快速形式。在这章中，我们将讨论平面回波成像（EPI）技术，它是目前所使用的最快的 MRI 技术。

## EPI 的基本理念

与其它可以通过软件升级来实现的快速扫描技术不同，单次激发 EPI 需要调整硬件。更明确地讲，它需要高性能梯度（在第 27 章中进行讨论）以进行梯度的快速切换。EPI 的基本理念是在一次激励（单次激发 EPI）的  $T_2^*$  衰减过程中，连续施加读出梯度以充填  $k$  空间（但是如果太长， $T_2$  衰减会导致图像模糊），或者可以通过多次激励（多次激发 EPI）的方式进行。正如我们很快就会看到的，单次激发 EPI 可以通过频率编码梯度方向的震荡脉冲，在一次射频脉冲后完成  $k$  空间的充填。通常，要求梯度强度大于  $20\text{mT/m}$ ，而

梯度上升时间小于  $300\mu\text{s}$ 。此外，还需要非常快速的计算机以进行高速的数学计算和信号处理。

## EPI 的类型

主要有两种类型：单次激发 EPI 和多次激发 EPI。早期的单次激发 EPI 使用一个恒定的相位编码梯度。较新的技术使用“短促”的相位编码梯度，被称为“短促的 EPI”〔1〕。

## 单次激发 EPI

在单次激发 EPI 中，在一次射频（RF）脉冲后通过多次梯度的反复切换，一次采集所产生的多个梯度回波，充填  $k$  空间的所有各行，也就是，进行单次检测或“激发”。

为达到这个目的，读出梯度必须在一次  $T_2^*$  衰减过程中（例如， $100\text{ms}$ ），从最大的正值快速地反转至最大的负值共计  $N_y/2$  次（例如， $256/2=128$  次）。读出梯度位于基

〔1〕更详细的内容，参见 Edelman RR 等。Echo-planar MR imaging. Radiology 1994;192:600-612

线上线下的波瓣,都分别对应于 $k$ 空间内一个独立的 $k_y$ 行。因此,相位编码数 $N_y$ 就等于读出梯度的正、负波瓣的和。 $G_x$ 波瓣下的面积会影响视野(FOV)的大小——面积越大,视野越小。很显然,单次激发EPI对梯度有很高的要求,包括最大强度 $G_{\max}$ 和最小上升时间 $t_{R\min}$ (也就是,最大切换率 $G_{\max}/t_R$ ),以及表观扩散系数(ADC)。通常,ADC值需要数量级为MHz的最大带宽(BW),而不是在常规自旋回波(SE)中所使用的数量级为kHz的最大带宽。

在较早的EPI方式中,采集过程中相位编码梯度始终保持连续的打开状态(图22-1),形成 $k$ 空间内的Z字形充填方式(图22-2)。与常规的 $k$ 空间充填轨迹相比,这样会在傅立叶变换时产生伪影。为了解决这个问题,相位编码梯度仅间断地在读出梯度为零的时候进行短暂的施加,也就是当 $k$ 空间的位置处于 $k_x$ 轴的任何一个边缘时(图22-3)。这种方式就是所谓的短促的

相位编码,它的作用时间非常短( $200\mu\text{s}$ )。这样,相同的相位编码梯度共短暂地施加了 $N_y$ 次(如256次)。这种技术被称为短促的EPI,而它的 $k$ 空间的充填方式(图22-4)在进行傅立叶变换时会更为容易。

正如我们前面所讨论的,单次激发EPI的一个问题是任何相位错误都将会波及整个 $k$ 空间(在CSE中这不是一个问题,因为回复梯度的存在使相位在每个周期结束时得到重新校正)。我们现在所讨论的相位错误不是由于运动造成的(运动伪影在超快速EPI中不是问题),而是由于质子共振频率的变化而产生的错误(如,脂肪和水内的质子),它会导致沿相位编码方向的错误定位。结果,单次激发EPI的一个技术问题就是磁化率伪影,特别是在副鼻窦周围的空气/组织界面。同样,由于此相位错误波及相位编码轴,这样EPI中的化学位移伪影位于相位编码方向,而不是像CSE中的位于频率编码方向。

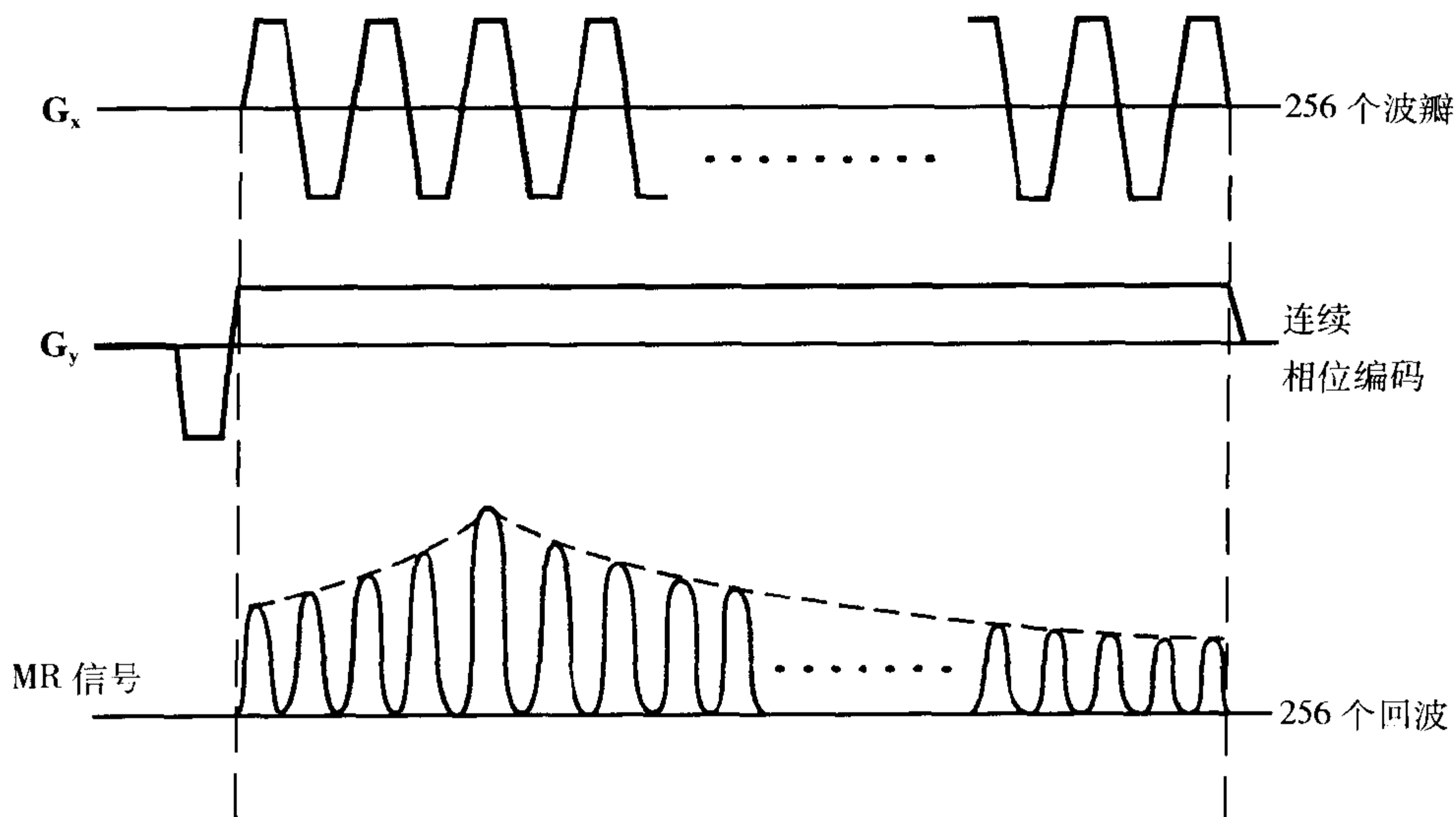


图 22-1 较早的单次激发 EPI 技术的脉冲序列图。这种方式在读出时施加一个恒定的相位编码梯度。由于梯度的快速切换,而使  $G_x$  梯度产生一个正弦曲线的形状。

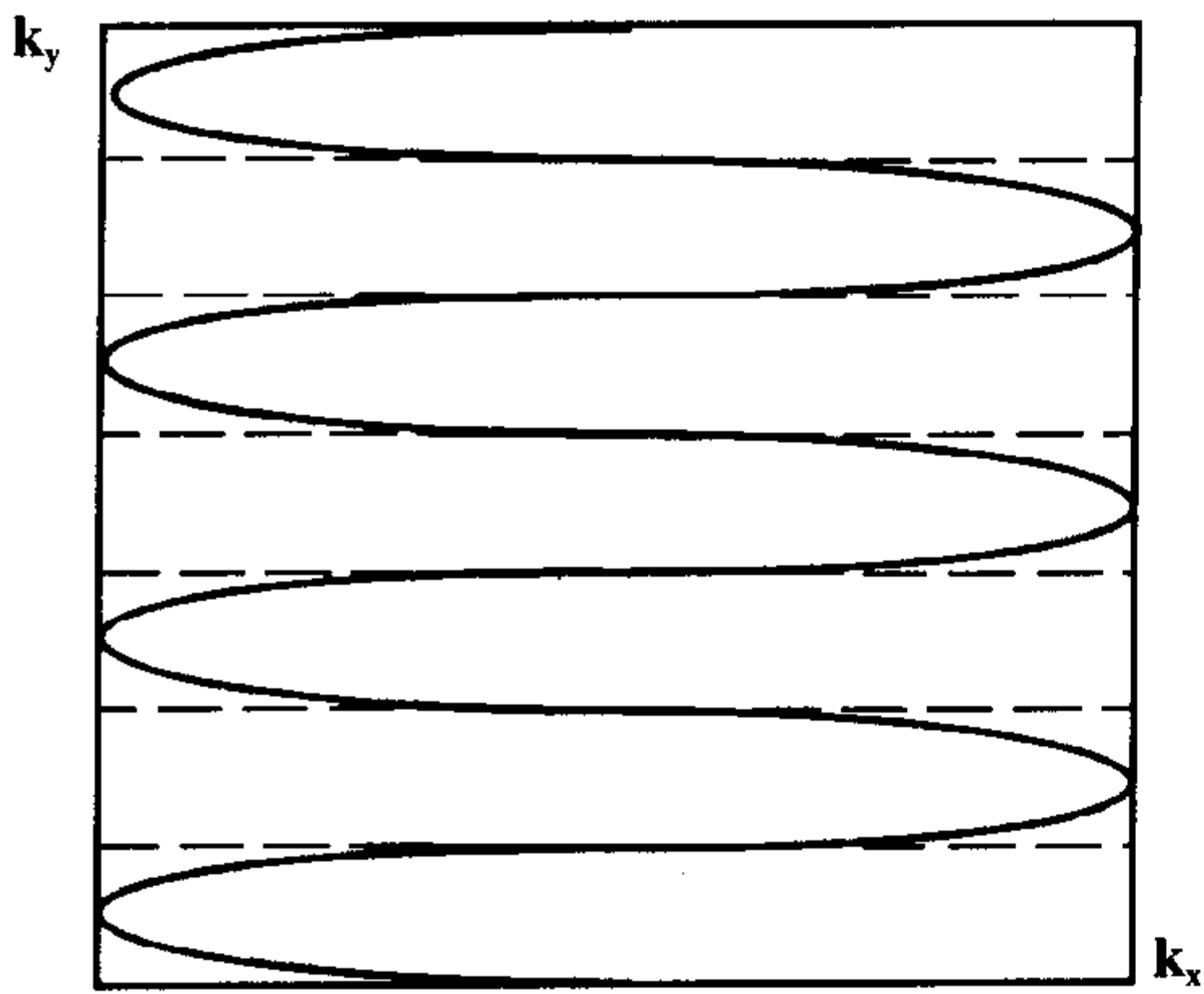


图 22-2 单次激发 EPI 具有恒定的相位编码梯度，在单一射频脉冲后使 k 空间以往返的 Z 字形方式进行充填。

$$N_y = N_s \times \text{ETL}$$

式中 ETL(回波链长)是每个节段内的行数。因为 k 空间被分为多个节段进行采集,此技术也被称为节段的 EPI。

### 多次激发 EPI (与单次激发 EPI 相比)的优点

1. 与单次激发 EPI 相比,此技术对梯度的要求较低。
2. 与单次激发 EPI 相比,相位错误累积的时间较短,这样降低了磁化率伪影。

### 多次激发 EPI (与单次激发 EPI 相比)的缺点

1. 多次激发 EPI 比单次激发 EPI 需要占用更长的时间。
2. 因为这个因素,多次激发 EPI 对运动更为敏感。

## 多次激发 EPI

在多次激发 EPI 中,读出过程分为多次“激发”或多个节段( $N_s$ )来进行,所以

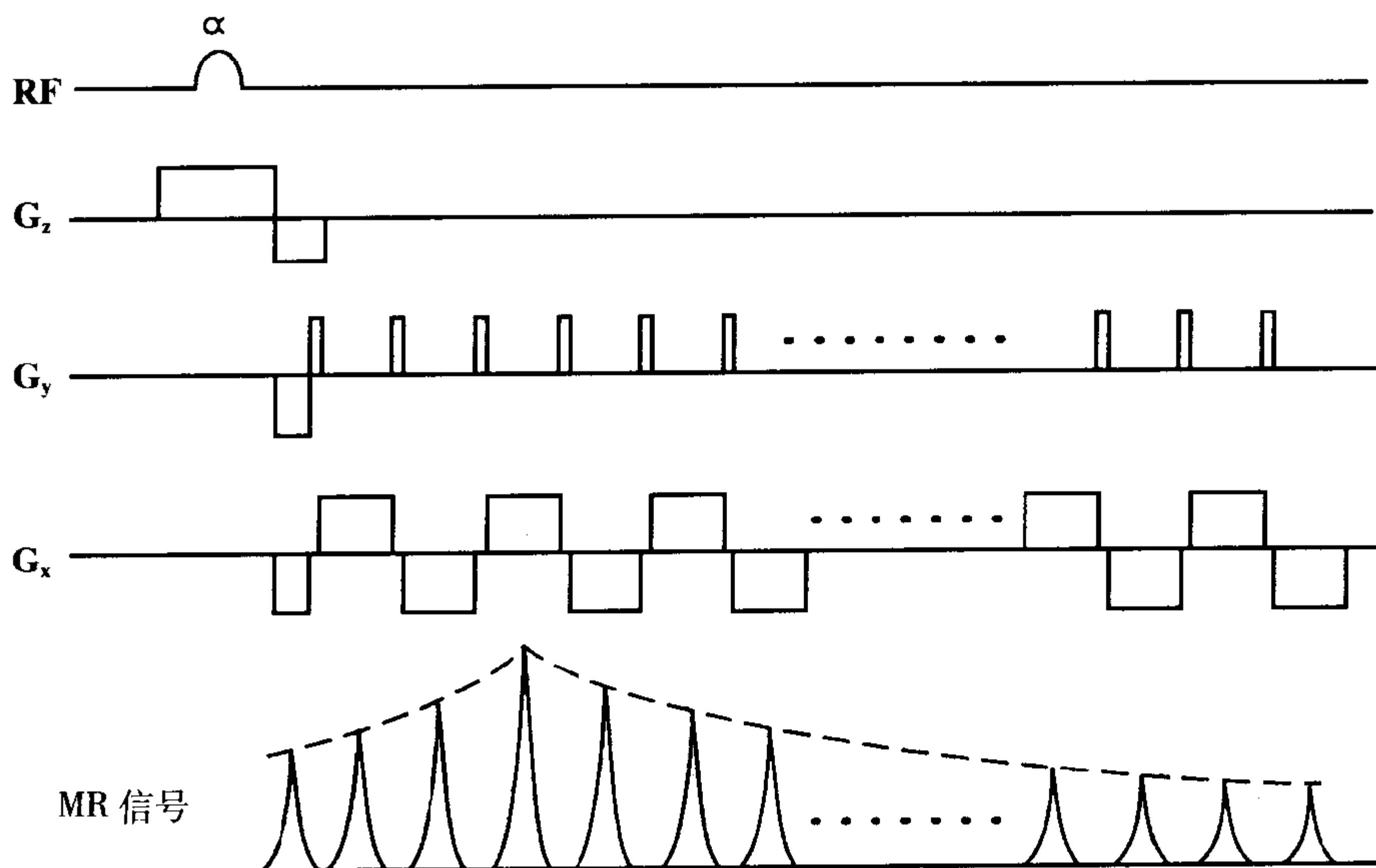


图 22-3 短促的 EPI 的脉冲序列图。相位编码梯度仅在  $G_x$  为零时短暂打开(短促的相位编码)。由于开始时( $G_y$ )的相位偏移,信号最初较低,一段时间后出现峰值。

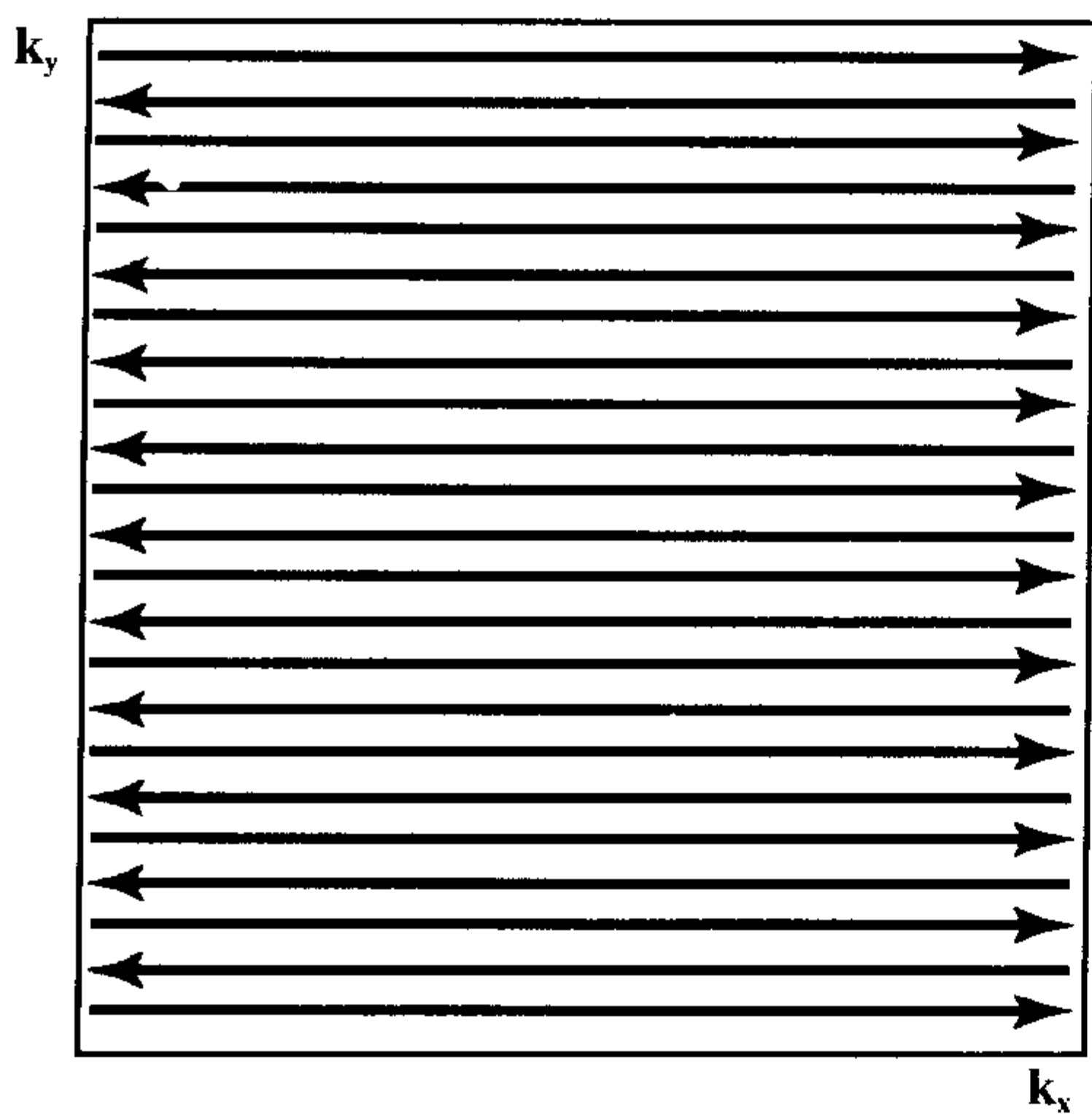


图 22-4 短促的 EPI 中 k 空间充填的轨迹按照奇偶方式进行,它在傅立叶变换时更为容易。

## EPI 的脉冲序列图

图 22-1 显示了较早的 EPI 脉冲序列图的例子。此序列与常规序列的主要差异是沿读出方向施加了一系列正弦曲线形状的脉冲序列。此系列脉冲需要梯度进行快速的开关切换,从而产生一系列正向和负向的梯度脉冲。因此,需要由支持此高性能梯度的先进硬件才能完成。另一个差别是采用了恒定的相位编码梯度(记住 k 空间是在一个 TR 周期内完成充填的)。(这里使用 TR 的名称可能并不恰当,因为在每一次射频脉冲后都采集一个层面。但是,TR 可以定义为连续两个层面选择射频脉冲之间的时间间隔)。通过上面方式可以在一次射频脉冲后,采集一个层面所需的原始数据(不同于常规 SE 序列,后者在进行每次相位编码时都需要发射一次射频脉冲)。

图 22-3 示出了一个短促的 EPI 的脉冲序列图,它在读出梯度为零时,相位编码梯度短暂地施加了  $N_y$  次。

## EPI 在 k 空间中的轨迹

与 CSE 不同,它的数据采样是在恒定的读出梯度条件下进行。在早期的单次激发 EPI 技术中,采样是在读出梯度进行正向和负向波瓣间的交替变化时进行,它造成在 k 空间内以 Z 字形和正弦波形的方式进行横行的往返移动(图 22-2)。在短促的 EPI 情况下,偶数回波在 k 空间内的轨迹与奇数回波相反(图 22-4)。在多次激发(节段的)EPI 中,数据的采集以间隔方式分为多个节段来进行(图 22-5)。在多次激发 EPI 中,还可以通过采用两个震荡梯度进行螺旋成像(图 22-6)。

这些轨迹和 CSE 明显不同,后者在每次 TR 周期时充填 k 空间的一行(并且需要进行  $N_y$  次这样的周期)。

## EPI 的扫描时间

因为在一次射频脉冲后可完成每个层

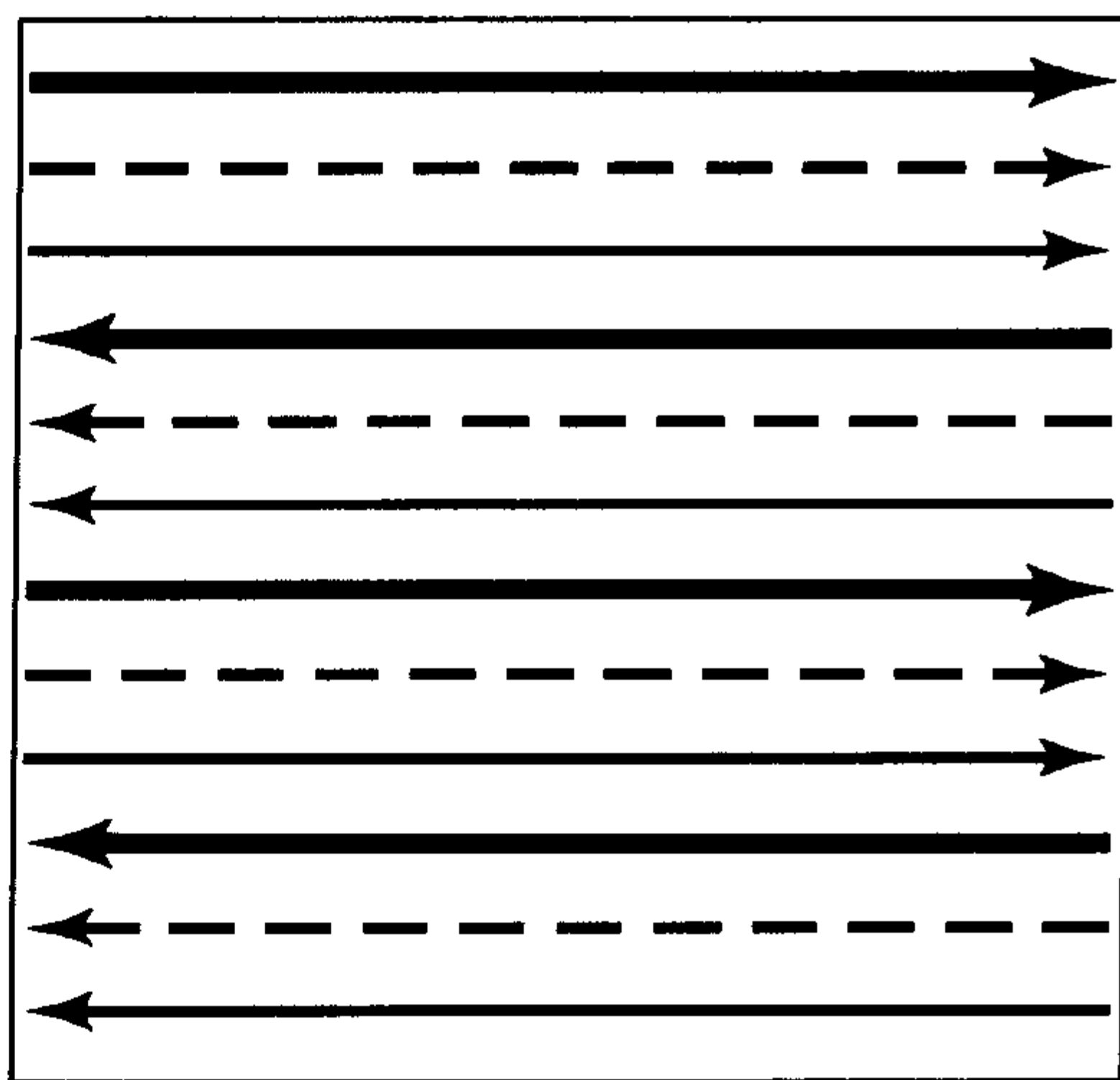


图 22-5 多次激发 EPI 的 k 空间轨迹。k 空间被分为多个节段,采集以间隔方式进行。

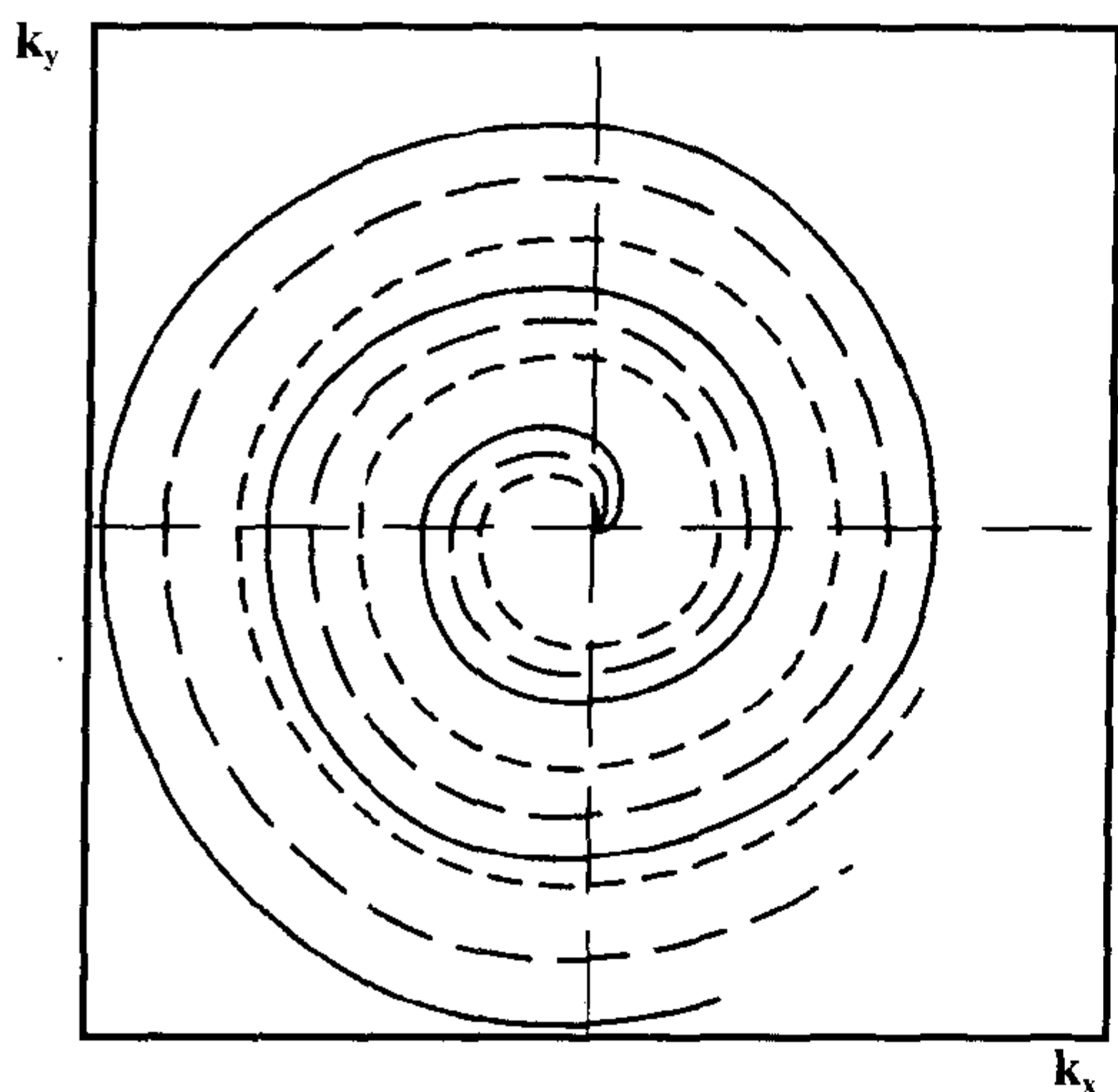


图 22-6 采用两个震荡梯度多次激发 EPI 的螺旋形轨迹。

面所有数据的采集,在单次激发 EPI 中一个层面的扫描时间受到  $T2^*$  或  $T2$  衰减的限制(100ms 左右)。

通常,如果 ESP(回波采样周期)为两次连续的回波之间的时间间隔, $N_y$  为  $k$  空间的行数, $NEX$  为激励(采集)次数,那么单次激发 EPI 时,可用下式求出扫描时间:

$$T(\text{单次激发 EPI}) = \text{ESP} \times N_y \times NEX$$

多次激发 EPI 时,可用下式求出扫描时间

$$\begin{aligned} T(\text{多次激发 EPI}) &= \text{TR} \times N_x \times NEX \\ &= \text{TR} \times N_y \times NEX / \text{ETL} \end{aligned}$$

它类似于 FSE 的扫描时间(回想一下  $N_x = N_y \times \text{ETL}$ )。

## EPI 的对比

EPI 中的图像对比取决于它的“基础”脉冲序列(它类似于 GRE 技术中的准备脉冲)。例如,为达到 SE 的图像对比,要

在 EPI 模块前施加一个  $90^\circ \sim 180^\circ$  的 SE 基础序列。同样,在 EPI 模块前施加一个部分翻转射频脉冲( $< 90^\circ$ )可产生梯度回波对比。在 EPI 前  $180^\circ - 90^\circ - 180^\circ$  的 IR 基础序列可产生反转恢复对比。另外,可以通过施加扩散梯度进行 EPI 扩散成像。

这样,我们可以总结如下:

1. SE-EPI ( $90^\circ - 180^\circ - \text{EPI}$ ) 采用  $180^\circ$  脉冲消除外磁场不均匀性的影响(图 22-7)。此技术可以产生  $T1$  和  $T2$  权重。因为在 EPI 中所有的回波都在相同的相位编码梯度条件下采集,SE-EPI 的对比取决于  $180^\circ$  射频脉冲聚相位的时间。 $T2$  加权的 EPI 图像对比与 CSE 非常类似,也就是,信号取决于  $T2$  衰减而血流是暗的。

2. GRE-EPI ( $\alpha^\circ - \text{EPI}$ ) 没有使用  $180^\circ$  脉冲,这样产生  $T2^*$  权重。此技术较快并适用于,比如说,心脏电影成像。此时的图像对比取决于负方向的相位编码梯度预脉冲和 EPI 读出模块之间的时间。

3. IR-EPI ( $180^\circ - 90^\circ - 180^\circ - \text{EPI}$ ) 通过施加  $180^\circ$  反转预脉冲,可以产生  $T1$  对比。

## EPI 的伪影

### $N/2$ Ghost 伪影

即使在短促的 EPI 中,由于反复在  $k$  空间的正向和负向移动(也就是读出梯度的极性变化)会造成相位错误。图像中的“Ghost”伪影可出现在相位方向上,不是由于运动而产生(如,CSE),而是由于涡流、不理想的梯度、磁场的均匀性或者奇数和偶数回波时间的不匹配而产生。由于此 Ghost 伪影来自于一半的数据(偶数或奇数),它们被称为  $N/2$  Ghost 伪影。参见图 22-8 中的例子。

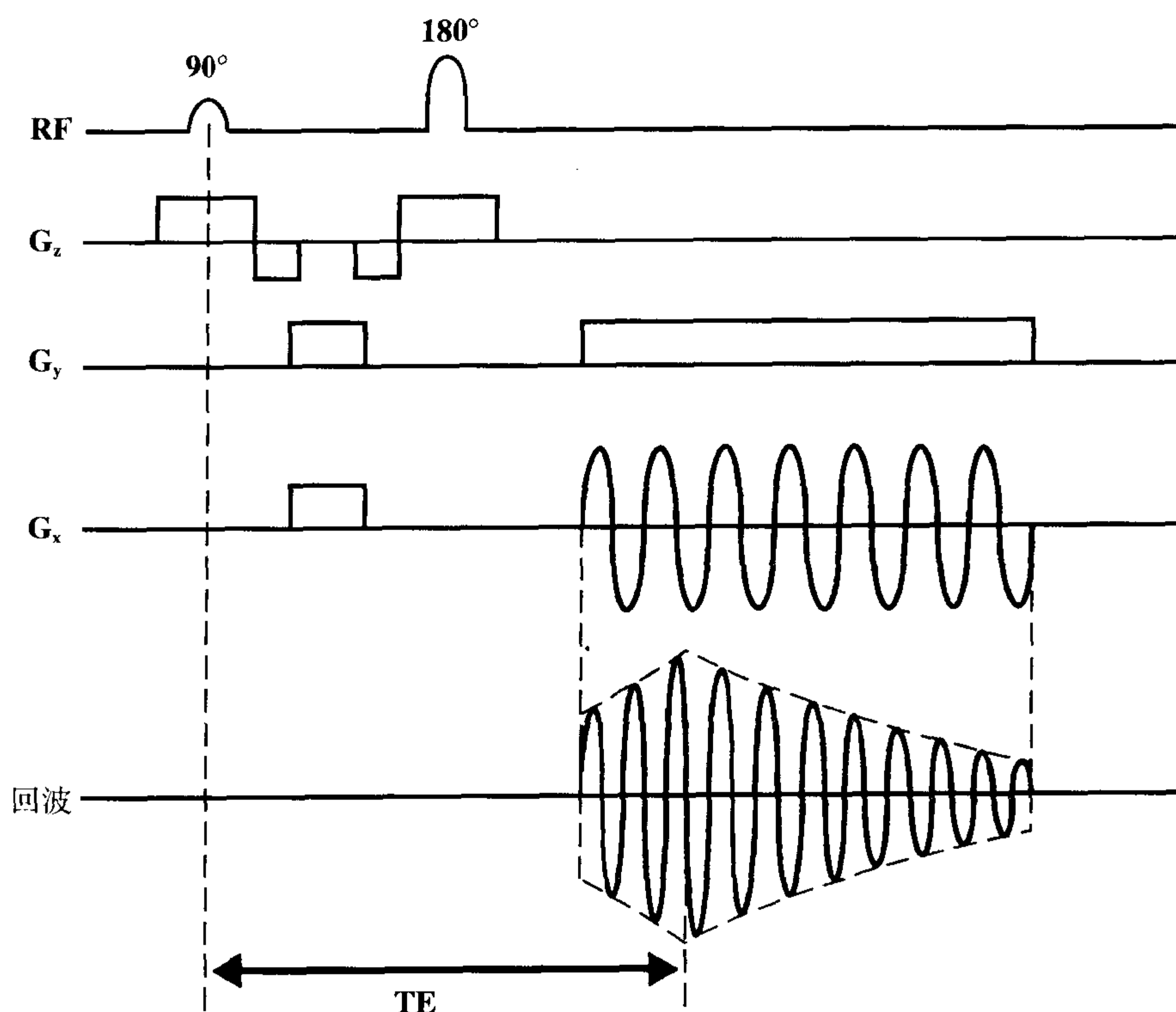


图 22-7 较早的 EPI 形式的 SE-EPI 脉冲序列图。在 EPI 模块前施加一个  $90^{\circ}$ - $180^{\circ}$  基础脉冲序列。

### 对策

减小涡流;正确地调整梯度。

### EPI 中的磁化率伪影

EPI 中的磁化率效应可能导致各种各样的频率和相位错误。在多次激发 EPI 时此效应可减小,因为相位错误累积的时间缩短。多次激发 EPI 的与 FSE 相比的一个优势就是它的对比与 CSE 非常类似,所以与 FSE 相比,前者对磁化率效应,例如出血敏感性更高。

### 对策

通过适当的微调、缩短 TE 或采用多次激发 EPI 将伪影减至最小。

### EPI 中的化学位移伪影

因为受相位编码轴上的相位错误影响,EPI 中的化学位移伪影出现在相位编码方向上,而不是像在 CSE 中的伪影出现在频率编码方向上。这些伪影比 CSE 的更为显著,所以需要采用有效的脂肪抑制技术。

### 对策

应用脂肪抑制。

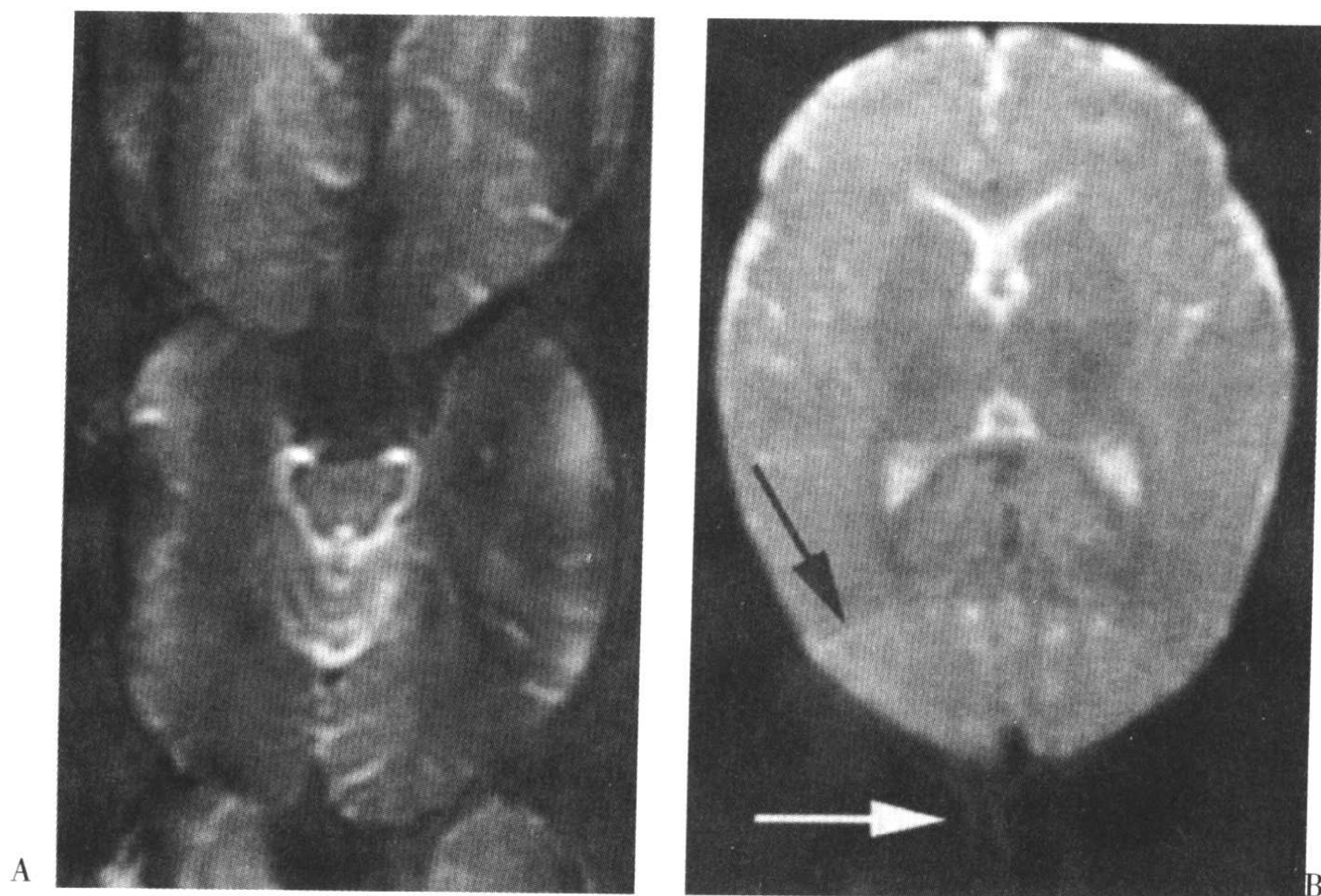


图 22-8 (A)和(B)均为不同病人头部的 EPI 序列  $b_0$  图像。(A)有明显大量的  $N/2$  Ghost 伪影,而(B)却有较轻微的表现(箭)。

## 功能性平面回波成像

### 扩散成像

扩散定义为分子的随机热运动(也被称为布朗运动)过程,例如在脑血管意外中,它有着重要的作用。扩散加权 SE-EPI 可以通过在  $180^\circ$  脉冲的前后施加一对扩散梯度(图 22-10),以使扩散的质子失相位,从而消除来自于这些质子的信号。

### 扩散张量成像

扩散张量成像(DTI)是扩散成像的高级形式,可以定量地评价脑白质的各向异性(各向异性是指图像在沿三个轴的方向上表现不同的性质,如扩散)。在此成像方式中,不只用单一的梯度脉冲,而至少需要施加 6 个(有时可多达 55 个) $b$  值为 1000

的梯度脉冲,此外还需要  $b=0$  的采集,也就是,总计 7 次采集。其中的三个是正常进行的,也就是,  $D_x$ ,  $D_y$  和  $D_z$ 。另外三个需联合施加梯度脉冲,对应于  $3 \times 3$  张量矩阵中对角线以外的各项(图 22-9)。

DTI 在理论上的优势是所测量的 ADC 值不再依赖于扫描仪的  $x$ 、 $y$  和  $z$  梯度的特定方向(对图像中任何一点都是如此,但不对  $2 \times 2 \times 5 \text{mm}^3$  体素)。DTI 的优势是可以

$$D = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{bmatrix}$$

图 22-9 扩散张量为一个  $3 \times 3$  的矩阵。通过被称为相似变换的数学方法,可以消除矩阵内非对角线的各项。这相当于重新设定体素内的  $z$  轴方向,使它位于脑白质束的主要方向。



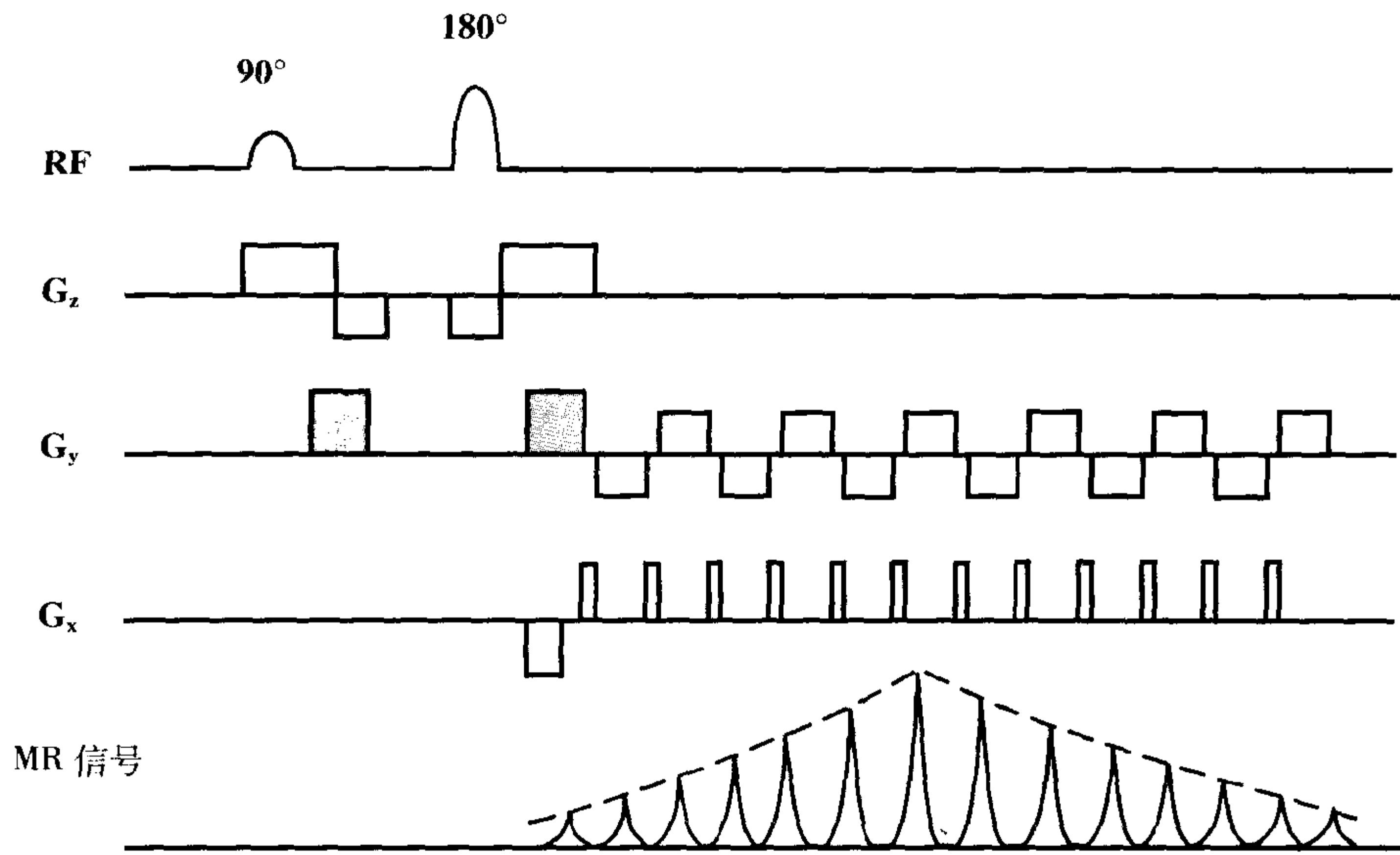


图 22-10 扩散加权 SE-EPI。在 180°脉冲的前后施加一对扩散梯度,以使扩散的质子失相位,消除其信号。

进行“扩散的定量”测量,它不受头部在磁体中位置的影响。在 DTI 方式中,对 x、y 和 z 轴进行了调整,以使 z 轴与扩散的主要方向(在体素内典型者位于主要的脑白质束方向)相对应。此方向被称为主要特征矢量。此方向上的扩散系数被称为主要特征值。除了主要特征矢量和特征值以外,还在垂直于新的 z 轴方向(新的 x 和 y 轴)上

描述新的特征矢量(图 22-11)。沿三个特征矢量方向上的扩散,用特征值  $D_1$ 、 $D_2$  和  $D_3$  来描述(图 22-12)。

DTI 图像可以通过各种结合  $D_1$ 、 $D_2$  和  $D_3$  的标量图来显示,如所谓的部分各向异性、相对各向异性和各向异性指数(图 22-13)。正常的脑白质具有很高的扩散各向异性,也就是,与脑白质平行方向上的扩散

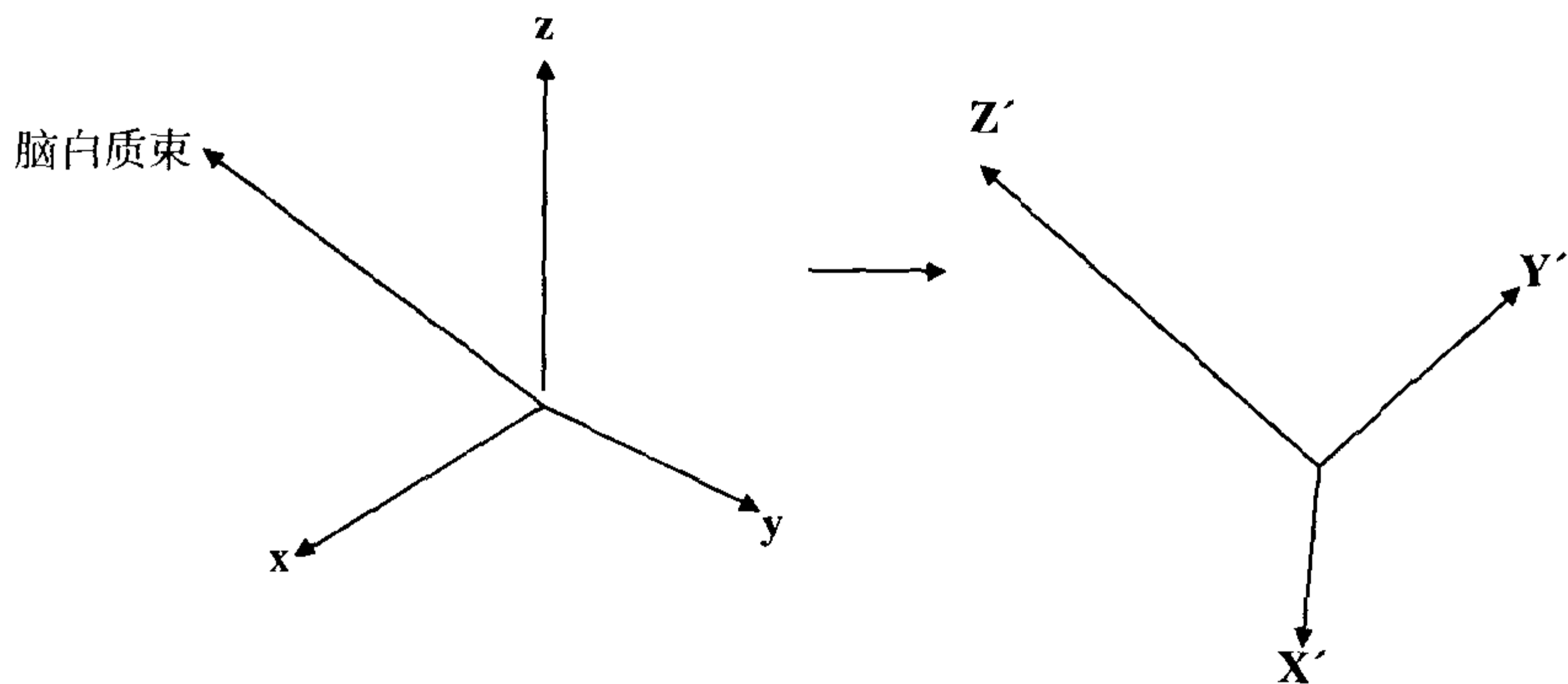


图 22-11 显示重新定位的扩散张量坐标系,新的 z 轴( $z'$ )平行于体素内脑白质束的主要方向。

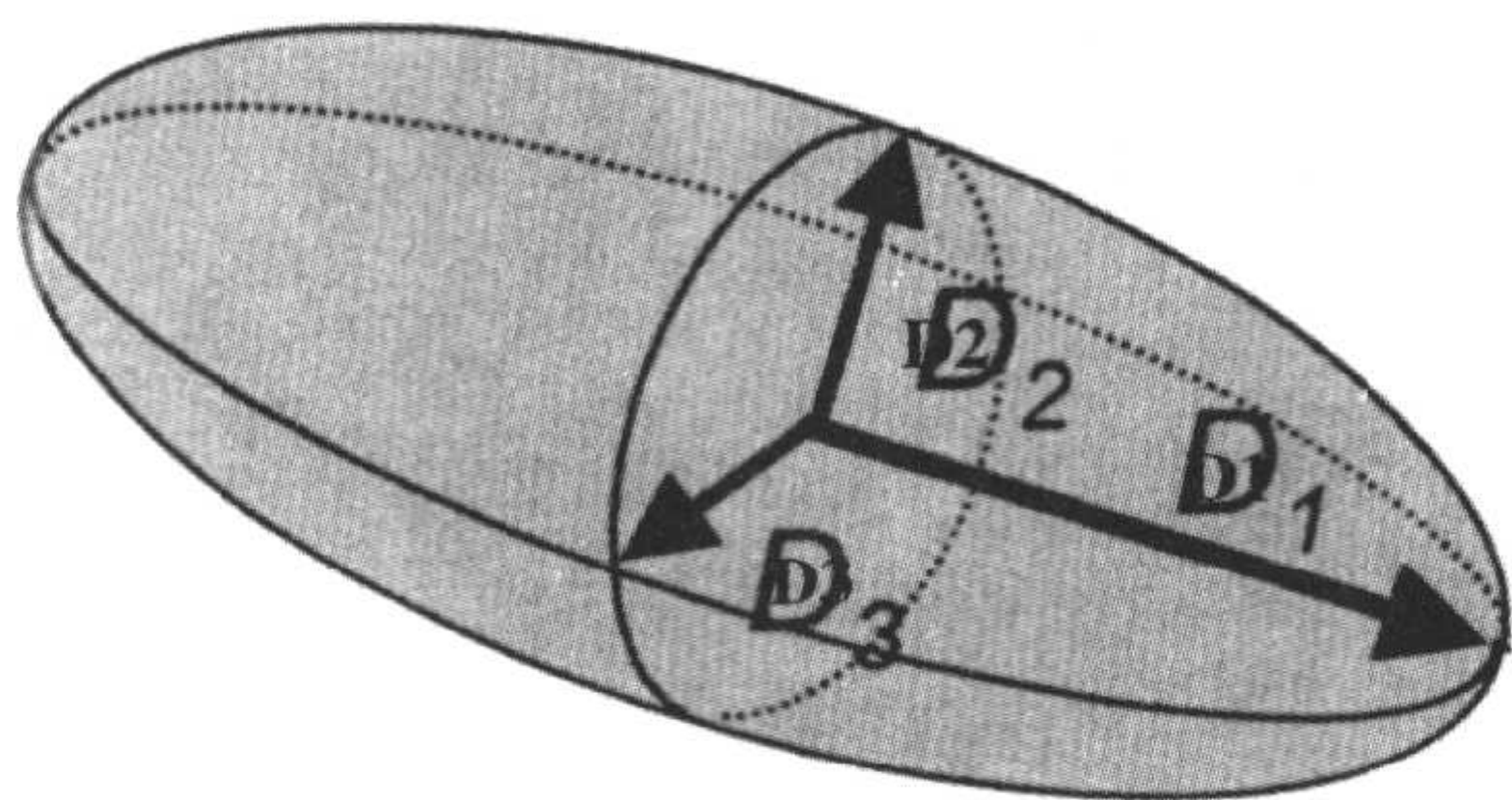


图 22-12 脑的扩散张量特征不是用一个表观扩散系数,而是用沿三个特征矢量方向上的三个扩散特征值( $D_1$ 、 $D_2$ 、 $D_3$ )来描述。主要特征矢量平行于体素内主要的脑白质束方向,此方向上的扩散用  $D_1$  表示。

要明显大于垂直方向上的扩散。异常的脑白质〔由于多发性硬化(MS)、弥漫性神经轴索损伤或神经胶质增生〕的各向异性降低。另外,DTI 图像可以用主征矢量图来显示,从而在图像中显示脑白质的方向和完



图 22-13 正常脑的部分各向异性图。正常脑内的亮信号显示较高的各向异性。

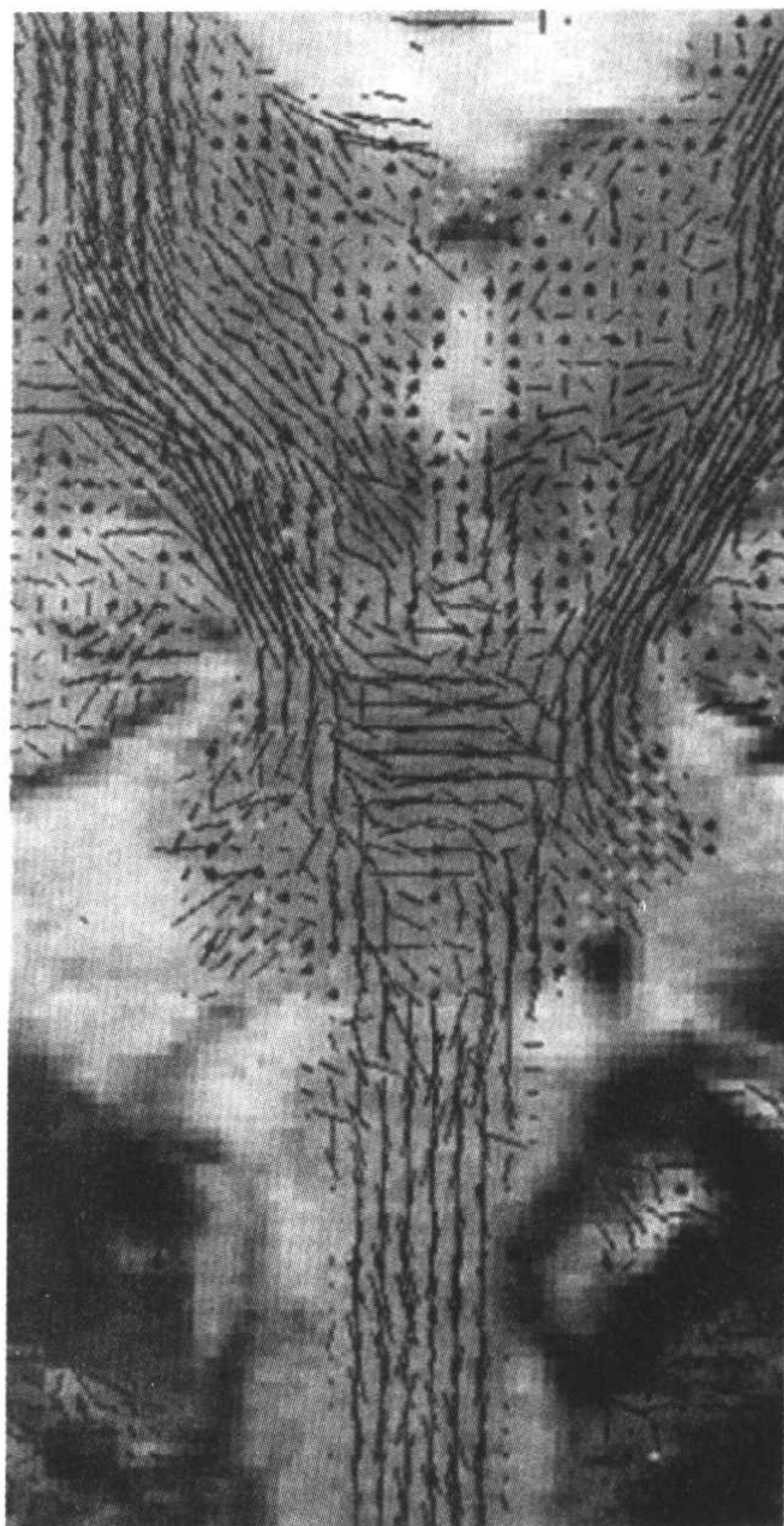


图 22-14 基于扩散特征矢量所画出的皮质脊髓束白质束图。线表示平面内的投影,点表示垂直于图像平面的投影。(经马萨诸塞州波士顿的 Ferenc Jolesz, M.D. 许可。)

整性(图 22-14 和图 22-15)。

### 灌注成像

因为 GRE-EPI 的图像对比是  $T_2^*$  权重,它是进行钆对比剂注射后首过灌注的非常好的序列。与常规的 GRE 相同,血流是亮的,也可以进行 EPI 的磁共振血管成像。

### EPI 的优点

1. 扫描时间大约是 100ms 或者更短。

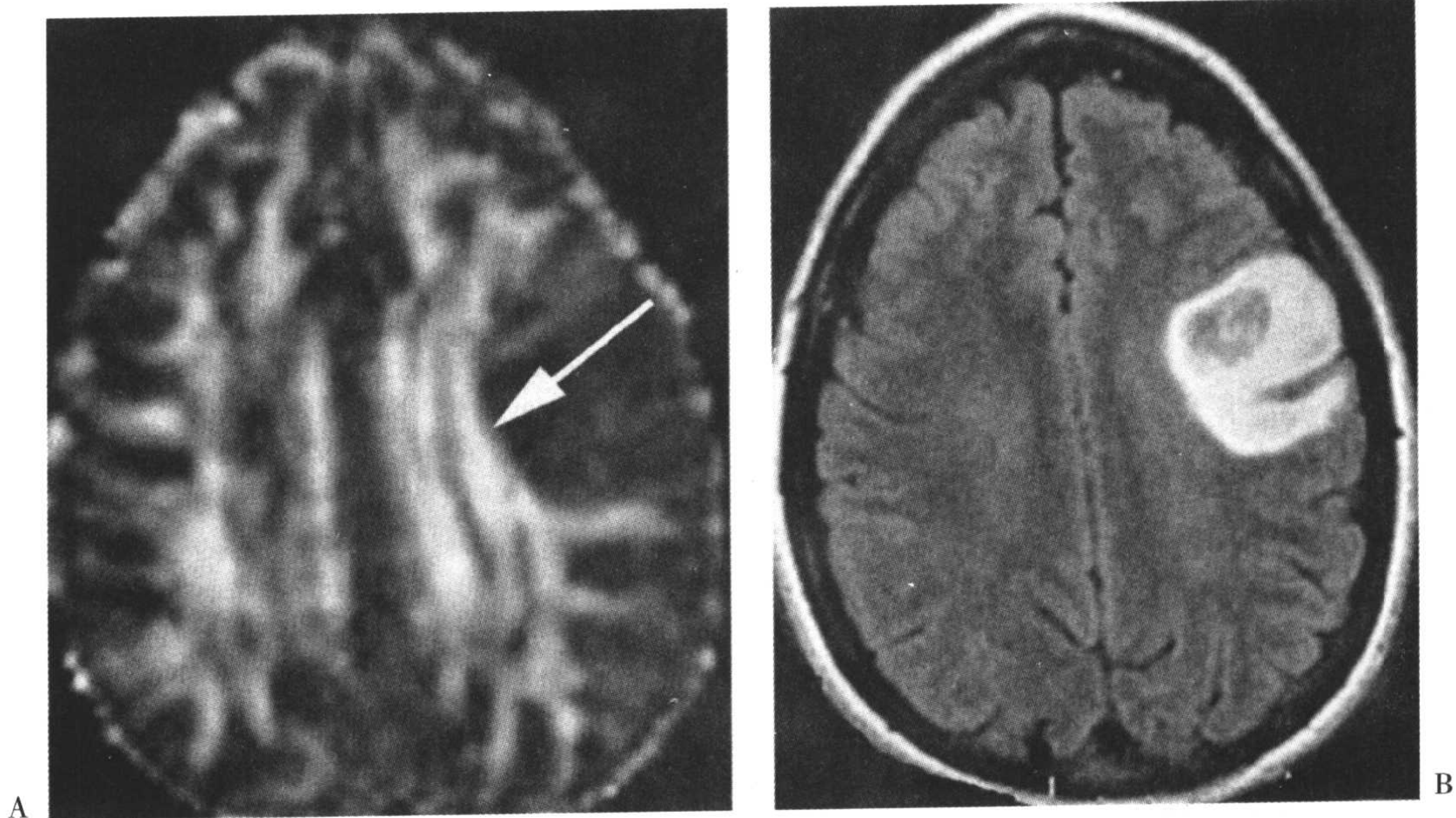


图 22-15 各向异性图 (A) 显示邻近浸润性胶质瘤受压的完整白质束, 同时可见 FLAIR 图像 (B)。(经得克萨斯州休斯顿的 Shawn Ma, Ph.D. 许可。)

2. 心脏和呼吸的运动不再成为问题。
3. 能够实现无运动伪影的质子密度、T1 和 T2 加权图像。
4. 它不仅描绘器官的解剖结构, 更能够研究器官的功能。
5. 因为时间不再是一个重要因素, 可以提高图像的空间分辨力。

#### EPI 的缺点

1. 因为在如此短的 TE 时, 脂肪-水之间的〔第二种类型 (Dixon 效应)〕化学位移伪影可能会造成明显影响, 在 EPI 常常需要预先进行脂肪抑制技术。
2. 因为梯度快速的开关转换, 可能会在病人体内产生电流或电压, 从而造成病人有受到“电击”的感觉。此电击是由于众所周知的电磁理论所造成的, 快速变化的磁场 (也就是, 读出方向数学上的  $dB/dt$ ) 会在导体内 (在此时即病人体内) 产生一

个电流 (E)。

3. 可能存在 (由于共振频率轻微变化所致的) 相位错误累积。此效应在多次激发 EPI 时较轻, 因为相位错误累积的时间较短。

4.  $B_0$  的内在不均匀性和磁化率效应也都会导致磁共振频率的变化, 而增大相位错误。此效应在多次激发 EPI 时也较轻。

#### EPI 的临床应用

1. 脑的扩散成像 (通过观察水分子的扩散运动)。它对早期诊断急性脑血管意外 (CAV) 有帮助, 当常规影像学方法表现不明显时, 它可以区分脑血管意外和其它疾病 (例如, 肿瘤) (图 22-16)。
2. 脑的动态灌注研究。
3. 以超快速方式进行心脏和腹部的无运动伪影成像。

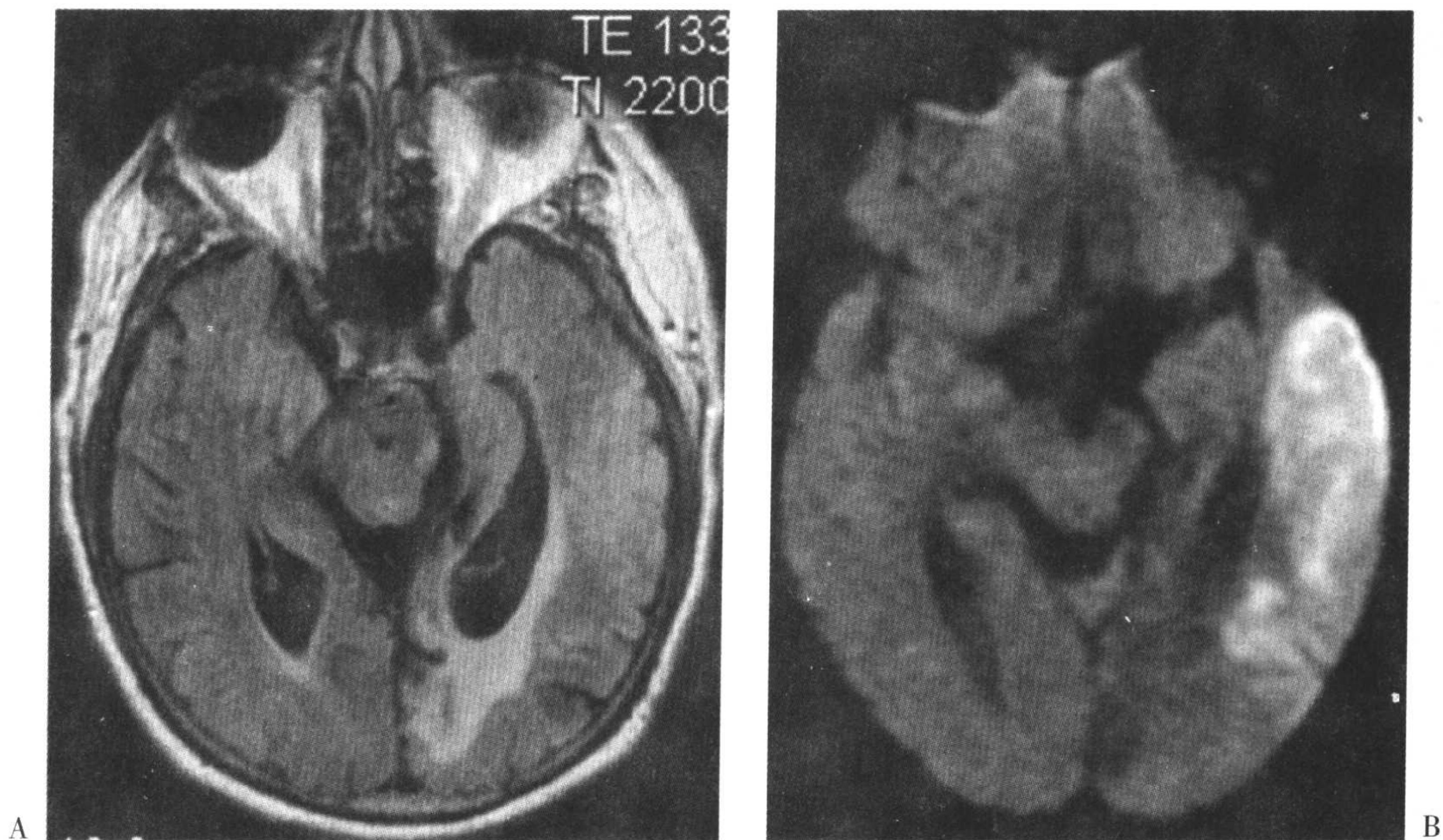


图 22-16 横断 FLAIR (A) 和 DWI (扩散加权图像) (B), 在 FLAIR 上显示左枕叶的亮信号和左颞叶轻微的信号增高。DWI 证实左枕叶信号来自于陈旧的梗塞, 而左颞叶的病灶显示更为清晰, 是更有意义的新梗塞。

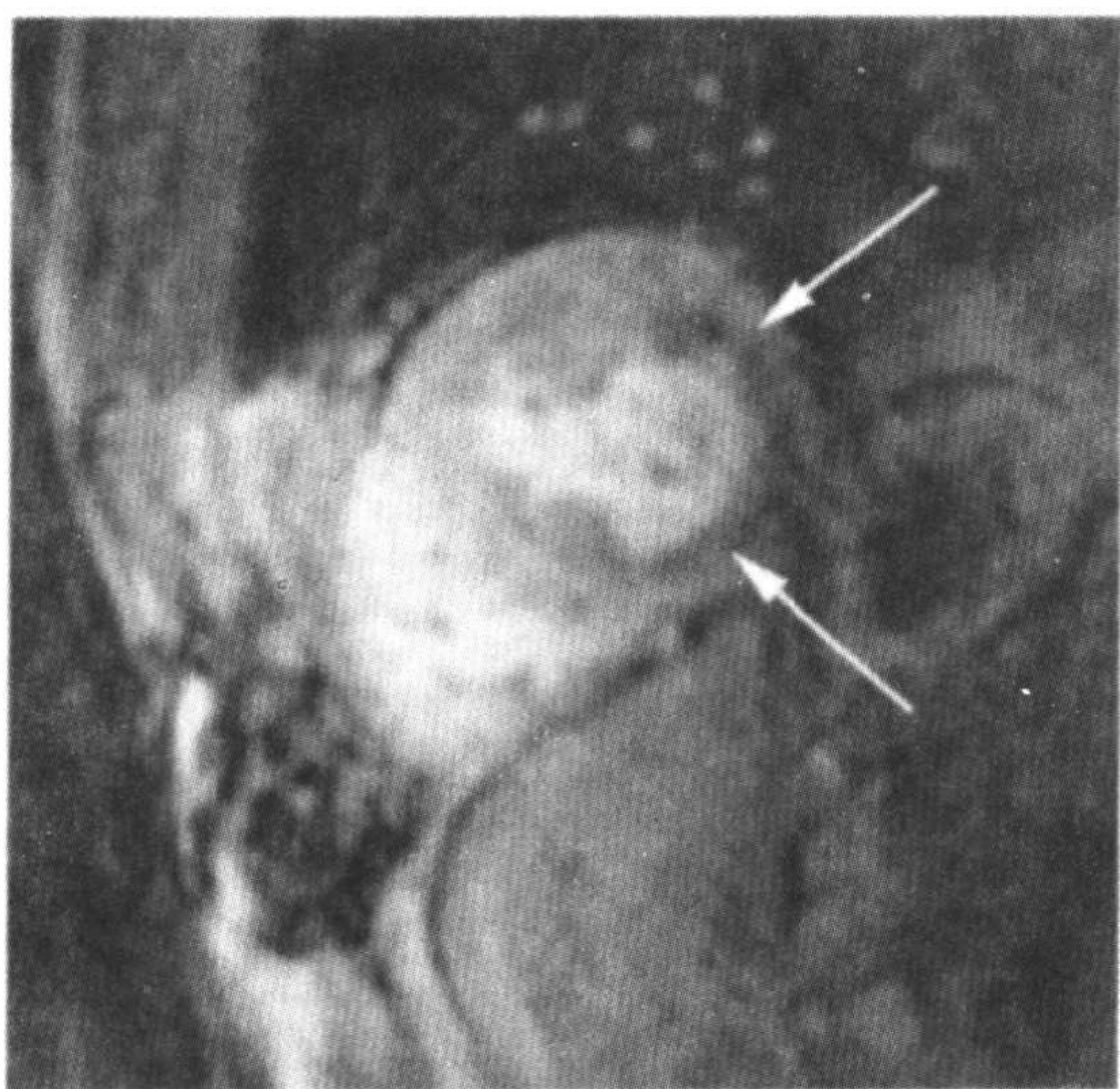


图 22-17 应用腺苷的应激实验, 钆增强后短轴位节段的 GRE-EPI 动态成像显示侧下壁的低信号, 与缺血的表现相一致 (可见其它部分的正常信号)。

4. 无心脏运动伪影的冠状动脉成像。
5. 在一个心动周期内的心脏电影成像。
6. 在静脉注射钆对比剂后, 进行心肌的

动态灌注研究以评价缺血区 (图 22-17)。

7. 腹部的单次屏气成像, 产生 T1、T2 和 PD 权重。

## 要点

---

平面回波成像 (EPI) 是最快的 MR 技术, 已得到了广泛的应用。它已经成为急性脑血管意外成像中的重要内容。它采用一系列震荡的频率编码梯度, 这样在一个射

频脉冲后往返移动对 k 空间进行充填。结果, 可以在数毫秒的时间内对一个层面进行成像 (无任何运动伪影), 而整个成像过程可以在数秒之内完成。

## 习题

---

**22-1 是 / 否** EPI 的对比取决于基础脉冲序列。

**22-2 是 / 否** 采用短促的 EPI 可以消除相位错误。

**22-3 是 / 否** 关于多次激发 EPI, 所有下列各项都是正确的, 但有一项除外:

(a) 与单次激发 EPI 相比, 它对梯度的要求较低。

(b) 与单次激发 EPI 相比, 相位错误累积的时间较短。

(c) 它比单次激发 EPI 要耗费更多的时间。

(d) 它对运动伪影有更低的敏感性。

**22-4 是 / 否** 在短促的 EPI 中, 采集过程中相位编码梯度保持恒定。

**22-5 是 / 否** 在多次激发 EPI 中, k 空间在一次激励脉冲后充填完成。

**22-6 是 / 否** 在单次激发 EPI 中, k 空间以 Z 字形往返方式进行充填。

**22-7 N/2 Ghost 伪影通常见于:**

(a) 恒定相位的 EPI

(b) 短促的 EPI

(c) 多次激发 EPI

(d) 以上所有各项都不是

## 新的扫描性能

### 简介

在这章中，我们将讨论一些最近新的 MR 设备中所采用的高级软件技术。关于这些性能和它们的用途，我们总结如下：

1. 提高速度：
  - (a) 部分采集 (NEX)；
  - (b) 快速自旋回波 (FSE)；
  - (c) 快速梯度回波技术。
2. 缩短 TE：
  - (a) 部分回波；
  - (b) 部分射频脉冲。
3. 增加空间分辨力 (不增加时间)：
  - (a) 不对称视野。
4. 减少混叠：
  - (a) 无相位卷折；
  - (b) 无频率卷折。
5. 增大范围：
  - (a) 相位偏移射频脉冲。
6. 进行连续层面扫描：
  - (a) 连续层面；
  - (b) 3D 采集。
7. 进行预饱和：
  - (a) 空间预饱和；

(b) 频率 (化学) 预饱和。

8. 增大信噪比 (SNR)：

(a) 窄带宽。

### 部分采集 (NEX)

参见图 23-1，同时参见第 13 章中的相关内容。

#### 机制

1. 仅使用部分 k 空间 [例如, 1/2 采集, 3/4 采集 (实际上, 减少了相位编码数  $N_y$ , 而不是 NEX)]。重建是基于 K 空间在相位方向上的内在对称性。

2. 略多于 k 空间的一半 (称为过扫描), 用于进行相位校正。

3. 通常包括 k 空间的中心, 因为它含有最强的信号。

#### 优点

提高了扫描速度 (由  $N_y$  降低造成)。

#### 缺点

1. 降低了信噪比；
2. 可能增大伪影。

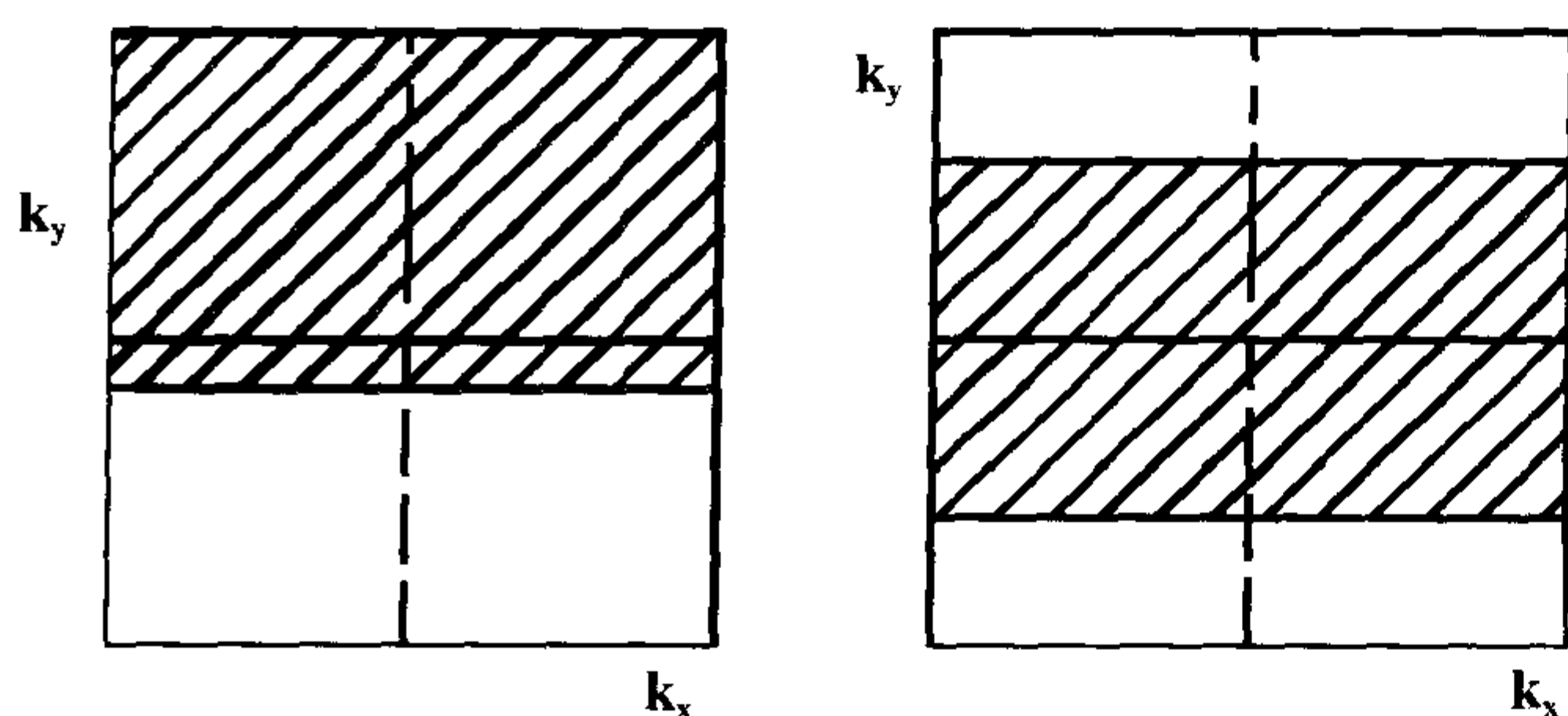


图 23-1 部分采集。

### 应用

1. 用于定位 (scout) 图像;
2. 在速度比信噪比更重要时使用。

## 快速自旋回波 (FSE)

更详细的讨论, 参见第 19 章。

### 机制

1. 采用多个  $180^\circ$  聚相位脉冲。
2. 每个 TR 周期 (每次“激发”) 充填 k 空间的多行。
3. 回波链长 (ETL) 定义为  $180^\circ$  的脉冲的数目 (例如, 2, 4, 8, 16 等)。

### 优点

1. 降低扫描时间为原来的  $1/ETL$  (2, 4, 8, 16 等)。
2. 在不降低信噪比的情况下保持自旋回波的对比 (实际上通过使用很长的 TR, 信噪比得到了提高)。
3. 降低了磁化率伪影——用于金属附近的成像 [特别是在较大的带宽 (BW) 时]。

### 缺点

1. 缩小了扫描范围 (由于长 TE 的存在造成)。

2. 脑脊液 (CSF) 可在质子密度 (PD) 图像中呈高信号。这是由于和后面回波的加权平均的结果。为了降低此不需要的效应, 可采用更短的 ETL (例如,  $ETL=4$ ), 更短的 TE (更大的带宽)。

3. 脂肪在 T2 加权图像中是亮的, 因为当自旋在不同磁场强度 (例如, 脂肪和水) 间进行扩散时, 紧邻的  $180^\circ$  脉冲消除了扩散导致的失相位。

4. 降低了 (例如, 出血的) 磁化率影响, 因为紧邻的  $180^\circ$  (聚相位) 脉冲降低了失相位作用, 它缩短了自旋在不同磁性区域间扩散过程中失相位的时间。

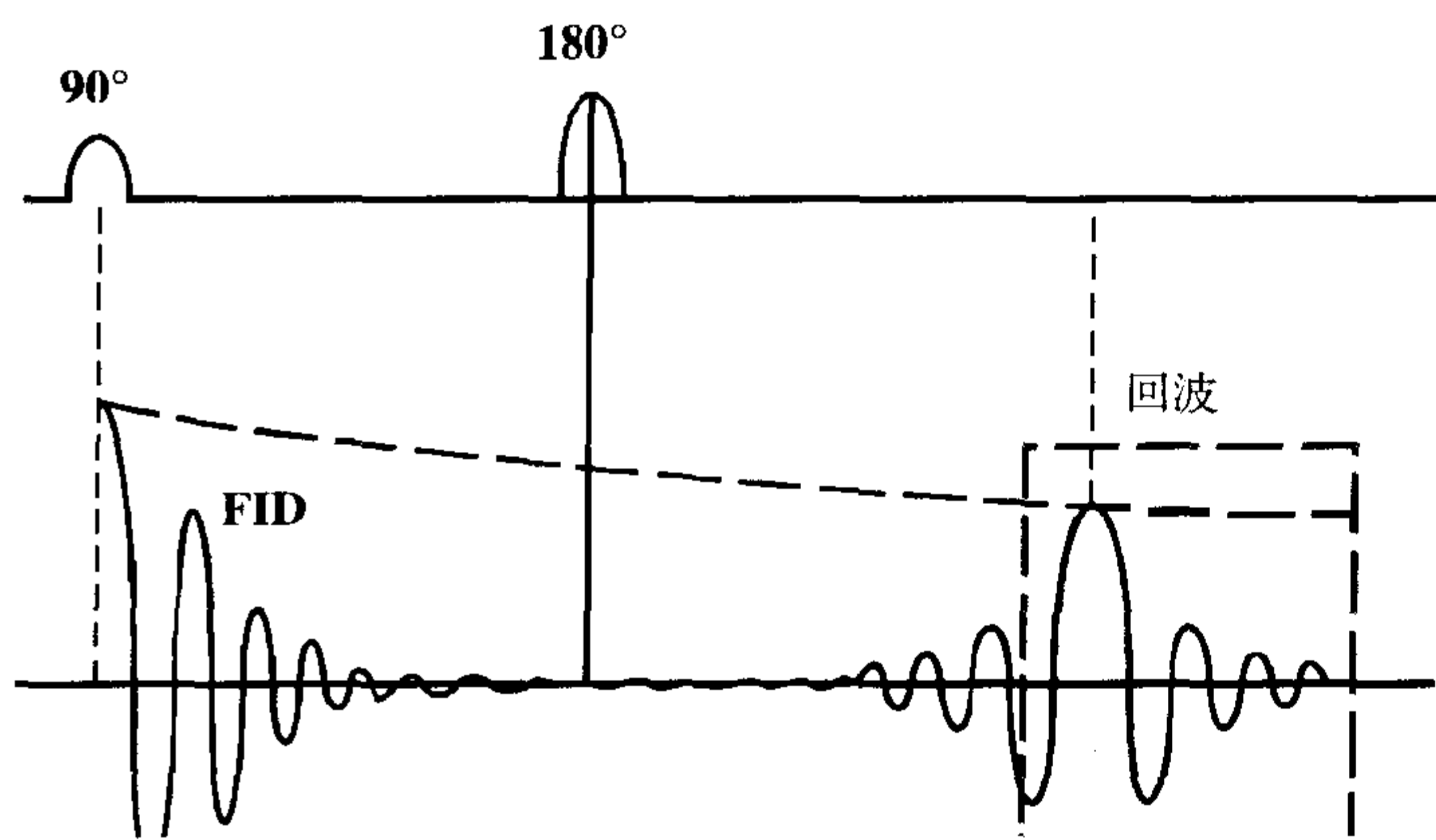
5. 由于快速的梯度变化可能导致产热增加。

### 应用

1. 快速扫描;
2. 高空间分辨率 (如, 内听道) 的成像;
3. 在合理的采集时间内提高信噪比;
4. 单次屏气技术;
5. 进行各向同性的 T2 加权数据采集 (例如, 3D FSE)。

## 部分回波

参见图 23-2。



部分回波

图 23-2 部分回波。

**机制**

仅对接收回波的一小部分进行采样（它的实现是基于回波关于 TE 的对称性和 k 空间在频率方向上的对称性）。

**优点**

1. 可以缩短 TE。
2. 在较早的回波中信噪比得到提高（较少的 T2 衰减）。
3. 提高 T1 权重（降低 T2 影响）。
4. 可能会降低流动伪影和磁化率效应。

**应用**

1. T1 加权图像。

2. 用于降低流动伪影和磁化率影响。

**部分射频脉冲（90°、180°或部分翻转）**

参见图 23-3。

**机制**

1. 和部分回波的原理相同（因为脉冲的对称性，在脉冲循环中仅包括射频脉冲的一部分）。
2. 可以相应地缩短 TE。

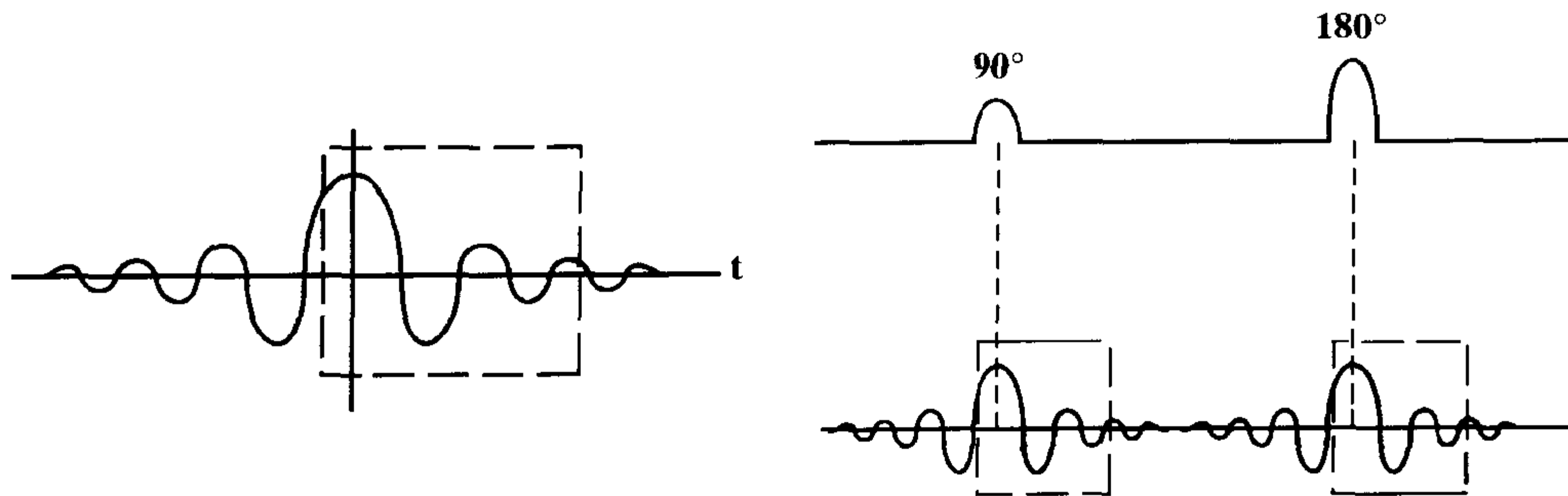


图 23-3 部分射频脉冲（90°、180°或部分翻转）。



**特点**

与部分回波的特点类似。

**不对称视野**

参见图 23-4。

**机制**

1. 采用矩形的视野(典型者在相位编码方向减小视野,因为  $N_y$  通常小于  $N_x$ )。
2. 可以得到正方形或矩形的像素。

**优点**

1. 采用矩形视野,我们可以得到,比如说,  $512 \times 512$  矩阵的分辨率而只需花费进

行  $512 \times 256$  所需的采集时间。

2. 在保持空间分辨力的基础上提高扫描速度。

3. 当进行相位方向上(较小)不对称的解剖结构(例如,脊柱)的成像时非常有用。

**缺点**

1. 与全视野相比,降低了信噪比。
2. 可能会在相位编码方向上产生卷折。

**应用**

1. 脊柱;
2. 肢体;

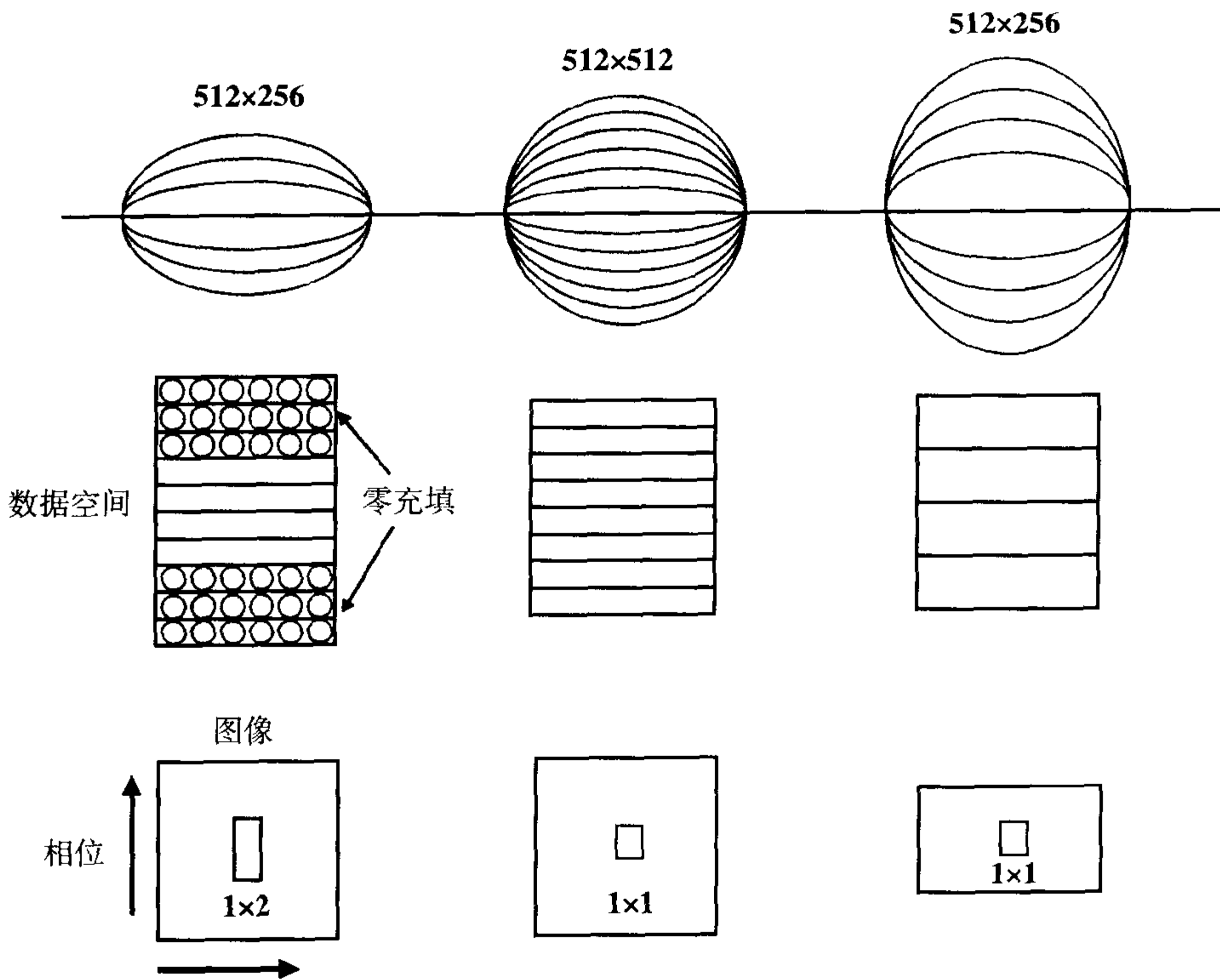


图 23-4 不对称视野。当采用矩形视野时,通常在相位方向上缩小视野。通过采集更多的相位编码数,可以达到更大的分辨率。在这个例子中,你可以采集 256 的相位编码数,而仍可以得到 512 的分辨率。

3. 腹部。

## 无相位卷折(相位过采样)

参见图 23-5 和图 18-7。

### 机制

1. 加倍相位编码数和视野。
2. 在每侧丢弃一半视野数据,以维持特定的视野。
3. 为保持时间不变,采集次数减少为原来的一半。

### 优点

1. 减小或消除卷折(混叠)。
2. 信噪比或扫描时间没有变化。

### 缺点

如果采用 1 次采集,扫描时间会加倍。

### 应用

1. 小视野(可能会产生卷折)。
2. 肢体。

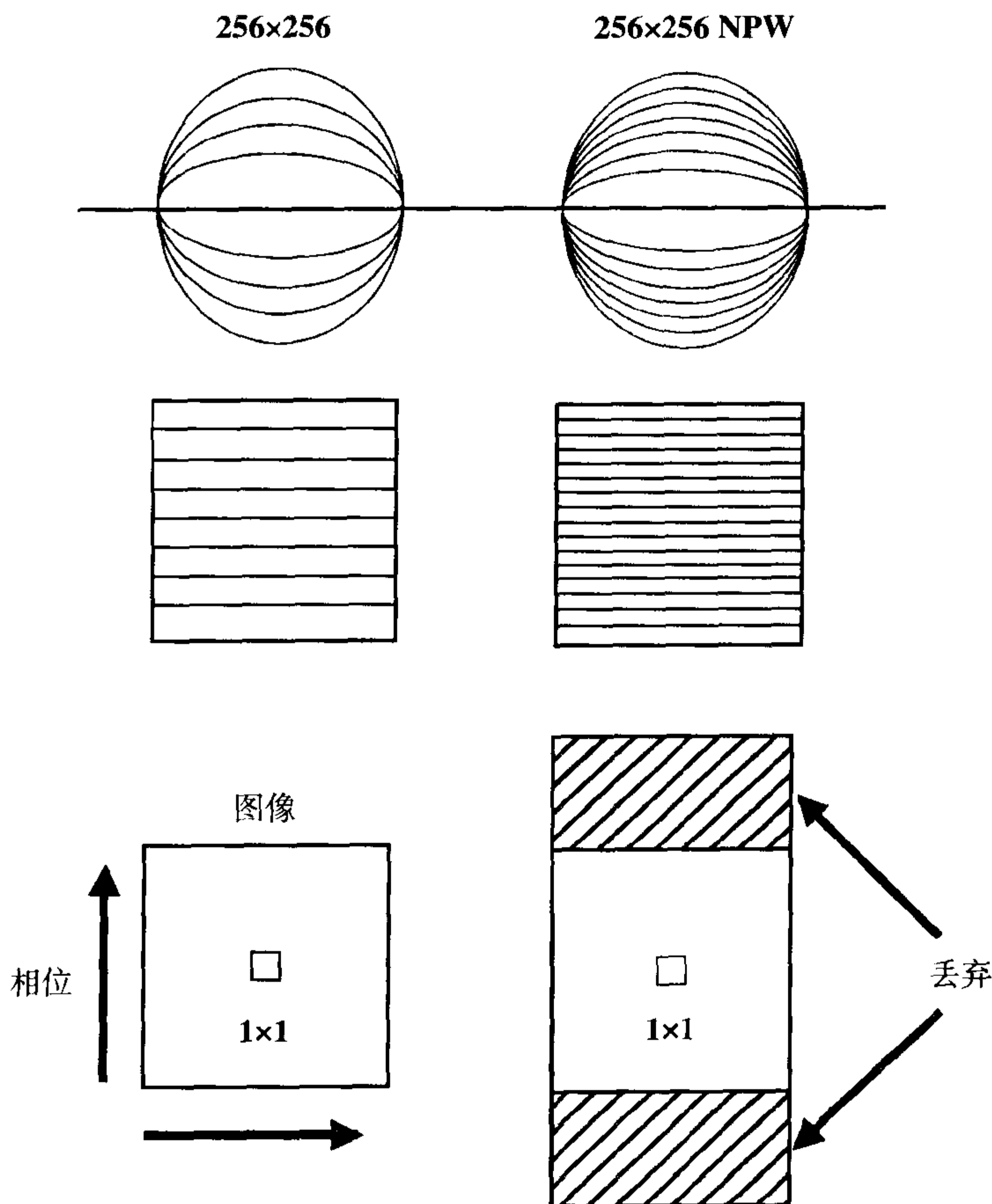


图 23-5 无相位卷折。为避免相位编码方向上的卷折,你可选择此项功能,通过加倍此方向上的视野,最后自动丢弃不需要的部分。在这个例子中,你可以采集 512 的相位编码数,而得到 256 的分辨力。

## 无频率卷折(频率过采样)

### 机制

1. 对回波进行过采样,从而保证满足尼奎斯特频率的需要(例如,尽管  $N_x$  读出可以是 256,但在进行模拟-数字转换(ADC)时,仍进行 512 次采样)。是否还记得尼奎斯特定理要求采样频率  $\omega_s$  至少比信号内存在的最大频率( $\omega_{\max}$ )快两倍。换句话说,对于最高频率波形,每个周期内至少需要采样两次。

2. 也采用各种不同的低通滤波器(LPFs)和带通滤波器(BPFs),以去除信号内不必要的高频成分。

### 优点

1. 避免在频率编码方向上产生卷褶。
2. 不增加扫描时间。

### 缺点

1. 可能会降低信噪比,因为在增加采样次数的过程中,采样间隔减小,这样会增大带宽(记住  $BW = 1/\Delta T_s$  而  $SNR \propto$

$\sqrt{1/BW}$ )。

2. 此项功能是由内在控制完成的,也就是,操作人员不能控制它。

### 应用

在常规扫描时,几乎全部自动进行。

## 相位偏移射频脉冲

参见图 23-6。

### 机制

采用两个具有一定相位偏移的射频脉冲同时激发两个层面。

### 优点

1. 每个 TR 周期内所能进行的层面数加倍(不增加扫描时间)。
2. 通过缩短 TR 可以产生更大的 T1 权重。

### 缺点

可能增大卷折伪影。

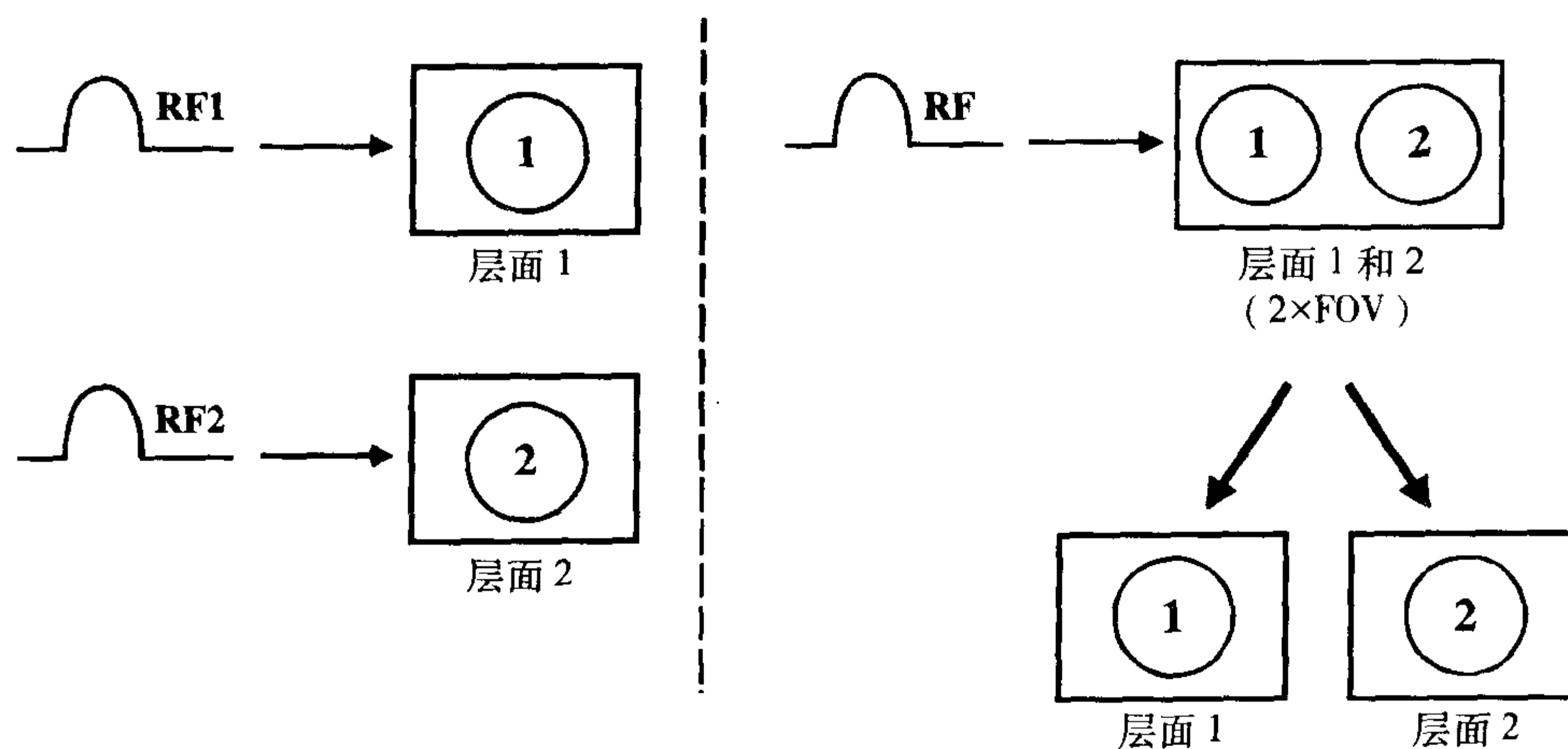


图 23-6 相位偏移射频脉冲。两个不同相位的射频脉冲同时激发两个层面。

### 应用

1. 当需要短 TR 时, 以及进行很大范围的成像时;

2. 钆对比增强时, 此时较短的 TR 增强了对比剂的顺磁性效应。

## SENSE

SENSE 是新型的并行采集成像技术 [ 此类技术包括空间谐波同步采集 (SMASH)、空间阵列和敏感编码技术 (ASSET) 和联合并行采集技术 (iPAT) ]。它需要使用阵列射频线圈。根据使用线圈的数目多少, 可以很容易地使扫描时间缩短为原来的 (SENSE 因子)  $1/3 \sim 1/4$ , 与其它的基于降低相位编码数和采集次数的“快速成像技术”不同, 仍然具有相同的信噪比。

SENSE 通过阵列线圈中的每个射频线圈的局部敏感性而工作。有意识地将扫描野做得非常小, 采用这种方式从而解决了产生的混叠。(对于一定的空间分辨力) 由于在一半的扫描野内有一半的相位编码数, 信噪比降低了 40%。结果, SENSE 在高信噪比的情况下最有价值, 例如, CE-MRA 或 3T。

## 连续层面功能

参见图 23-7。

### 机制

1. 采用更长的射频脉冲, 频率转换后具有更好的直角形态, 降低层间交叉。
2. 消除 / 减小保持层面间隔的必要性。

### 优点

1. 可以 (近乎) 实现连续成像。
2. 不再需要层间隔 (在真正进行两次采集时, 它使扫描时间加倍)。

### 缺点

1. 增大 TE (更长的射频脉冲)。
2. 每个 TR 内可进行的层数减少。

### 应用

当不需要层间隔时。

## 3D 采集

### 机制

1. 对 3D 体积成像的梯度回波 (GRE) 技术。
2. 3D FSE 也是一个选择。

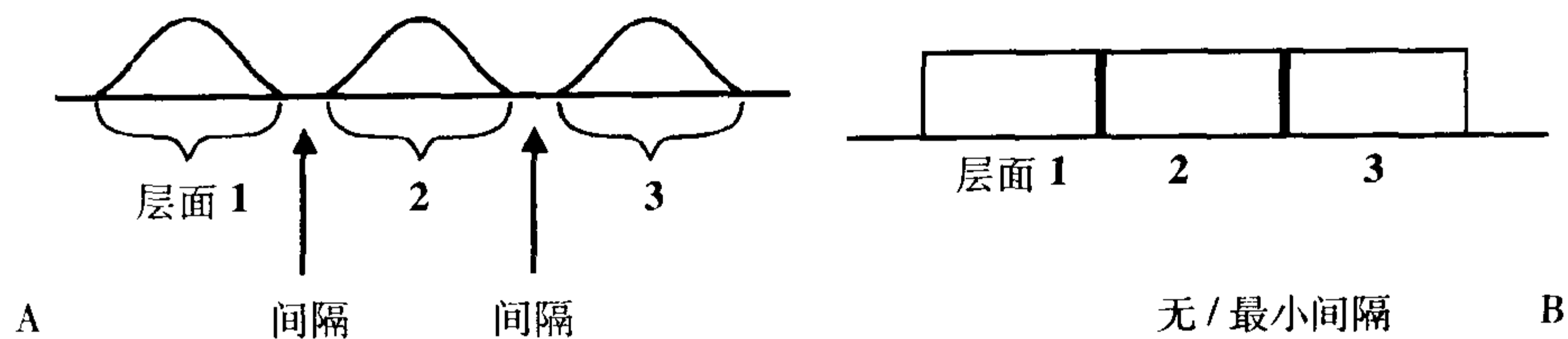


图 23-7 连续层面成像可以通过采用改进的更加接近矩形的射频波形来实现。

3. 需要沿层面选择 z 轴方向的相位编码。
4. 连续层面(零间隔)。

#### 优点

1. 提高了信噪比(由于采集更大的体积)。
2. 可以进行薄层、高分辨率、连续层面成像。
3. 可以进行任意方向的高质量重建。

#### 缺点

1. 由于 z 轴方向上存在相位编码,可能会在体积的每侧结束端(厚片的结束端)产生卷折伪影(图 18-3 和图 18-4)。
2. 扫描时间的公式也要结合 z 轴方向上的相位编码数(例如 28,60)。这也就是说,

$$\begin{aligned}
 & \text{采集时间(3D GRE)} \\
 & =T(3D GRE) \\
 & =TR \cdot NEX \cdot N_y \cdot N_z \\
 & =N_z \cdot T(2D GRE)
 \end{aligned}$$

但是因为 TR 非常短,这是可以接受的。对于 3D FSE,这个公式可以表示为

$$\begin{aligned}
 & \text{采集时间(3D FSE)} \\
 & =T(3D FSE) \\
 & =TR \cdot NEX \cdot N_y \cdot N_z / ETL \\
 & =N_z \cdot T(2D FSE)
 \end{aligned}$$

式中 ETL 可选择得非常大(参见第 27 章)。

#### 应用

1. 颈椎;
2. MR 血管成像(例如,Willis 环);
3. 钆动态增强腹部成像。

## 空间预饱和脉冲(饱和脉冲)

参见图 23-8。

#### 机制(也参见第 24 章)

1. 在选定的体积两侧施加 90°饱和脉冲(可以施加在任意方向上:前后、上下、左右)。
2. 施加饱和带,通常用于抑制流动相关现象所产生的相位方向上的 Ghost 伪影。

#### 优点

1. 减小相位方向上的 Ghost 伪影。
2. 减小流动伪影。

#### 缺点

1. 可能造成视野内其余部分的信号抑制。
2. 可能会延长 TR,从而增加扫描时间。

#### 应用

1. 脊柱的成像:在椎体前方放置饱和带,以抑制由于心脏和大血管所产生的伪影。
2. MR 血管成像:在血管的流出端放置饱和脉冲,以抑制静脉的流动(得到 MR 动脉成像)或动脉的流动(得到 MR 静脉成像)。
3. 腹部成像(减小由于主动脉或下腔静脉所致的伪影)。
4. 脑(减小由于颈内动脉或硬膜静脉窦所致的伪影)。

## 化学(频率)预饱和

参见图 23-9。

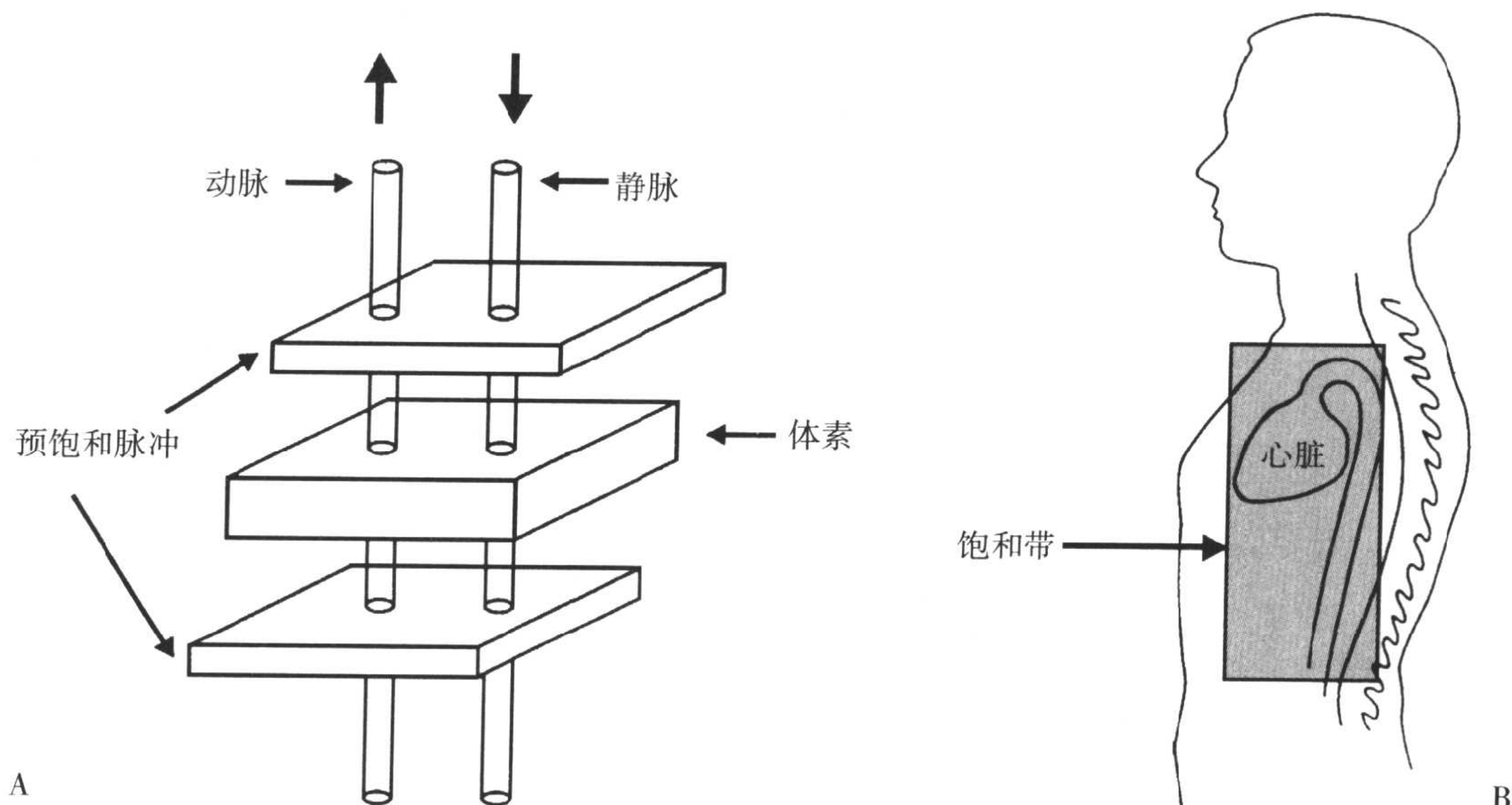


图 23-8 (A) 在进行动脉或静脉的血流成像时, 在每个层面的 (视野以外) 开始前或结束后立刻放置空间预饱和脉冲。(B) 在脊柱前 (视野以内) 放置空间预饱和脉冲, 以降低由于椎前血管所产生的伪影。

### 机制 (同时参见第 24 章)

1. 在射频激励脉冲以前, 施加一个频率选择预饱和脉冲, 从而消除特定组织的纵向磁化矢量。

2. 在 SE 序列的  $90^\circ$  脉冲前, 施加预饱和脉冲。拉莫频率与预饱和脉冲的频率匹配的组织, 首先受到  $90^\circ$  预饱和脉冲的作用翻转到  $x-y$  平面。很短的时间后, 纵向磁化矢量  $M_z$  还没有时间来进行恢复。这样, 随后的  $90^\circ$  激励脉冲将这个很小的  $M_z$  翻转到  $x-y$  平面, 产生很弱的信号。

### 应用

通过选择恰当的频率, 抑制脂肪或水。

### 优点

1. 它可以区分具有相似 T1 值的组织 (例如脂肪和钆强化的肿瘤)。

2. 此技术不会对被抑制组织以外的任何信号有影响 (不同的是, IR 影响所有组织的对比)。

### 缺点

1. 由于此方法涉及频率选择技术, 它会受到磁场不均匀性的影响 (参见图 18-43 和图 20-7)。

2. 需要额外的时间 (从而延长了 TR 和增加了扫描时间)。

3. 增加了射频脉冲的数目, 造成额外的射频产热。

## 窄带宽 (可变带宽)

### 机制

在双回波 SE 序列中, 第二个回波具有较窄的带宽。

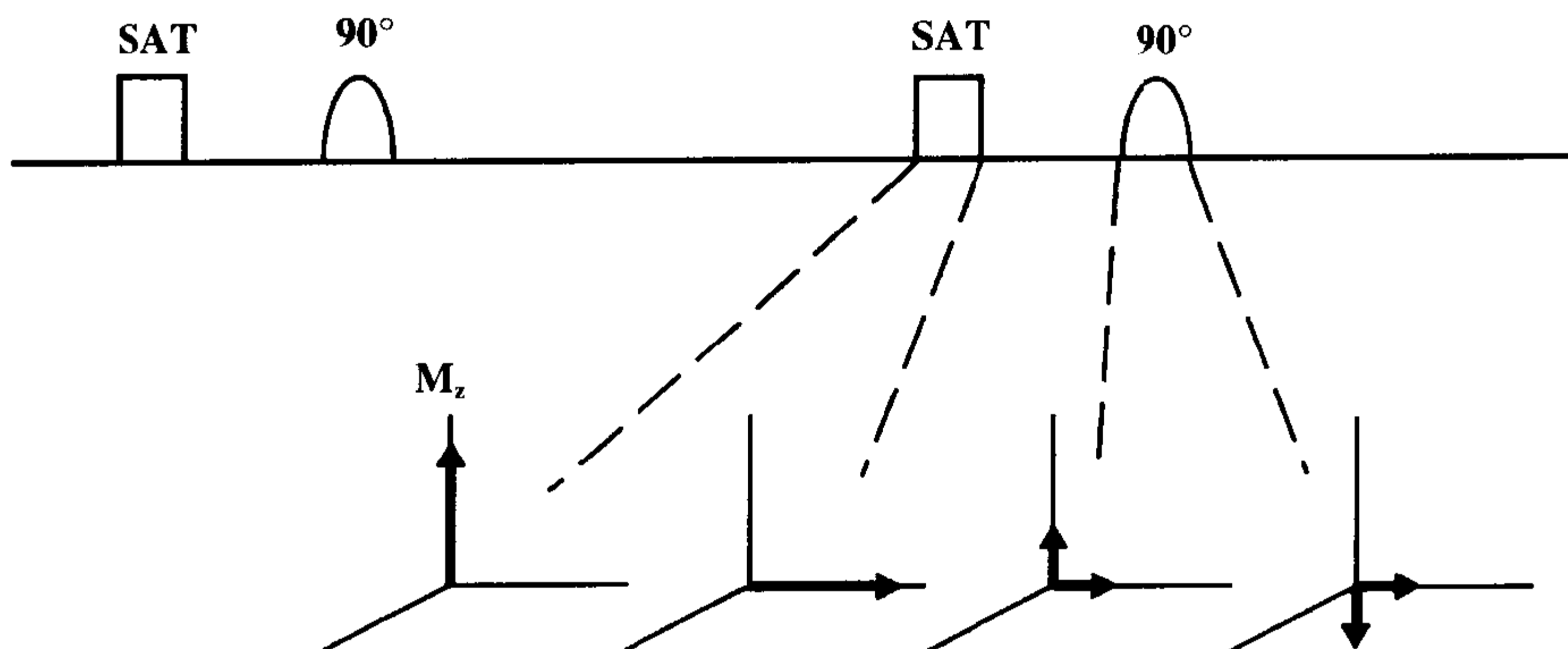


图 23-9 化学(频率)预饱和脉冲。

**优点**

提高了第二个回波的信噪比 (记住  $SNR \propto 1/\sqrt{BW}$ )。

**缺点**

1. 增大了化学位移伪影 (参见图 18-12)。
2. 减少了允许进行的层面数 (由于 TE

延长)。

**应用**

1. 任何需要较高信噪比的研究。
2. 示例: 脑的双回波 SE 成像——在第二个回波中使用窄带宽 (以提高信噪比, 其由于 T2 衰减而降低)。

**要点**

在这章中, 我们回顾了许多新的 MR 技术。对于它们的利弊, 我们总结如下:

**1. 为提高速度**

- (a) 部分采集 (代价:  $\downarrow$  信噪比,  $\uparrow$  伪影)
- (b) FSE (代价:  $\downarrow$  扫描范围,  $\uparrow$  对比平均)
- (c) 快速梯度回波技术 (代价:  $\downarrow$  信噪比)

**2. 为缩短 TE**

- (a) 部分回波 (代价: 可能  $\uparrow$  伪影)
  - (b) 部分射频脉冲 (代价: 可能  $\uparrow$  伪影)
- 3. 为增加空间分辨力 (不增加时间)**
- (a) 不对称视野 (代价:  $\downarrow$  信噪比和  $\uparrow$  卷折伪影的可能)
- 4. 为减少混叠**
- (a) 无相位卷折 (代价: 可能稍  $\uparrow$  扫描时间)
  - (b) 无频率卷折 (代价: 可能  $\downarrow$  信噪比)
- 5. 为增大范围**
- (a) 相位偏移射频脉冲 (代价: 可能

↑ 卷折伪影)

6. 为进行连续层面扫描

(a) 连续层面(代价:可能↑TE)

(b) 3D 采集(代价:↑扫描时间)

7. 为进行预饱和

(a) 空间预饱和

(b) 频率(化学)饱和

8. 为增大信噪比

(a) 窄带宽(可变带宽)

## 习题

23-1 可通过下列技术提高扫描速度:

(a) FSE 或 GRE 技术

(b) 部分采集

(c) 降低带宽

(d) 所有以上各项

(e) 仅(a)~(b)项

23-2 不对称视野可能导致下列所有各项,但有一项除外:

(a) 降低信噪比

(b) 增加卷折的可能

(c) 提高了空间分辨力

(d) 延长了扫描时间

23-3 窄的带宽会导致下列所有各项,但有一项除外:

(a) 降低最小 TE

(b) 增加化学位移伪影

(c) 降低扫描范围

(d) 提高信噪比

23-4 是/否 空间饱和脉冲用于降低相位方向上的 Ghost 伪影和流动伪影。

23-5 是/否 3D GRE 可提高信噪比。

23-6 是/否 采用部分采集可以缩短最小 TE。



## 组织抑制技术

### 简介

MR 的优势之一,特别是采用一些新的技术,能够在选择性“抑制”特定组织所产生的信号时进行身体的某个部分的成像。这种抑制技术可以改变正常组织对比,从而增强来自于更感兴趣(例如病理)组织的信号。在临床中,主要抑制两种类型的组织:脂肪和水。

### 抑制技术

可以采用数种技术进行组织抑制,下面列出了其中的一些:

1. 反转恢复技术;
2. 化学(频率)饱和或频率选择性预饱和;
3. 在视野内的空间预饱和。

### 反转恢复技术

此技术我们已在第 7 章中进行了详细讨论。在图 24-1 中画出了 IR 序列的脉冲

序列图(PSD)。通过恰当地选择 TI(反转时间),我们可以抑制或使特定的组织信号为零。实际上,正如我们在第 7 章中所看到的,如果

$$\begin{aligned} TI &= (\ln 2) [T1(\text{组织 } x)] \\ &= 0.693 T1(\text{组织 } x) \end{aligned}$$

那么组织 x 的信号为零。这样,可以根据需要选择不同的 TI,使脂肪、水或者其它所需组织的信号为零(图 24-2)。

### STIR(短 TI 反转恢复)

它是抑制脂肪的 IR 技术。

### 示例 1

在 STIR 中 TI 采用何值? 在 1.5T 时,脂肪的 T1 值大约是 200ms。那么

$$TI = 0.693 \times 200 \cong 140\text{ms}$$

### FLAIR(液体衰减反转恢复)

它是抑制液体的 IR 技术。例如,这个序列可以在中枢神经系统中用于抑制脑脊液(CSF),从而显示脑室周围的亮信号病变,如多发性硬化(MS)的斑块(图 24-3)。

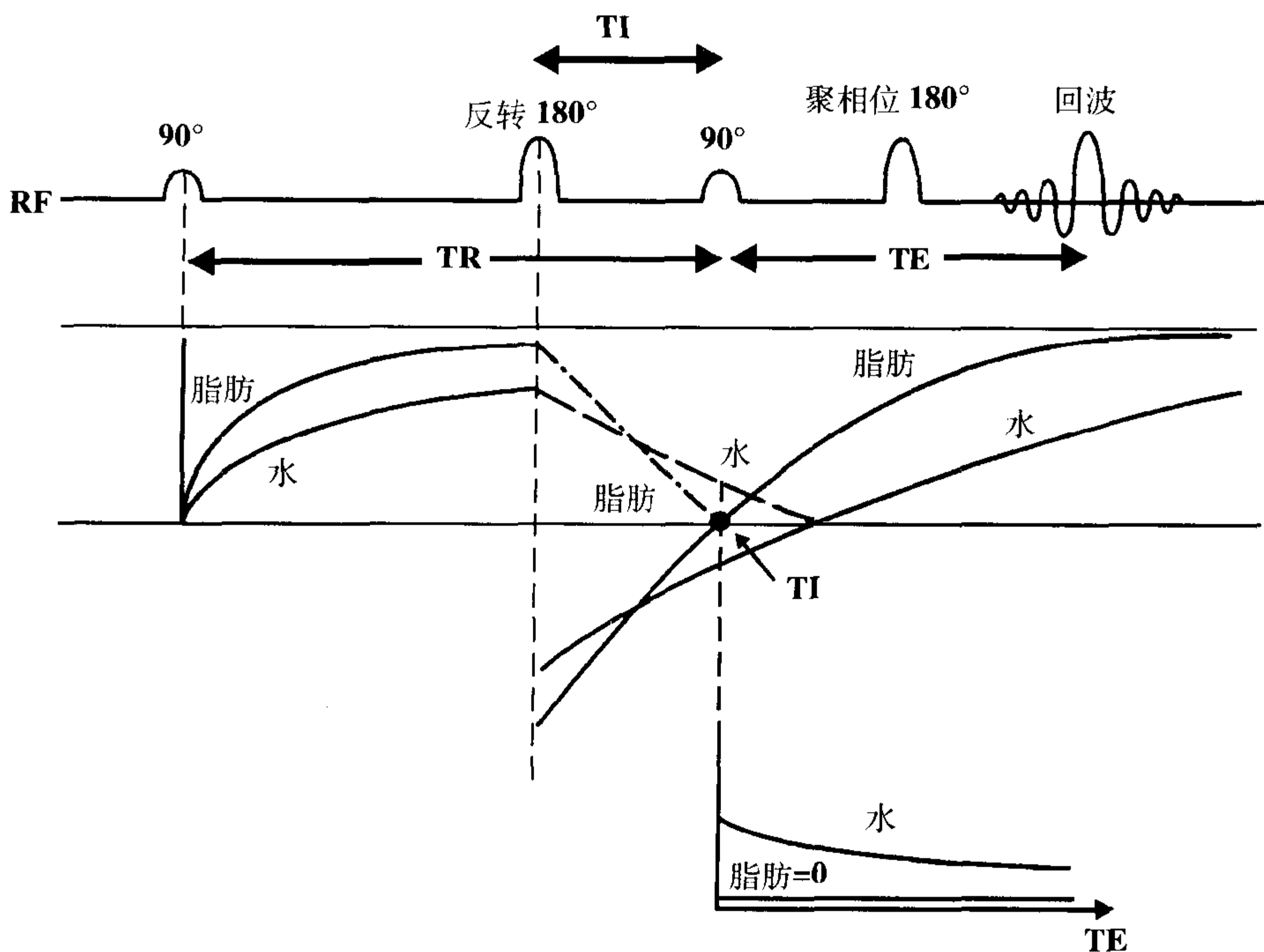


图 24-1 反转恢复。显示脂肪和水在 90° 和 180° 脉冲后的反转恢复曲线。

示例 2

在 FLAIR 中 TI 采用何值?在 1.5T 时, 脑脊液的 T1 值大约是 3600ms。那么

$$TI = 0.693 \times 3600 \approx 2500ms$$

$$TR = 10\ 000ms$$

$$TI = 2500ms$$

$$FSE \text{ 的 } ETL = 8$$

$$TE_{eff} = 112ms$$

快速 FLAIR

此技术将正常较慢的 FLAIR 序列与其它的快速技术相结合, 例如快速自旋回波 (FSE), 从而以快速的方式实现脑脊液的抑制<sup>[1]</sup>。图 24-4 通过图解描述了快速 FLAIR 序列的情况。在此方式中, 采用了以下参数:

在图 24-4 中, 序列有两部分, 每部分有 15 层。在第 1 个 5000ms 中, 应用 15 个层面选择 180° 反转脉冲的 2500ms (TI) 后, 对此 15 层采用 FSE 在 2500ms 内完成读出。在第 2 个 5000ms 中, 第一组的 15 层可进行恢复 (总的 TR 为 10 000ms), 第二组间隔的 15 层重复前面相同的过程。总计, 共采集 30 层。

10 000ms 的 TR 可以使脑脊液的纵向磁化几乎完全恢复。这个相对较长的时段, 也可以使在反转和读出过程中进行多层面的间隔扫描成为可能。反转“阶段”是施加

[1] Hashemi RH et al. Suspected multiple sclerosis: MR imaging with a thin-selection fast FLAIR pulse sequence. Radiology 1995;196:505-510

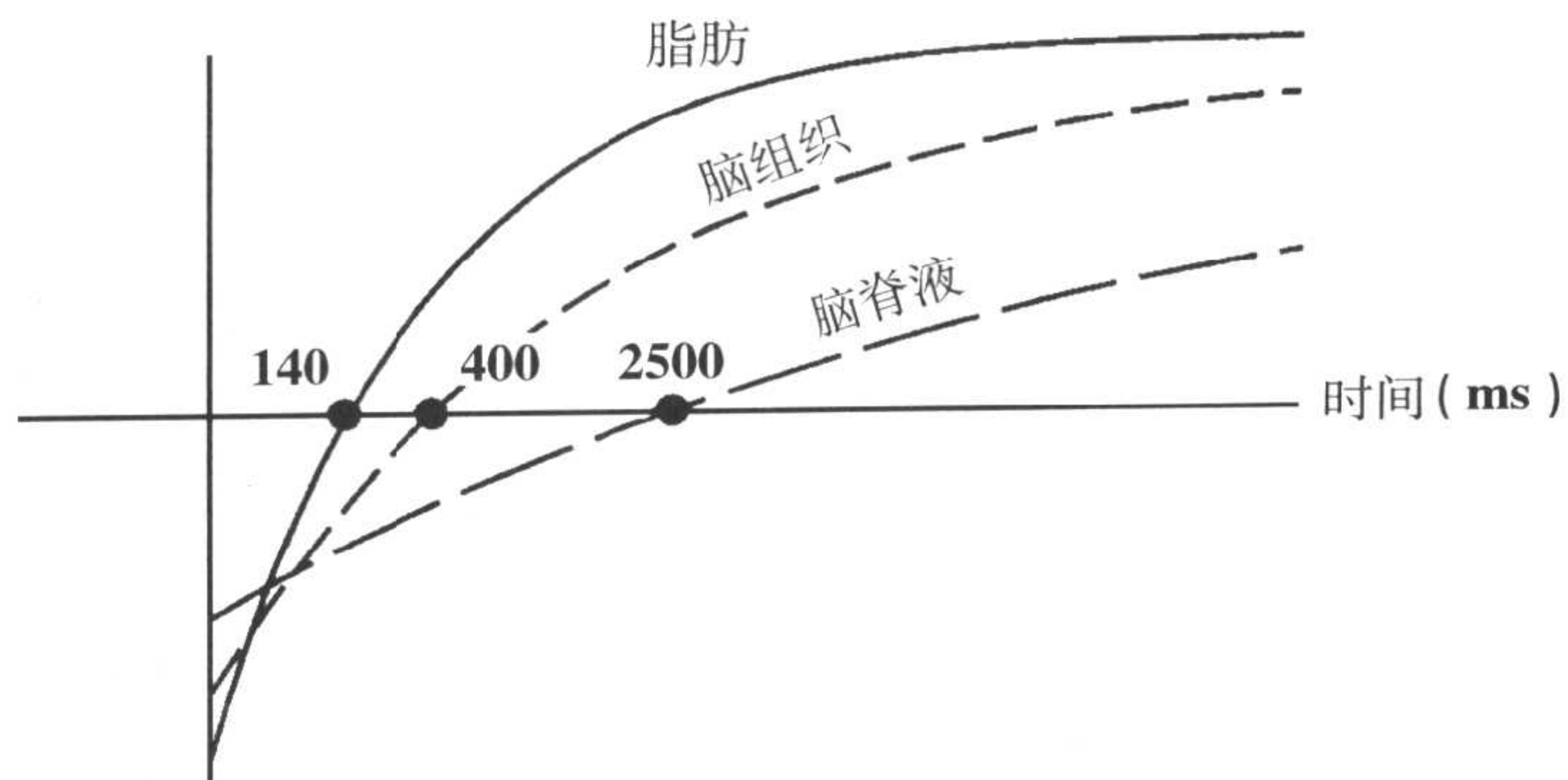


图 24-2 用于抑制脂肪、脑或脑脊液的 TI。

15 个层面选择  $180^\circ$  反转脉冲所用的时间。它是 TI 时间 (在这个例子中为 2500ms)，即从第一个  $180^\circ$  反转脉冲到读出阶段开始时刻的  $90^\circ$  脉冲之间的时间间隔。采用 FSE 读出每个层面需要 136ms ( $8 \times 17\text{ms}$ )。读出“阶段”是 (也为 2500ms) 进行所选择的 15 层面的读出过程所需要的时间。恢复阶段是从在 FSE 读出开始的层面选择

$90^\circ$  脉冲到下一次的层面选择  $180^\circ$  反向脉冲之间的时间间隔, 它等于  $TR - TI$  (在这个例子中为  $10000 - 2500 = 7500\text{ms}$ )。

一个 TR 周期内所能采集的最大层面数取决于 TI 或者 ( $TR - TI$ ) 的时间周期, 两者中较短的一个。TR 越长, 在下次激励以前, 磁化矢量将可以得到更完全的恢复。较长的 TR 还将产生更好的信噪比 (SNR),

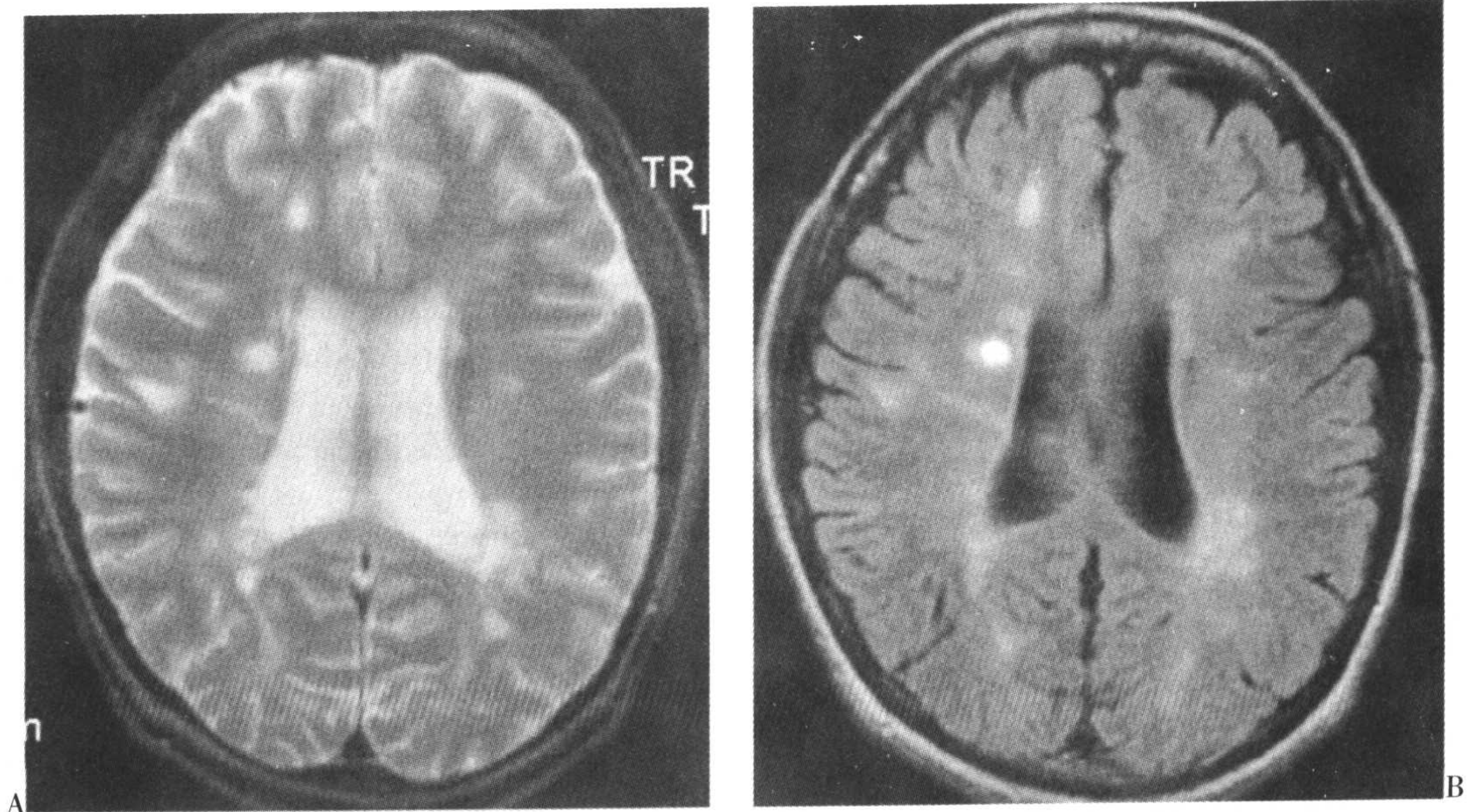


图 24-3 脑的横断 T2 (A) 和 FLAIR (B) 图像显示高信号的多发性硬化病灶, 在不同图像中的显著程度不同。

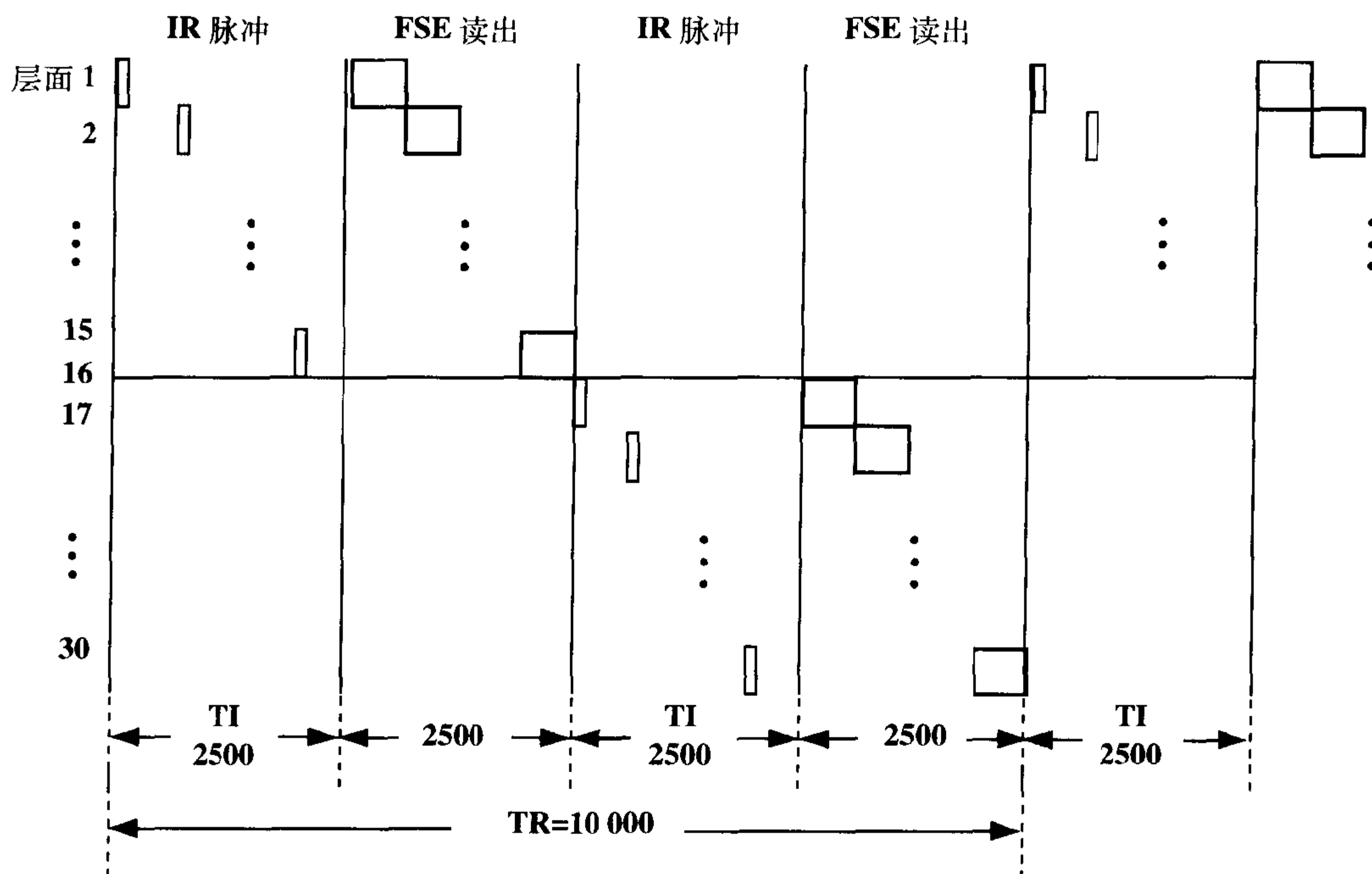


图 24-4 快速 FLAIR 的示意图。序列有两部分,每部分有 15 层。在开始的 5000ms 中,应用 15 个层面选择  $180^\circ$  反向脉冲的 2500ms (TI) 后,对此 15 层采用 FSE 读出,在 2500ms 内完成。在第 2 个 5000ms 中,第一组的 15 层可进行恢复(因为总 TR 为 10 000ms),第二组间隔的 15 层重复前面相同的过程。总计,在 8 分钟内采集 30 层。

并可以增加病变与脑灰质和白质之间的对比噪声比(CNR)。

但可惜的是,当 TR 增大时,使脑脊液为零的 TI 值并没有产生相应延长。此差异导致时间利用上的无效性增加,因为  $(TR-TI)$  变得越来越大,但是扫描的层面数却仍受到 TI 的限制。假定采用前面例子中的 TR 为 10 000ms 和 TI 为 2500ms,在下一个周期前将会有 5000ms (也就是,  $10\,000-2\times 2500$ ) 的时间被“浪费”。为提高效率,该序列利用此无效时间进行第二部分层面的反转和读出。

在这种设计中,当 TR 除以 TI 的比率等于 4 时,在相同的时间内取消了无效时间,采集的层面数可以加倍。而当此比率接近于 6 时,仍然可以增加另外一组层

面,以次类推。通过这种方式可以更容易地进行 TR 和 TI 的选择而不必考虑时间的效率。

#### IR 的优点

1. 没有额外的射频产热(比较频率预饱和,参见后面内容)。
2. 不会由于磁场的均匀性而产生变化(比较频率预饱和,参见后面内容)。

#### IR 的缺点

1. 具有相似 T1 值的组织都会被抑制,这样就不能区别它们(例如,脂肪与出血或者钆强化后的肿瘤,参见图 24-5 和图 24-6)。
2. 由于长 TR 导致扫描时间延长。

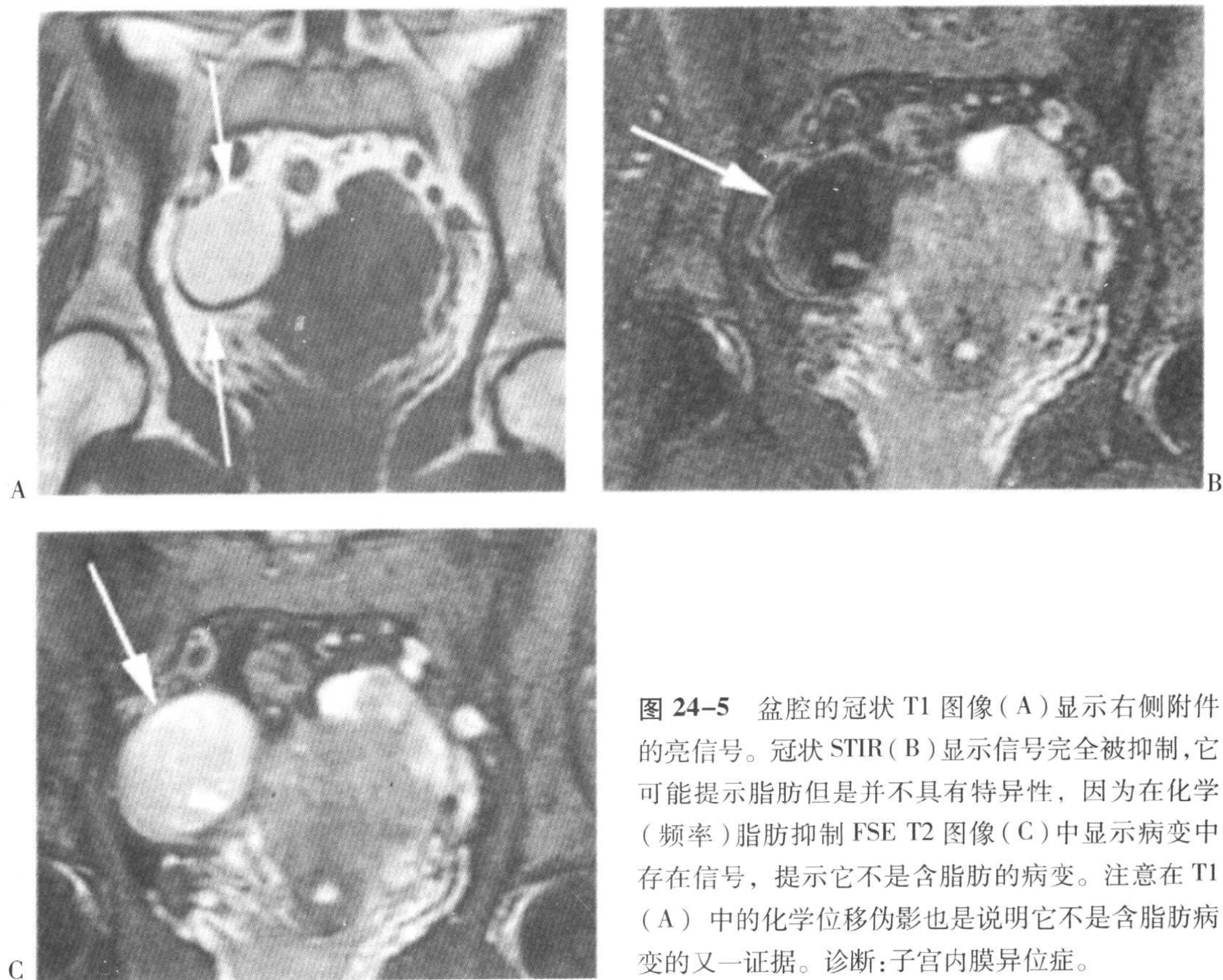


图 24-5 盆腔的冠状 T1 图像 (A) 显示右侧附件的亮信号。冠状 STIR (B) 显示信号完全被抑制, 它可能提示脂肪但是并不具有特异性, 因为在化学 (频率) 脂肪抑制 FSE T2 图像 (C) 中显示病变中存在信号, 提示它不是含脂肪的病变。注意在 T1 (A) 中的化学位移伪影也是说明它不是含脂肪病变的又一证据。诊断: 子宫内膜异位症。

### 3. 信噪比降低。

## 化学 (频率) 预饱和

在这种技术中, 在射频激励脉冲前施加一个频率选择性预饱和脉冲, 从而消除特定组织 (例如, 脂肪) 的纵向磁化。通过选择恰当的频率 (根据拉莫方程, 始终应记住在 1.5T 情况下, 水分子内质子的进动比脂肪质子快 220Hz), 它可用于抑制脂肪或水。图 24-7 中图解说明了此设计。这样, 在 SE 序列的  $90^\circ$  脉冲以前施加一个预饱和脉冲。拉莫频率接近预饱和脉冲频率的那些组织, 首先受到同频率的  $90^\circ$  预饱

和脉冲作用翻转到 x-y 平面。很短一段时间后, 纵向磁化矢量  $M_z$  还没有时间进行恢复。这样, 随后的  $90^\circ$  激励脉冲将这个很小的  $M_z$  翻转到 x-y 平面, 产生很小的信号 (图 24-7)。图 24-8 中就是它的一个例子。

### 优点

1. 可以区分具有相似 T1 值的不同组织 (例如脂肪与钆强化后的肿瘤, 或者脂肪与出血代谢产物, 参见图 24-5)。

2. 不会影响被抑制组织以外其它组织的信号 (与此相反, IR 会影响所有组织的对比)。

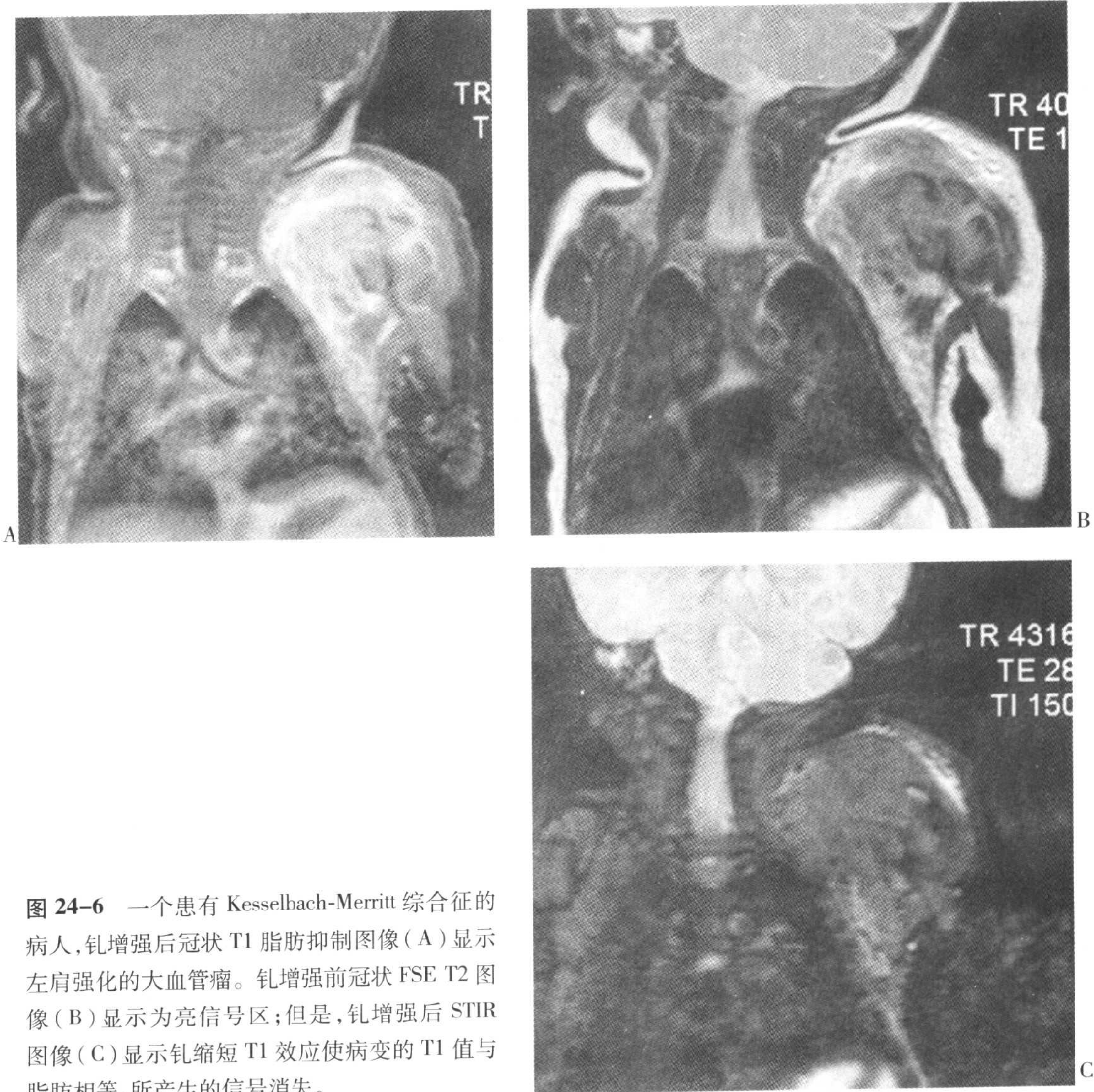


图 24-6 一个患有 Kesselbach-Merritt 综合征的病人,钆增强后冠状 T1 脂肪抑制图像(A)显示左肩强化的大血管瘤。钆增强前冠状 FSE T2 图像(B)显示为亮信号区;但是,钆增强后 STIR 图像(C)显示钆缩短 T1 效应使病变的 T1 值与脂肪相等,所产生的信号消失。

### 缺点

1. 因为它采用频率选择性技术,容易受到磁场不均匀性的影响(图 24-9)。
2. 需要额外的时间(这样延长了 TR 而增加了扫描时间)。
3. 增加了射频脉冲的作用时间,造成额外的射频产热。

### 空间预饱和

采用空间预饱和的目的通常是用于减小邻近(实际上是视野内紧邻)兴趣区的各种结构的伪影(与运动和流动相关的伪影)。典型的例子包括:

1. 脊柱成像:在视野内椎体的前方放置一个预饱和带,以抑制来自于心脏和大血管的伪影。

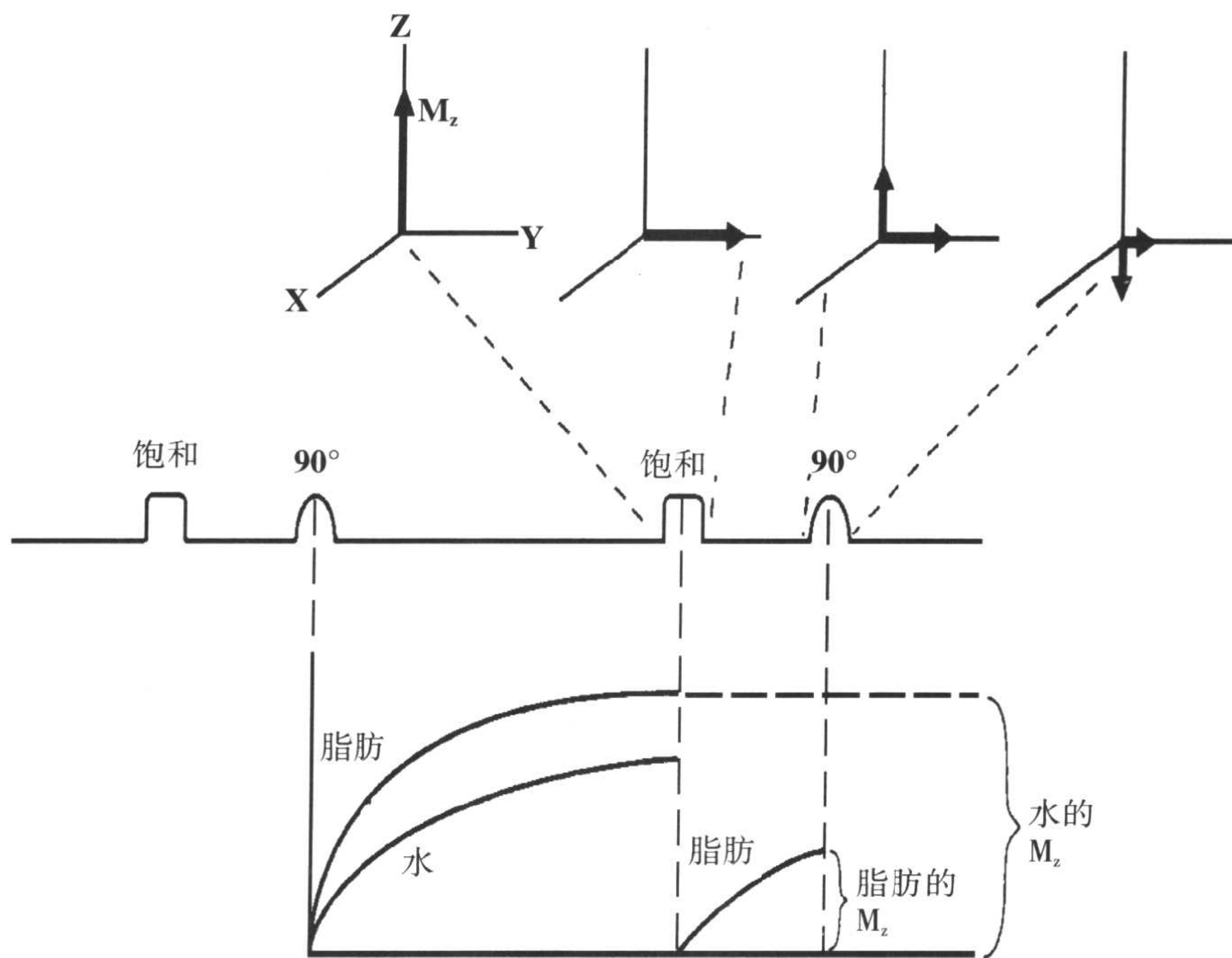


图 24-7 频率预饱和。在激励脉冲前施加一个频率选择性预饱和脉冲,以消除特定组织,如脂肪或水的纵向磁化。

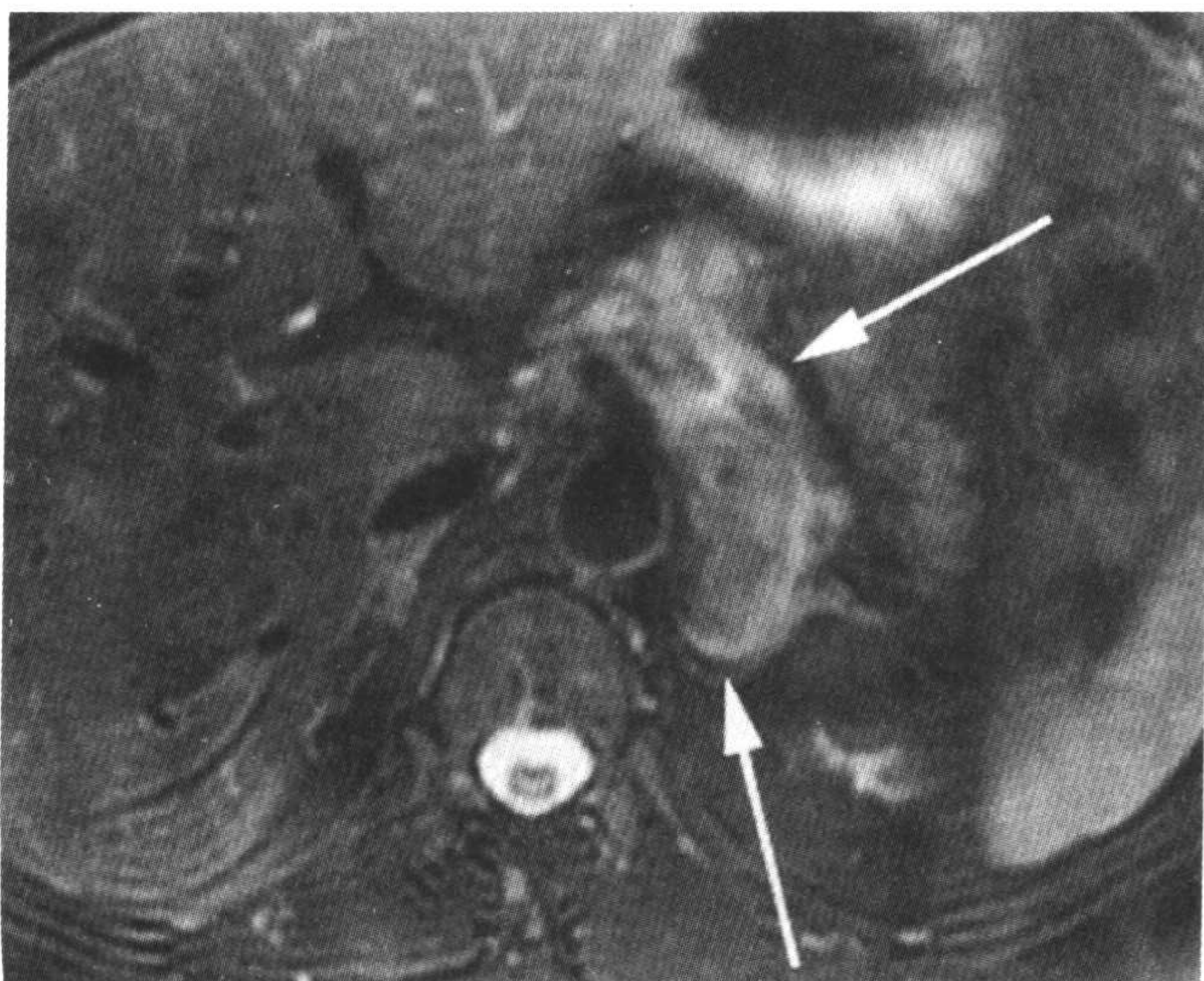


图 24-8 采用化学(频率)脂肪饱和的横断 FSE T2 图像显示脂肪信号被抑制。左侧肾上腺有一个中等信号的神经节细胞瘤(箭),它向中线延伸。

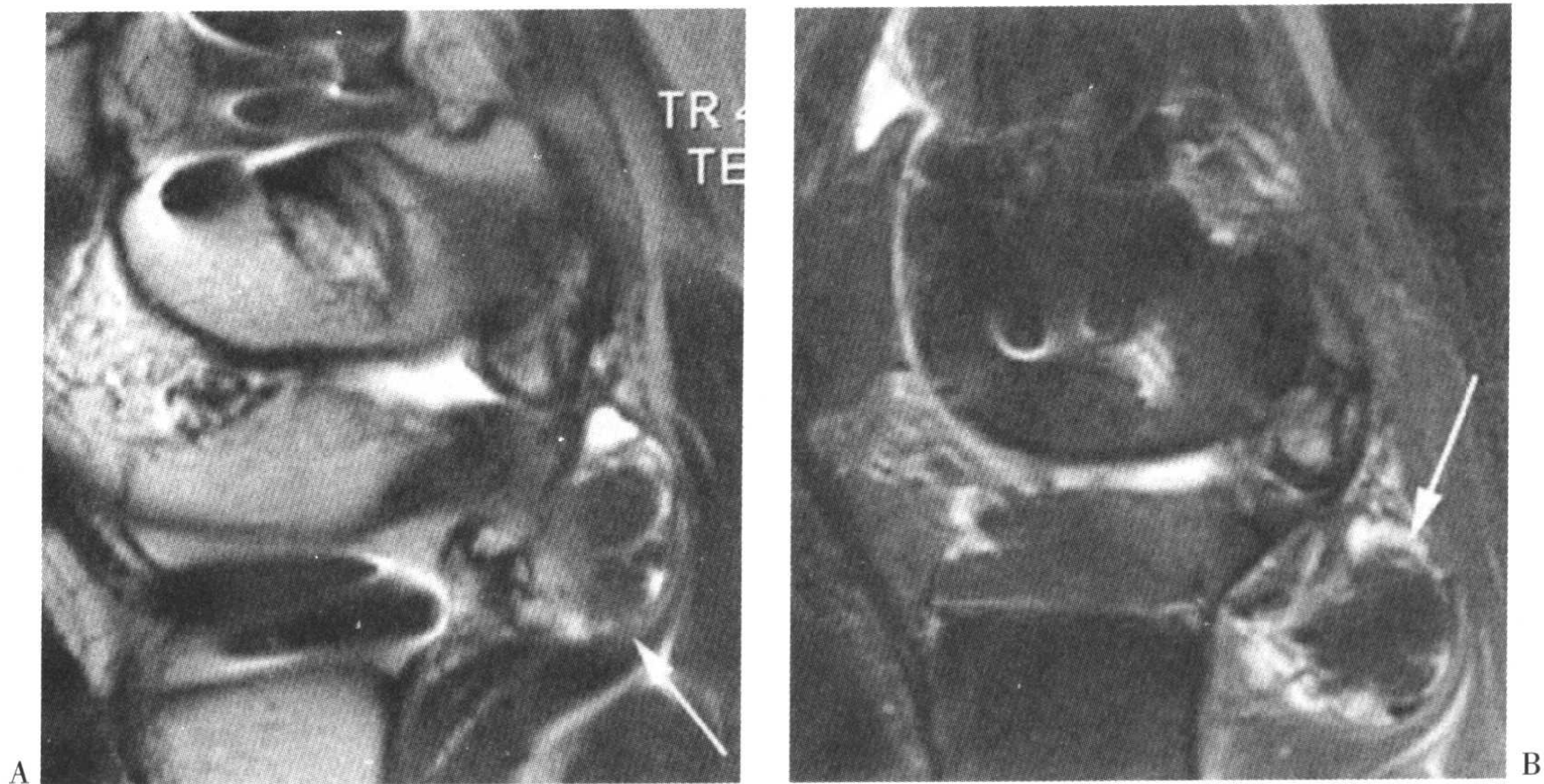


图 24-9 膝关节的矢状脂肪抑制 FSE T2 图像 (A) 显示由于金属磁化率伪影所致的明显磁场变形和不均匀的脂肪抑制。矢状快速 STIR (B) 显示均匀的脂肪抑制和较小的变形, 可见股骨远端少量的高信号。还可见晚期的髌骨和股骨的骨关节炎改变和胫骨后面大的游离体。

2. MR 血管成像: 在视野外血管的一端放置预饱和脉冲, 以抑制静脉血流 [用于进行 MR 动脉成像 (MRA)] 或者动脉血流 [用于进行 MR 静脉成像 (MRV)]。

空间预饱和通过在 SE 序列的  $90^\circ$  脉冲前施加一个额外的  $90^\circ$  脉冲来实现。这个附加的饱和脉冲可以使层面内, 包括运动结构的组织得到饱和, 从而消除来自于它们的信号 (和相关的伪影)。更详细的内容, 参见第 23 章中关于预饱和的讨论。

### 磁化传递 (MT)

磁化传递 (MT) 是一种抑制大分子蛋白质的结合水的技术。磁化传递的理念是大分子蛋白结合水分子内的质子的磁共振频率与自由水分子相比, 大约相差 500~

2500Hz (图 24-10)。磁化传递的预饱和脉冲仅仅是偏离共振频率的脉冲, 它的中心频率与质子群的拉莫频率相差 1000~2000Hz, 带宽 (BW) 为数百至数千 Hz, 如图 24-10A 中所示, 从而可以抑制结合水中的质子。结果如图 24-10B 中所示。注意偏离共振频率的结合水被饱和。因为结合水和自由水中的质子始终在进行快速的交换, 饱和会被传递给自由水中的质子。这样, 自由水峰的振幅会减小。磁化传递与频率脂肪抑制技术有些类似, 只是此时与共振频率的偏离达 2000Hz (2kHz), 而脂肪抑制时为 220Hz。

此技术, 例如在时间飞跃法 (TOF) 的 MR 血管成像 (参见第 26 章) 中作为抑制脑组织背景的一种方法, 以提高对较小的外周血管的敏感性。



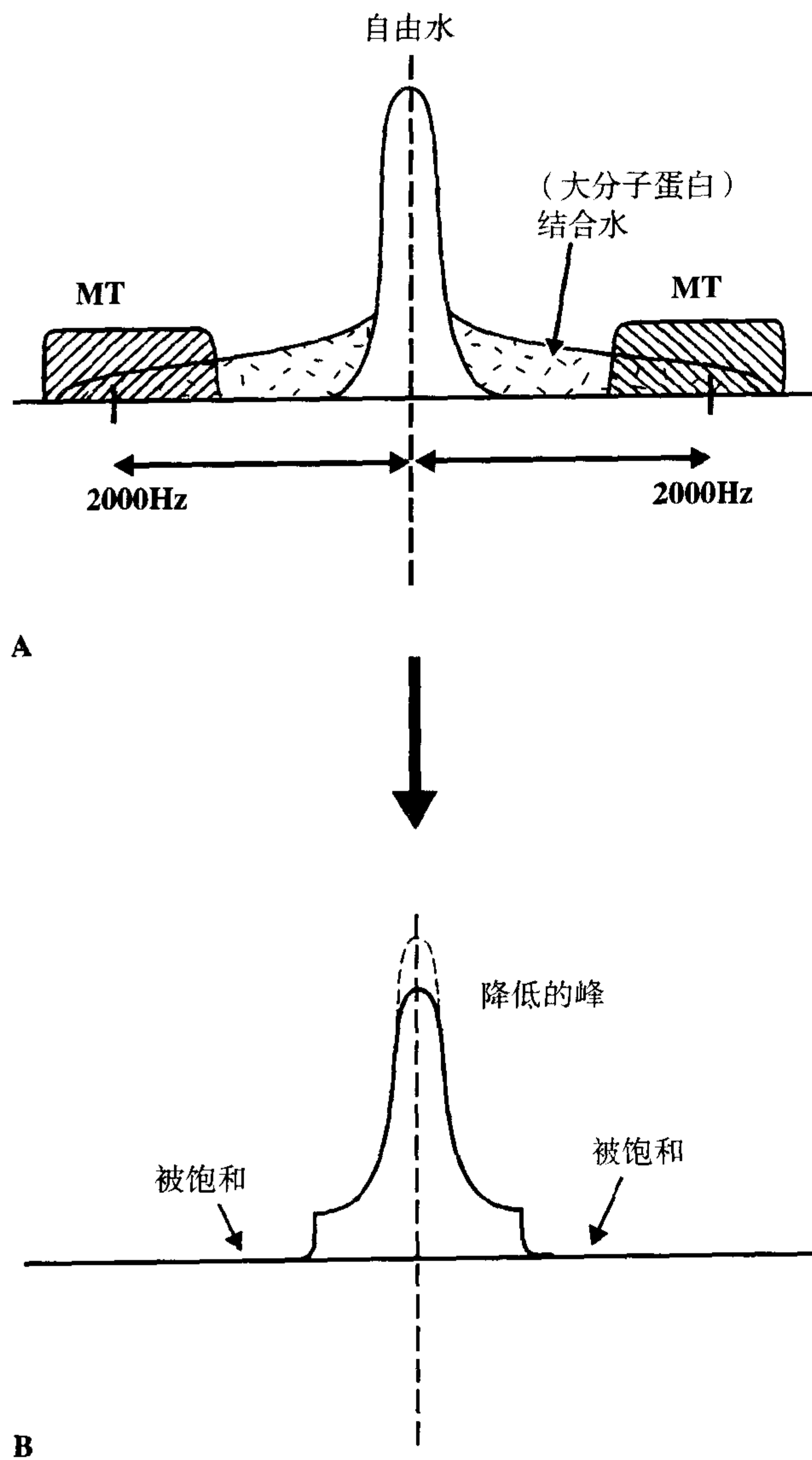


图 24-10 磁化传递。(A)结合水内质子的磁共振频率与自由水相比大约相差 500~2500Hz。(B)这些偏离共振频率的饱和脉冲将抑制结合水。此技术用于,例如,在 MRA 时的背景抑制。

### FSE 中的磁化传递效应

正如我们在第 19 章中所讨论的,由于存在多个快速的  $180^\circ$  脉冲,磁化传递无意识地存在于 FSE 中。这些快速的  $180^\circ$  脉冲具有一个很大的带宽,它包含有结合水的共振频率范围,从而趋向于抑制结合水。

### 脂肪抑制的一些临床应用

1. 用于区分脂肪和正铁血红蛋白(化学饱和)。
2. 肌骨系统:用于降低骨髓内的脂肪信号,从而清楚地显示骨髓水肿的信号(例如,由于骨挫伤、肿瘤、感染等所致;化学饱和或反转恢复,参见图 24-11)。
3. 眼眶:用于抑制眼球后的脂肪,从而

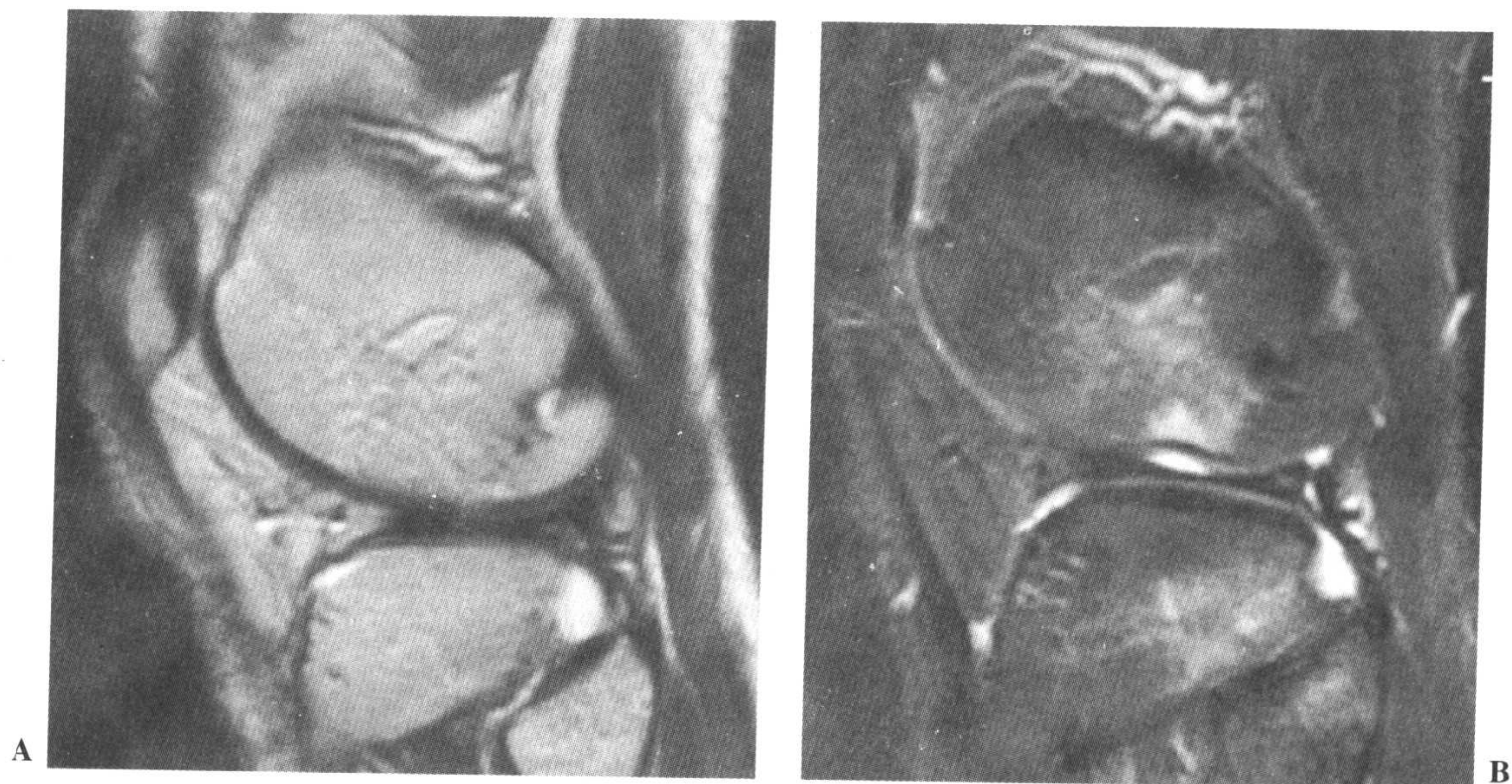


图 24-11 矢状 FSE T2 (A) 和矢状快速 STIR (B) 图像显示采用 STIR 脂肪抑制技术对骨髓水肿具有更好的敏感性 (也可以采用化学饱和)。

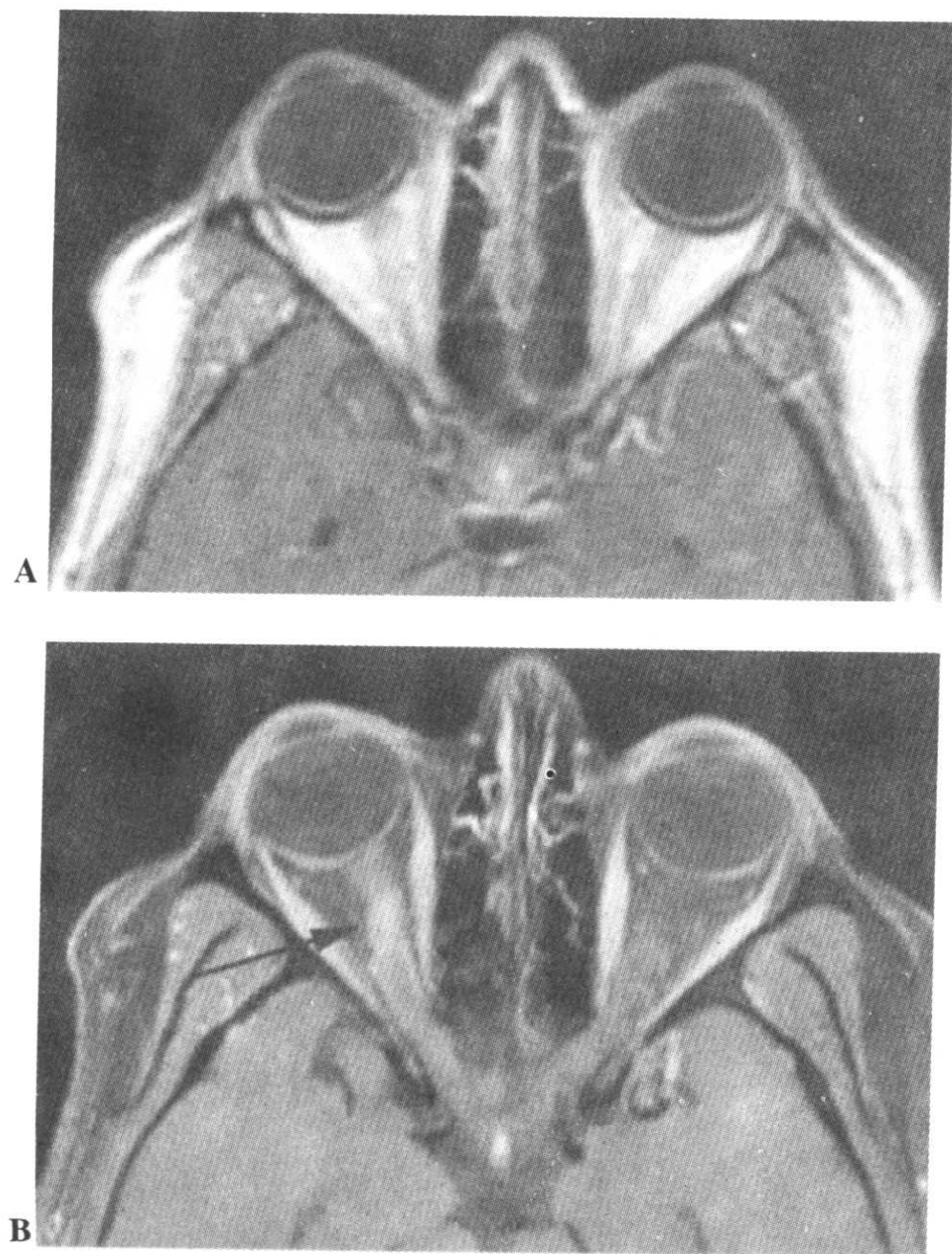


图 24-12 在一例视神经炎的病人中,钆增强后不采用 (A) 和采用脂肪抑制 (B) 的横断 T1 图像显示后者对右侧视神经强化 (B 中箭) 的敏感性明显升高。

可以在对比增强检查中发现眼球后病变的强化(化学饱和,参见图 24-12)。

4. 颈部:用于抑制脂肪,以便能发现肿物,和更好地判断肿物的范围(化学饱和或反转恢复)。

## 要点

组织抑制技术是 MRI 的一个重要性能——它可以改善组织对比和提高对病变的发现率。通常,抑制两种组织:脂肪和水。两种主要的抑制技术是反向恢复(IR)和化学(频率)饱和。每种技术都有自身的优点和缺点。对于技术类型的选择取决于临床应用。其它组织也可以被饱和(例如,结合水和血流)。

主要的脂肪抑制技术包括:

1. STIR;
2. 化学(频率)脂肪饱和。

主要的液体抑制技术包括:

## 水抑制的一些临床应用

脑:用于抑制脑脊液,清楚显示脑室周围的高信号病变,如多发性硬化斑块,从而提高它们的发现率(FLAIR)。

1. FLAIR;
2. 快速 FLAIR;
3. 化学(频率)水抑制。

抑制结合水的技术包括:

1. 磁化传递(MT)技术用于背景抑制;
2. FSE 中的磁化传递效应。

视野内预饱和技术的作用包括:

1. 预饱和带用于流动伪影(例如,在脊柱成像时);
2. 预饱和脉冲用于去除静脉或动脉的流动(例如,在 MRA 或 MRV 时)。

## 习题

24-1 在 IR 序列中,抑制某一组织的 TI 等于:

- (a)  $0.693T_2$       (b)  $0.693T_1$   
(c)  $(1/0.693)T_1$    (d)  $(1/0.693)T_2$

24-2 1.5T 时脑脊液的 T1 值大约为 3600ms。为抑制脑脊液, TI 约为何值?

- (a) 2500      (b) 5000  
(c) 140      (d) 249.48

24-3 是/否 大分子蛋白质结合水内质子的共振频率与自由水相差 220Hz。

24-4 是/否 磁化传递技术可以饱和偏离共振频率的结合水。

24-5 是/否 快速 FLAIR 是目前发现脑室周围脑白质疾病的最敏感 MR 序列。

24-6 主要的水抑制技术包括:

- (a) STIR      (b) 频率水抑制  
(c) FLAIR      (d) 所有以上各项  
(e) 仅(b)和(c)项

24-7 主要的脂肪抑制技术包括:

- (a) STIR      (b) 频率脂肪抑制  
(c) FLAIR      (d) 所有以上各项  
(e) 仅(a)和(b)项

24-8 是/否 FSE 具有内在的磁化传递特性。

## 简介

与(使用或不使用对比剂的)计算机(X线)断层成像(CT)不同,在CT中血管内血流的表现是可以预测的,而在MRI中血流的表现要更为复杂。血流或脑脊液(CSF)可表现为亮或暗信号取决于许多因素,包括,但并不仅限于以下因素:

1. 速度;
2. 脉冲序列[例如,自旋回波(SE)与梯度回波(GRE)];
3. 包含血管的层面相对于其它层面的位置;
4. 对比(TR和TE);
5. 回波数(偶数或奇数);
6. 层厚;
7. 翻转角;
8. 梯度强度和上升时间;
9. 采用梯度力矩归零技术等;
10. 采用空间预饱和脉冲;
11. 采用心电门控;
12. 心电门控的可能性(假门控)。

## 流动的类型

在第18章(“MRI中的伪影”)中,我们讨论了两种类型的运动:随机的和周期性的。血液和脑脊液的流动都是周期性的运动。进一步讲,血液的流动可以分为以下类型:

1. 层流;
2. 平流;
3. 湍流;
4. 血流分层/涡流。

在图25-1中描述了这些流动的类型。我们现在对这些类型分别进行讨论。

### 层流

这种类型的流动见于绝大多数的正常血管,呈抛物线的形态。如果血管腔的半径是 $R$ ,那么在位置 $r$ 处的流速将是

$$v(r) = V_{\max} (1 - r^2/R^2)$$

式中 $V_{\max}$ 为血管腔中心的最大流速。这样,血管腔内的平均流速等于

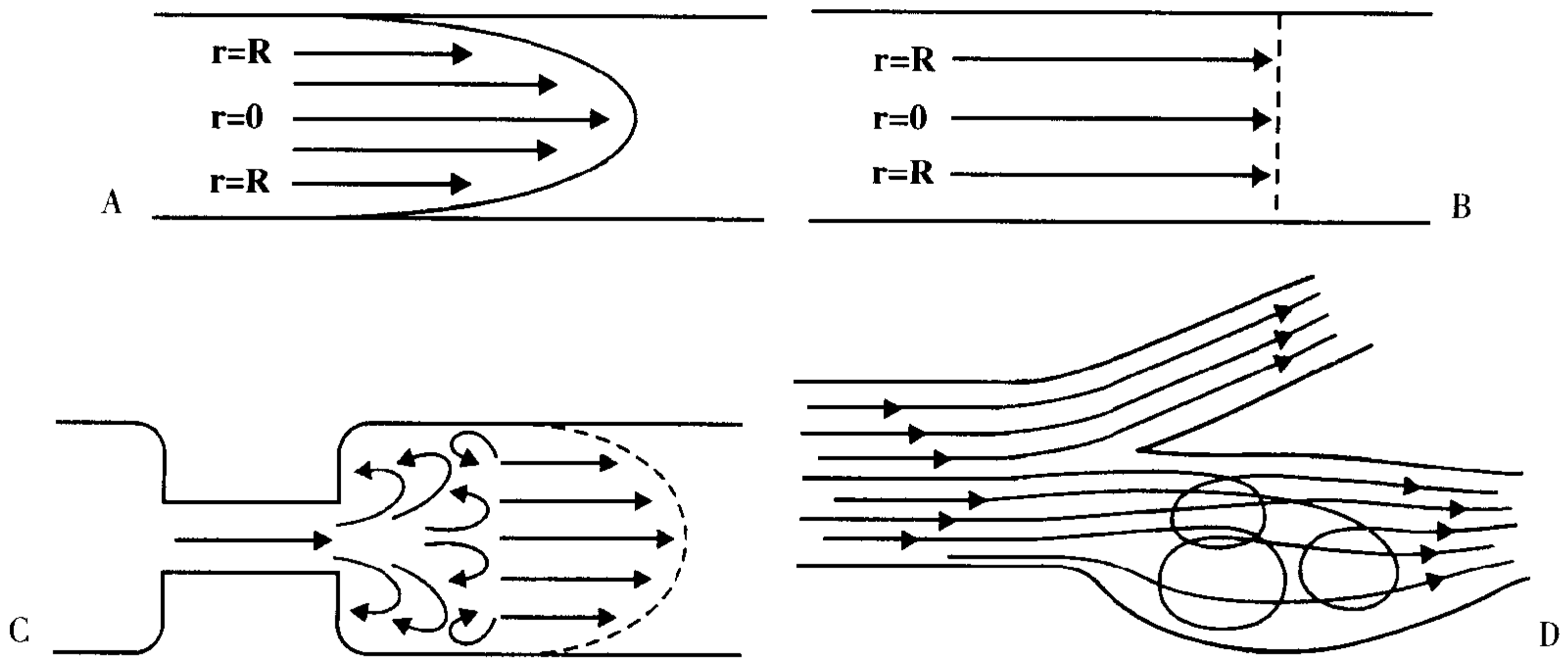


图 25-1 血流的类型:(A)层流。(B)平流。(C)湍流(狭窄的远端)。(D)血流分层。

$$V_{ave} = V_{max}/2$$

### 平流

这是一种理想化的流动类型，它在血管腔内不同位置的流速是不变的，这样产生一个平直形态：

$$v(r) = V_{max} = V_{ave} = \text{常数}$$

### 湍流

此现象可见于异常的血管（例如，狭窄的远端）或者在分叉处液体成分可产生随机的运动。涡流和大范围的再循环区（也就是，漩涡）是这些随机运动另外的名称。

### 血流分层

此现象见于靠近血管壁的位置（例如，颈内动脉的近端），在此处一部分血流与血流主要的流动轨迹产生了分离。

问：什么因素会决定产生层流与湍流？

答：一个被称为雷诺数(Re)的无量纲数值可以预测产生流动的类型。用下式可求出雷诺数；

$$Re = (\text{密度} \times \text{速度} \times \text{直径}) / \text{粘度}$$

其中密度的单位为  $g/cm^3$ ，速度的单位为  $cm/s$ ，直径的单位为  $cm$ ，粘度的单位为百分数或  $g/(cm \cdot s)$ ，而 Re 没有单位。如果  $Re < 2100$ ，那么血流是层流。如果  $Re > 2100$ ，那么血流是湍流。

问：典型的血流速度是多少？

答：它取决于不同的血管。表 25-1 中给出了一些例子。

表 25-1

血管	血流速度 (cm/s)
主动脉	140±40
股浅动脉	90±13
椎动脉	36±9
静脉血流	<20

血流速度在异常情况下可能会高出许多,例如在动静脉瘘(AVF)的情况时。

问:血流量和流动的速度之间的差别是什么?

答:血管腔内血流的体积或者流量和血流速度之间,存在一个数学关系:

$$v = Q/A$$

式中  $v$  是血流的平均速度 (单位  $\text{cm/s}$ ),  $Q$  是血流的体积或流量 (单位  $\text{cm}^3/\text{s}$ ), 而  $A$  是血管的横截面积 (单位  $\text{cm}^2$ )。

## 血流的正常表现

绝大多数流动可产生如下一种效应:

1. 时间飞跃 (TOF) 效应;
2. 运动导致的相位变化。

TOF 效应可以产生:

1. 信号丢失 (高流速信号丢失或 TOF 损失);
2. 信号增强 [流动相关增强 (FRE)]。

血流可以表现为亮信号或暗信号。在这两种情况下,都存在着三个影响信号变化的独立因素:

1. ↓ 血流的信号强度:
  - (a) 高流速;
  - (b) 湍流;
  - (c) 失相。
2. ↑ 血流的信号强度:
  - (a) 偶数回波聚相位;
  - (b) 舒张期假门控;
  - (c) 流动相关增强效应 (FRE)。

我们将逐一分别讨论这些内容。

## 高流速信号丢失

在自旋回波 (SE) 成像中,质子必须受到  $90^\circ$  和  $180^\circ$  射频 (RF) 脉冲的共同激励才能产生信号。高流速信号丢失或者时间飞跃 (TOF) 效应发生于流动质子在选定层面内停留的时间不够长,从而不能受到两次射频脉冲的激励。

图 25-2 显示了信号损失的大小是如何与流速之间存在着函数关系。为了解它是如何产生的,首先回想一下时间、距离和速度之间的简单关系:

$$\text{速度} = \text{距离} / \text{时间}$$

或者

$$v = d/t$$

在血流中每个质子在层面内移动的距离就是层厚  $\Delta z$ 。 $90^\circ$  脉冲与  $180^\circ$  脉冲之间的时间间隔为一半的 TE。

这样,如果血流的速度是

$$v = \Delta z / (1/2 \text{ TE})$$

那么流入层面内的质子将仅受到  $90^\circ$  脉冲,而不会受到  $180^\circ$  脉冲的激励,这样就不会产生信号或自旋回波。我们把这个速度命名为  $v_m$ , 也就是,

$$v_m = \Delta z / (1/2 \text{ TE})$$

但是,如果流速是 0 (也就是,对于停滞的血流),那么可产生自旋回波信号。如果速度介于二者之间,仅部分质子产生自旋回波信号。未受到  $180^\circ$  脉冲激励的部分质子可用下式求出:

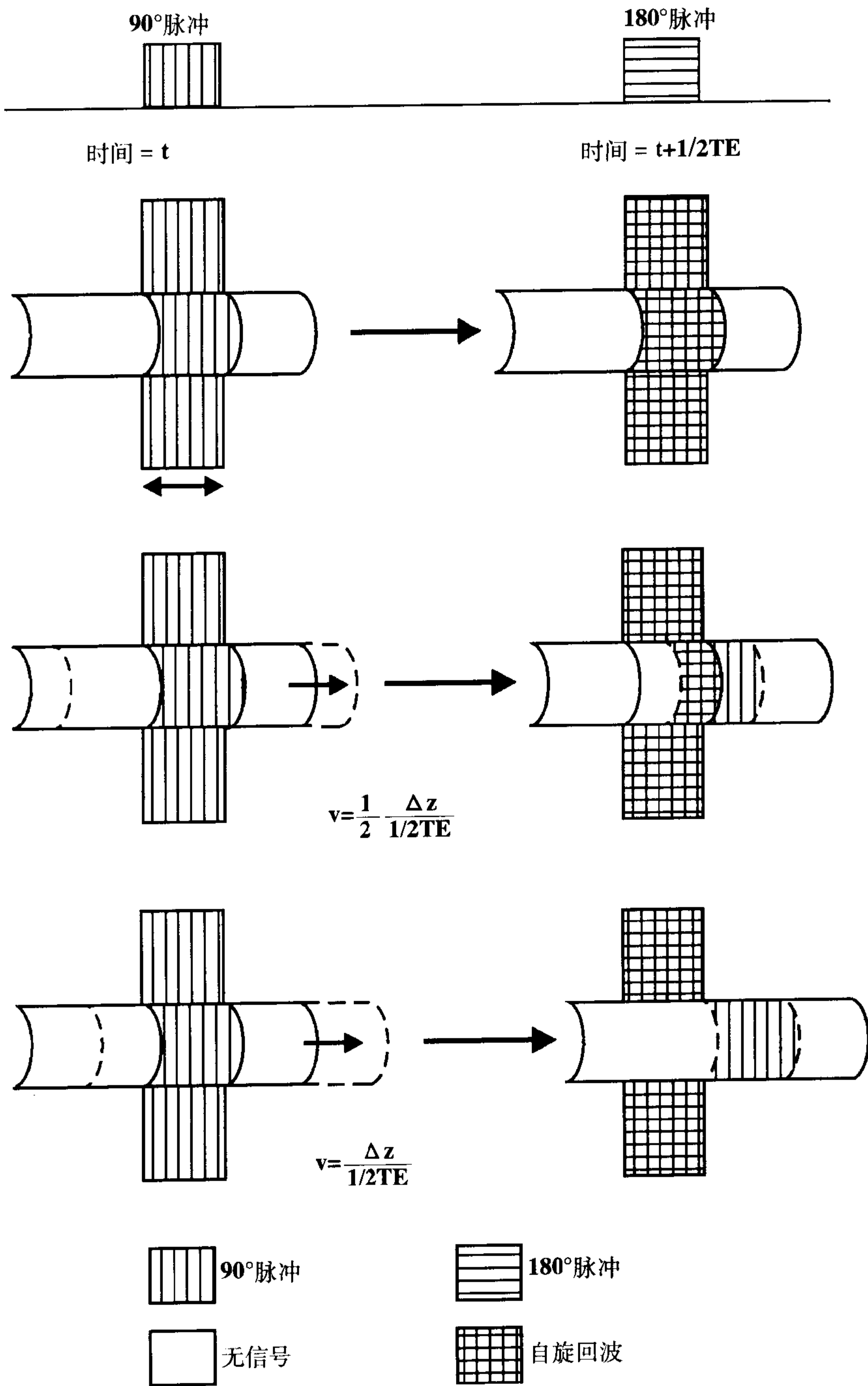


图 25-2 为产生一个回波,质子必须受到 90°和 180°脉冲的共同激励。当速度增加时,会有更大部分的流动质子仅受到 90°而没有受到 180°脉冲的激励,这样造成信号丢失。

$$v/v_m = v(1/2 TE) / \Delta z$$

因此,受到两次射频脉冲激励的部分质子为

$$1 - v/v_m = 1 - v(1/2 TE) / \Delta z$$

这样,信号强度正比于

$$I \propto (1 - v \cdot TE / 2 \Delta z)$$

图 25-3 显示了信号强度 ( $I$ ) 与流速  $v$  之间的线性关系。从图中可清楚地看出,只要血流速度至少等于  $v_m$  (也就是,  $v \geq v_m$ ), 那么就可出现流空效应。

### 示例

假定层厚  $\Delta z = 1\text{cm}$  且  $TE = 5\text{ms}$ 。可以观察到流空效应的流速是多少呢?

用上面公式计算,流速至少应为

$$\begin{aligned} v_m &= \Delta z / (1/2 TE) = 1\text{cm} / (25\text{ms}) \\ &= 1000\text{cm} / 25\text{sec} = 40\text{cm/s} \end{aligned}$$

可以看出,它是一个动脉。

这样,当层厚增加和  $TE$  减小时,  $v_m$  增大。反之亦然(参见图 25-4 中的例子)。

注意:记住 TOF 的信号丢失仅见于 SE 成像,而不会在 GRE 成像中,因为在 GRE 中,回波通过单一  $\alpha$  脉冲和聚相位梯度产生(没有  $180^\circ$  脉冲)。

## 湍流

当发生湍流(在  $Re > 2100$ )时,存在着包括各种不同速度的随机血流成分(也就是,具有不同速率和方向的血流)。结果,这些成分中每个都具有不同的相位,趋向于互相抵消,造成无信号(流空效应)。此情况可发生于低速或高速的血流(图 25-5)。

## 失相位

许多种原因可造成失相位。一个重要原因是所谓的奇数回波失相位。此现象可造成在第一个和其它奇数回波中的信号损

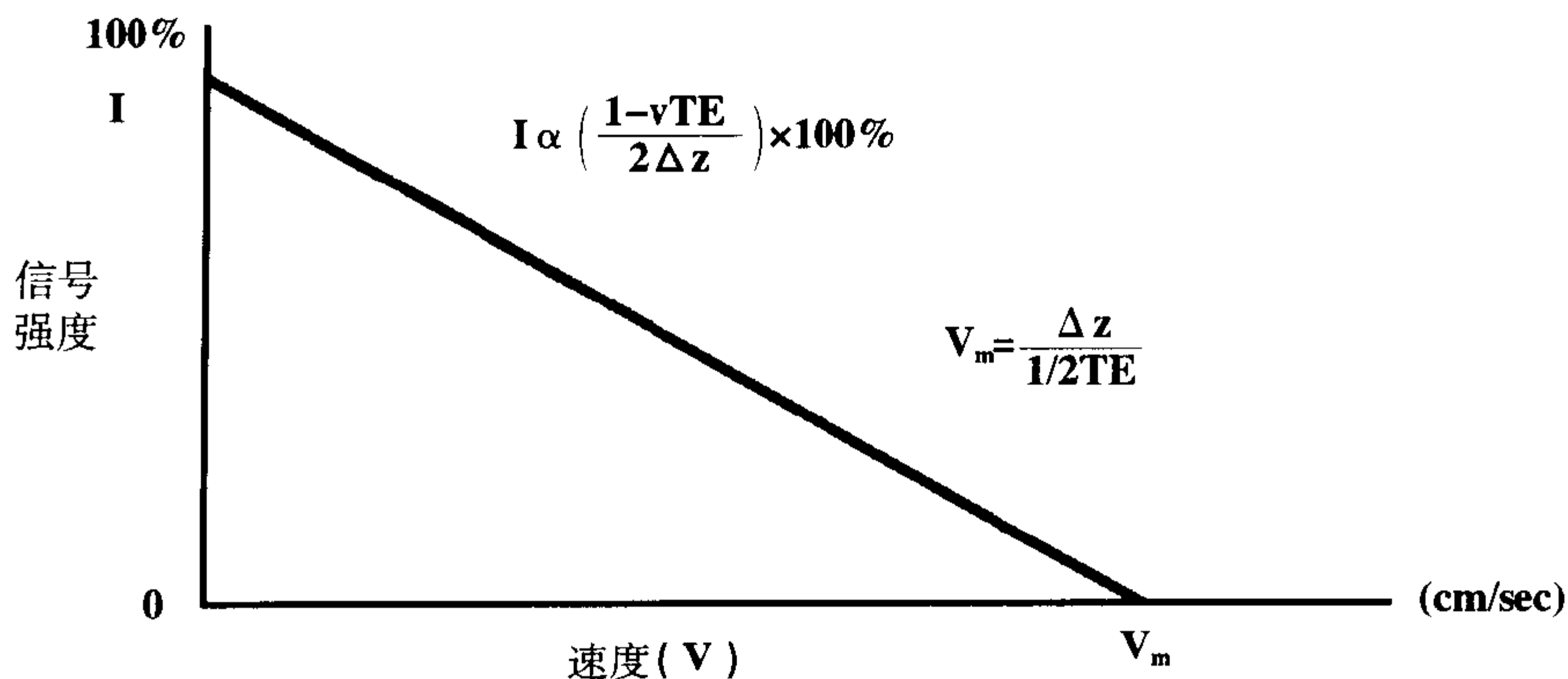


图 25-3 信号强度与速度的曲线图。速度越大,信号损失越多。



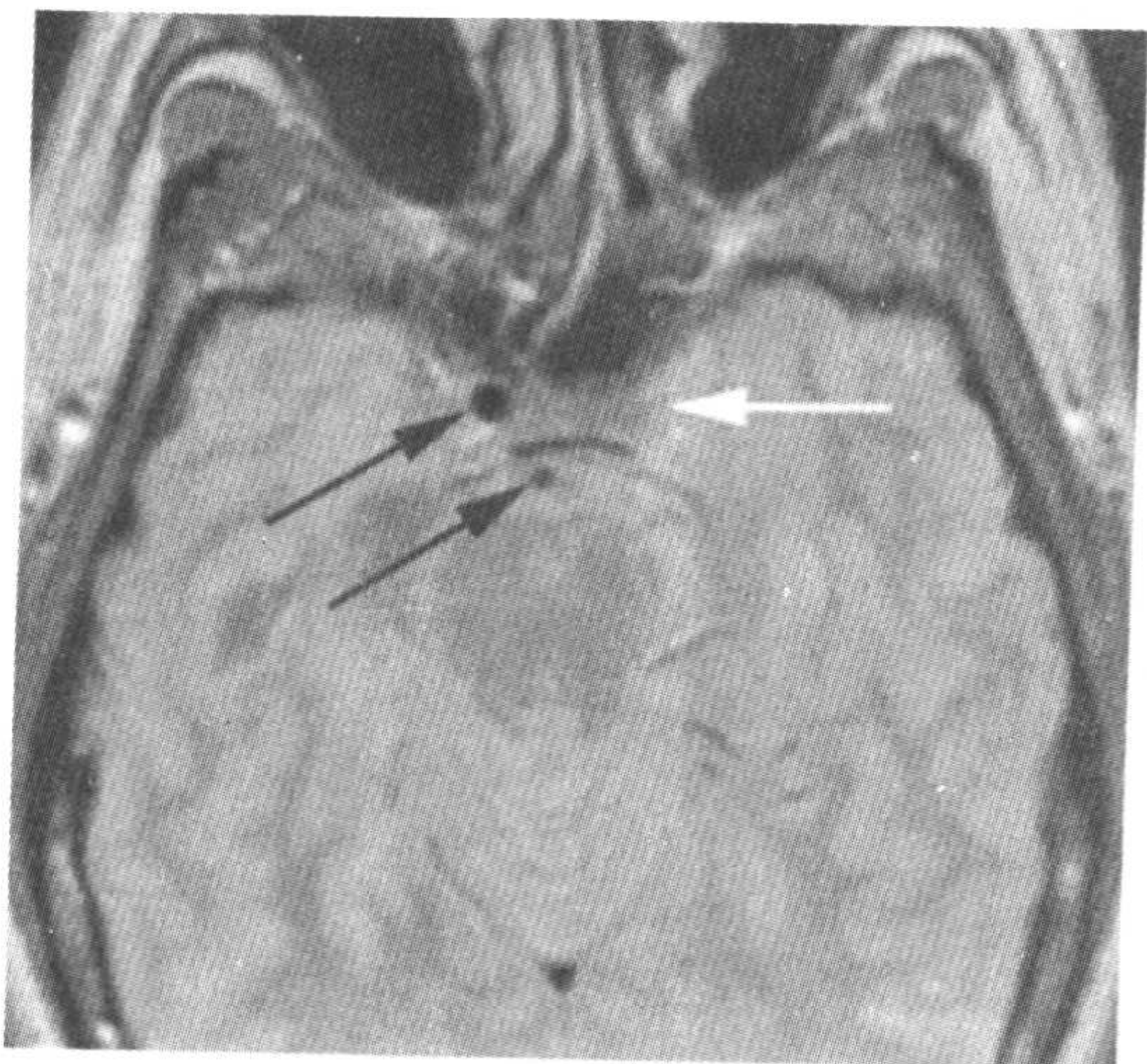


图 25-4 横断 PD 图像显示右颈内动脉和基底动脉的 TOF 信号丢失(黑箭);但是,左颈内动脉未发现 TOF 信号丢失或“流空效应”。病人患有左侧颈内动脉闭塞。

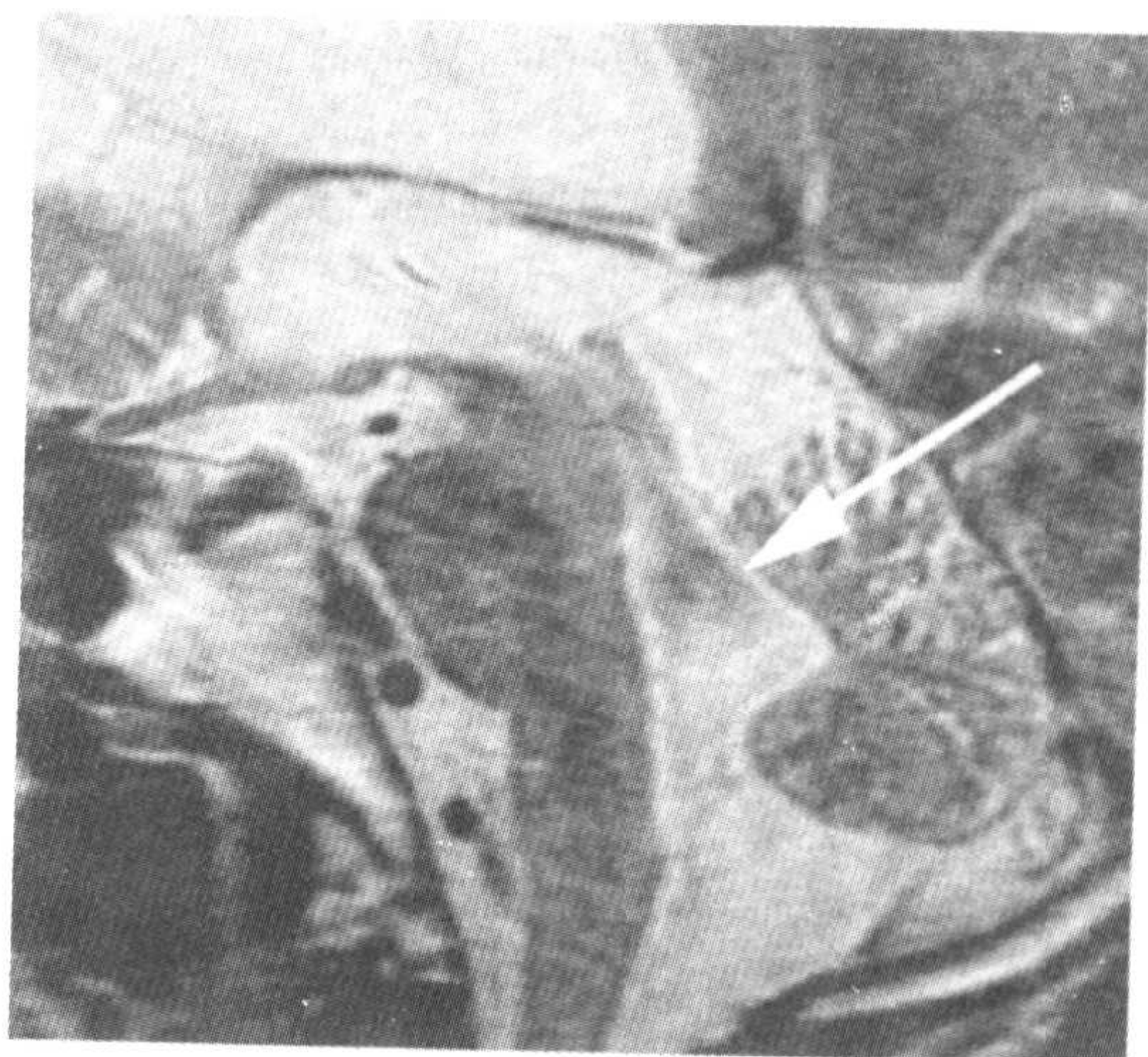


图 25-5 脑的矢状 1.5mm T2 图像显示中脑水管下方的信号丢失(箭)。这是由于脑脊液的高速流动,随后的湍流导致体素内失相位。病人的脑脊液压力正常。

失。在层流方式中,同一个体素内的质子在血管腔内移动的速度并不相同;这样,它们会以不同的频率进动并累积一个相位差(同时参见后面“偶数回波聚相位”一节)。

另外一个失相位的原因是体素内失相位。因为层流,同一个体素内可能存在不同的速度,这样造成相位分散(不一致)和信号丢失。

如何降低体素内失相位和提高信噪比:

1. 降低体素大小(提高空间分辨力),可通过增加矩阵[代价:将会降低信噪比(SNR)]或者减小视野(代价:可能会造成卷折伪影)来实现。

2. 减小 TE (例如,采用部分回波技术)。

3. 增加使用流动补偿技术(参见后面内容)。

## 偶数回波聚相位

此现象,某些方面与奇数回波失相位相反。它仅产生在 SE 成像中具有对称的回波(也就是,当第二个回波的延迟时间是第一个的两倍时:当  $TE_2=2 TE_1$ ,例如,30/60/90/120,40/80/120/160 等)。结果在偶数回波相对于奇数回波,具有更大的信号强度(我们将在后面看到在 GRE 或 SE 中,流动补偿技术就是基于对第一个回波产生“偶数回波聚相位”以降低信号损失)。

为明白它是如何产生作用的,我们首先需要了解相位和速度之间的关系。回想一下在读出梯度方向上,

$$\omega = \gamma B_x = \gamma G_x$$

现在,对于一个恒定的速度  $v$ ,在时间  $t$  时的位置只要用下式就可以求出:

$$x = vt$$

这样,结合以上两者,我们得到

$$\omega = \gamma Gvt$$

现在,相位变化  $\Delta\phi$  和角频率  $\omega$  相关

$$\Delta\phi = \omega \Delta t$$

所以

$$\begin{aligned}\phi &= \int \omega dt = \int (\gamma Gvt) dt \\ &= \gamma Gv \int t dt = \gamma Gv(t^2/2)\end{aligned}$$

从以上公式,我们可以看出:

1. 相位  $\phi$  和速度  $v$  成正比。
2. 相位  $\phi$  和时间  $t$  之间存在着平方关系,也就是,  $\phi = kt^2$ , 其中  $k$  是一个常数 ( $k = 1/2 \gamma Gv$ )。

另一方面,对于静止的组织(即  $v=0$ ),上面的公式变为

$$\phi = k't$$

也就是,对于静止组织,相位和时间之间存在线性关系。

现在思考一个具有对称性回波的 SE 序列,如图 25-6 中所示。图中画出了在一个周期内,静止组织和血流的相位变化。此图显示静止组织在第一个回波(TE)和第二个回波(2TE)的相位为零。然而,血流的情况却不同。在第一个回波时,血流具有一个正的相位。但是,在第二个回波时,血流的相位又回到零!

数学:我们设法通过数学方法证明上述事实。假定  $\tau = 1/2 TE$ 。在  $TE/2$  时获得

的相位为  $k\tau^2$ , 式中  $k$  是常数 ( $k = 1/2 \gamma Gv$ )。在  $180^\circ$  脉冲后,相位为  $-k\tau^2$ 。现在,在 TE(即,  $2\tau$ ) 时,获得的相位将是  $k[(2\tau)^2 - (\tau)^2] = 3k\tau^2$ 。(有数学基础的读者可把它看做是从  $\tau \sim 2\tau$ ,  $\int 2k\tau$  的积分。)这样,获得的净相位将是  $3k\tau^2 + (-k\tau^2) = 2k\tau^2$ 。同样,在  $3/2 TE$ (或  $3\tau$ ),即在第二个  $180^\circ$  脉冲时,获得的相位将是  $k[(3\tau)^2 + (2\tau)^2] = 5k\tau^2$ ,而净相位为  $5k\tau^2 + 2k\tau^2 = 7k\tau^2$ 。在此  $180^\circ$  脉冲后,相位将是  $-7k\tau^2$ 。同样的方式,在第二个回波(即,  $4\tau$ ) 时,获得的相位将是  $k[(4\tau)^2 - (3\tau)^2] = 7k\tau^2$ 。这样,最终获得的净相位将是  $7k\tau^2 + (-7k\tau^2) = 0$ 。这也就是说,在第二个回波时血流的净相位移为零。上述内容在图 25-6 中也进行了图解说明。

这样,血流中的质子将在第一个回波时失去它们的相位一致性(产生奇数回波失相位),而在随后的第二个回波时重新获得一致性(产生偶数回波聚相位)。此因素造成血流在第二个回波时产生较高的信号。它仅在对称的回波时产生,而不对称回波时不会产生。(有兴趣的读者可以通过前面的数学方法,自己证明这个事实。)

## 舒张期假门控

在一个心动周期中,血流在收缩期较快而在舒张期较慢。这样,在舒张期,可以观察到较高的血管内信号(记住较快的血流产生更大的 TOF 信号丢失)。在使用心电门控时,每个层面(理论上)在心动周期

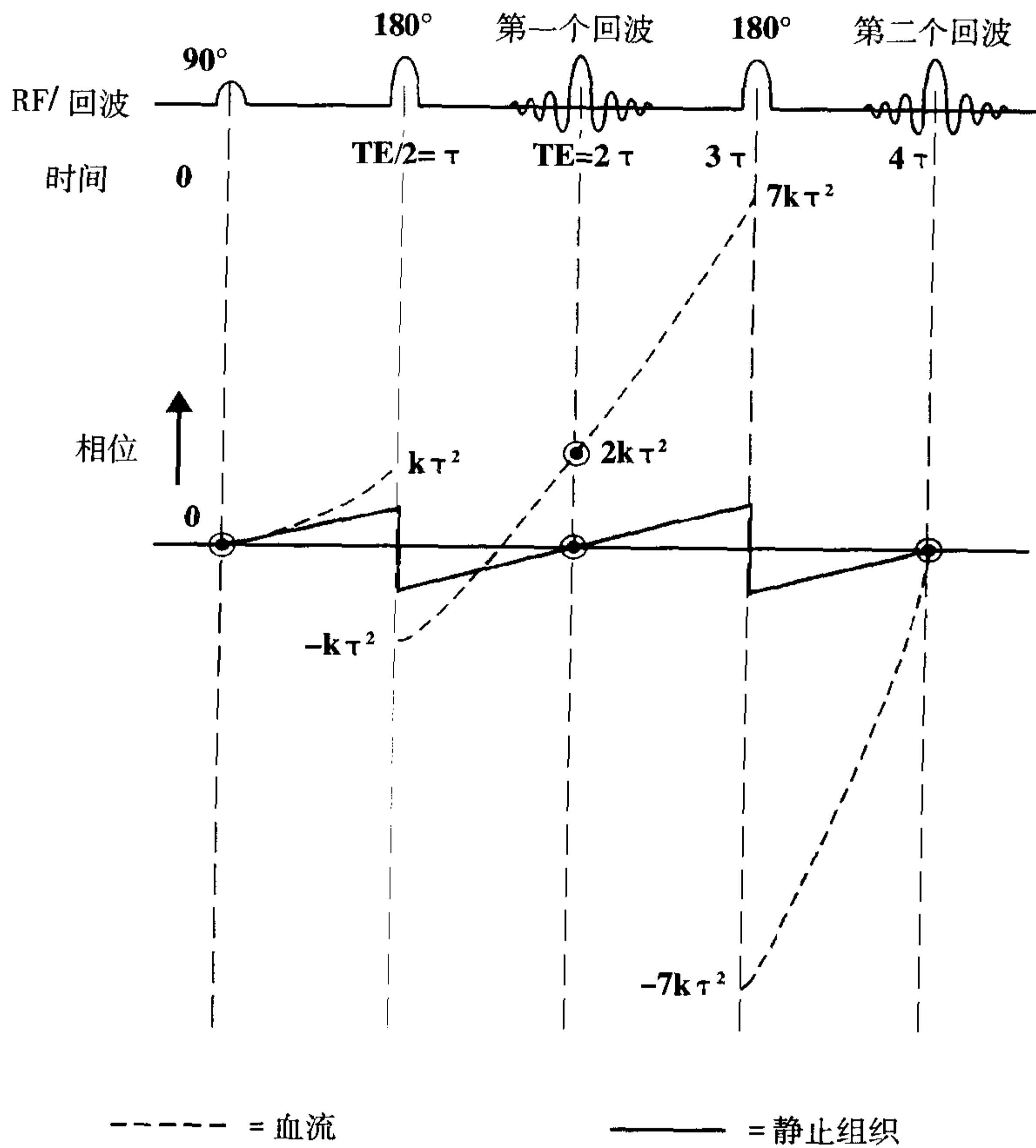


图 25-6 静止和流动质子的相位积累。

的一个固定点采集(尽管多层面采集时的不同层面是在心动周期的不同点进行)。结果,穿过数个层面的血管将在不同层面上显示出不同的信号强度。在心电门控序列中,TR 必须是心动周期的倍数。例如,如果 HR=60 次/分(1 次/秒=1Hz),那么 TR=1000ms,2000ms,3000ms 等。通常,

$$TR = 1/HR$$

具有恰当的单位。

### 流动相关增强效应(FRE)

此现象通常指血流进入的第一个层面。因此,FRE 也被称作流入现象。FRE 是 TOF 效应的一个类型,此时进入第一个层面的新鲜血流还未完全饱和,也就是,其中的质子还没有受到任何射频脉冲的激励,这样可表现出全部的磁化矢量;而邻近静止组织因为先前射频脉冲的作用,被部分饱和。

图 25-7 显示了 FRE 和血流速度之间

的关系。此图显示当  $v=0$  时(也就是,停滞的血液),质子被部分饱和。但是,当速度  $v=\Delta z/TR$  时,那么未饱和的流动质子完全替代了先前部分饱和的质子。同样,我们将命名此速度为  $v_M$ 。那么流动质子部分将是

$$v/v_M = v (TR/\Delta z)$$

这样,血管内信号强度和流速之间的关系为

$$I \propto I_0 + (TR/\Delta z)v$$

式中  $I_0$  是停滞血液(也就是,  $v=0$  时)的信号强度。在图 25-8 中显示了此关系。

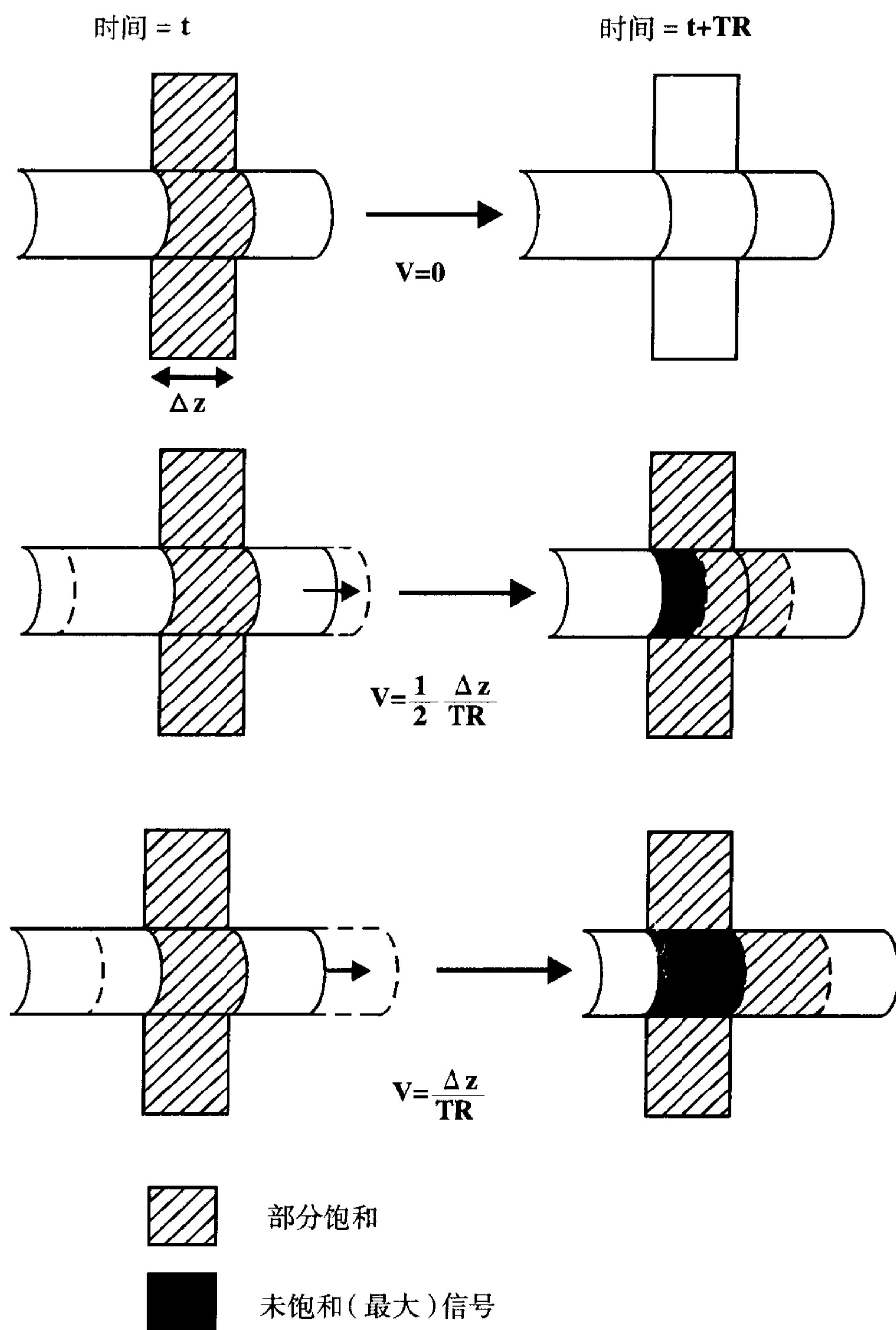


图 25-7 慢血流的流动相关增强效应。未饱和的质子产生更大的信号。当速度增加时,更多的未饱和流动质子将替代先前部分饱和的质子,从而增大信号强度。

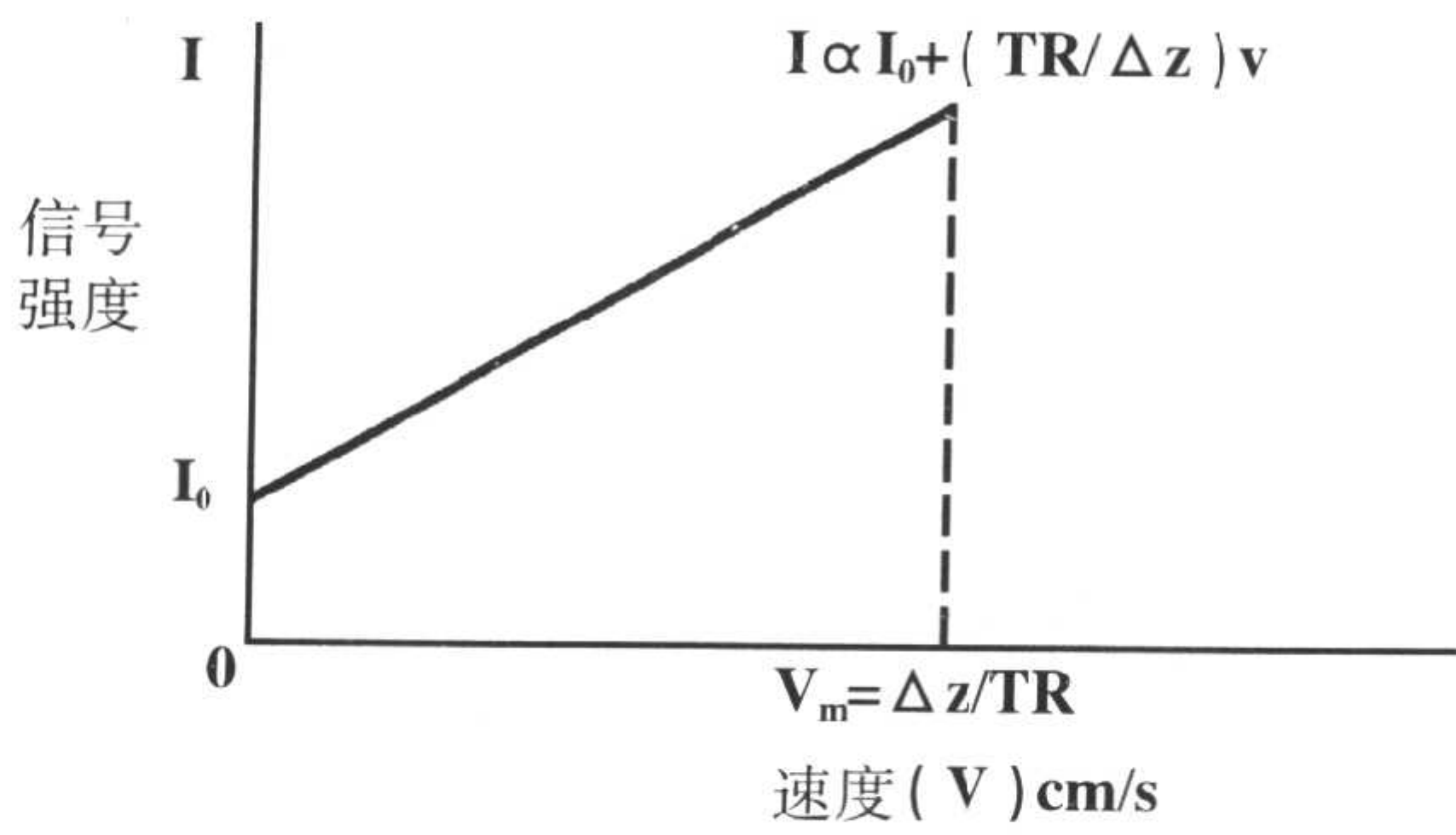


图 25-8 在 FRE 时,信号强度与速度的曲线。

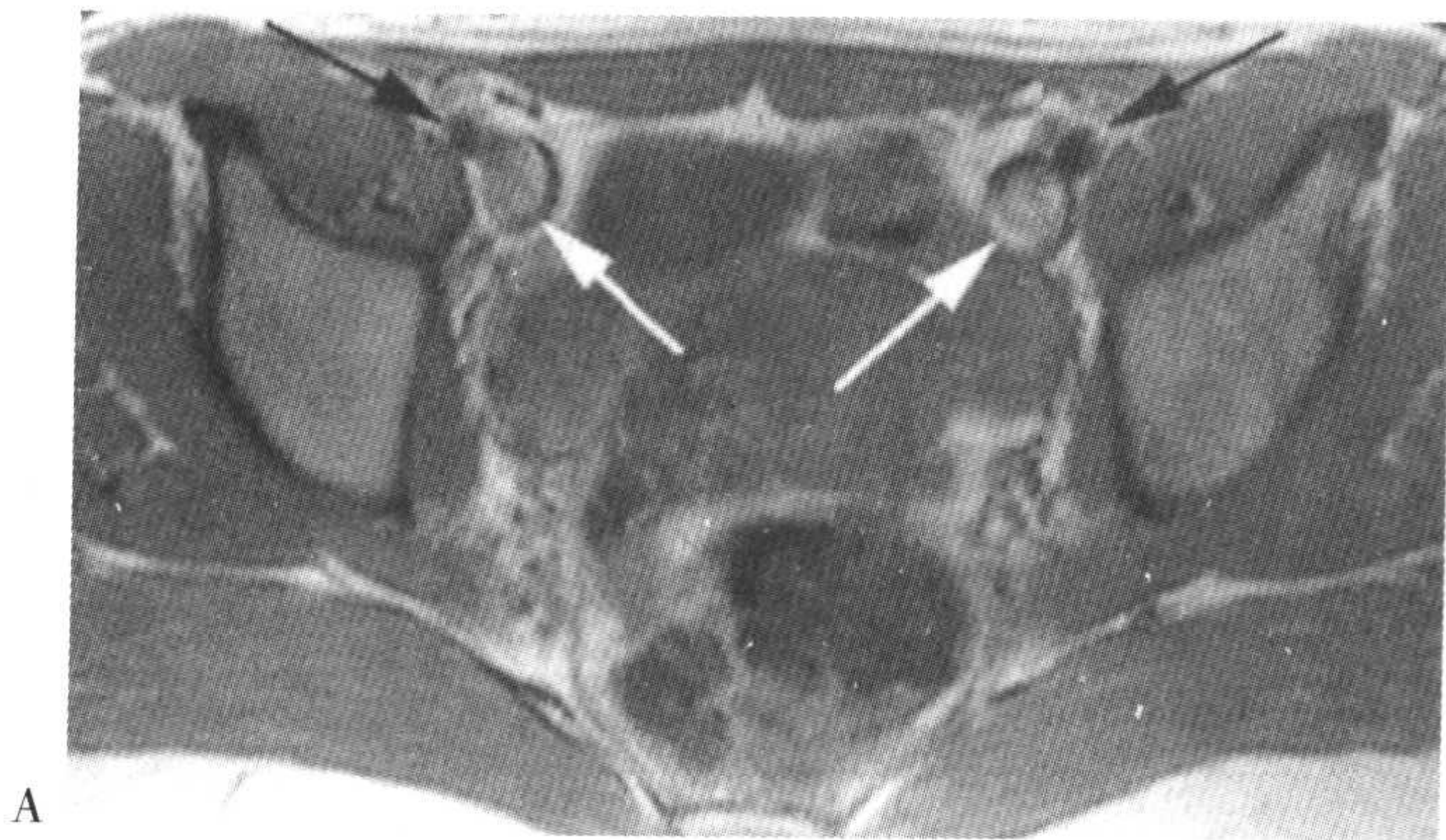
**示例**

当  $\Delta z=1\text{cm}$  和  $\text{TR}=1000\text{ms}=1\text{s}$  时,在什么速度时你可以观察到最大的 FRE?

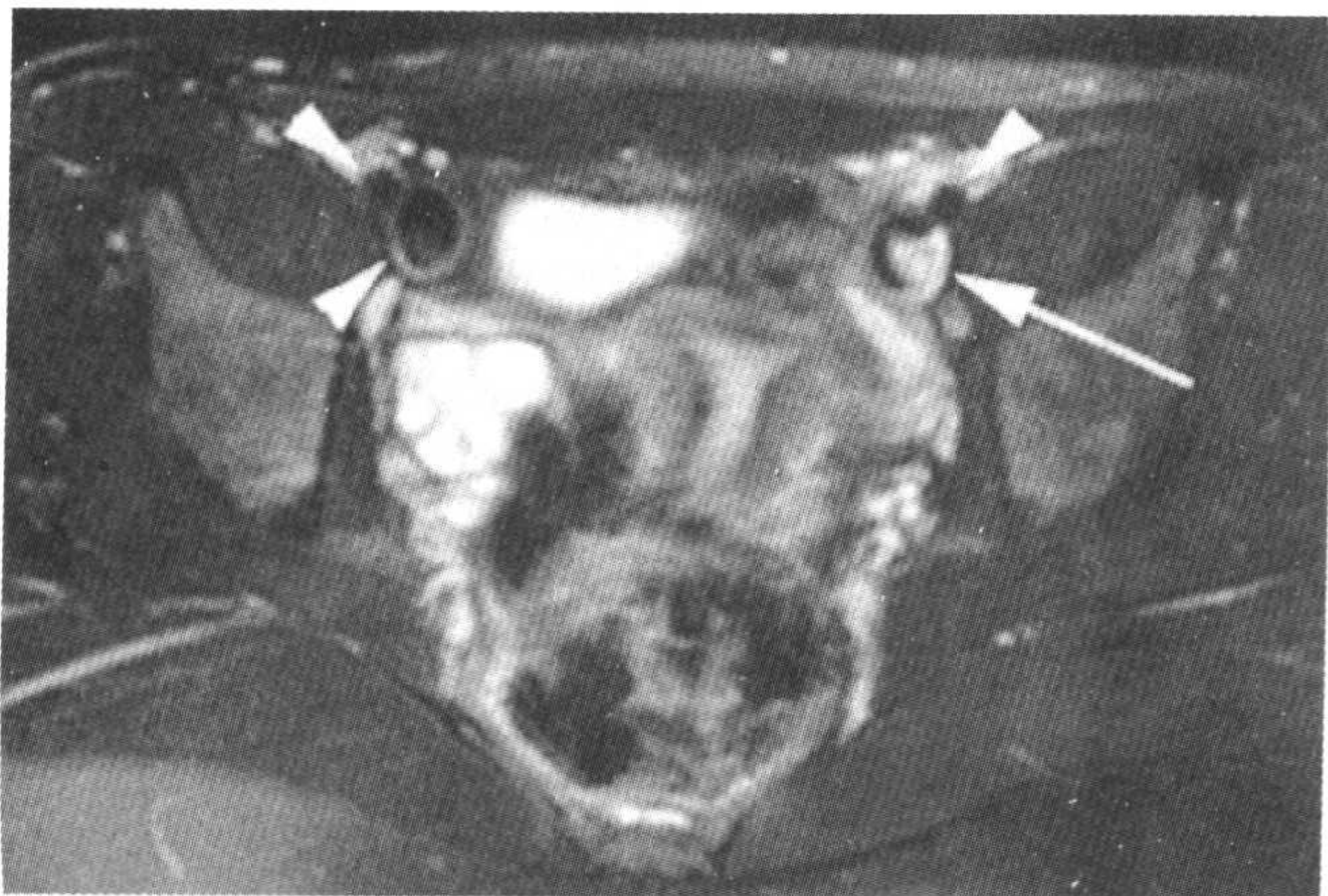
根据前面公式,

$$v_M = \Delta z / \text{TR} = 1\text{cm} / 1\text{s} = 1\text{cm/s}$$

它与较慢的静脉血流一致 (参见图 25-9 和图 25-10)。



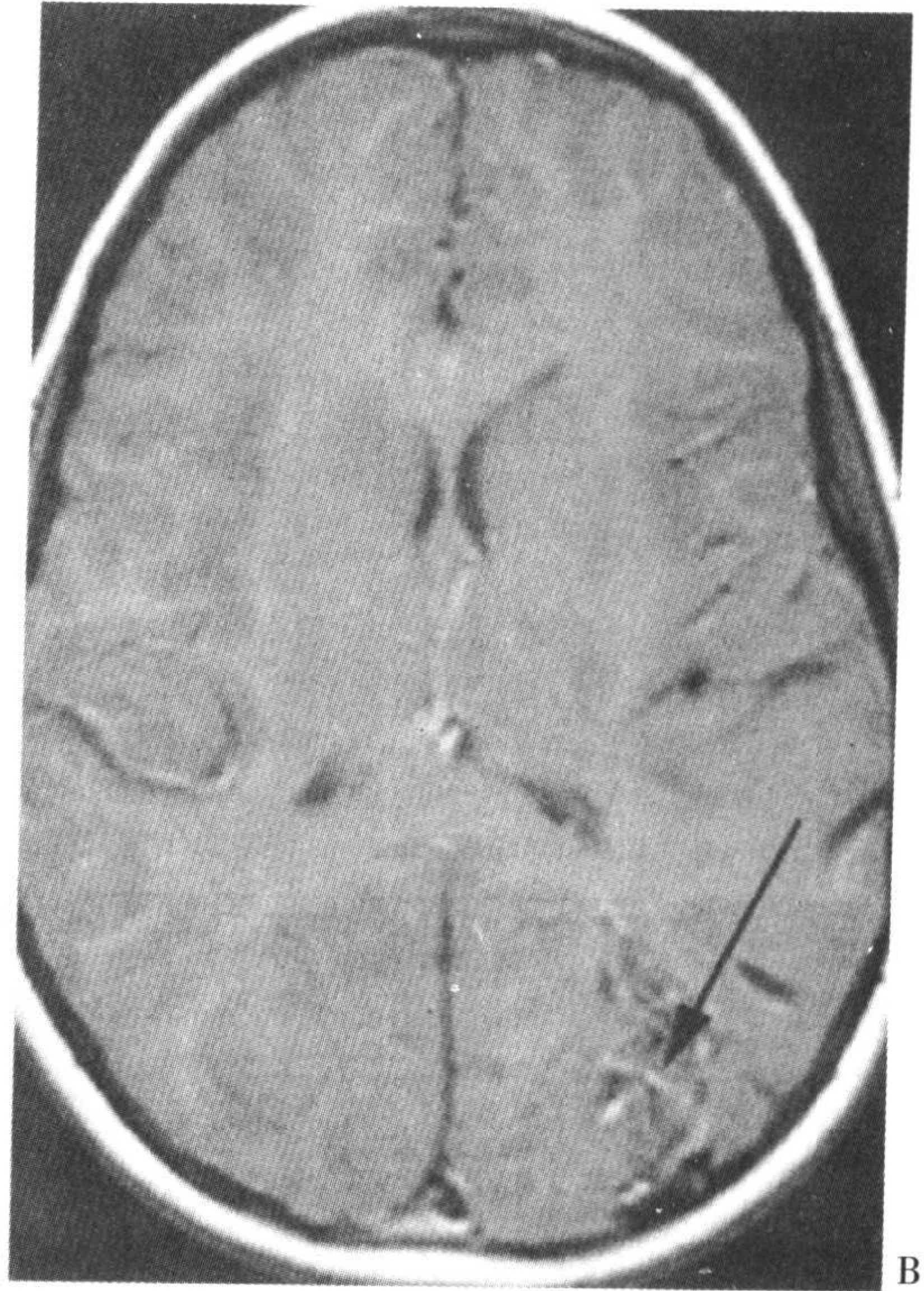
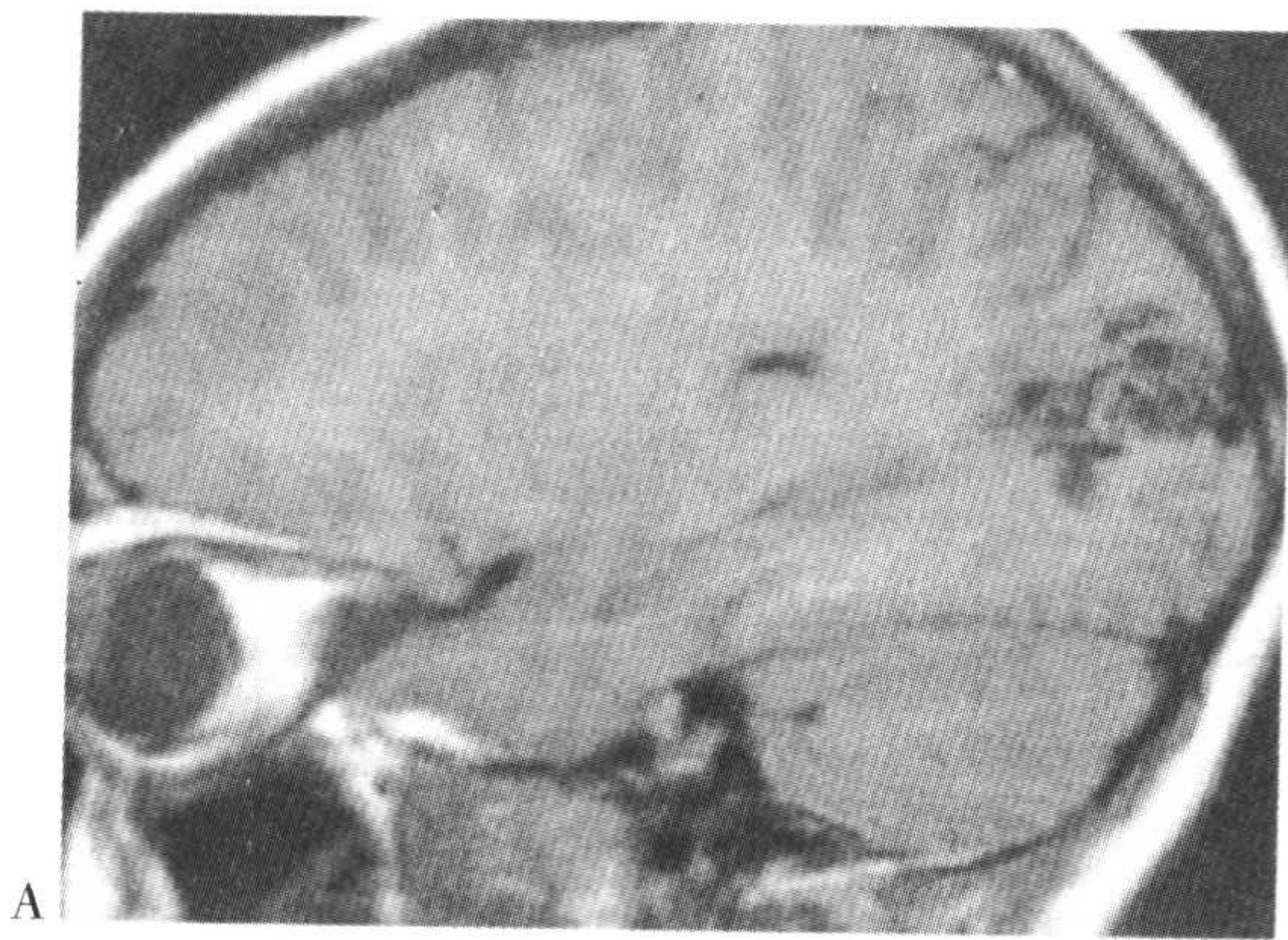
A



B

图 25-9 经盆腔的横断 T1 图像 (A) 显示流动较慢的髂外静脉的流动相关增强效应 (白箭); 流动较快的动脉显示时间飞跃信号丢失 (黑箭)。在脂肪抑制 FSE T2 序列 (B) 中通过延长 TE, 可见除动脉外右髂外静脉的更大的时间飞跃信号丢失 (箭头)。但是, 由于左髂外静脉内更慢的血流, 在此静脉内可见不完全的时间飞跃信号丢失 (箭)。

图 25-10 在一例动静脉畸形 (AVM) 的病人, 脑的矢状 T1 图像 (A) 显示一团血管流空影。但是, 横断 T1 图像 (B) 显示一些血管具有流动相关增强 (箭)。这显示质子的层面内饱和现象产生了 (矢状图像的) 信号流空, 而在横断图像中层面外的未饱和质子产生了流动相关增强。



## 为什么在 GRE 图像中血流是亮的?

你可能已经注意到在绝大多数的 GRE 图像中, 血管在所有的层面上表现为亮信号。它主要有三个原因:

1. GRE 成像通常以顺序的方式 (也就是, 每次一个层面) 进行。结果, 每个层面都是一个流入层面。这样, 体积内的每个层面都产生 FRE 效应。

2. 由于没有  $180^\circ$  聚相位脉冲, 而聚相位梯度没有层面选择性, TOF 信号丢失通常在 GRE 成像中并不明显。

3. 在 GRE 成像中, TE 通常非常短, 它减小了由于失相位所致的信号丢失。

参见图 25-11 中的例子。



图 25-11 2D 时间飞跃法的梯度回波横断图像显示颈内动脉和椎动脉由于流动相关增强所致的亮信号。此病人还有左侧椎动脉的扩张, 造成他左侧的面肌痉挛。

问:是否 FRE 效应仅限于第一个(流入)层面?

答:答案是否定的。如果血流的速度大于  $\Delta z/TR$  (但是并不太大以免产生 TOF 效应所致的信号丢失), 那么未饱和的质子可以到达邻近层面产生 FRE 效应。很明

显,当这些流动质子通过成像体积范围时,它们会受到越来越多的射频脉冲的激励,变得越来越饱和。这样,FRE 常常在流入层面最大,而在随后延伸的层面中逐渐变暗(这是一个区别腔内血栓的鉴别点)。现在,FRE 所能通过体积范围的远近与血流

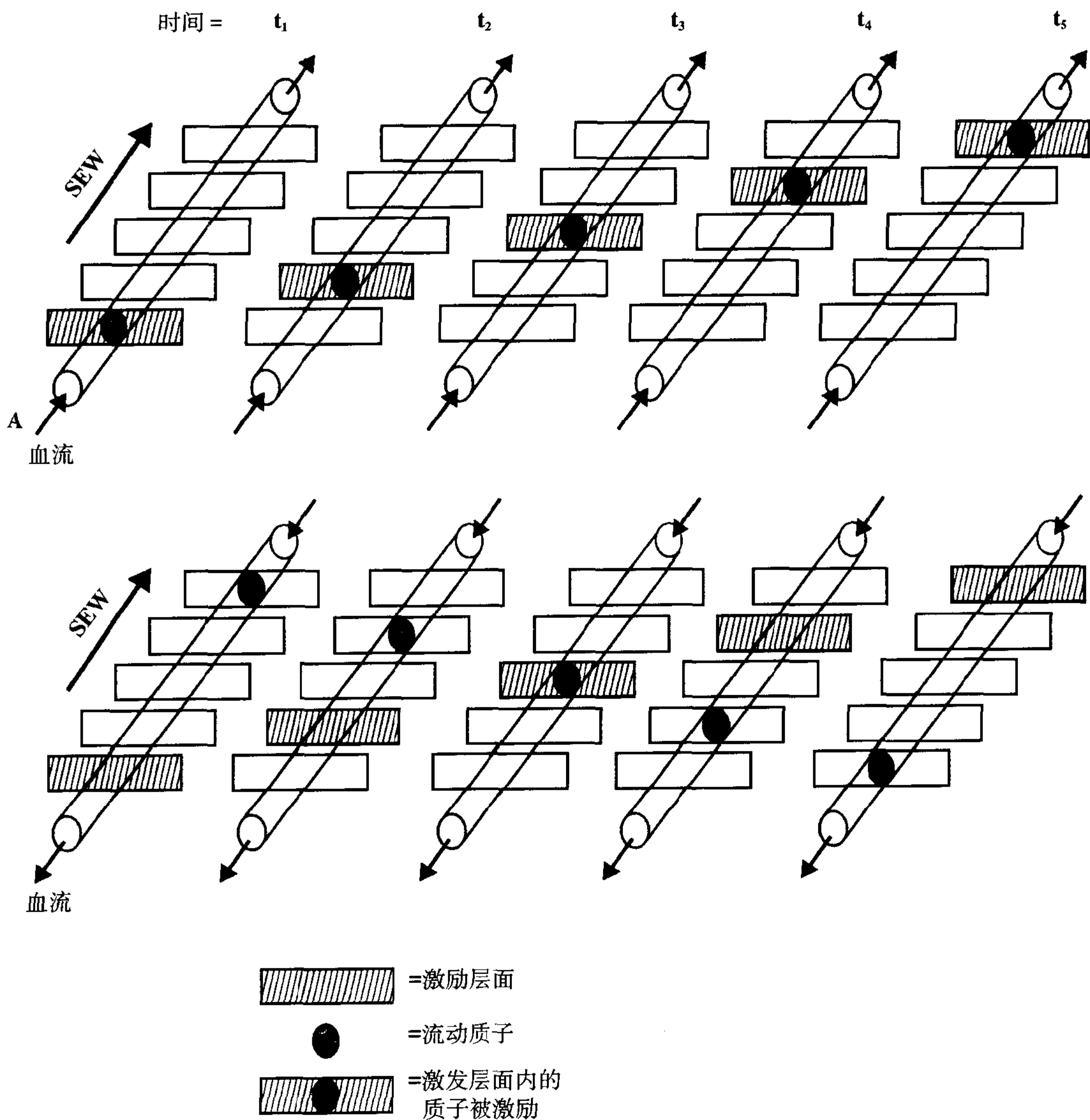


图 25-12 (A) 同向流动。血流和层面激励移动 (SEW) 位于相同方向。(B) 逆向流动。血流和 SEW 位于相反方向。

的方向和层面激励的方向有关。

## 同向和逆向流动

层面激励移动 (SEW) 是连续  $90^\circ$  激励脉冲的移动方向。如果血流与层面垂直, 那么血流或者与 SEW 方向相同 (称为同向) 或者与它相反 (称为逆向)。直觉上, 在逆向设定中, 流动质子比同向设定受到更少的  $90^\circ$  脉冲激励 (图 25-12)。结果, 在逆向设置中显示 FRE 可延伸至更深的层面 (图 25-13~图 25-15)。

## 混合流动现象

如果流速非常快的血流进入流入层面, 将会出现什么情况? 虽然 FRE 会造成流入层面血管腔内的信号升高, 但 TOF 信号丢失也会产生影响, 这样会部分抵消 FRE。换句话说, 在实际中, 血流表现为各种流动现象的混合, 而在最终分析时, 血流

信号的强度取决于哪种现象占优势。

## 梯度力矩归零 (流动补偿)

梯度力矩归零 (GMN) 是一种减轻流动伪影的方法。它是基于偶数回波聚相位的原理。偶数回波聚相位是通过施加额外的梯度脉冲来实现, 对第一个回波产生偶数回波聚相位效应 (从而消除第一个回波的失相位)。这样你可以在不使用双回波序列的情况下实现聚相位。梯度力矩归零 (GMN) 还有其它的同义名称 (表 25-2)。

图 25-16 和图 25-17 显示了 GRE 和 SE 成像中的流动补偿 (FC)。在这两种情况下, 当位于回波的中心时血流内质子所具有的净相位将会为零。它的数学原理与偶数回波聚相位相同 (参见前面部分), 而有兴趣的读者可以进行此练习。涉及流动补偿的额外梯度被称为梯度波瓣。例如, 在 GRE 中, 这些波瓣的梯度强度相对比率为

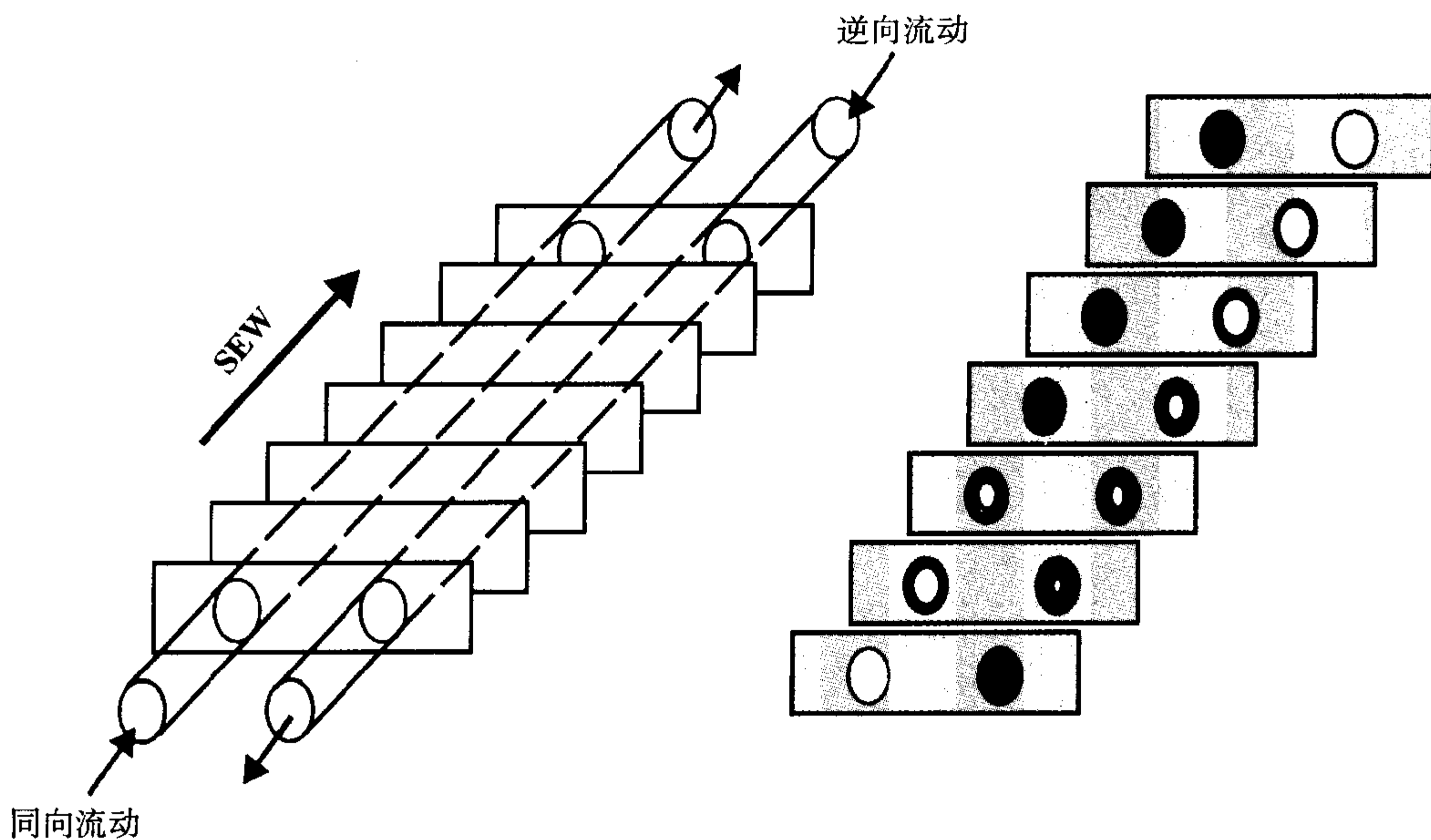


图 25-13 逆向流动比同向流动时的 FRE 趋向于更深的层面。



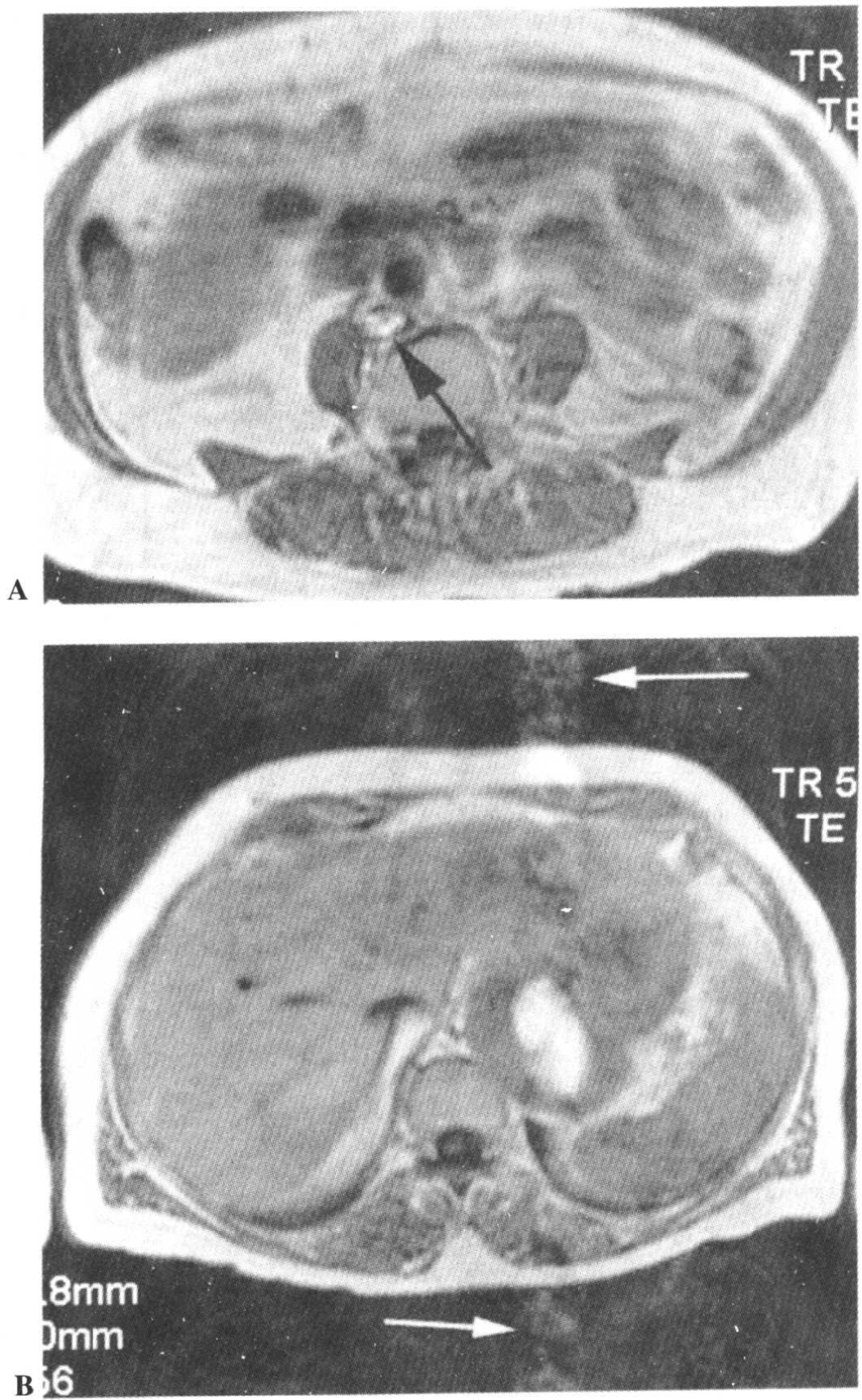


图 25-14 腹部的横断 T1 图像 (A) 显示下腔静脉内流动相关增强 (FRE) 的亮信号 (箭)。在此序列中位于最下面的三个层面, 与逆向流动相关的流动增强表现一致。上面层面的 T1 图像 (B) 显示下腔静脉内无信号; 但是, 由于主动脉瘤内的慢血流, 可见动脉瘤内的流动相关增强。在图像 B 中还可可见由动静脉所致的相位编码 (前后) 方向上的运动伪影 (箭)。

表 25-2

厂家	缩写	描述
GE	FC	流动补偿
Philips	FC	流动补偿
Siemens	GMR	梯度运动聚相位

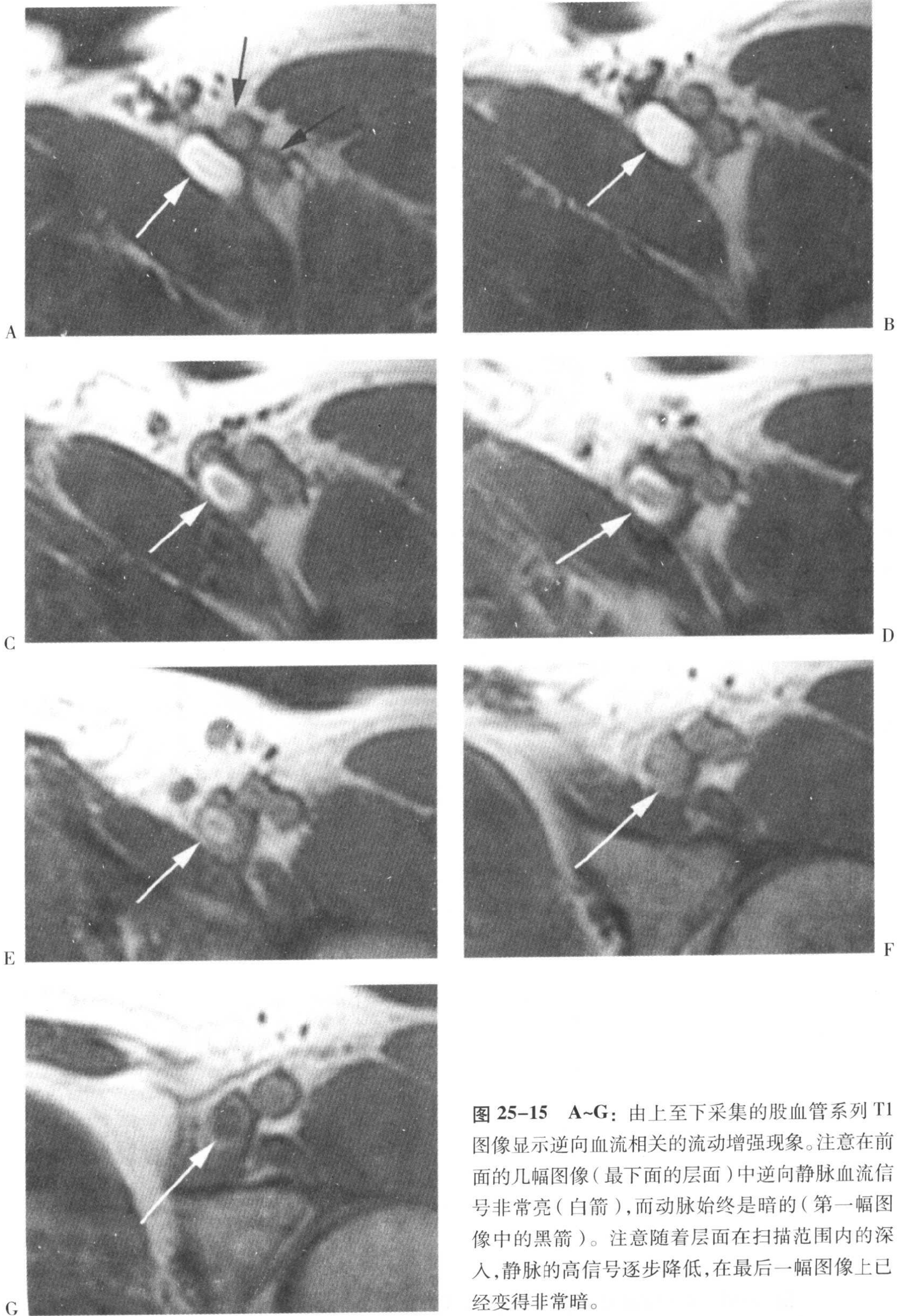


图 25-15 A~G: 由上至下采集的股血管系列 T1 图像显示逆向血流相关的流动增强现象。注意在前面的几幅图像(最下面的层面)中逆向静脉血流信号非常亮(白箭),而动脉始终是暗的(第一幅图像中的黑箭)。注意随着层面在扫描范围内的深入,静脉的高信号逐步降低,在最后一幅图像上已经变得非常暗。

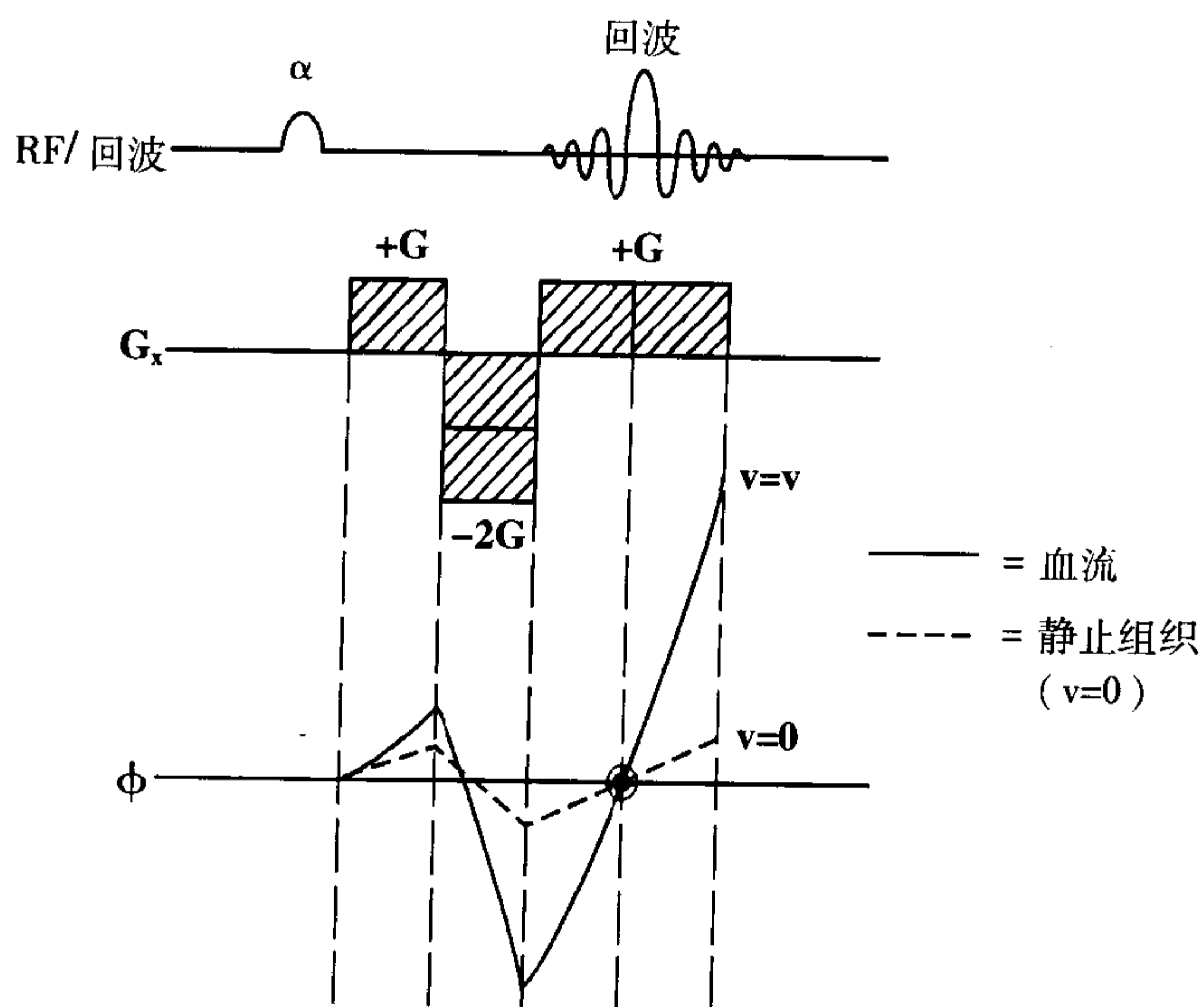


图 25-16 GRE 中的流动补偿。在这种方式中, (具有恒定速度的) 流动质子在回波中心时位于同相位 (也就是, 相位差为零)。

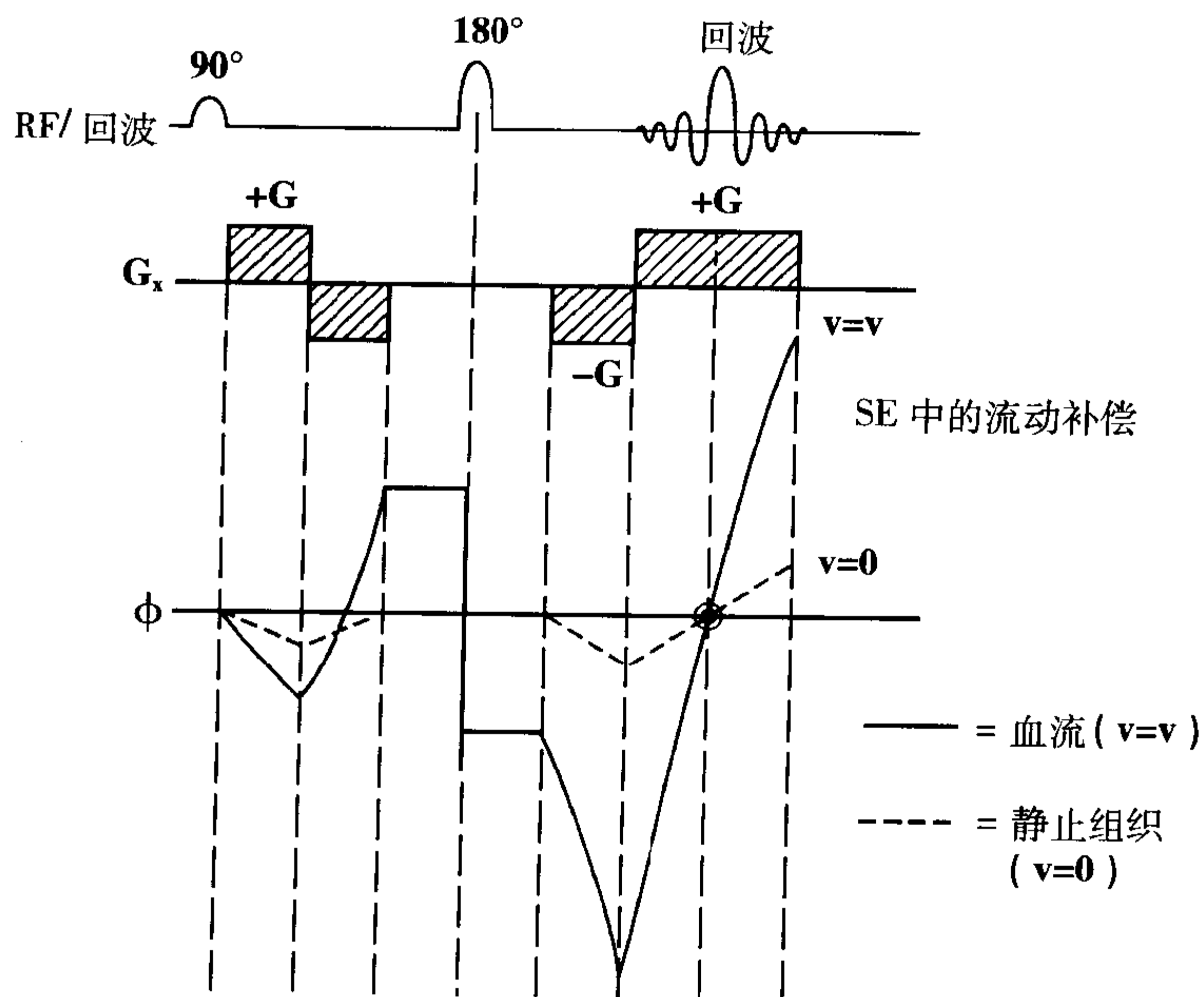


图 25-17 SE 中的流动补偿。在这种方式中, 流动质子在回波中心时位于同相位。

1:2:1。记住这种类型的流动补偿仅能够纠正第一级<sup>[1]</sup>(也就是,恒定速度)的流动。为纠正更高级的运动(例如加速或喷射运动),需要另外的梯度波瓣(图 25-18)<sup>[2]</sup>。正如你所看到的,增加这些额外的波瓣会延长

周期,从而延长 TR 和最小 TE(这样会减小扫描层数)。

流动补偿可沿三个坐标轴 x,y 和 z 的任意一个或所有方向进行施加。

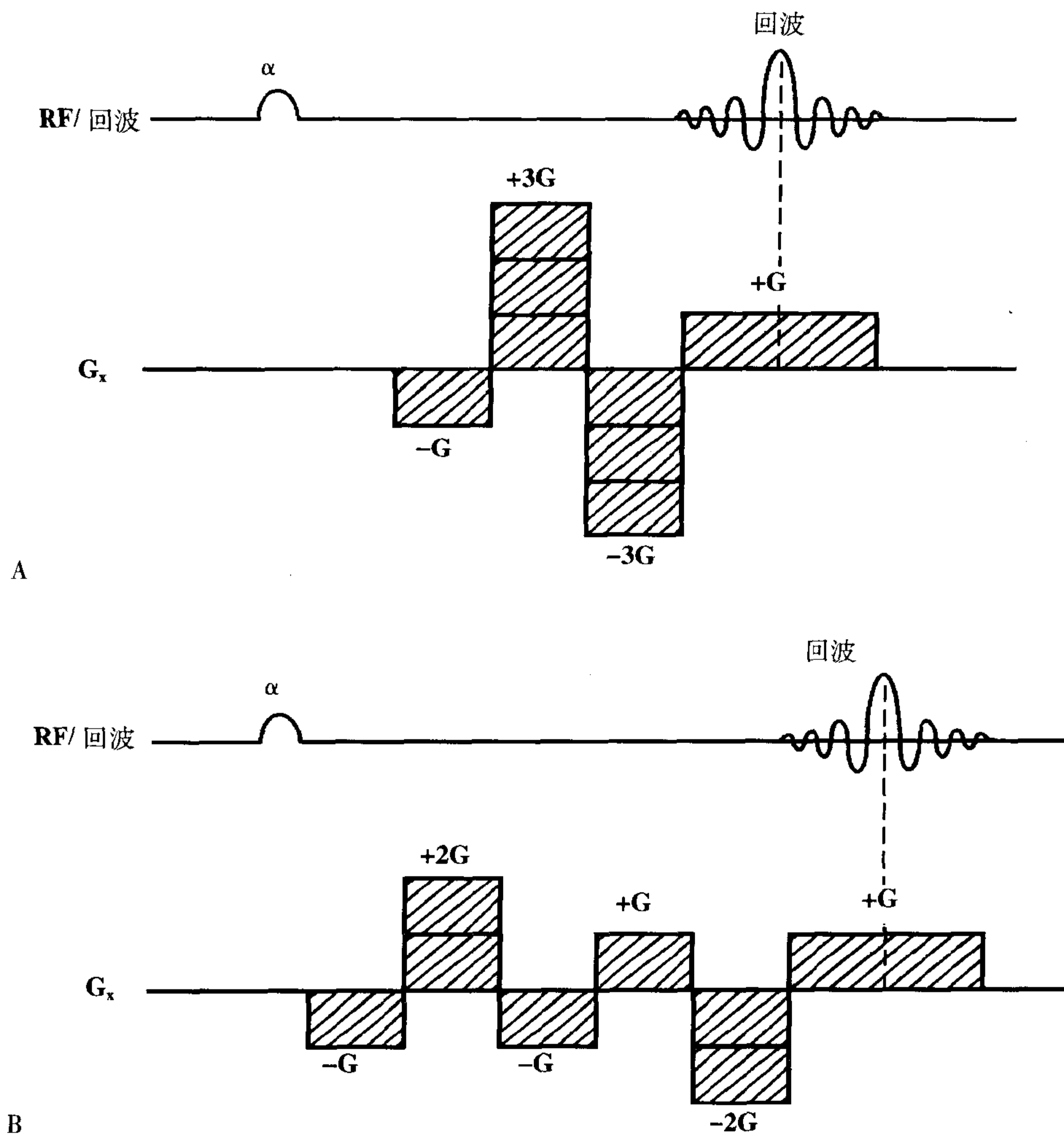


图 25-18 (A) 第二级流动(加速运动)补偿。在这种方式中,第二级流动(也就是加速运动)的质子在回波中心位于同相位。(B) 第三级流动(喷射运动)补偿。在这种方式中,第三级流动(也就是喷射运动)的质子在回波中心位于同相位。

[1] 零级的运动是静止的( $v=0$ )。第一级的运动( $v=dx/dt=$ 常数)为恒定速度。第二级的运动( $a=d^2x/dt^2$ )为加速运动。第三级的运动( $j=d^3x/dt^3$ )为喷射或脉动。

[2] 更深入的讨论,参见 Stark DO, Bradley WG, eds. Magnetic resonance imaging, 3rd ed, vol 1. St. Louis: Mosby, 1999.

## 要点

1. 存在几种类型的流动:层流、平流、湍流和血流分层/涡流。
2. 血管流动通常是层流,也就是具有抛物线的形态。
3. 湍流出现在狭窄的远端或血管分叉处。
4. 雷诺数(Re, Reynolds number)可以预测产生层流或湍流。
5. 绝大多数流动效应可产生两种现象中的一种:时间飞跃(TOF)效应或者运动导致的相位变化。
6. TOF 效应可产生信号丢失(TOF 信号丢失)或信号增强(流动相关增强)。
7. 血管内信号降低的原因包括高流速、湍流和失相位。
8. 血管内信号升高的原因包括流动相关增强(FRE)、偶数回波聚相位和舒张期假门控。
9. 产生失相位的原因可能是体素内失相位或奇数回波失相位。
10. FRE 是基于流入现象。FRE 是 TOF 法 MR 血管成像(MRA)的基础。
11. 当血流与层面激励移动(SEW)逆向而不是同向时,FRE 可延伸至更深的层面。
12. 偶数回波聚相位在第二个回波(当回波是对称的时),产生较亮的血管内信号。
13. 偶数回波聚相位是流动补偿[梯度力矩归零(GMN)]的基础。但是,GMN 是通过梯度来实现,它造成流动自旋在第一个回波聚相位,从而增大信号。

## 习题

25-1 正常血管内的流动通常是:

- (a) 湍流
- (b) 平流
- (c) 层流
- (d) 所有以上各项
- (e) 以上各项都不是

25-2 是/否 湍流发生在狭窄的近端。

25-3 是/否 流动相关增强(FRE)的同义名称是流入现象。

25-4 是/否 时间飞跃效应只会造成信号丢失。

25-5 血管内信号降低的原因包括:

- (a) 高流速
- (b) 湍流
- (c) 失相位

(d) 所有以上各项

(e) 仅(a)和(b)项

25-6 血管内信号升高的原因包括:

(a) 流动相关增强(FRE)

(b) 偶数回波聚相位

(c) 舒张期假门控

(d) 所有以上各项

(e) 仅(a)和(c)项

25-7 是/否 雷诺数(Re)可以预测层流与湍流。

25-8 是/否 当血流是同向而不是逆向时,FRE 可延伸至更深的层面。

25-9 是/否 FRE 仅见于第一个(流入)层面。

25-10 是/否 偶数回波聚相位是流动补偿

技术的基础。

**25-11** 层流取决于公式:

- (a)  $v(r) = V_{\max}(1-r^2/R^2)$
- (b)  $v(r) = V_{\max}(1-R^2/r^2)$
- (c)  $v(r) = (1-r^2/R^2)/V_{\max}$
- (d) 没有公式

**25-12** 平流取决于公式:

- (a)  $v(r) = V_{\max}(1-r^2/R^2)$
- (b)  $v(r) = V_{\max}(1-R^2/r^2)$
- (c)  $v(r) = \text{常数} = V_{\text{ave}}$
- (d) 以上公式都不是

**25-13** TOF 效应可以导致:

- (a) 信号丢失

- (b) 信号升高

- (c) 以上两项都可

- (d) 以上各项都不是

**25-14** 是 / 否 在参数为 TR 2000, TE1 为 20, TE2 为 80ms 时, 将会产生偶数回波聚相位。

**25-15** 是 / 否 层流具有抛物线的形态。

**26-16** 流动效应包括:

- (a) 时间飞跃 (TOF)
- (b) 运动导致的相位变化
- (c) 以上两项都是
- (d) 以上各项都不是

# MR 血管成像

## 简介

在这章中，我们将讨论 MR 血管成像 (MRA) 的话题。如同前一章一样，MRA 初看起来可能非常复杂，但我们将尽量用简单的方式阐述主要的概念。MR 血管成像，有三种主要的 MRA 技术：

1. TOF (时间飞跃) MRA;
2. PC (相位对比) MRA;
3. CE (对比增强) MRA。

TOF 和 PC 技术可以通过采用二维傅立叶变换 (2DFT) 或三维傅立叶变换 (3DFT) 进行。CE MRA 采用 3D 技术进行。这样，共计有五种不同的方式：

1. 2D-TOF MRA;
2. 2D-PC MRA;
3. 3D-TOF MRA;
4. 3D-PC MRA;
5. 3D-CE MRA。

每种技术都根据自身特点适合不同的临床应用。

## TOF MRA

TOF MRA 是基于在 2D 或 3D 梯度回波 (GRE) 技术中的流动相关增强 (FRE; 在前一章中已经进行讨论)。(记住在 GRE 成像中, TOF 信号丢失并不起主要作用。) 通常, 在垂直于血管腔方向使用流动补偿 (FC)。

## 2D-TOF MRA

图 26-1 中描绘了一个典型的 2D-TOF MRA 的脉冲序列。在每个层面的上方或下方施加一个预饱和脉冲, 以消除来自于相反方向血流的信号。通常采用短的 TR (大约 50ms), 中等的翻转角 ( $45^{\circ}\sim 60^{\circ}$ ) 和短的 TE (数 ms)。具体例子请参见图 26-2。

## 3D-TOF MRA

图 26-3 中描绘一个 3D-TOF MRA 的脉冲序列图 (PSD)。此时, 同时采集数厘米厚 (一般约为 5cm) 包含多达 60 层的厚组织块。

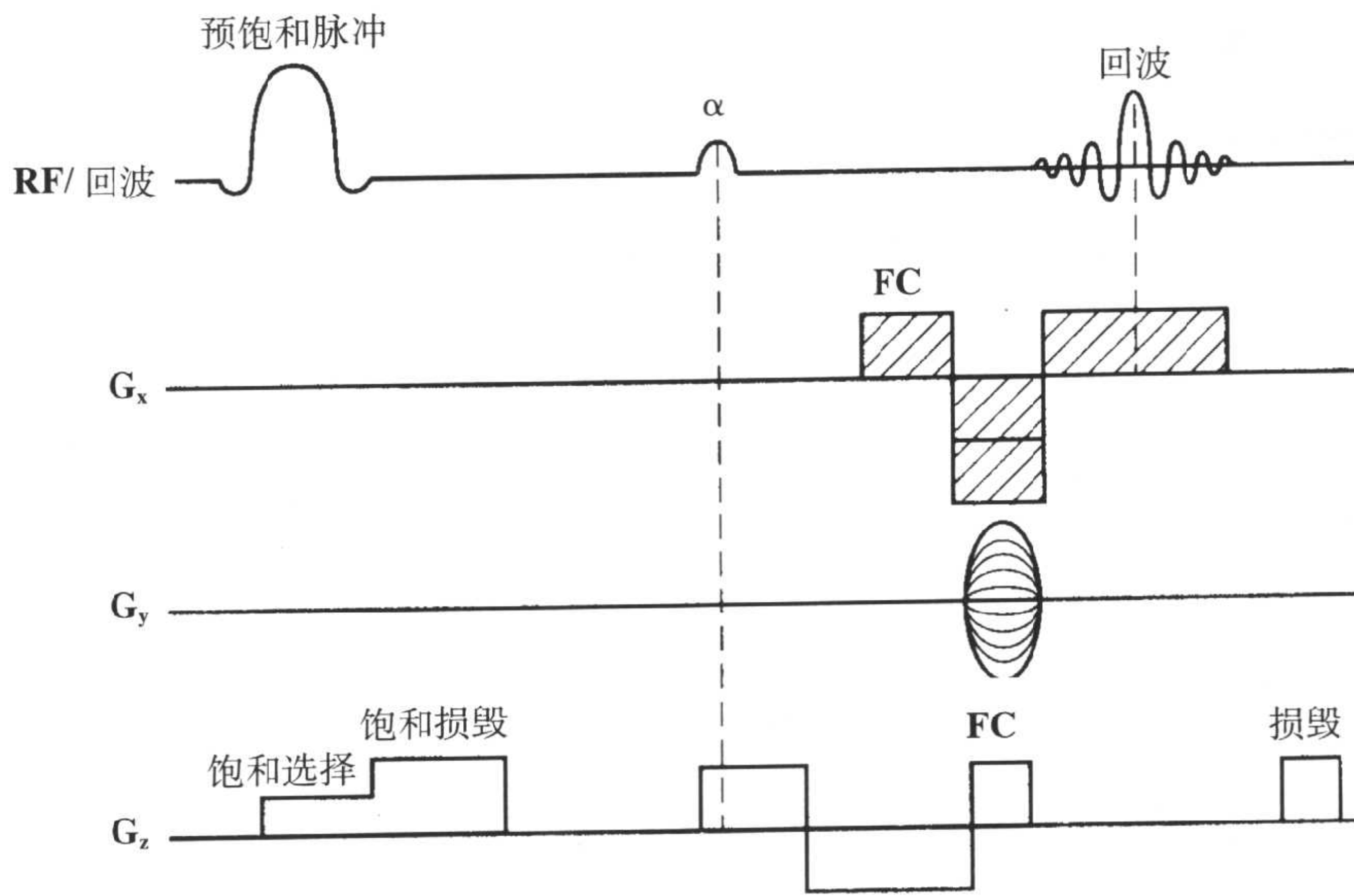


图 26-1 2D-TOF MR 血管成像的脉冲序列图。

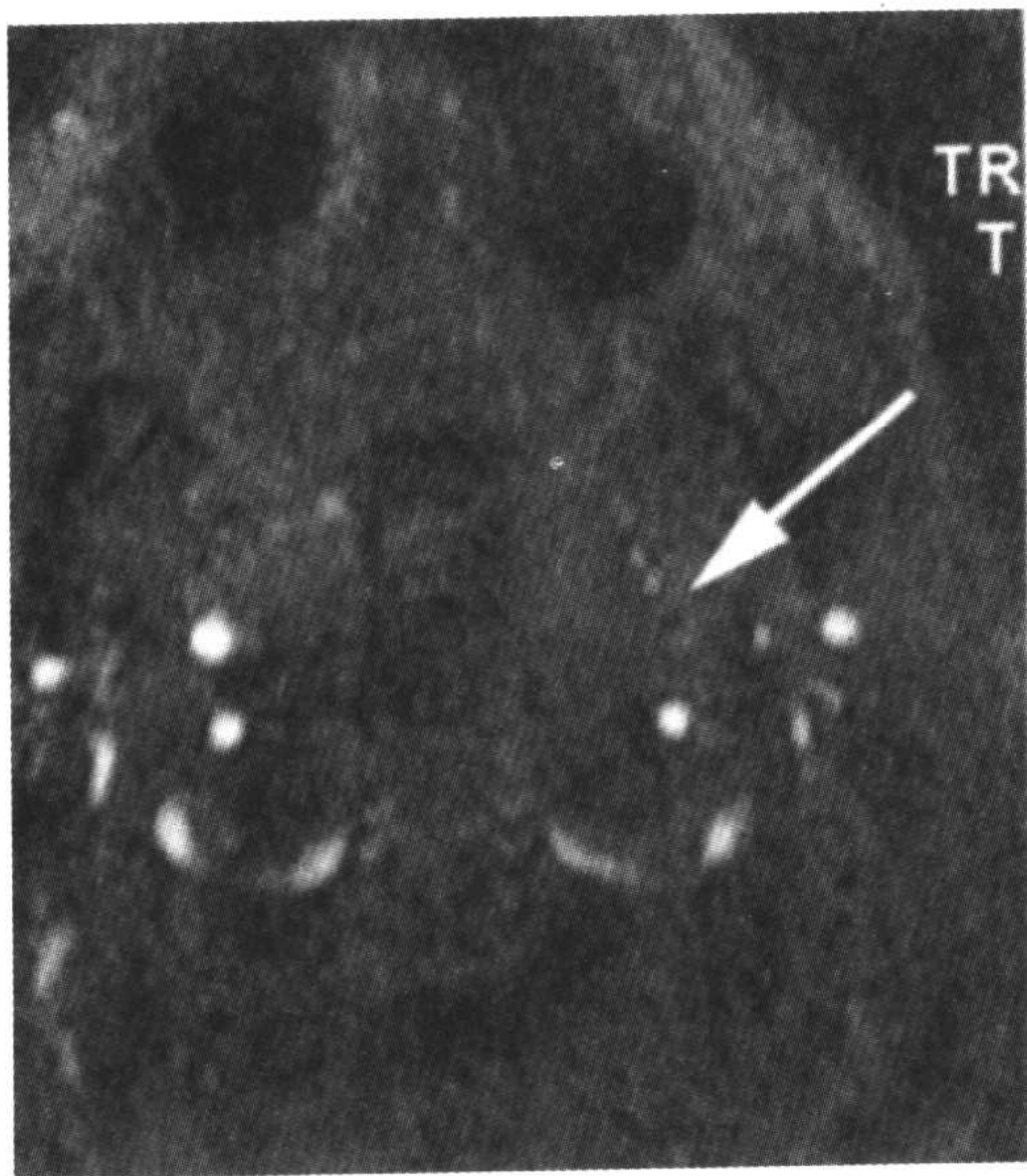


图 26-2 一例年轻病人的 2D-TOF 横断原始图像显示左颈内动脉内无流动相关增强(箭),与动脉闭塞表现一致。在所有其它血管可见正常的流动相关增强。

### 2D-TOF MRA 的优点

1. 更快的扫描速度;
2. 因为每个层面都是流入层面,具有最大的 FRE。

### 3D-TOF MRA 的优点

1. 因为信号在更大的体积内采集,具有较高的信噪比;
2. 提高了空间分辨力。

### 3D-TOF MRA 的缺点

1. 3D 技术对饱和效应(参见后面内容)更敏感;
2. 对慢血流不敏感。

## PC MRA

相位对比(PC)MRA 是基于血流在通过一个梯度时会产生相位变化,并且此相



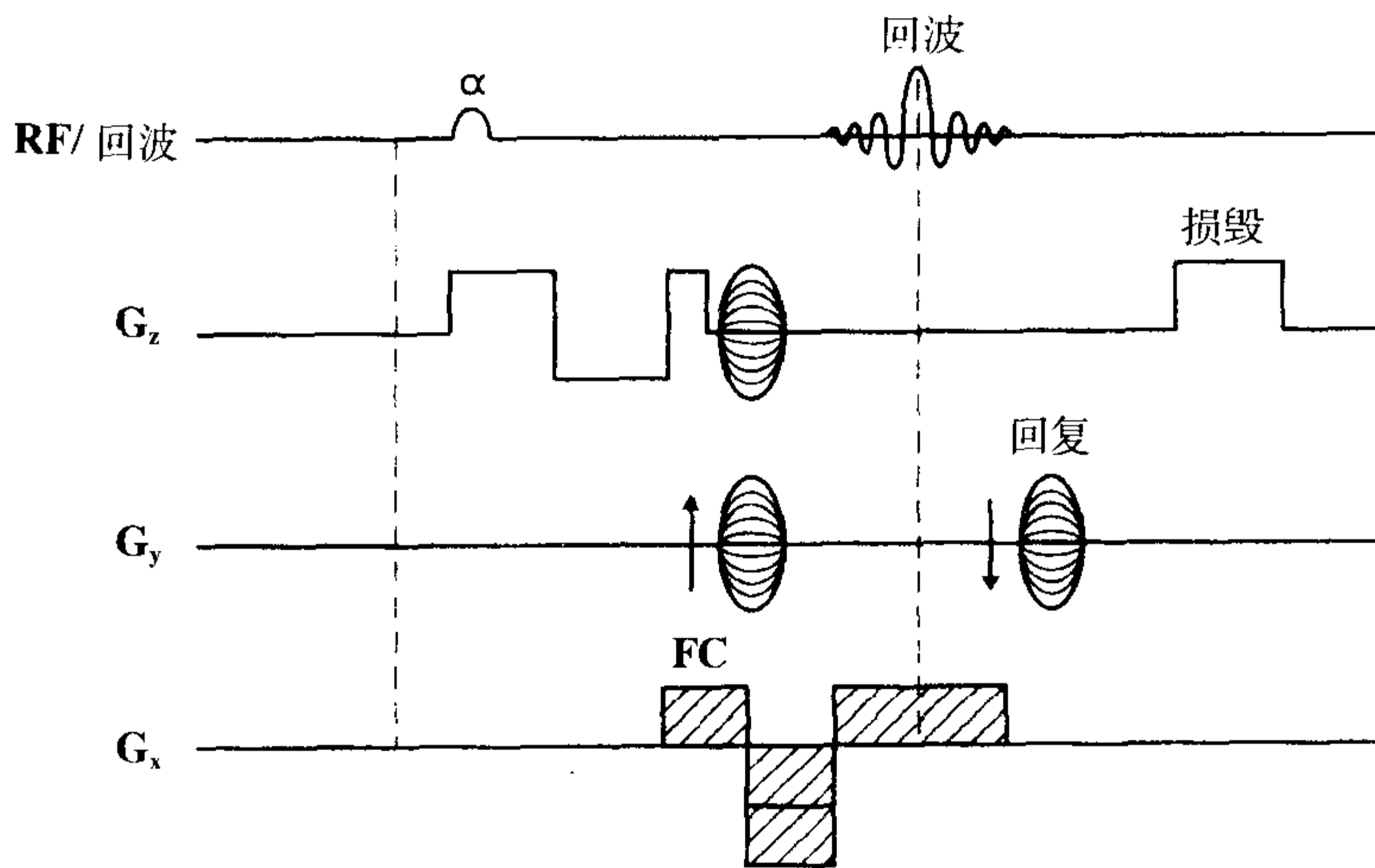


图 26-3 3D-TOF MRA 的脉冲序列图。

位变化与它的速度成正比（假定为恒定速度）。我们在前面一章中已经知道相位（ $\phi$ ）与速度（ $v$ ）相关

$$\phi = \int \omega dt = \int (\gamma Gvt) dt = 1/2 \gamma Gvt^2$$

这样，只要知道在任意时间点的相位，我们就能够计算速度。

在 PC MRA 中最常见的方法就是使用双极梯度（图 26-4A）。此过程被称为流动编码。因为此双极梯度的两个波瓣具有相等的面积，在静止组织中观察到的净相位变化为零（图 26-4B）。但是，血流将会出现一个净相位移，并与它的速度成正比（假定为恒定的流速）。这就是在 PC MRA 中血流如何与静止组织相区别。图 26-5 和 26-6 中分别描绘了 2D-PC 和 3D-PC MRA 的脉冲序列图（PSD）。

正如下面讨论所表明，PC MRA 有一些独特的性能。

问 1：“大小”图像与“相位”图像是什么？

答：在 PC MRA 中，你不仅可以得到血管的图像（大小图像）；你还可以得到显示血流方向的图像（相位图像）。相位图像将能够告诉你血流是左右、上下、或是前后的。它的一个例子就是确定肝硬化病人门静脉内的离心方向与向肝方向的血流。

问 2：VENC 是什么？

答：VENC 代表速度编码。它是一个在进行 PC MRA 时，由 MR 操作者进行选择的参数。VENC 表示在成像体积范围内存在的最大速度。任何大于 VENC 的速度将会造成混淆，根据以下公式：

$$\text{混淆的速度} = \text{VENC} - \text{实际速度}$$

例如，如果  $\text{VENC} = 30\text{cm/s}$ ，那么血流速度为  $40\text{cm/s}$  的血管将会被认为流速为

$$v = 30 - 40 = -10\text{cm/s}$$

也就是，相反方向  $10\text{cm/s}$  的血流。较小的 VENC 对慢血流（静脉血流）和更小的分支较敏感，但是对较快的（动脉）血流会产生混淆。较大的 VENC 适合进行动脉

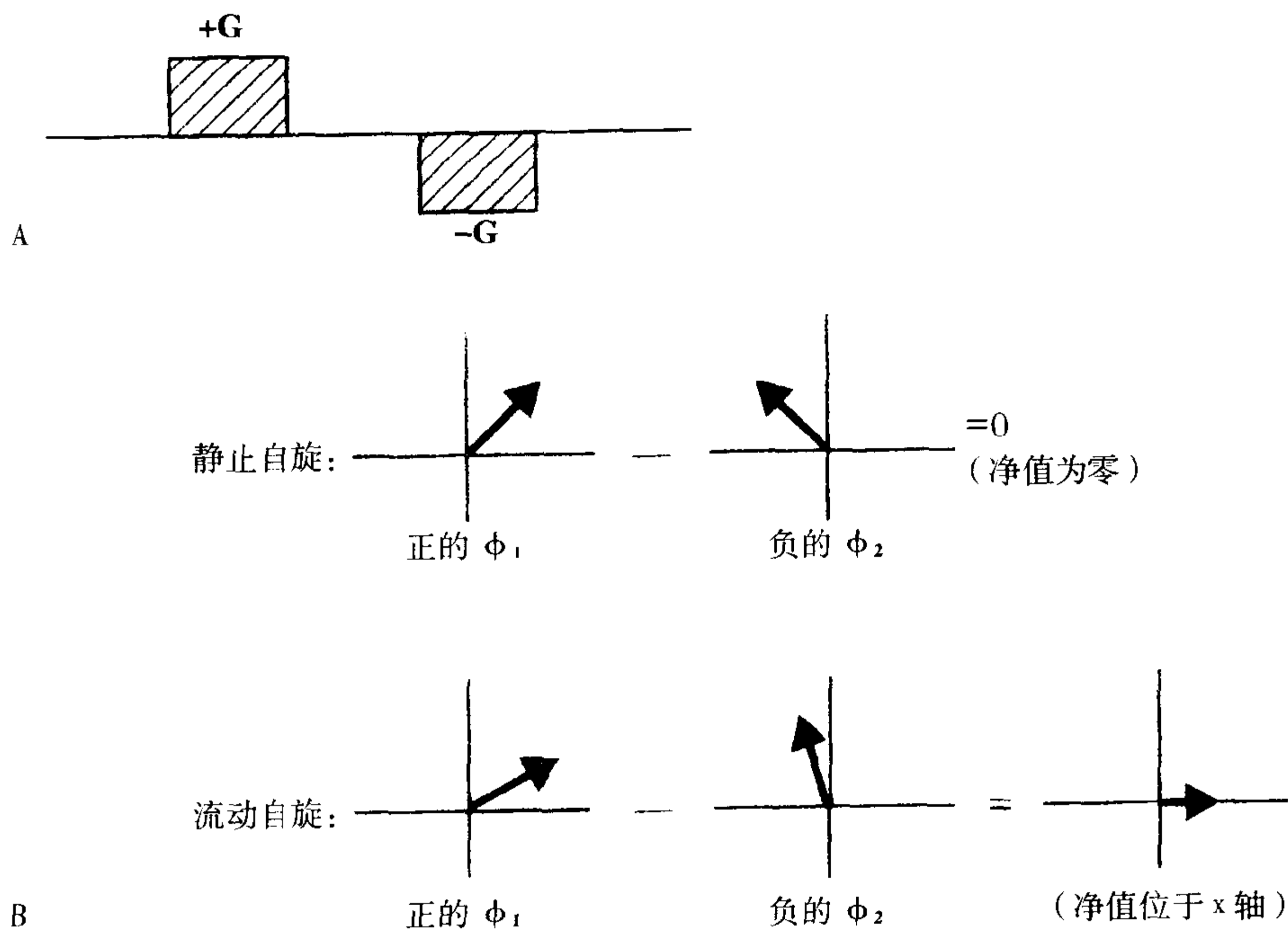


图 26-4 (A) 双极流动编码梯度。因为相反极性的两个波瓣具有相等的面积, 静止组织未发生任何相位变化。但是, 流动自旋将会产生一个净相位变化, 并且与它的速度成正比, 这就是 PC MRA 的原理 (B)。

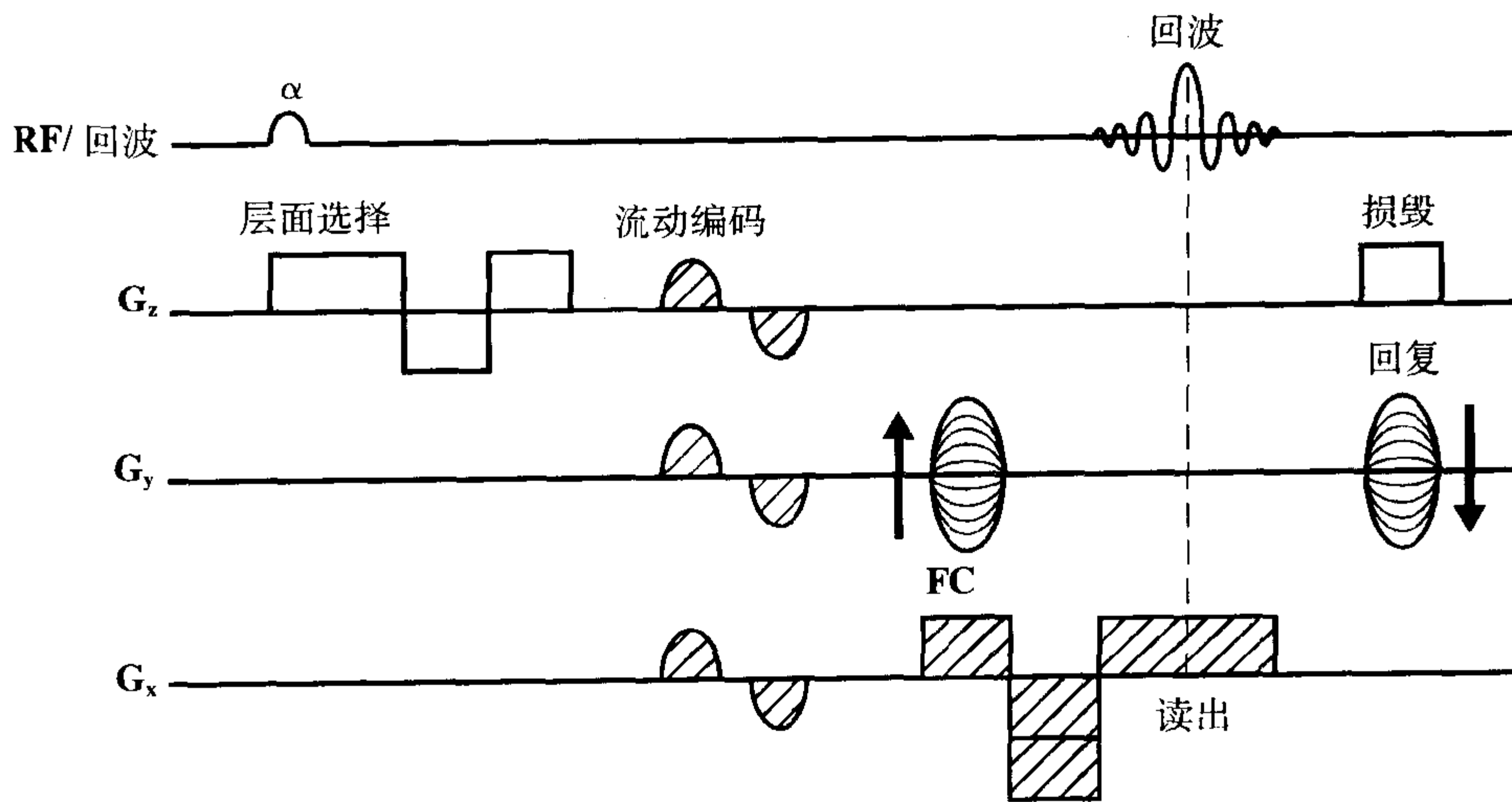


图 26-5 2D-PC MRA 的脉冲序列图。

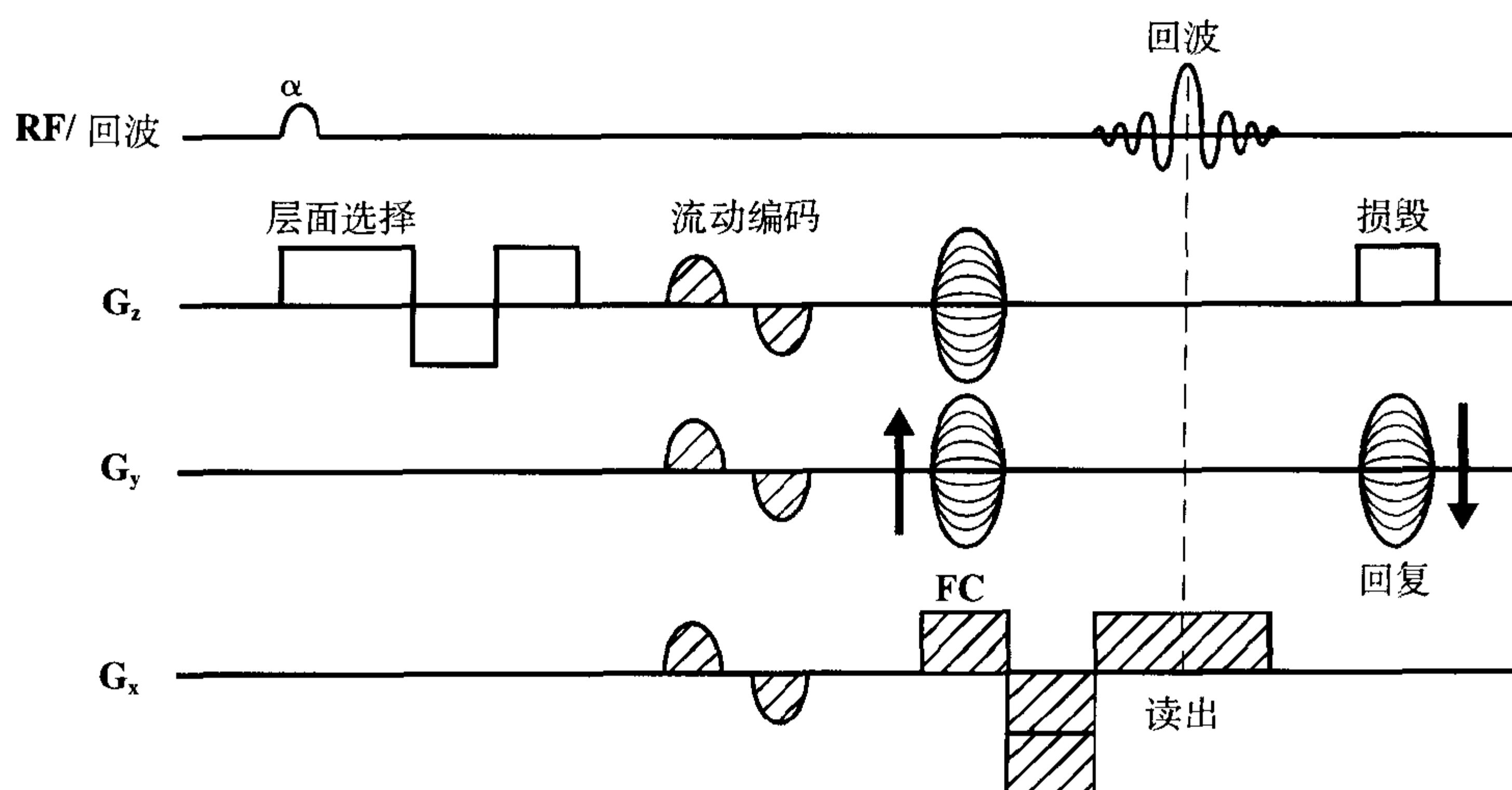


图 26-6 3D-PC MRA 的脉冲序列图。

血流的成像。有时候,你可能需要对同一个部位进行两次不同 VENC 值的成像——较小的 VENC 和较大的 VENC,以使所有的血流成分更准确(它的例子是进行 AVM 或动脉瘤的成像)。

#### PC MRA 的优点

1. 能够产生大小和相位图像;
2. 非常好的背景抑制;
3. 对体素内失相位或饱和效应不敏感。

#### PC MRA 的缺点

1. 需要较长的时间;
2. 对湍流产生的信号丢失和血管走行方向改变(例如,颈内动脉虹吸部)产生的失相位非常敏感;
3. 需要猜测最大的流动速度,以选择一个最适宜的 VENC。

#### 2D 与 3D-PC MRA

1. 2D 技术较快;

2. 3D 技术具有更高的信噪比。

具体例子请参见在图 26-7~图 26-9。

## CE MRA

CE MRA 不同于 TOF 或者 PC 成像,因为 CE MRA 主要取决于血管内钆对比剂的 T1 特性,而不是依靠每周期内的流动效应来成像。此技术依赖于高性能梯度(更详细的内容,请参见第 27 章)技术的进步才能够得以实现,它允许在使用顺磁性钆对比剂的情况下,进行非常快速的梯度回波成像。因此能够实现在钆缩短 T1 的一过性峰值时间内的成像。因此,此技术非常依赖于所团注对比剂到达兴趣血管的精确时间的选择。与 2D TOF 技术不同,CE MRA 成像平面常与血管走行方向一致(通常是冠状面),在前者中成像平面常垂直于兴趣血管的走行方向。采用这种成像方式可以在保持最大空间分辨力的情况下,增大

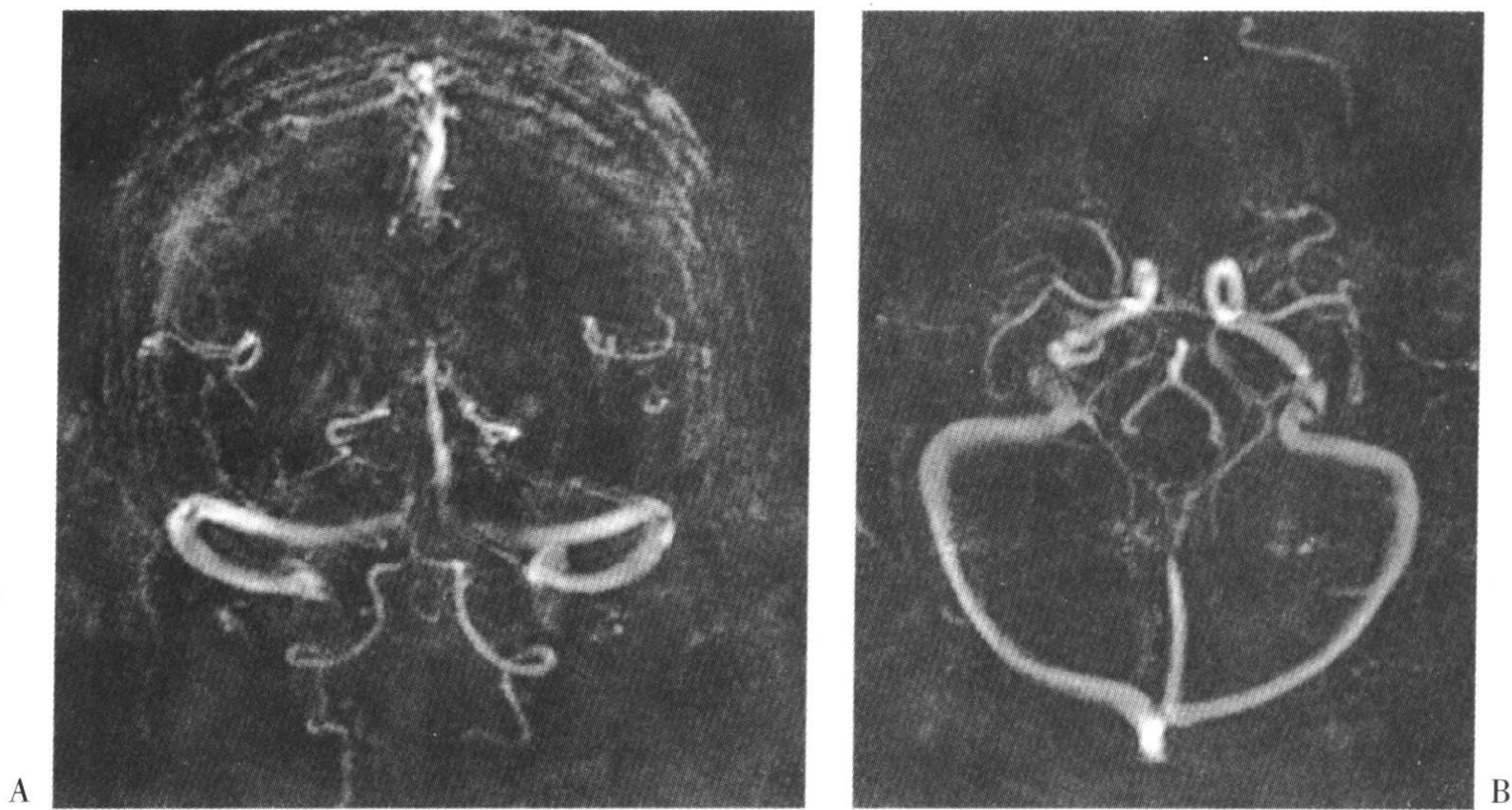


图 26-7 正常病人脑部的冠状(A)和横断(B)厚层块(5cm)的 2D-PC MRV(磁共振静脉血管成像)。

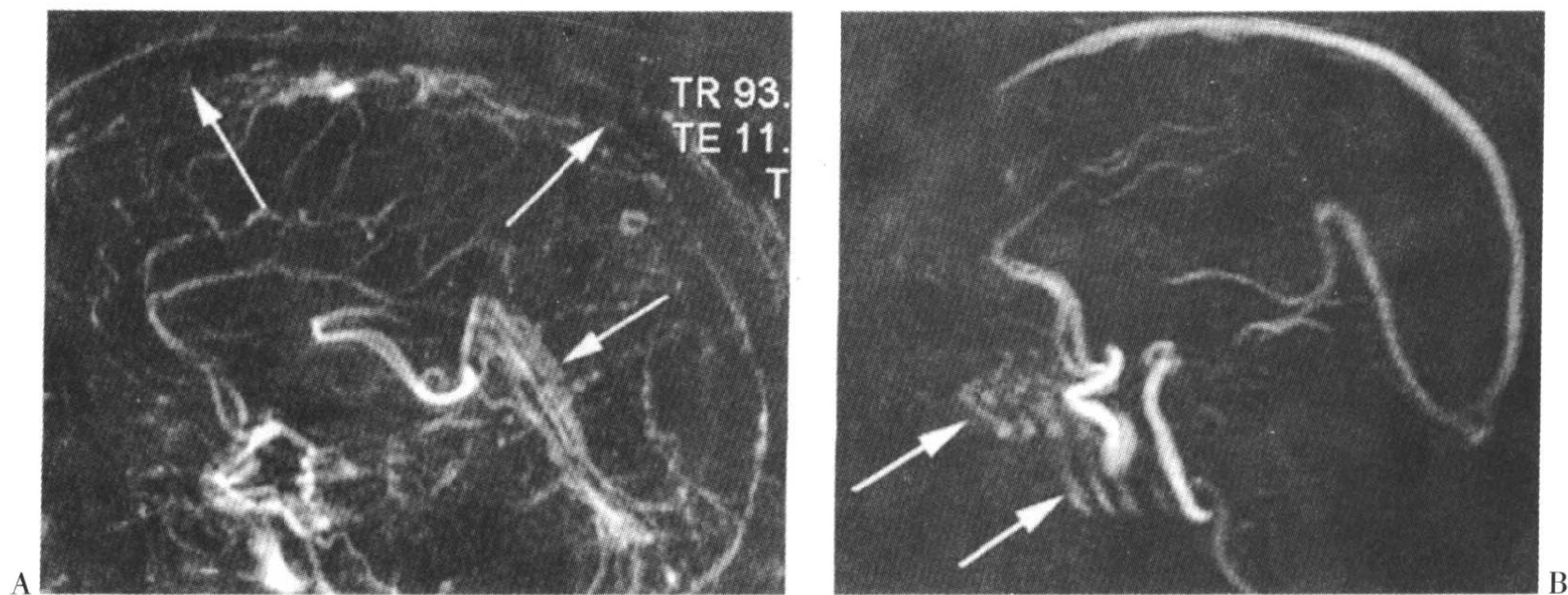


图 26-8 一个矢状窦血栓的病人,2D 相位对比 MRV 矢状图像(A)显示上矢状窦和直窦(箭)内的血流量明显减少。(B)正常的检查图像。注意相位方向上产生的 Ghost 伪影。

扫描范围。由于此技术主要依赖于 T1 特性而不是任何流动效应,因此它对在其它技术中所常见到的失相位伪影并不敏感。

有两种基本的 CE MRA 技术:多相位和椭圆中心方式。在前者中,注射钆对比剂

后进行多次 10 秒左右的采集,其中的一个必定位于动脉期。在后一种方式中,当对比剂进入感兴趣的动脉后再立即开始进行扫描,首先充填 k 空间的中心〔包含最大的信噪比(SNR)〕,而后面为静脉期的信号

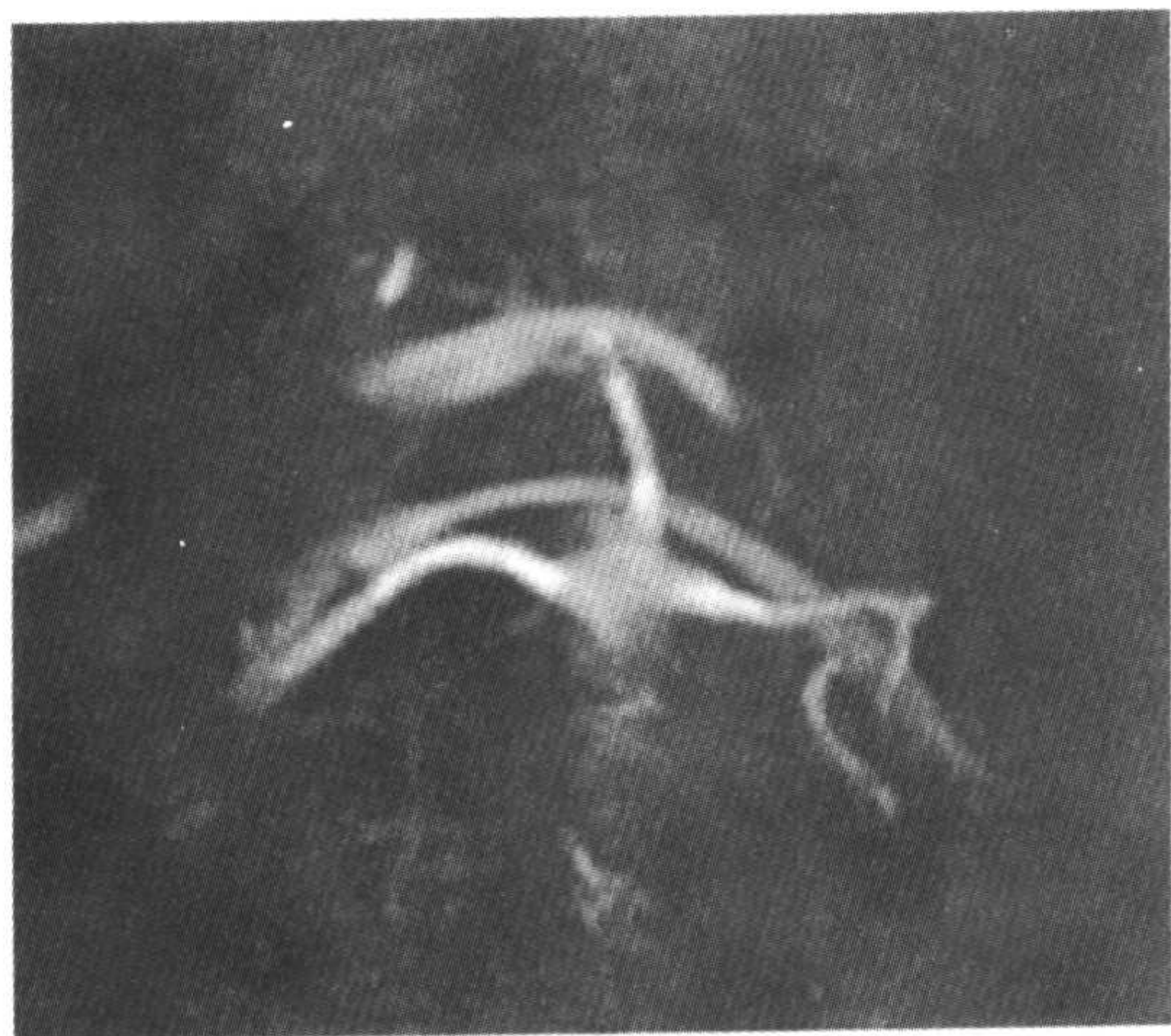


图 26-9 肾动脉的 3D 相位对比 MIP (最大强度投影) 横断图像显示无狭窄的正常血流。这是一个大小图像, 通过信号的亮度反映肾动脉内的血流速度。

(充填信噪比较低 k 空间的外周部分)。此技术需要对比剂的自动监测软件 (GE 公司的 SmartPrep, Siemens 公司的 Care-Bolus 或 Philips 公司的 BolusTrak), 或者预先进行动态扫描以确定钆对比剂到达感兴趣动脉的时间。前者通过将光标放置在感兴趣动脉的上游部位来进行; 后者通过注射 2ml 的钆对比剂后观察动脉到达最亮值的时间来进行。

#### 优点

1. 快速技术;
2. 对失相位不敏感 (例如, 由于湍流所致的失相位);
3. 在高空间分辨力条件下的较大视野;
4. 非常好的信噪比。

#### 缺点

1. 受时间的影响 (可能产生伪影或者静脉干扰);

2. 静脉需要注射钆对比剂;
3. 没有血流方向的信息。

参见图 26-10 和 26-11 中的例子。

表 26-1 中包括了前面所讨论的五种方式 MRA 的一些重要临床应用。

## 最大强度投影 (MIP)

我们最后要解释如何可以仅对血管 (以三维的显示方式) 而不对静止组织进行显示。这种显示方式是通过一种被称为最大强度投影 (MIP) 的算法来实现的。最大强度投影 (MIP) 可用作名词、动词 (“原始数据进行最大强度投影”) 或形容词 (“最大强度投影的图像”)。最大强度投影通过下面方式实现: 因为血流在 MRA 技术中具有最大的信号强度, 层面内每个像素的信号强度与其它所有层面内 (同一投影方向) 的对应像素进行比较, 选择信号强度的最大值。例如, 层面 1 内的像素 (1, 1) 与其它所有层面内的像素 (1, 1) 进行比较。对层面内的所有像素重复此过程。换句话说, 空间内的具有最大信号强度的点连接产生了 MRA 图像。这样, 最大强度投影图像代表成像容积内的最高的信号强度 (希望所有都由血流产生)。此图像的例子参见图 26-12。显然, 此过程中使用了一定的固有阈值, 小于它的像素都不会在图像中得到显示。在图 26-13 中可见 CE MRA MIP 和 2D TOF MIP 相比较的一个例子。

## MIP 的缺点

MIP 的主要缺点是血流以外的其它高信号结构也可能出现在最大强度投影图像中。这样的例子包括脂肪、亚急性的出血

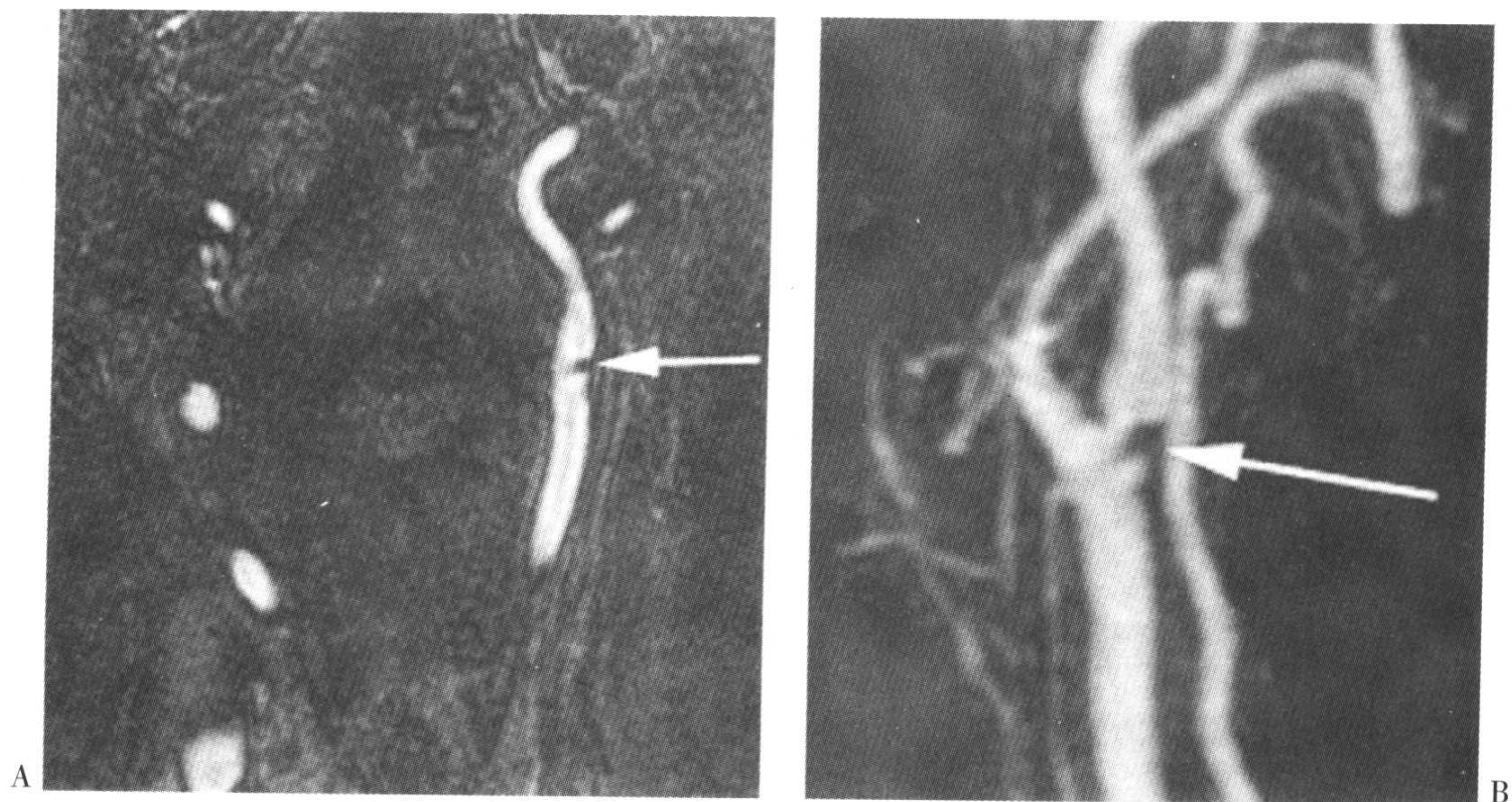


图 26-10 左侧颈动脉 CE MRA 的冠状面原始图像 (A) 选择进行 MIP (最大强度投影) 的图像 (B) 显示左侧颈内动脉起始处局部的重度狭窄。注意在原始图像中, 由于层面较薄不能显示任何一个动脉的全部行程。

和垂体后部的高信号 (图 26-14)。此问题主要出现在 TOF MRA, 而不出现在 PC MRA 中。(后者是基于速度产生的相位移, 而不是基于组织 T1 或 T2 的相减技术。)

## 饱和效应

饱和效应是指由于反复的射频脉冲激励造成纵向磁化矢量的逐步减小。这样, 最终就会造成信号的减小 (因此也会降低信噪比)。此问题通常出现于血流在扫描层面内流动 (而不是穿过该层面) 时的 2D 采集方式, 或者当血流通过一个厚的成像容积 (组织块) 时的 3D 采集方式。在上述情况下, 饱和效应可能造成血管远端部分信号降低, 以致从图像中消失。

造成饱和效应的原因, 主要有两个:

1. TR 过短;

2.  $\alpha$  角过大。

### TR 过短

如图 26-15 中所示, 缩短 TR 造成纵向磁化矢量由一个周期至下一个周期过程中的恢复减小, 造成  $M_z$  分量的逐步减小。此效应在较长的 TR 时变得不显著。

### $\alpha$ 角过大

下面考虑较大  $\alpha$  角的情况。较大的  $\alpha$  角造成纵向磁化矢量的更大减小。这样, 在给定 TR 时, 较大的  $\alpha$  角比较小的  $\alpha$  角可以造成  $M_z$  信号的更大丢失 (图 26-16)。

GRE 中, 因为所采用的 TR 非常短, 会产生饱和效应的问题。采用小的翻转角可以抵消此效应。这种饱和效应在 2D 或 3D

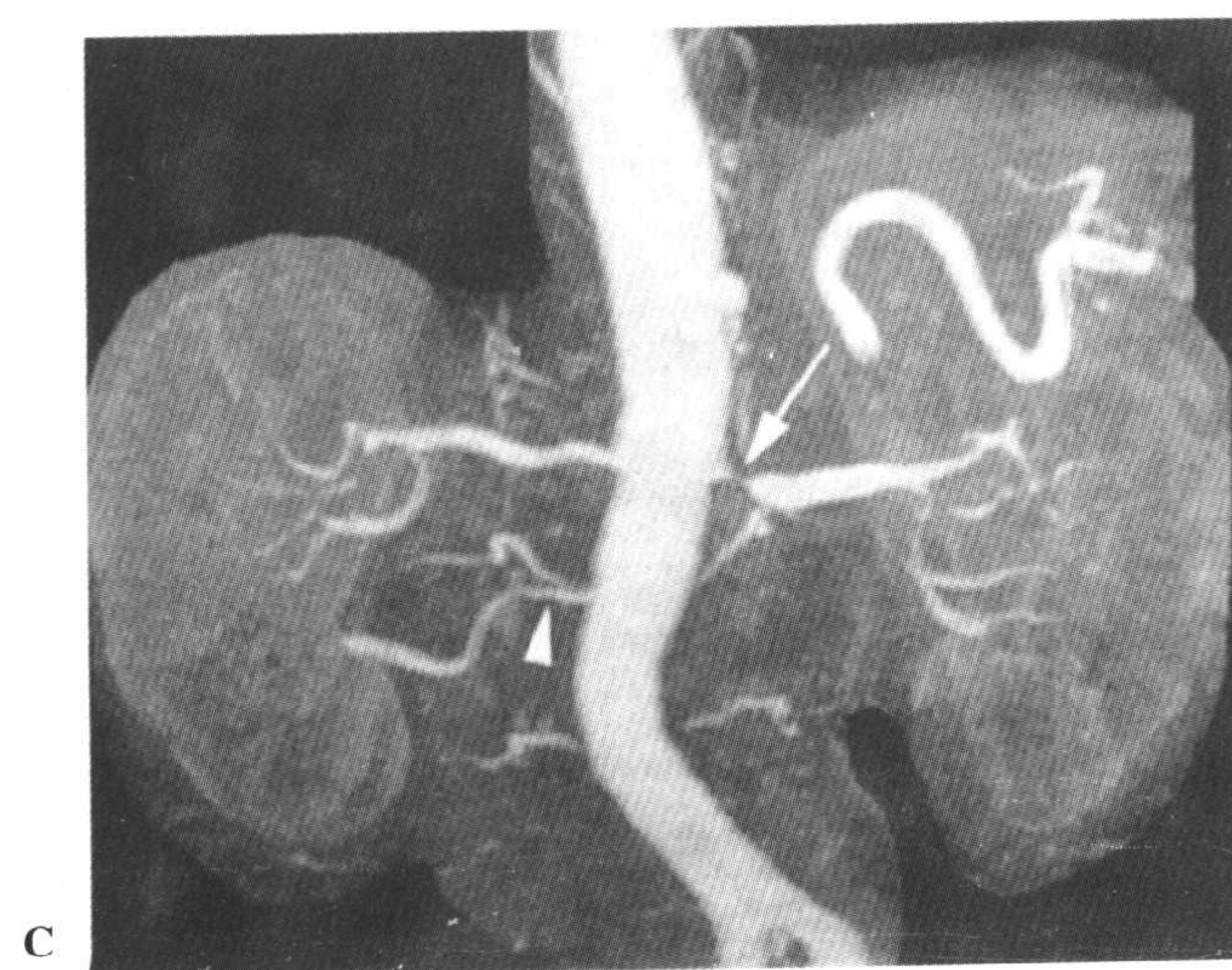
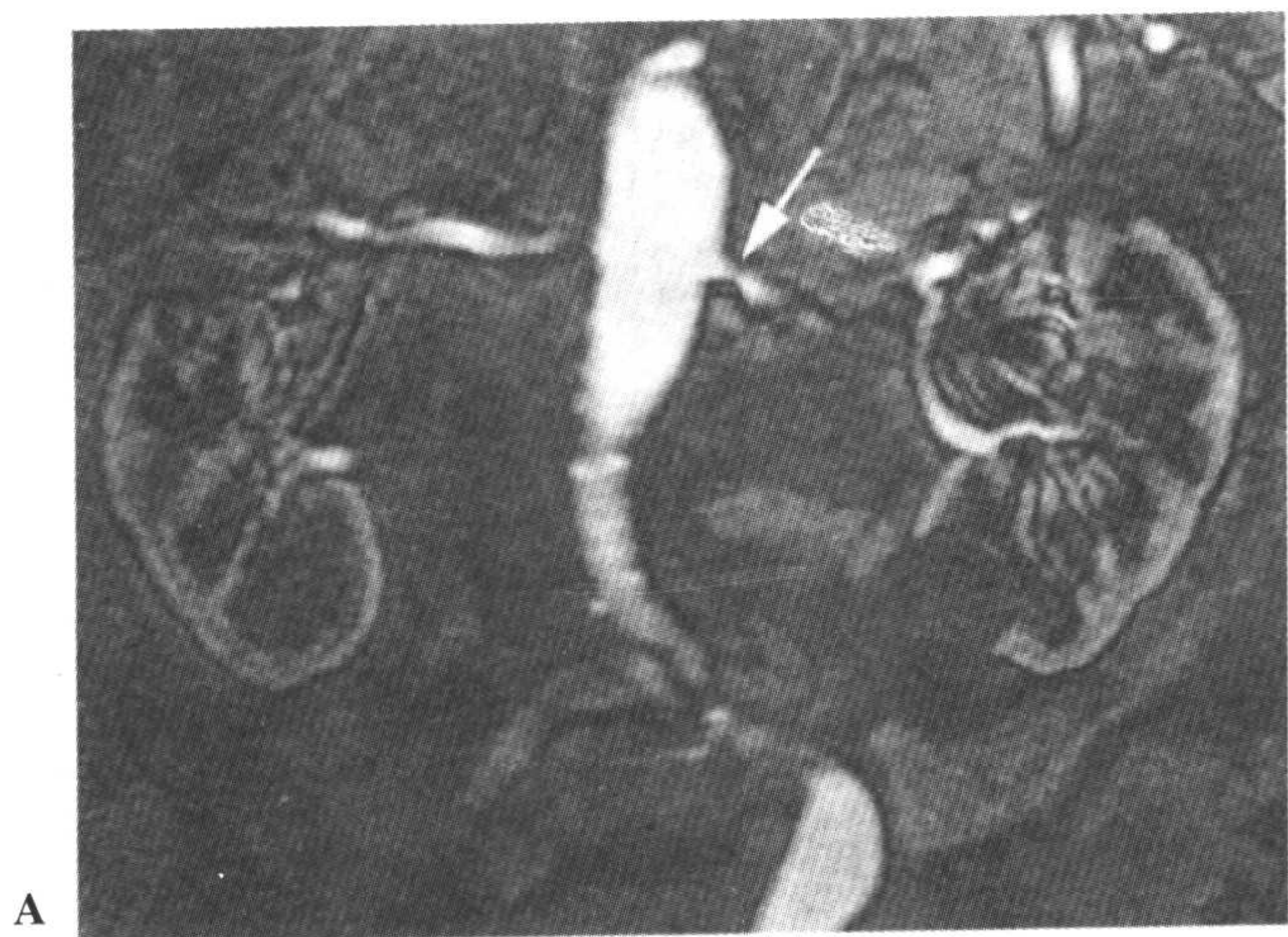


图 26-11 冠状原始图像 (A 和 B) 显示左侧肾动脉主干近端局部的高度狭窄 (A 中箭), 而右侧肾动脉主干的起始部正常 (B 中箭)。注意由于层面较薄, 这些图像常不能显示整个血管。此病人的 MIP 图像 (C) 显示左肾动脉的狭窄 (箭) 和右侧的副肾动脉。

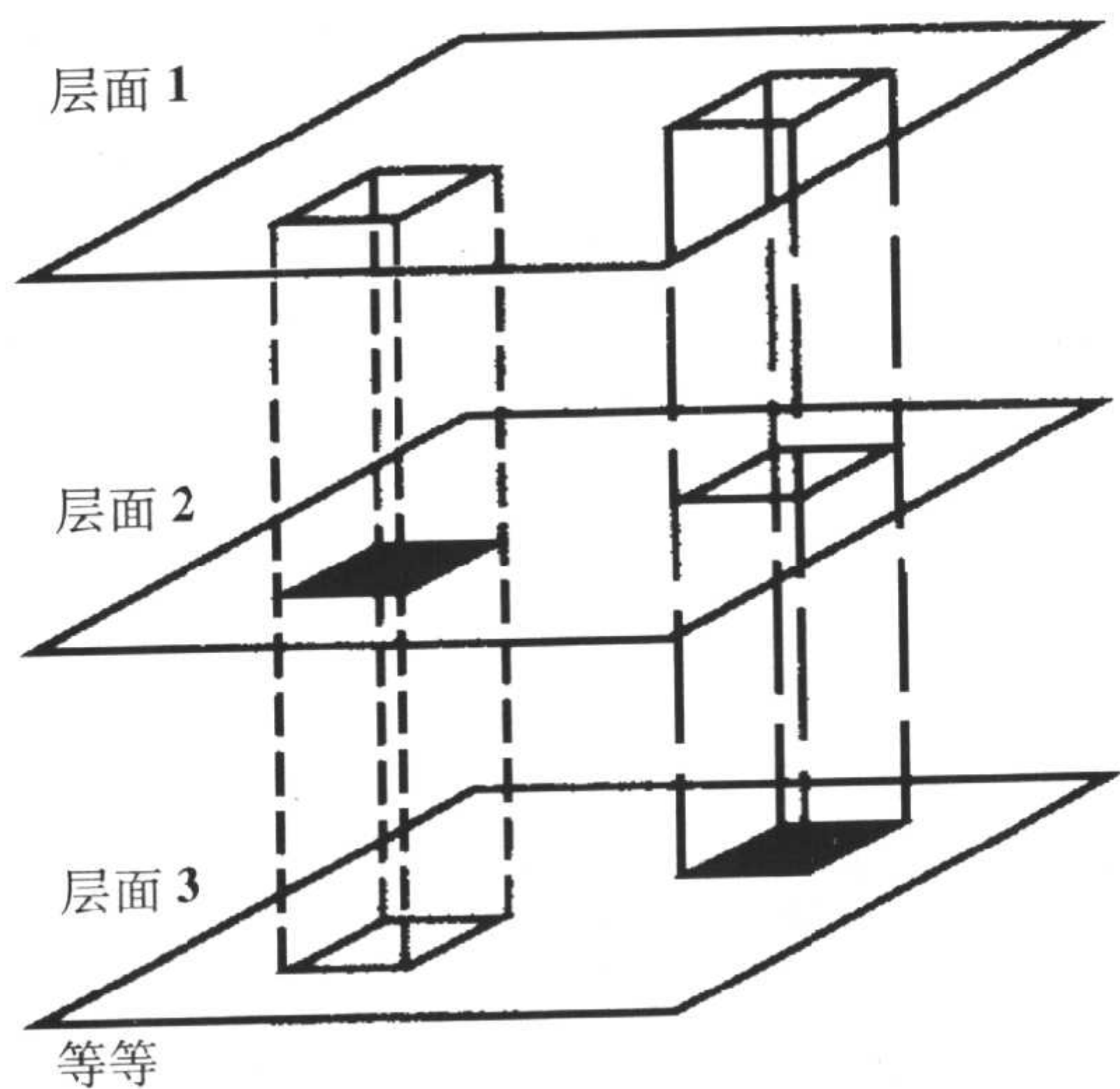


图 26-12 最大强度投影 (MIP)。选择同一投影方向上每个层面内的像素,具有最大信号强度(产生的信号强度超过一定的阈值)的像素被投影到图像上。对所有的像素都重复此过程从而得到一幅图像。

过程中有层面内流动时,以及在 3D 成像过程中所成像的容积块非常大时会非常明

表 26-1

技术	临床应用
2D-TOF MRA	颈部的颈动脉和椎动脉 静脉结构(由于慢血流)
3D-TOF MRA	颅内血管(Willis 环) 颅内血管畸形或动脉瘤
2D-PC MRA	门静脉 脑脊液流动成像 确定特定部位的 VENC(速度编码)
3D-PC MRA	颅内血管 颅内血管畸形或动脉瘤
3D-CE MRA	颈部的颈动脉和椎动脉 主动脉弓、肾动脉、上肢或下肢血管

显,在由层块一端至另一端的过程中产生了非常明显的信号降低。多层面 GRE 技术采用较长的 TR 可减小此种饱和效应,允许选

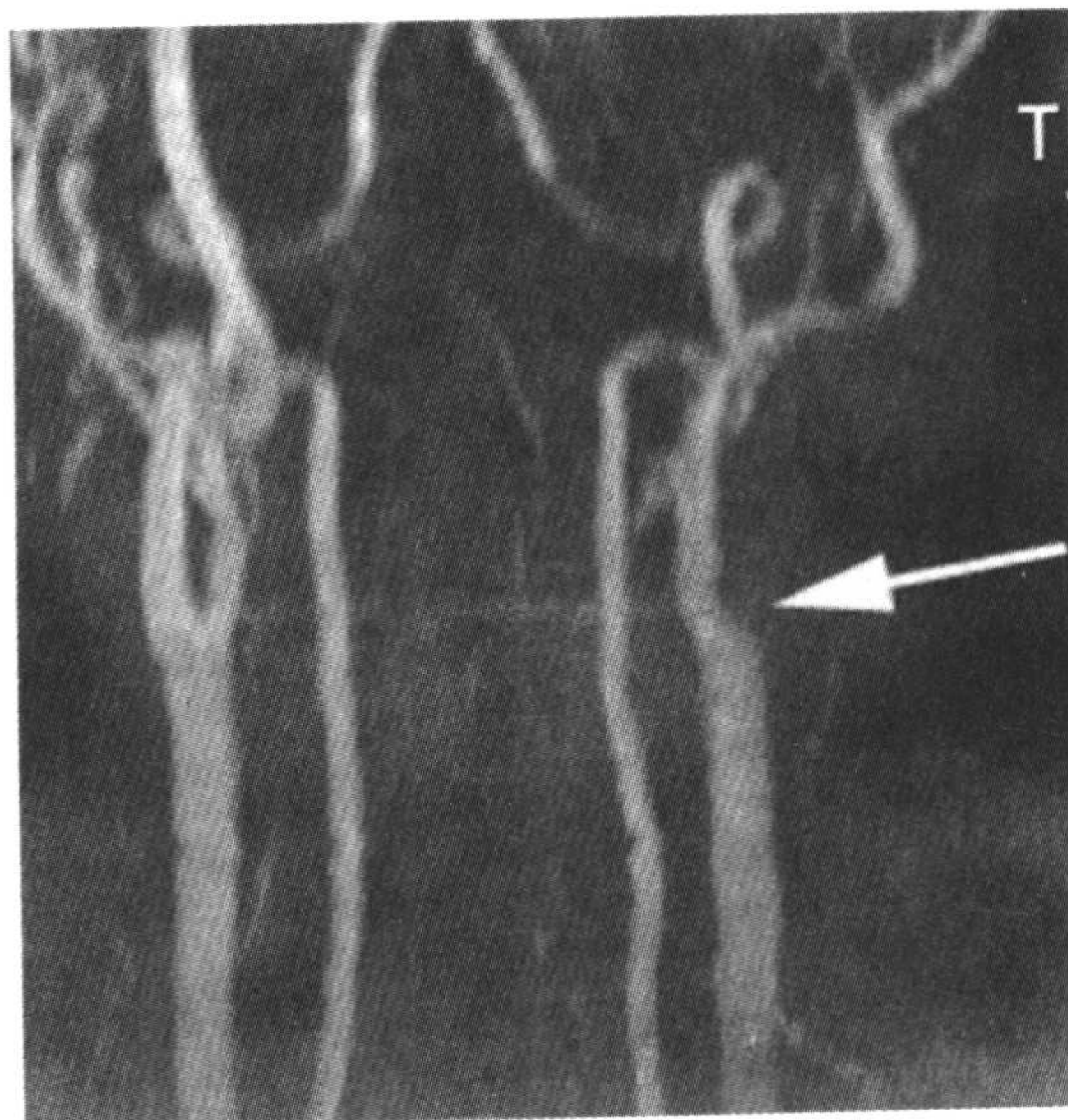
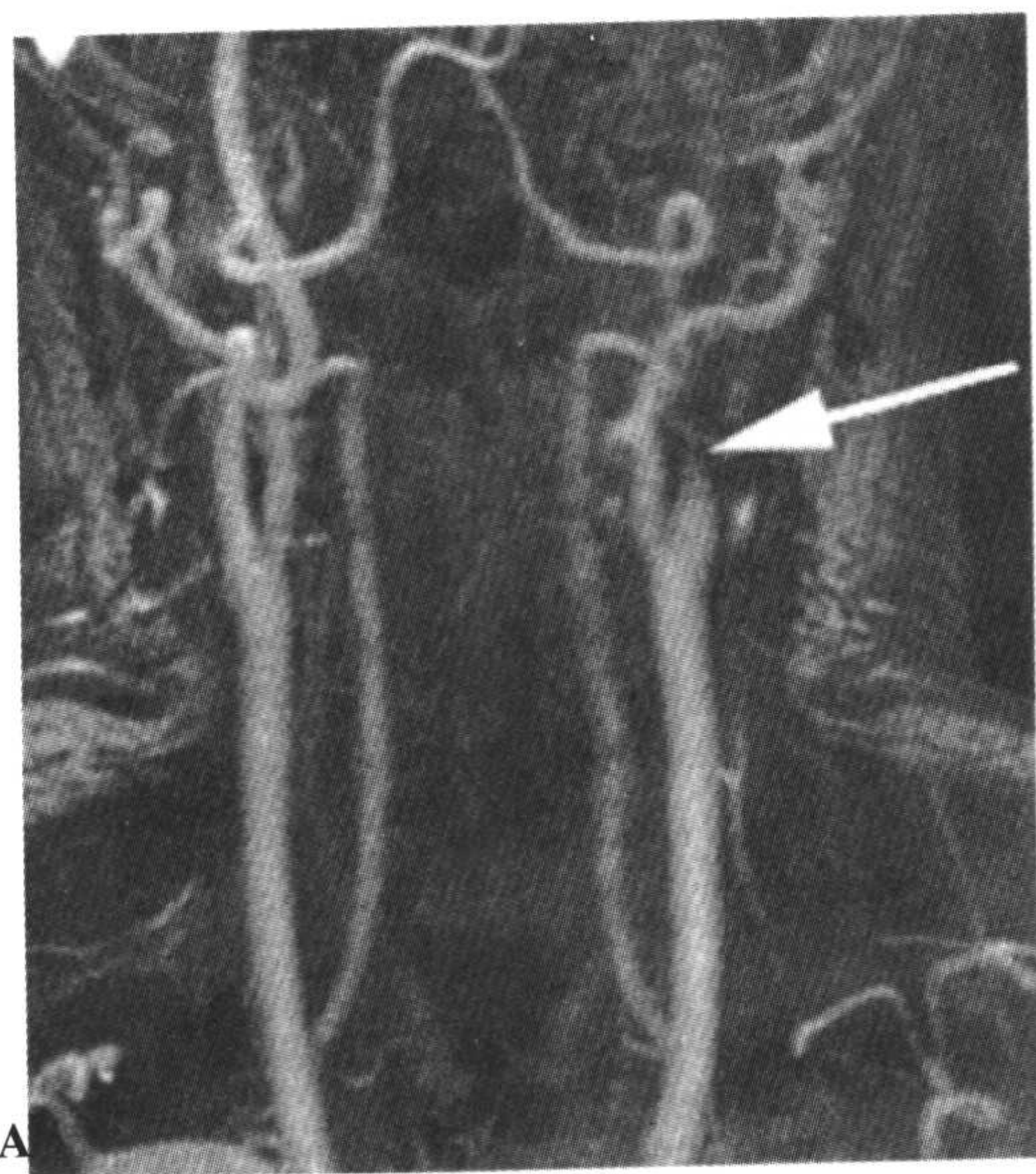


图 26-13 与图 26-2 相同病人的 CE MRA 的 MIP 图像 (A) 和对比的 2D TOF MIP 图像 (B) 显示左侧颈内动脉闭塞。



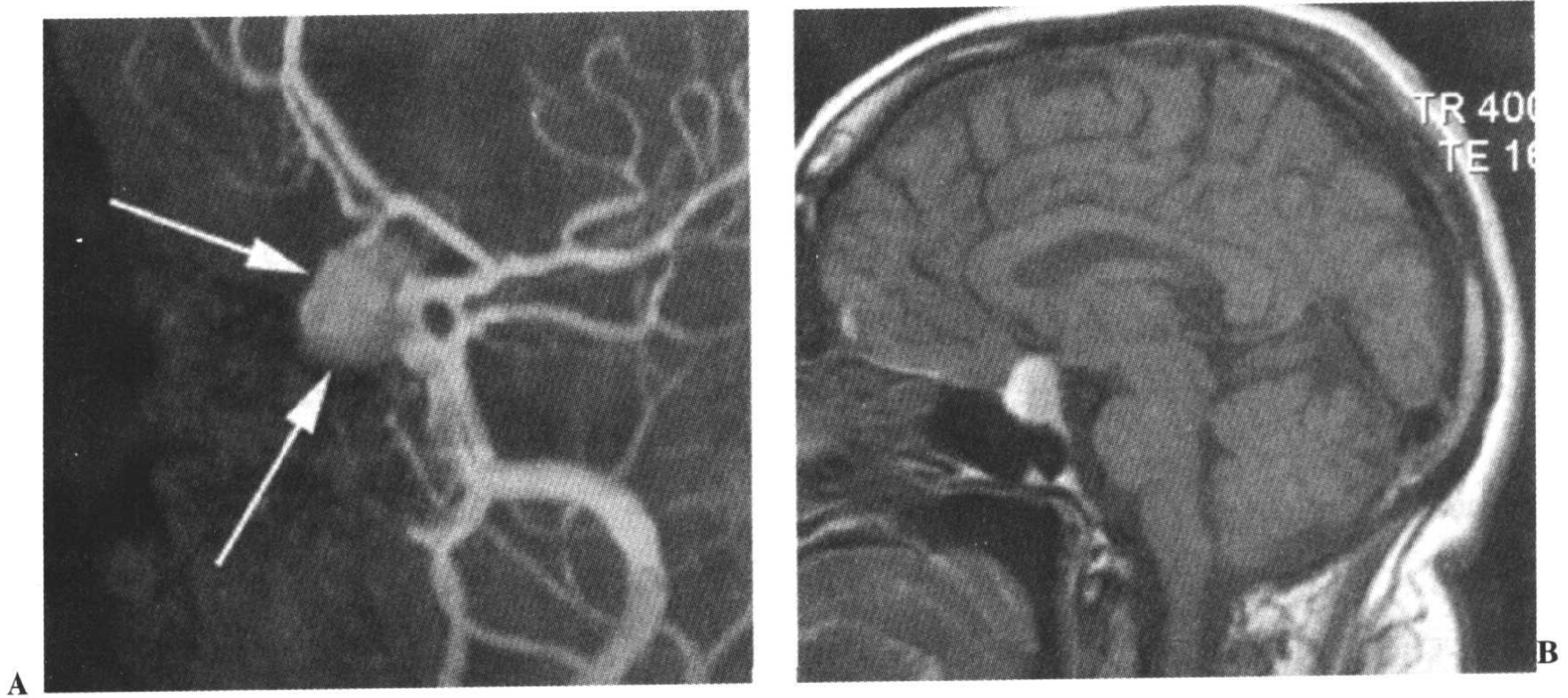


图 26-14 矢状 MIP 图像 (A) 显示邻近前交通动脉和颈内动脉末端的可疑为动脉瘤的信号。另外的矢状 T1 图像 (B) 高信号为垂体出血, 而不是流动相关增强。

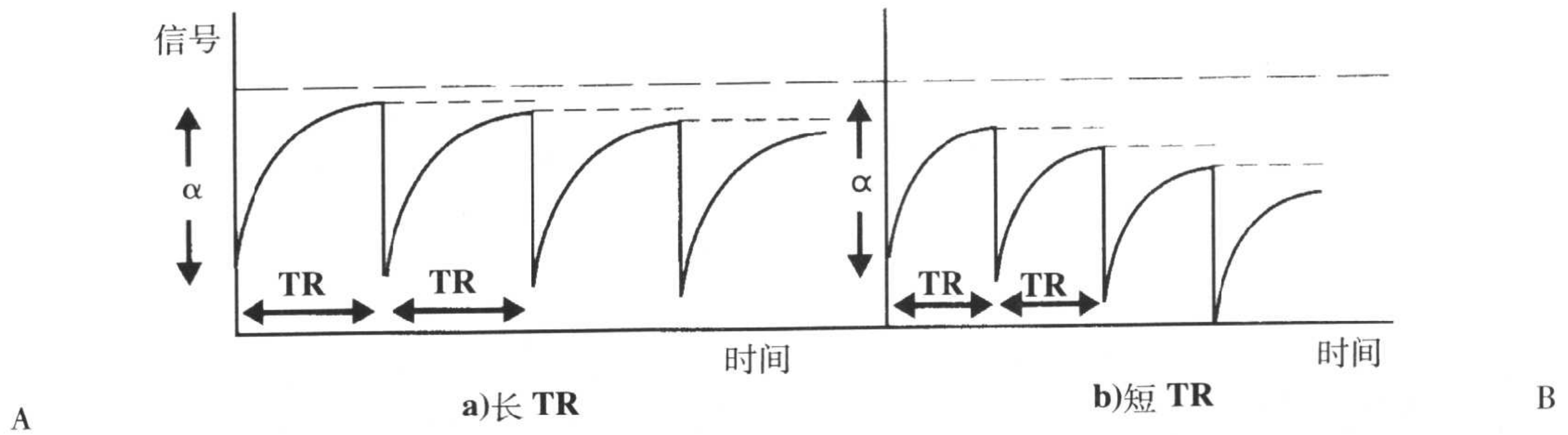


图 26-15 饱和效应。较长的 TR (A, 对于固定的翻转角  $\alpha$ ) 可使纵向磁化矢量产生更好的恢复, 从而相对于较短的 TR (B) 可减轻饱和效应。

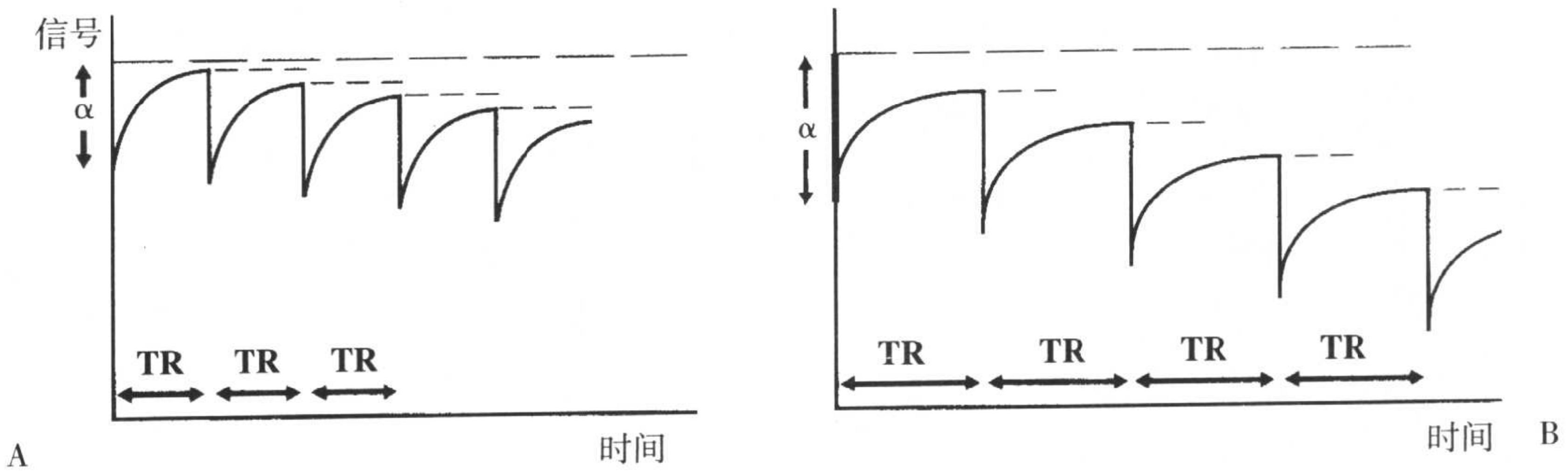


图 26-16 饱和效应。较小的翻转角 (A, 对于固定的 TR) 也可使纵向磁化矢量产生更多的恢复, 从而相对于较大的翻转角 (B) 产生较小的饱和效应。

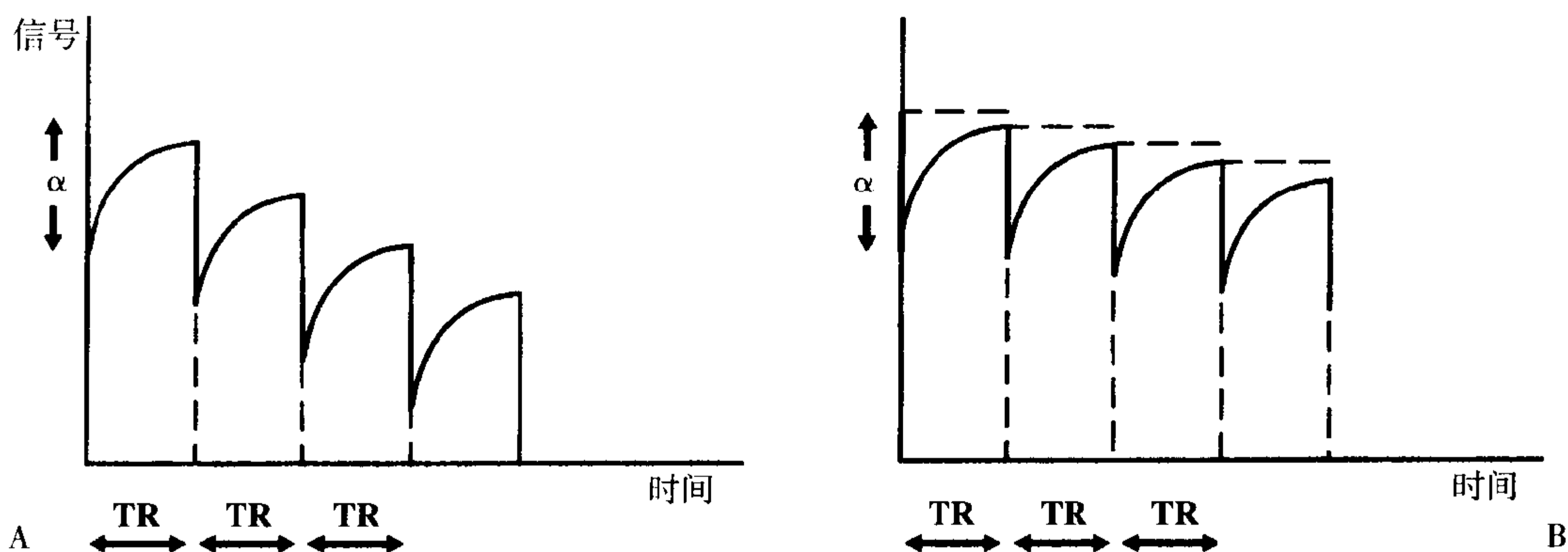


图 26-17 饱和效应。采用钆 (Gad) 对比剂可以缩短 T1, 它可以降低饱和效应。(A) 未使用钆对比剂。(B) 使用了钆对比剂。

择更大的翻转角 (它可以改善信噪比)。

我们接下来讨论降低这种饱和效应的另外一种机制: 采用顺磁性对比剂, 例如钆 (CE MRA)。采用这种对比剂可以缩短血液的 T1。结果, T1 恢复加快, 而饱和效应较小 (图 26-17)。

可以采用两种其它技术来减轻饱和效应: MOTSA 和 TONE。

### 多个薄层块重叠采集 (MOTSA)

MOTSA (多个薄层块重叠采集) 是结合 2D-TOF 和 3D-TOF 技术, 用于减轻由于厚层块所致的饱和效应。在这种方式中, 使用多个薄的层块, 它们彼此重叠 25%~50% (图 26-18)。最终此成像容积的图像通过选取每个层块的中心层面, 而放弃外周的层面 (它们更多地受到饱和效应的影响) 而产生。此技术的主要缺点是在层块重叠的部位有可能产生阶梯状伪影。参见图 26-19 和图 26-20 中的例子。

### 倾斜优化不饱和激励 (TONE)

在这种技术中, 当流动的自旋进入成像容积后通过增大射频脉冲, 使翻转角  $\alpha$  逐步增大。回想一下大的  $\alpha$  角可以产生更高的信噪比。这样, 增大的  $\alpha$  角可以抵消慢血流在较深的层面所产生的饱和效应。这通常在末梢血管和慢血流血管中较明显。此方式如图 26-21 中所示, 它采用了斜坡形翻转角逐步增大的激励脉冲。在这个例子中, 中心层面的翻转角为  $30^\circ$ , 而两端的翻转角变化了 30% (也就是, 在流入层面为  $20^\circ$  而在流出层面为  $40^\circ$ )。

主要有五种方式可以降低饱和效应:

1. 减小翻转角  $\alpha$ ;
2. 延长重复时间 TR;
3. CE MRA;
4. MOTSA;
5. TONE。

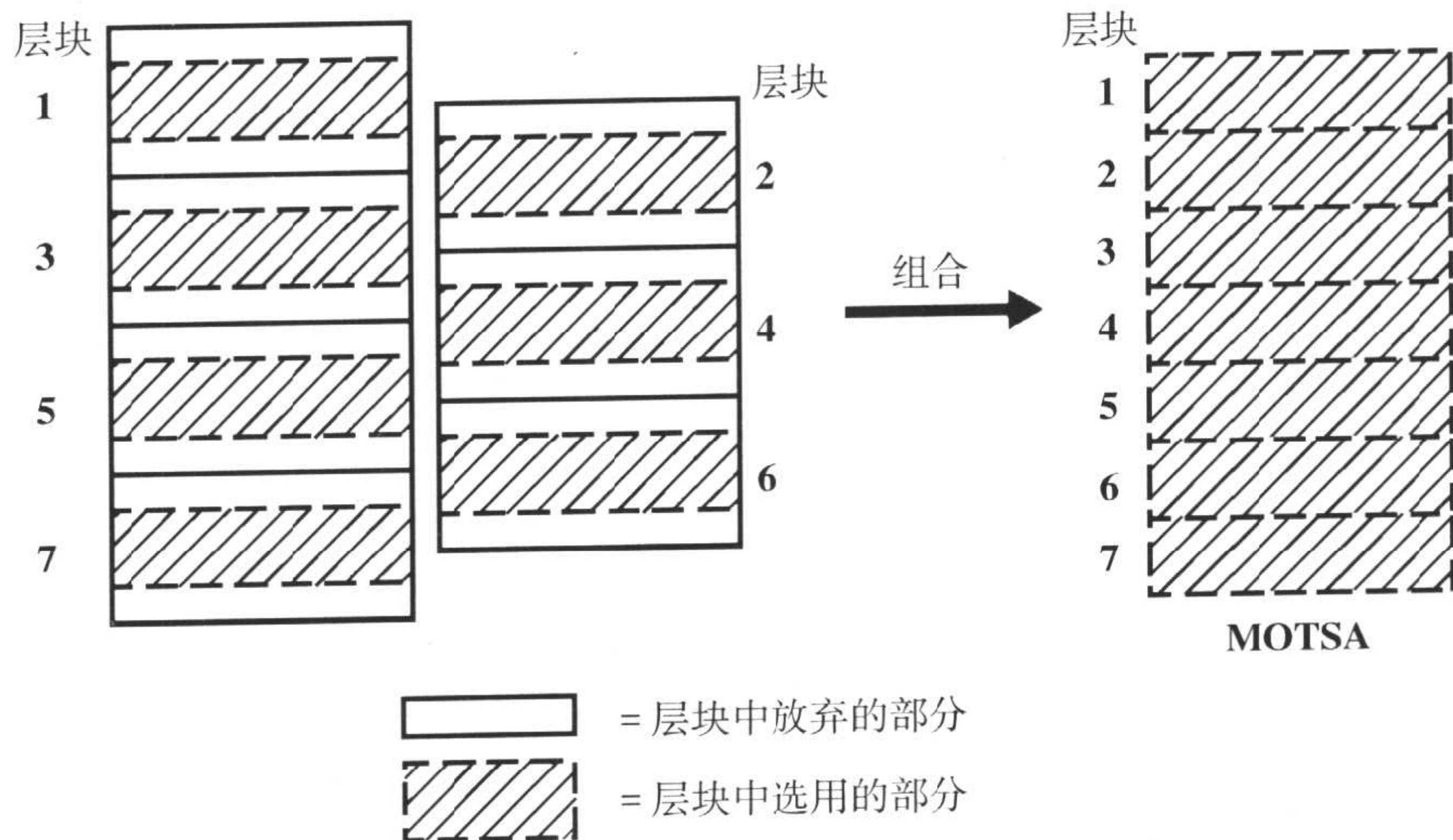


图 26-18 MOTSA (多个薄层块重叠采集) 技术。为降低在较深层面中的饱和效应,进行了多个较薄的层块处理 (在这个例子中,为 7 个)。然后,放弃每个层块中外周部分的层面,将剩下的层面合并形成一幅图像。

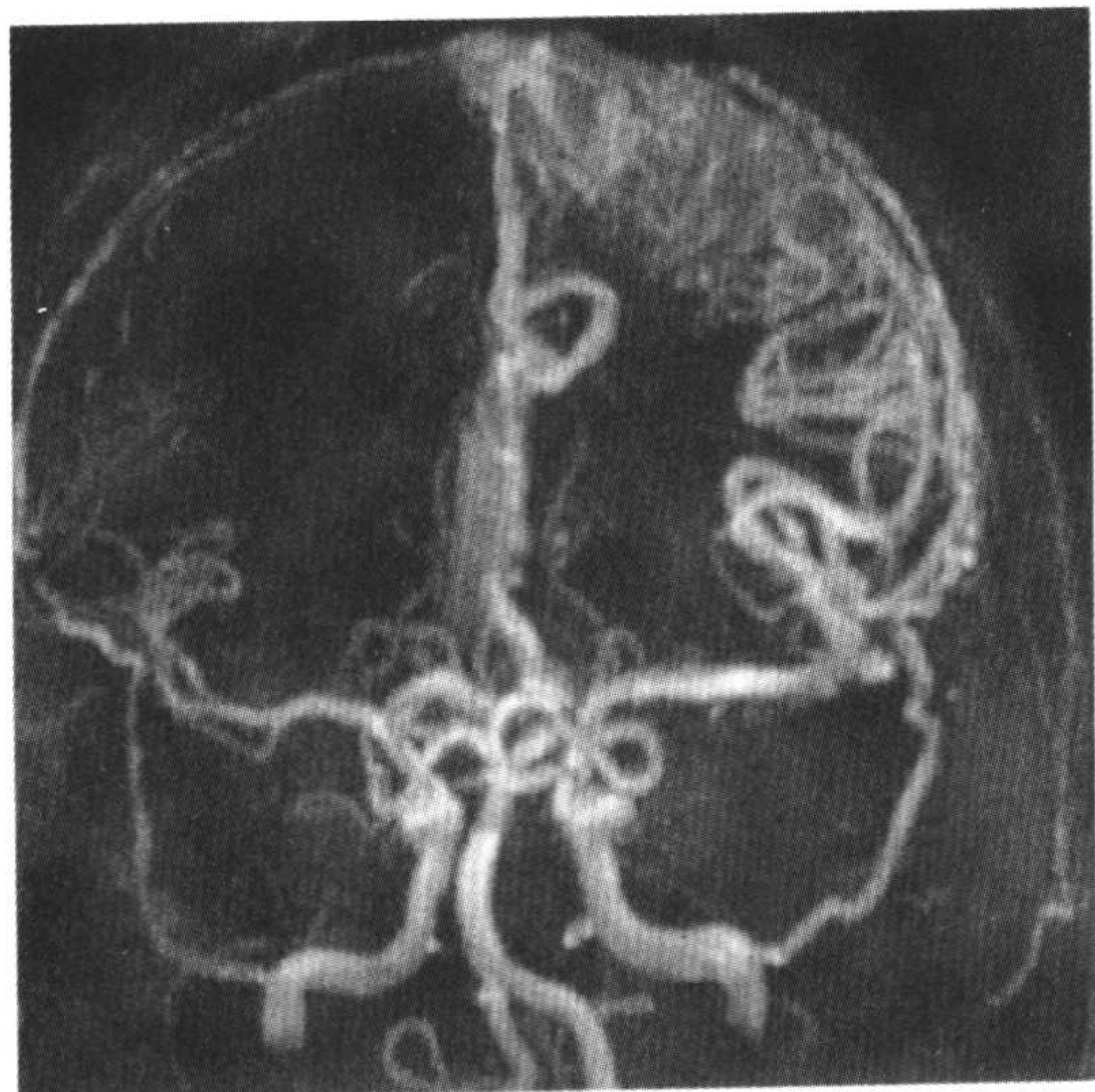


图 26-19 Willis 动脉环的 MOTSA MRA 显示左侧顶叶的动静脉畸形。



图 26-20 MOTSA 技术也可用于进行颅外颈动脉的评价,如在此正常的检查中所见。此检查使用了心电门控。

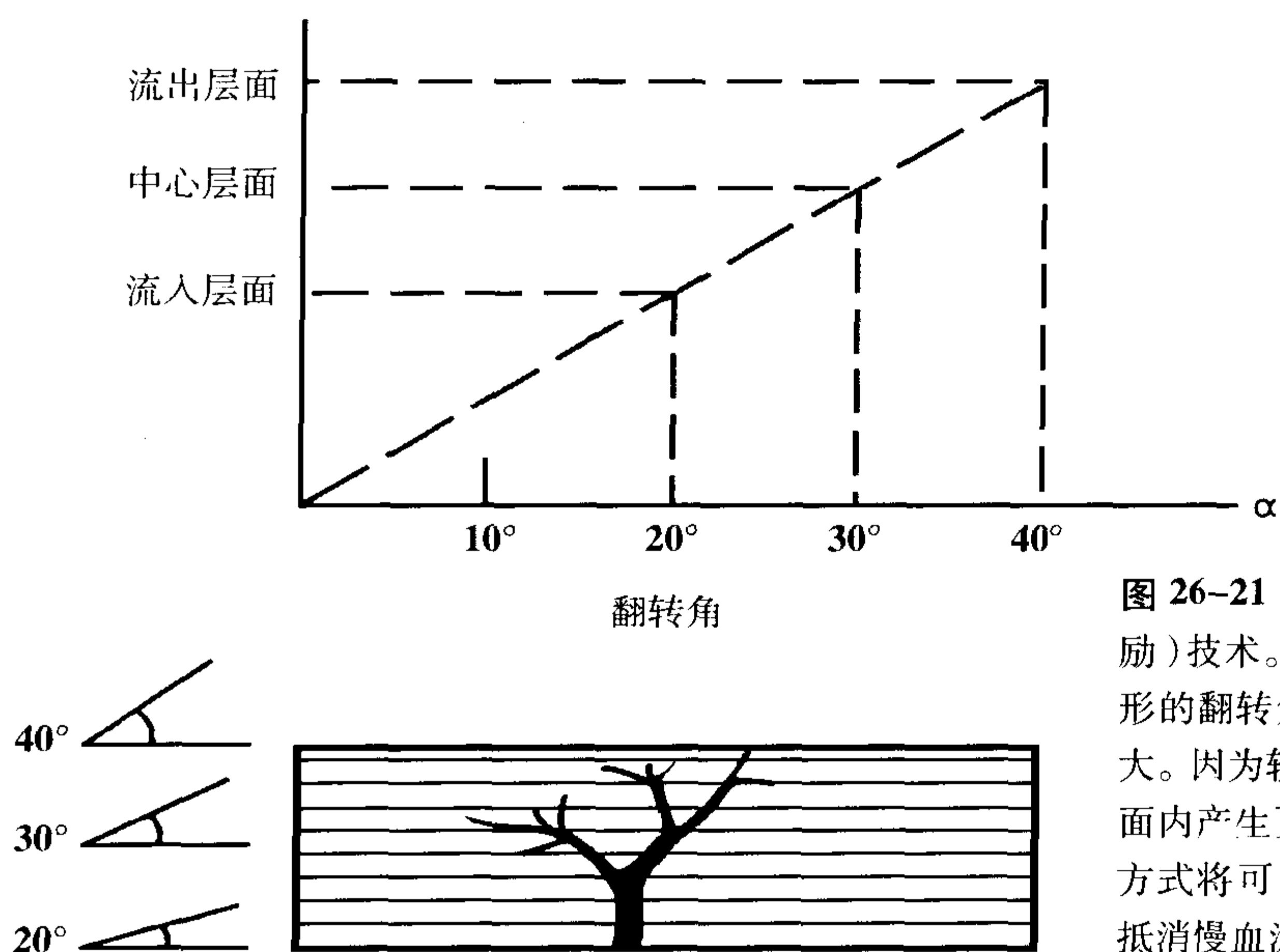


图 26-21 TONE (倾斜优化不饱和激励) 技术。在这种方式中,采用了斜坡形的翻转角,它在较深的层面逐步增大。因为较大的翻转角  $\alpha$  可在 x-y 平面内产生更大的横向磁化分量,这种方式将可以改善较深层面的信噪比,抵消慢血流所致的饱和效应。

问:磁化传递 (MT) 技术对 MRA 有什么作用?

答:磁化传递 (MT) 技术在第 24 章中已经进行了讨论。磁化传递是基于抑制偏离共振频率的、蛋白质结合水内的质子 (例如,脑组织)。此技术,与 TOF MRA 联合应用,有助于抑制背景信号 (例如,它可以降低大约 30% 的脑实质信号),增加对小的末梢分支、慢血流血管和动脉瘤的敏感性。磁化传递也可以与 TONE 技术联合应用以更好地显示小血管。

问:为什么 MRA 技术常过高地估计狭窄的程度?

答:因为通过狭窄区的加速流动会导致在 TE 时间内的失相位。为减少这种效应,可以采用较短的 TE。同样,在狭窄远端和在血管转折处 (例如,颈动脉虹吸部) 的湍流和涡流 (流动漩涡) 以及血流分层,也可能造成失相位和流空效应,过高地估计狭窄的长度 (在狭窄的远端时) 和误诊

为狭窄 (在血管分叉处时)。CE MRA 可减轻这种效应。

## 黑血 MRA

黑血 MRA 是另外一种血流表现为暗的而不是亮信号的 MRA 技术。它不是简单的亮血 MRA 的图像反向。快速血流 (动脉血流),正如我们在前一章中所讨论的,可表现出 TOF 所致的信号丢失。慢速血流 (静脉血流) 具有较高的信号强度。在这种方式中使用了各种血流的预饱和脉冲或者通过梯度施加不同的失相位方法,以使血流呈暗信号。注意此技术不能采用最大强度投影,而代之以最小强度投影的算法。

### 优点

1. 此技术不会像亮血 TOF MRA 一样过高地估计狭窄的程度。
2. 血管转折处的失相位,在亮血 TOF

MRA 中可能会误诊为狭窄,此时则不再有问题。

### 缺点

1. 钙化的斑块也可能是低信号从而不

能显示。这样,此技术可能过低地估计狭窄的程度。

2. 其它的暗信号物质(例如,空气或骨皮质或钙化)可能会被误认为狭窄。

## 要点

1. 有三种主要的 MR 血管成像技术:时间飞跃(TOF),相位对比(PC)和对比增强(CE)。
2. TOF 和 PC MRA 都可以采用二维(2D)或三维(3D)方式进行。
3. TOF MRA 是基于流动相关增强(FRE)效应。
4. PC MRA 是基于速度产生的相位变化。
5. PC MRA 技术能够得到大小和相位图像。
6. 相位图像可提供关于血流方向的信息(TOF MRA 所不能提供的)。
7. VENC(速度编码)是一个在进行 PC MRA 过程中,需要由操作者输入的参数。它代表在出现速度混淆前的最大血流速度。
8. 如果 VENC 过小,很可能会产生速度混淆。如果 VENC 过大,将不能很好地显示慢血流和小血管。这样,较小的 VENC 适合于显示慢速(静脉)血流和小的分支。较大的 VENC 适合于快速(动脉)血流的成像。
9. CE MRA 是基于时间敏感性很高的快速 3D GRE 序列,利用钆对比剂明显地缩短 T1 的作用来成像。
10. CE MRA 是对失相位最不敏感的亮血技术。
11. MIP(最大强度投影)是一种 MRA 中所采用的算法,在这种方法中联结空间内最大信号强度的各点,从而产生三维形式的血管图像。
12. 3D 成像中,(当血流进入更深的层面时)会受到饱和效应的影响。
13. 通过几种方式可以降低饱和效应:(a)减小翻转角;(b)延长 TR;(c)采用钆对比剂;(d)MOTSA;(e)TONE。
14. MOTSA(多个薄层块重叠采集)采用多个重叠的薄层块以减轻饱和效应。主要问题是可能产生阶梯状伪影。
15. TONE(倾斜优化不饱和激励)技术采用斜坡形增大射频脉冲的翻转角(在流入层面  $\alpha$  较小,而在流出层面  $\alpha$  较大),从而降低饱和效应。
16. TOF MRA 趋向于过高地估计狭窄的程度(由于失相位效应所致)。
17. 黑血 MRA 是基于 TOF 所致的信号丢失。它不采用最大强度投影,而是采用最小强度投影的算法。此技术解决了过高估计狭窄程度的问题。

## 习题

**26-1** 主要的 MRA 技术包括:

- (a) TOF MRA
- (b) PC MRA
- (c) CE MRA
- (d) 所有以上各项

**26-2** 哪项检查必须设定 VENC 参数:

- (a) TOF MRA
- (b) PC MRA
- (c) 以上两者都需要
- (d) 都不需要

**26-3** 将下面 2 项

- (i) 小 VENC
- (ii) 大 VENC

与下面各项配对

- (a) 对慢血流敏感
- (b) 混淆
- (c) 小分支显示较差
- (d) 动脉血流

**26-4** 是 / 否 TOF MRA 可能过低地估计狭窄的程度。

**26-5** 以下措施可减小饱和效应:

- (a) 减小翻转角
- (b) 延长 TR
- (c) 采用钆对比剂
- (d) MOTSA
- (e) 所有以上各项
- (f) 仅 (a)~(c) 项

**26-6** 是 / 否 TOF MRA 是基于流动相关增强 (FRE) 效应。

**26-7** 是 / 否 磁化传递可以更好地显示脑内慢血流的小血管。

**26-8** 将下面 5 项:

- (i) 斜坡形增大的射频脉冲
- (ii) 阶梯状伪影
- (iii) 更深层面的 FRE
- (iv) 大小和相位图像
- (v) 小的 VENC

与下面 5 项配对:

- (a) MOTSA
- (b) TONE
- (c) 速度混淆
- (d) 逆向血流
- (e) PC MRA

**26-9** 是 / 否 在 MIP 算法中, 选择每个层面内具有最大信号强度的像素。

**26-10** 与常规的亮血 MRA 相比, 黑血 MRA

- (a) 采用最小强度投影算法
- (b) 不会过高估计狭窄的程度
- (c) 上述 (a) 和 (b) 项都是
- (d) 以上各项都不是

## 高性能梯度

### 简介

在这章中，我们将简要讨论高性能梯度的新技术。正如你目前所知，梯度具有很多作用，包括层面选择、空间编码、流动补偿、损毁、回复和预饱和。这样非常明显，你每次施加梯度时，都会使脉冲周期延长（从而增大最小 TE）。

思考一下图 27-1A 和 B 中的两个梯度。图 27-1A 中梯度的强度为图 27-1B 中强度的一半，但它的作用时间为后者的两倍。这样，此两个梯度具有相同的面积（曲线下面积）。它们都会对静止的自旋产生完全相同的结果（例如，相位移），但是后者的速度要快两倍，可以减小回波延迟时间 TE。因此，高性能梯度的第一个要求就是更高的最大强度。

当讨论高性能梯度时，我们不仅希望能够产生更高的梯度大小或强度，我们还希望能够在尽可能短的时间内达到此梯度的最大强度（也就是，很短的上升时间），以减小梯度的作用时间。因此，高性能梯度的第二个要求就是梯度到达其坪值的速度快慢（图 27-2）。最大梯度（ $G_{max}$ ）与上升时间

（ $t_R$ ）的比率被称为梯度切换率（SR）：

$$SR = \text{切换率} = G_{max} / t_R \quad \left[ \text{单位 } mT / (m \cdot ms) \right]$$

（等式 27-1）

高性能梯度所需要具备的条件如下：

1. 高的梯度强度（ $G_{max}$ ）；
2. 短的上升时间（ $t_R$ ）。

也就是，高切换率（ $G_{max} / t_R$ ）。

早期的梯度具有的  $G_{max}$  为 3~6 mT/m，而  $t_R$  为 1.5~2 ms [ 也就是，SR 为 1.5~4 mT/(m·ms) ]。在 20 世纪 80 年代中期，GE 开发了新的屏蔽梯度， $G_{max}$  为 10 mT/m 而  $t_R$  为 675  $\mu s = 0.675 ms$  [ 也就是，SR 为 15 mT/(m·ms) ]。新的高性能梯度系统（Siemens 的 Sonata 和更强梯度的 Symphony，GE 的 Twin Speed，Philips 的 Intera 等）具备的  $G_{max}$  高达 40 mT/m， $t_R$  最低可至 180  $\mu s$ ，而 SR 可高达 200 mT/(m·ms)。

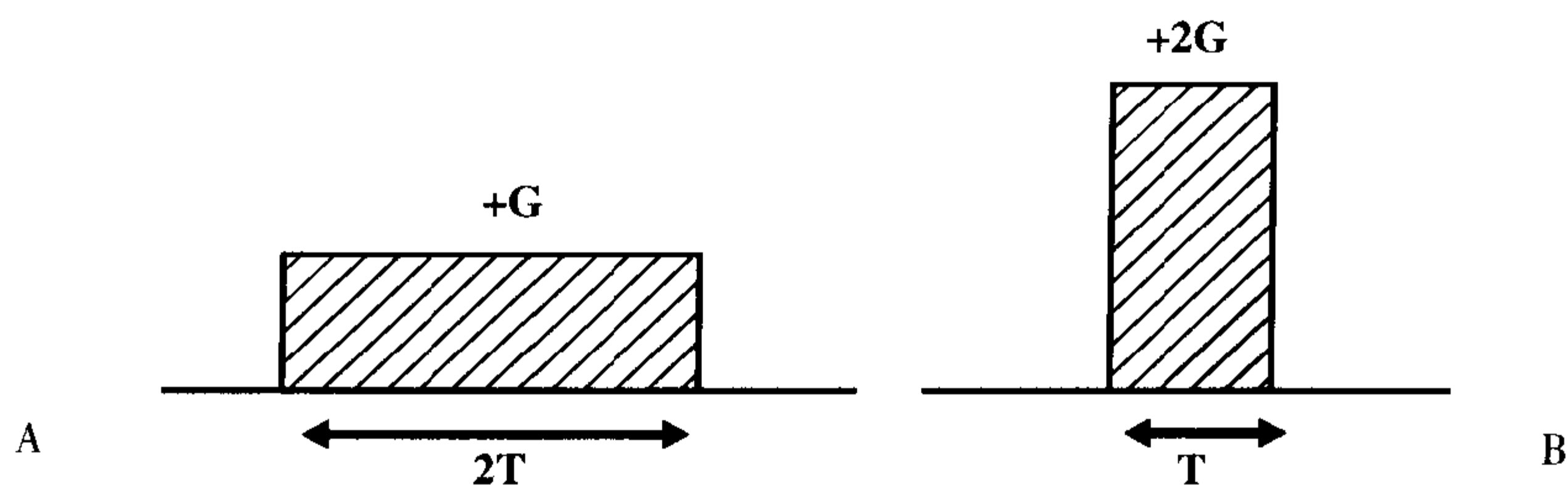


图 27-1 图 (B) 中梯度的强度是图 (A) 中梯度的两倍而作用时间为半。结果, 这两个梯度具有完全相同的面积, 从而对静止的自旋产生相同的效果。但是, (B) 中的梯度具有速度更快的优势, 这是进行快速扫描所需的条件。

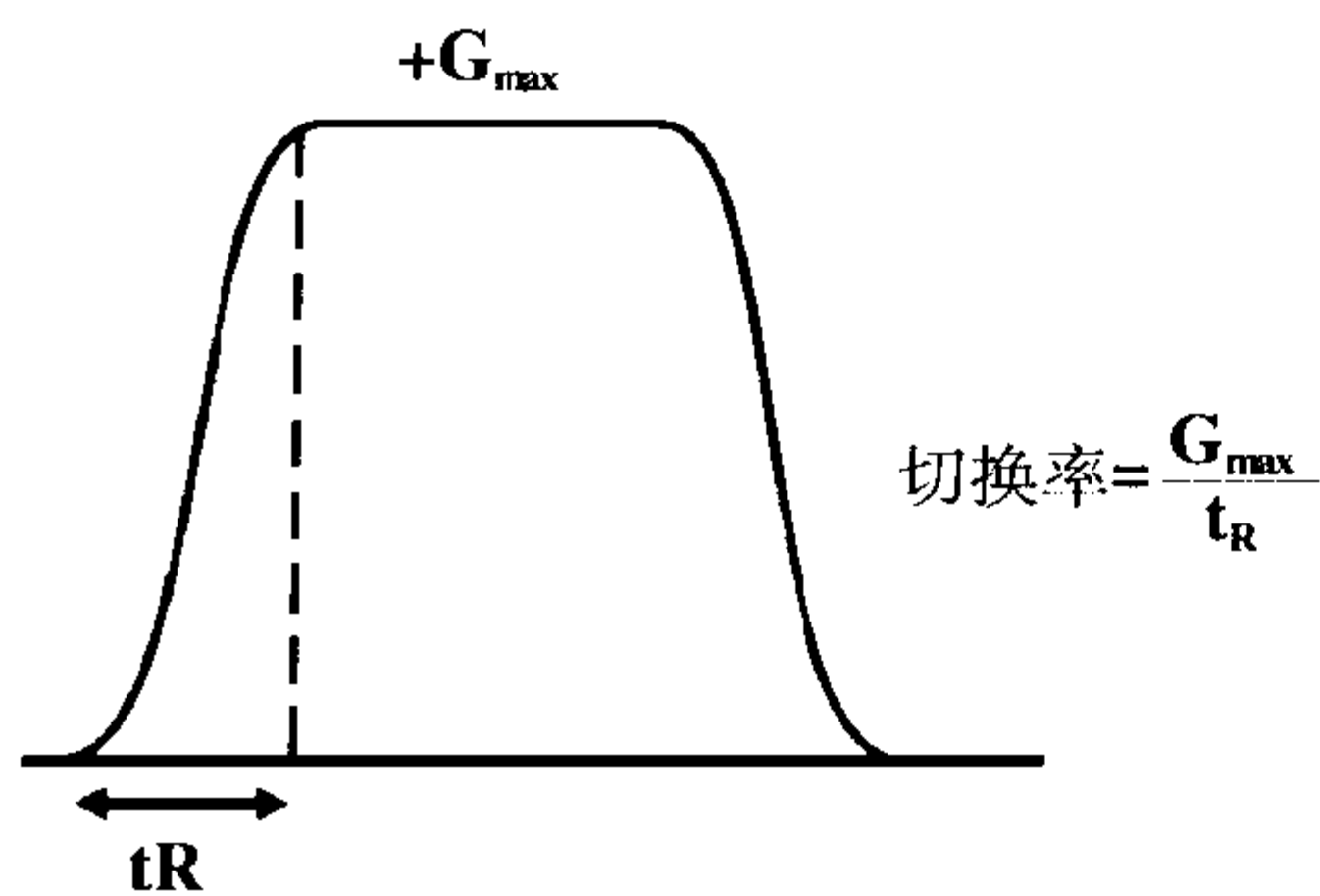


图 27-2 实际上, 梯度达到它的坪值  $G_{\max}$  需要一定的时间 ( $t_R$ )。  $G_{\max}/t_R$  的比率被称为切换率 (单位  $\text{mT}/\text{m}\cdot\text{ms}$ )。

### 优点

1. 能够进行更短的周期。正如我们前面所讨论的, 较强的梯度可以在更短的作用时间内施加完成。思考一下流动补偿的例子。图 27-3 画出了两个可以产生相同作用的流动补偿梯度, 但后者具有更高的强度 ( $G' > G$ ), 而这样它所施加的作用周期则更短 ( $T' < T$ )。(顺便提及, 因为流动自旋呈二次方的相位积累, 这样梯度的强度与它的作用时间之间就不是线性或反线性的关系, 也就是说, 双倍的梯度强度并不能对应于作用时间的减半。)更高级的运动形式 (例如, 加速、喷射运动) 则需要额外更多的梯度波瓣。你可以看出高性能梯度如何能够在每个周期内节省很多时间, 从而可以进行更短的 TE (减少失相位) 和 TR (进行快速扫描)。

2. 能够进行更小视野的扫描。正如我们在第 15 章中的所见, 某一方向上的梯度场强度与视野 (FOV) 的大小存在着相反的关系:

$$\text{FOV} = \text{BW} / (\gamma \cdot G)$$

式中  $G$  为梯度场强度, 而  $\text{BW}$  为带宽, 定义为

$$\text{BW} = 2f_{\max}$$

式中  $f_{\max}$  是尼奎斯特频率 (参见第 12 章)。这样, 增大  $G$  就可以使我们能够减小视野, 产生更高的空间分辨力 (如在垂体等微小部位的高空间分辨力成像中的例子)。说得更精确些,

$$\text{FOV}_{\min} = \text{BW} / (\gamma \cdot G_{\max})$$



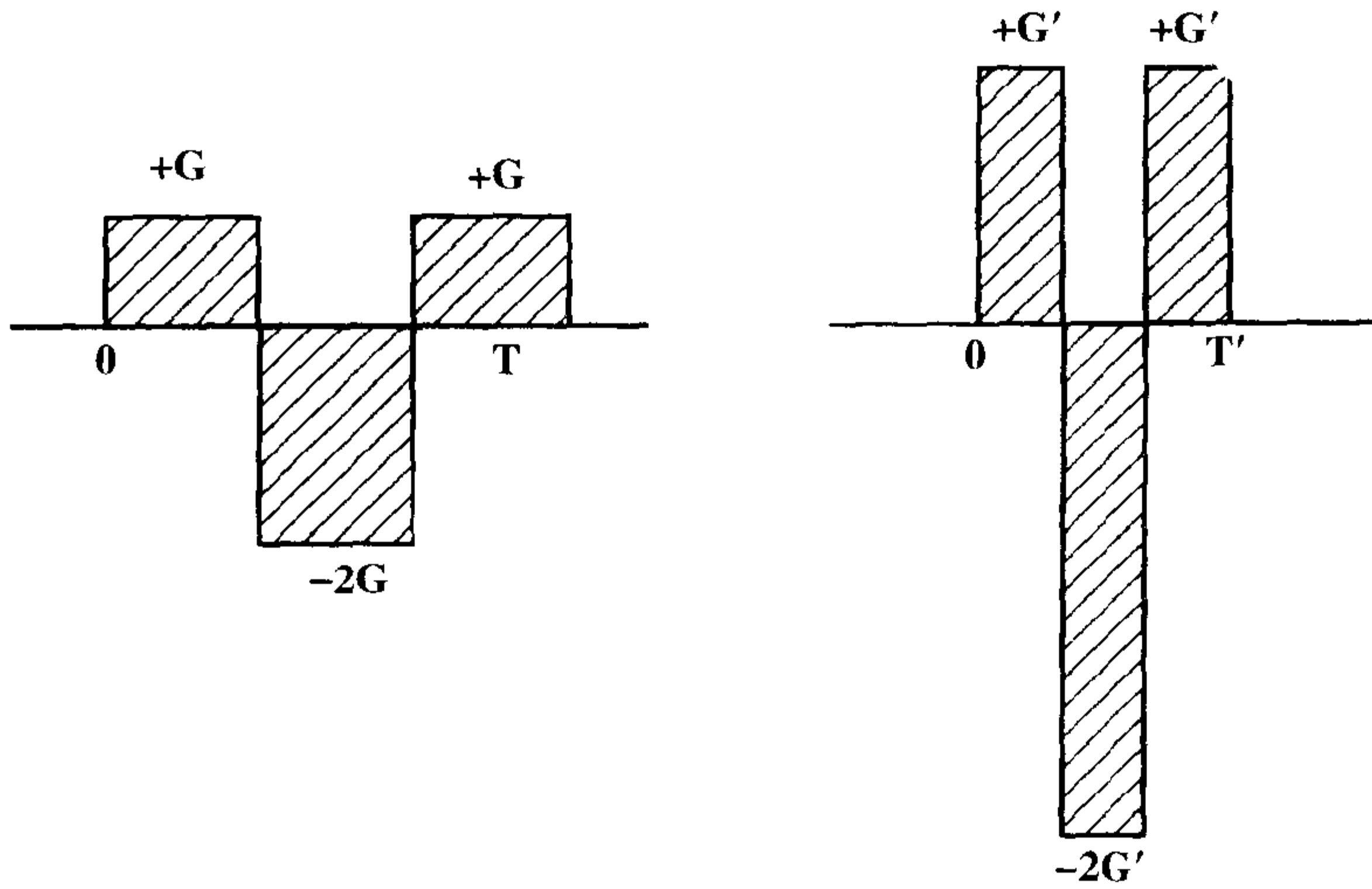


图 27-3 在高性能梯度中,可以更快速地进行流动补偿(同样因为增大了梯度的强度而减小了作用时间,从而实现相同的面积)。

因为空间分辨力定义为视野除以相位编码数:

$$\text{空间分辨力} = \text{FOV} / N$$

那么,减小视野(当保持相位编码数  $N$  不变时)就可以提高空间分辨力。

**示例**

对于标准的高场系统,  $BW = 32\text{kHz}$  ( $\pm 16\text{kHz}$ ) 和  $G_{\text{max}} = 10\text{mT/m}$ 。那么

$$\text{FOV}_{\text{min}} = 32\text{kHz} / (42.6\text{MHz/T} \times 10\text{mT/m}) \cong 7.5\text{cm}$$

现在,如果  $G_{\text{max}}$  增大至  $25\text{mT/m}$ ,那么

$$\text{FOV}_{\text{min}} = 32\text{kHz} / (42.6\text{MHz/T} \times 25\text{mT/m}) \cong 3\text{cm}$$

如果我们把带宽减小至  $16\text{kHz}$  ( $\pm 8\text{kHz}$ ),那么最小视野将可以进一步减小至约  $1.5\text{cm}$ 。

3. 能够进行更快速的成像,包括更快的 FSE(快速自旋回波)、GRASE(梯度自旋回波)和 EPI(平面回波成像)。

4. 能够进行 3D FSE 成像(3D T2 加权成像在脑和脊柱中很有价值)。

5. 能够进行对比增强磁共振血管成像(CE MRA),在钆对比剂通过动脉或静脉的一过性时间内(首过技术)或通过  $k$  空间的中心时(偏中心技术)进行采集。

6. 能够通过相位对比(PC)技术显示非常慢[血流或脑脊液(CSF)]的流动。

7. 在提高了对慢血流敏感性的条件下,能够使目前的 PC MRA 以合理采集时间进行(缩短了流动编码梯度的作用时间,从而可以缩短 TR)。

8. 能够进行脑脊液流动的高分辨力成像以显示小的分流。

9. 能够进行超高分辨力的 MRA ( $22\text{cm}$  视野内采用  $1024 \times 1024$  的矩阵,可产生  $250\mu\text{m}$  的分辨力)。

10. 能够进行高(空间与时间)分辨力

的 MR 动态扫描, 因为通过缩短了 TE 和 TR, 在同样的采集时间内对于给定的视野可采用更大的矩阵。这样, 空间和时间分辨力都可以得到改善。它的应用之一就是乳腺癌的动态 MR 研究(采用快速 FLASH 序列,  $TR=7\text{ms}$ ,  $TE=3\text{ms}$ , 矩阵  $128\times 128$ , 采集时间  $=7\times 128=896\text{ms}\cong 0.9\text{s}$ )。

11. 能够缩短最小 TE, 从而可以减小失相位和增大 T1 对比。例如, 高性能梯度可在采用正常一倍剂量的钆对比剂时产生

大剂量钆对比剂的表现, 或者在仅采用半量的钆对比剂时产生一倍剂量的表现。

注射钆对比剂后可以进行非常快速序列的成像以评价导致脑或心肌缺血的灌注减低。另外, 通过对任意的脉冲序列增加扩散敏感梯度脉冲, 还可以进行扩散成像。它目前主要的临床应用是用于早期发现缺血性脑血管病。

## 要点

高性能梯度是 MR 成像技术的革命。简而言之, 更高的梯度场强度时可采用更短的作用时间, 从而缩短每个周期的时间。这样就可以缩短最小 TE 和 TR, 它会缩短采集时间。总之, 通过高性能梯度可以进行许多新的、改进的技术, 包括更快的扫描

(包括 EPI、GRASE、3D-FSE、CE MRA 等)、提高空间和时间分辨力、小视野、高分辨力 MRA (包括 TOF 和 PC) 提高了对小血管和慢血流的敏感性, 改善了脑脊液的流动成像, 其它内容不再一一列举。

## 习题

27-1 高性能梯度需要:

- (a) 高的梯度场强度 ( $G_{\max}$ )
- (b) 短的上升时间 ( $t_R$ )
- (c) 两者都是
- (d) 两者都不是

27-2 梯度切换率定义为:

- (a)  $t_R/G_{\max}$
- (b)  $G_{\max}/t_R$
- (c)  $\gamma G_{\max}/t_R$
- (d) 以上各项都不是

27-3 高性能梯度的进展包括所有以下各项, 但有一项除外:

- (a) 更快的扫描
- (b) 小视野而不产生混叠
- (c) 减轻化学位移伪影
- (d) 扩散成像

27-4 两个不同形态但面积相同的梯度(图 27-1), 对下面哪项具有相同的效应(例如, 相位变化):

- (a) 静止的自旋
- (b) 流动的自旋
- (c) 以上两项都是
- (d) 以上两项都不是

## MRI 技术的多种组合

### 简介

到目前为止,我们已经学习了许多 MRI 的序列,它们看起来彼此之间有些关联,但是也有很大的区别。我们所学过的脉冲序列是在 MRI 中使用的最基本的序列;然而,还可以进行更多的脉冲序列组合,我们在这章中将看到它们是如何相互关联的。

### 基本构成部分

构成一个 MRI 脉冲序列所需要的基本要素可简化为四个部分:准备脉冲(可选)、射频(RF)脉冲、聚相位机制和读出过程(表 28-1)。很明显,这是一个非常简单的归纳,省略了一些在每个序列中都存在的项目,例如相位编码过程。它也人为地区分了梯度回波(GRE)序列中的梯度聚相位机制和频率读出过程,它们实际上是同时进行的。另外,180°聚相位射频脉冲在快速自旋回波(FSE)技术中非常重要,不仅用于聚相位还用于产生多个读出过程。尽管存在一些缺点,这种归纳方式对于理解厂家在它们新的设备上所提供的新的序

列还是非常有帮助的。

### 准备脉冲(可选)

准备脉冲在时间排列上位于其它三个部分之前,而它也是一个可选部分。当序列中使用了准备脉冲后,它实际上可以对图像的表现有着非常重要的影响,如同基础脉冲序列一样。准备脉冲有三种基本类型:180°射频反转脉冲、脂肪饱和(或化学饱和)脉冲(通常是 90°射频脉冲)和磁化传递(MT)脉冲。所有这三种脉冲具有不同的特点和性质,从而产生不同的效果。我们已经在前面的章节中讨论过所有这些脉冲;然而,非常重要是,它们中的任何一个都能用于任何脉冲序列,从而在图像中产生所需要的效果。

例如,在 STIR 和 FLAIR 成像中都使用了 180°射频脉冲,而它们之间的变化仅是 TI, TR 和 TE[常规反转恢复(IR)和快速 IR 构成的差别如表 28-2 中所示;其典型应用参见图 28-1]。180°射频脉冲也可用于进行流动抑制,例如双重反转恢复(DIR)(或者黑血)技术,它在心血管系统的成像中很有价值。此技术采用一个非层

表 28-1 MR 技术的多种组合\*

准备脉冲	RF 脉冲	聚相位	读出
IR (180°脉冲)	90°	180°	单行 SE GRE
脂肪饱和 (化学饱和)	<90°	梯度	多行(节段性) FSE EPI
MT			多行(单次激发) EPI SSFSE

\*IR:反转恢复; MT:磁化传递; SE:自旋回波; GRE:梯度回波; FSE:快速自旋回波; EPI:平面回波成像; SSFSE:单次激发 FSE; RF:射频。

面选择性 180°脉冲, 随后进行另一个层面选择 180°脉冲。通过进一步施加第三个抑制脂肪的 180°脉冲, 可实现又一个想法(就是所谓的三重 IR 或者脂肪饱和黑血技术——实际上它仅是 STIR 和 DIR 技术的结合)(图 28-2)。反转脉冲还在心脏成像的延迟高增强成像检查中有重要价值, 它可被用于鉴别梗塞后的心肌。在这种技

术中,应用钆对比剂后的 10~20 分钟,采用反转恢复 GRE 技术进行心脏的成像,反转时间为 150~200ms 则用于抑制正常的心肌(表 28-3 和图 28-3)。

此外,脂肪饱和(化学饱和)通常可以与自旋回波、FSE、GRE 或平面回波成像(EPI),也就是,可以与任何形式的读出过程一起使用(表 28-4 中列出了最主要的

表 28-2 反转恢复\*

准备脉冲	RF 脉冲	聚相位	读出
IR (180°脉冲)	90°	180°	单行 SE GRE
脂肪饱和 (化学饱和)	< 90°	梯度	多行(节段性) FSE EPI
MT			多行(单次激发) EPI SSFSE

\*关于缩写,参见表 28-1 的脚注。

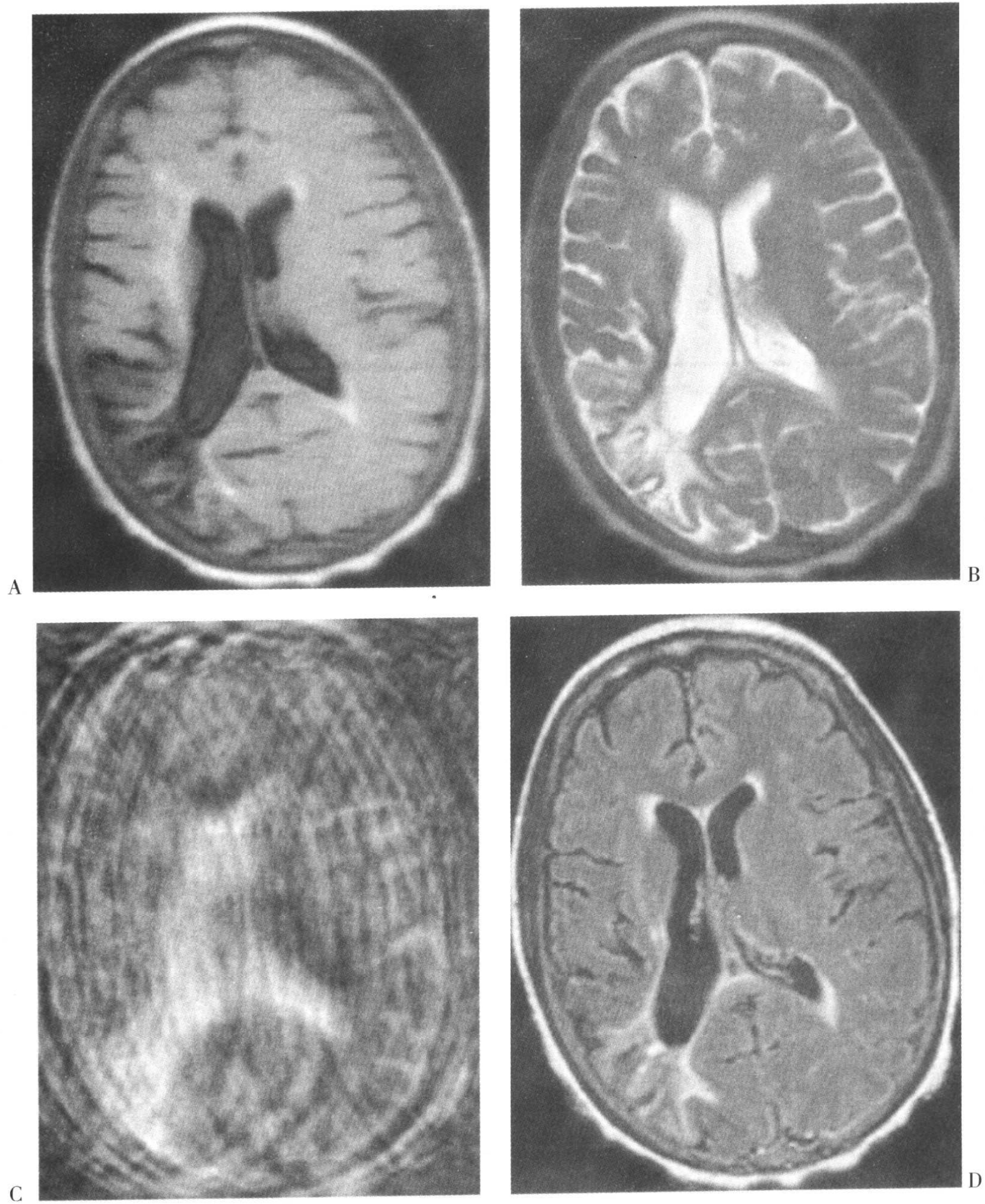


图 28-1 (A)一例不配合病人的脑部 SSFSE FLAIR 图像。它相应的 SSFSE (B), 和有明显运动伪影的 T2 图像 (C), 最后为病人较配合时的 FLAIR 图像 (D)。可见脑室周围脑白质的缺血性改变和右侧枕叶的陈旧性梗塞。这个例子是新的快速成像技术可被应用于不合作病人的典型例子。

表 28-3 IR GRE\*

准备脉冲	RF 脉冲	聚相位	读出
IR (180°脉冲)	90°	180°	单行 SE
脂肪饱和 (化学饱和)	<90°	梯度	GRE 多行(节段性) FSE EPI
MT			多行(单次激发) EPI SSFSE

\* 关于缩写,参见表 28-1 的脚注。用于延迟高增强成像的组合方式。

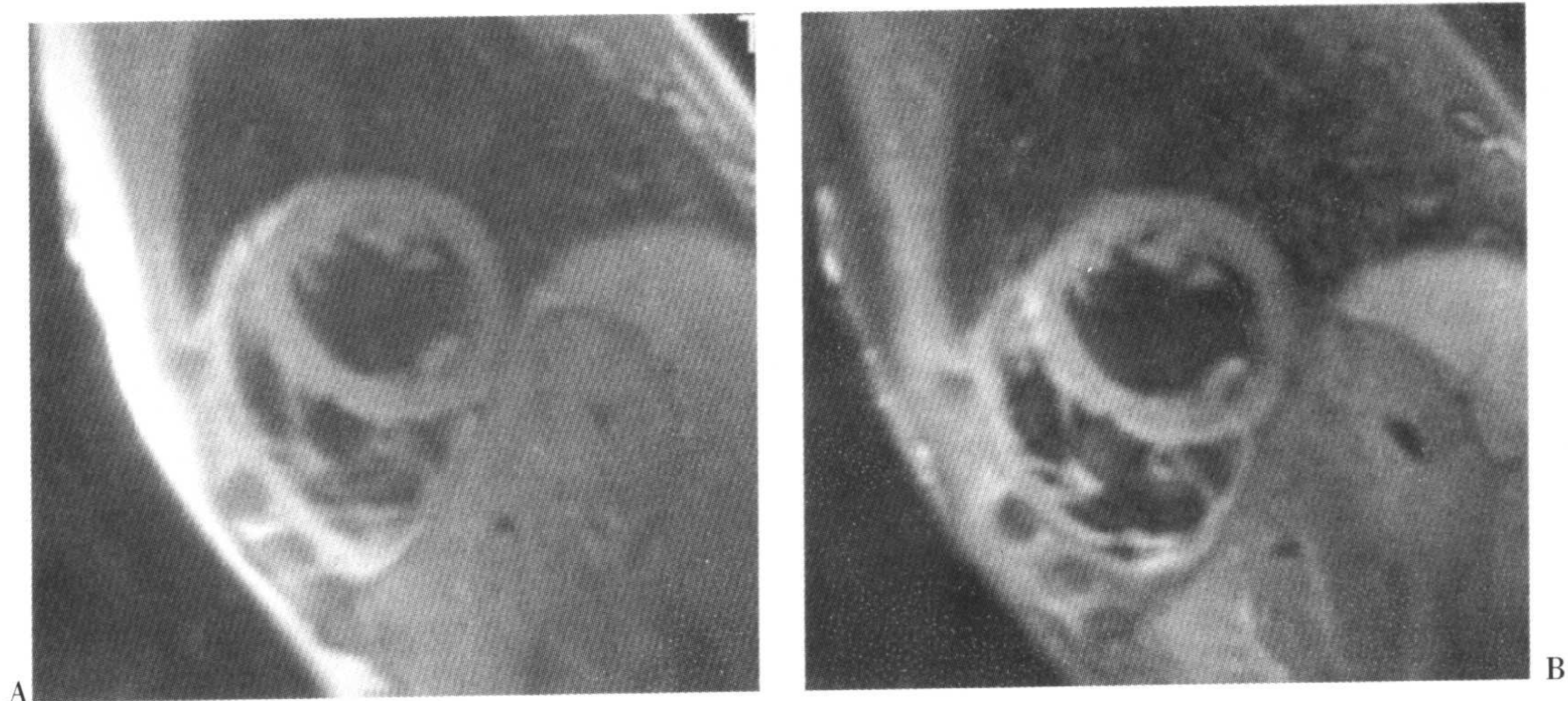


图 28-2 (A)短轴位 DIR(双重反转恢复)或黑血技术。(B)采用 TIR(三重反转恢复)技术的相同层面,注意在 TIR 与 DIR 上脂肪抑制的不同。

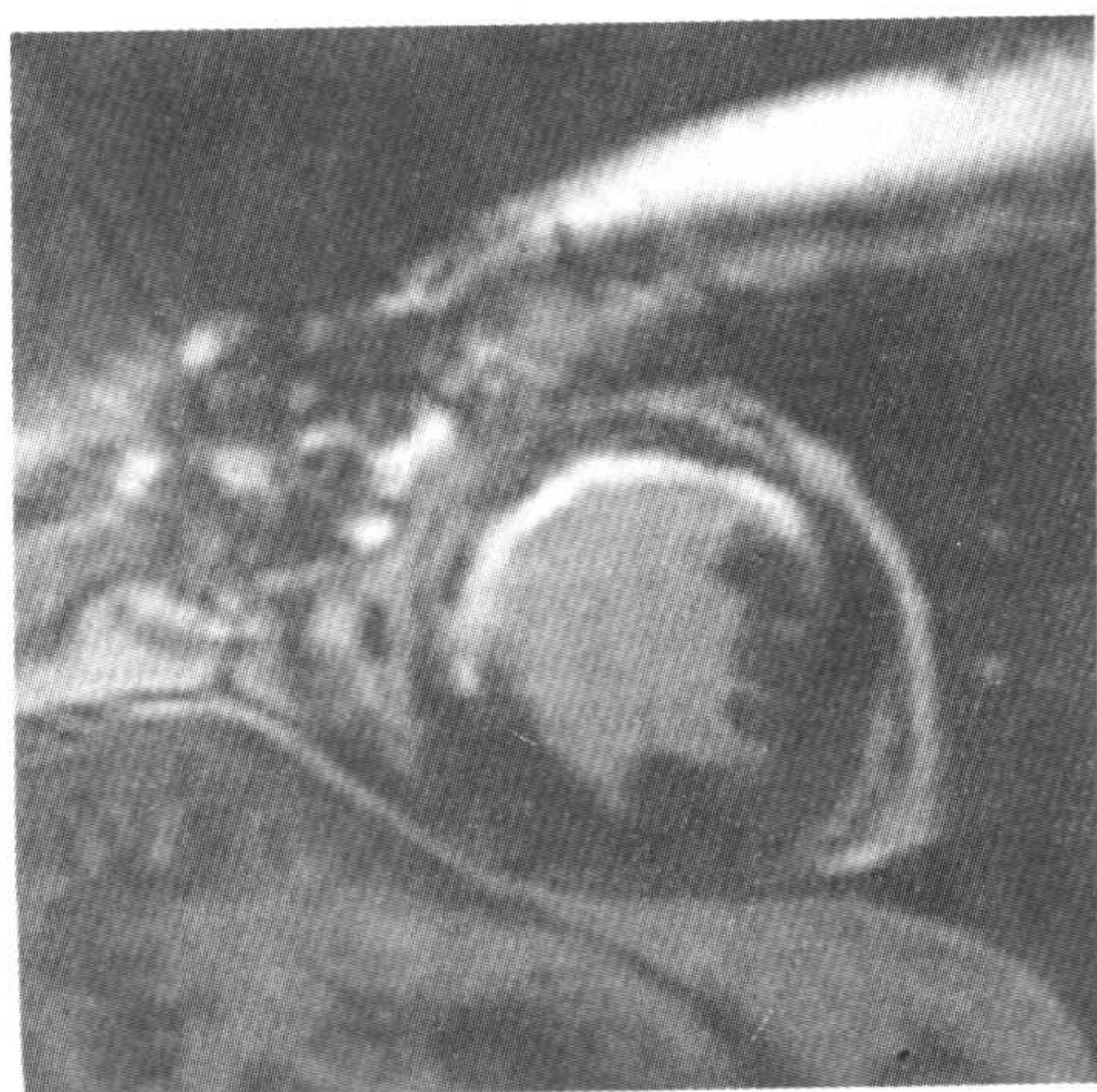


图 28-3 短轴位 IR GRE 延迟高增强成像显示心脏前壁和室间隔的亮信号,诊断为心肌梗塞 (TR 7/TE 3/TI 150ms)。

一些组合形式,而图 28-4 中显示了它们中的一些例子。)这样,我们已经可以看出准备脉冲可叠加至任何脉冲序列,该准备脉

冲的组合可以在射频脉冲以前进行,从而产生一定的效果。

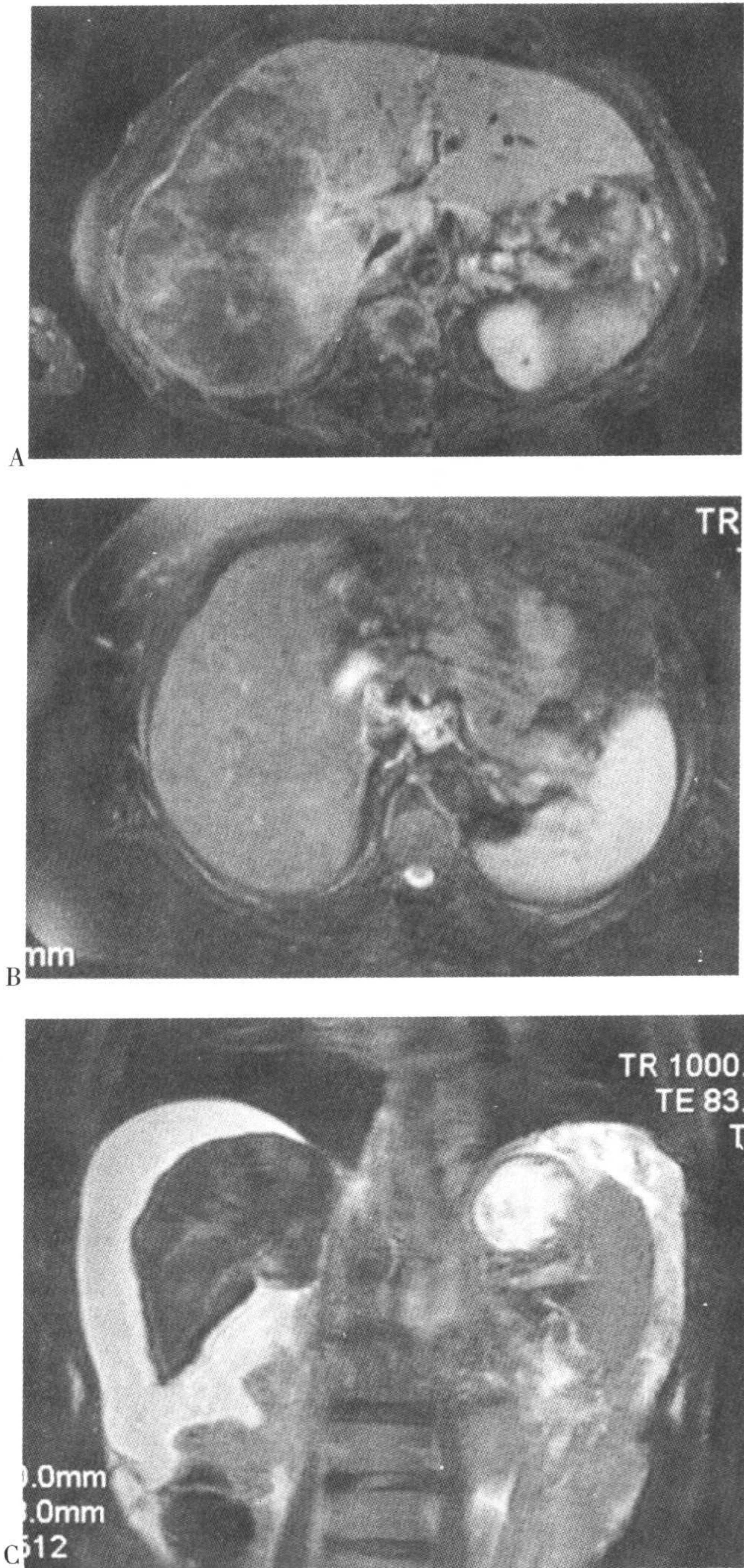


图 28-4 化学(频率)脂肪饱和的例子。(A)一例肝右叶弥漫性转移病人的钆增强后 CSE T1 图像 (TR 467/TE 14ms)。(B)一例肝脏铁沉积结节和肝硬化病人的 FSE T2 图像 (TR 4000/TE 84ms)。(C)一例肝硬化、腹水和多发性转移(肝硬化病人中较少见)病人的 HASTE (SSFSE) 图像 (TR 1000/TE 83ms)。

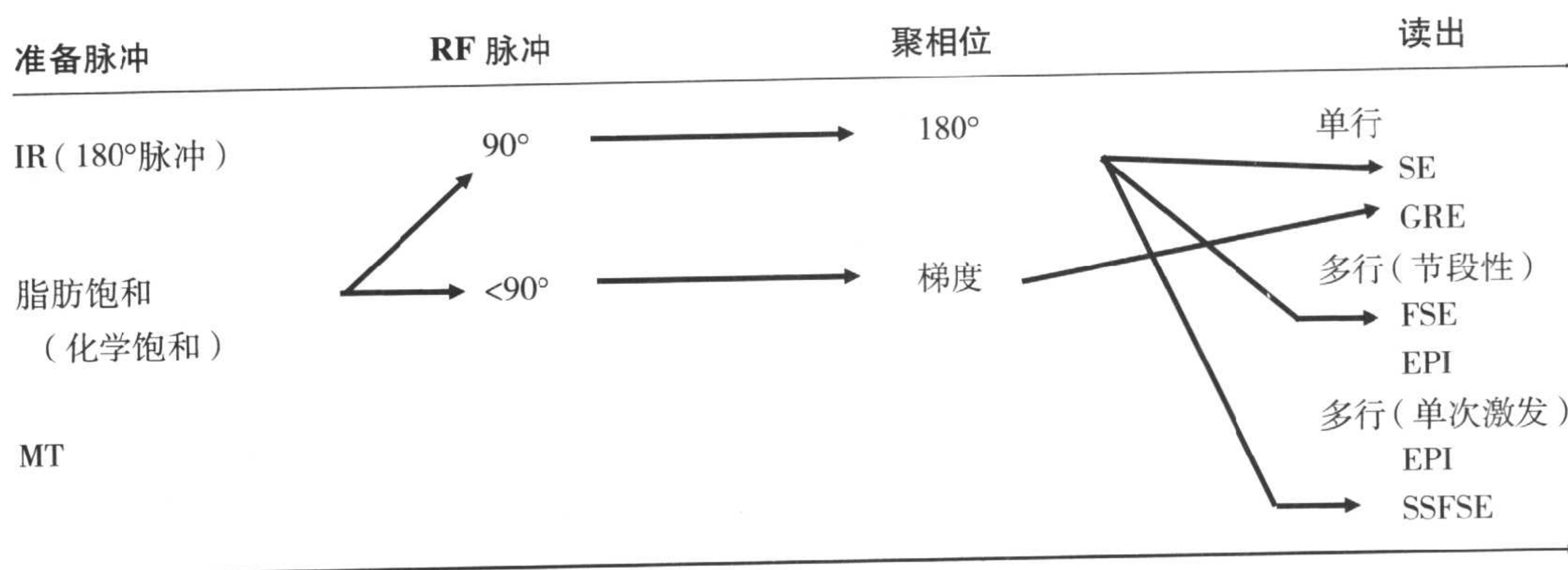
## 射频 (RF) 脉冲

如果没有准备脉冲, 射频脉冲将是序列的开始。射频脉冲, 正如我们在前面所讨论的, 引发了系统内的共振, 使纵向磁化矢量翻转到横向平面。90° 脉冲用于自旋回波技术, 而部分翻转角 < 90° 的脉冲用于梯度回波技术。通过改变 TR、TE 和翻转角 (在梯度回波技术中), 可以实现 T1、T2 和质子密度的权重。并且, 前面任何的准备脉冲都可用于任何射频脉冲。

## 聚相位机制

正如我们在前面章节中所讨论的, 自由感应衰减 (FID) 通常产生得太早而且衰减得太快, 以致我们没有足够的时间对信号进行空间编码和读出 (除目前新发展的超短 TE 技术以外)。此问题是通过自旋的聚相位而得到解决。此过程可以采用 180° 脉冲, 它能够消除外磁场的非均匀性从而使我们可以检测 T2 曲线上的信号; 或者采用聚相位梯度, 它能够以更快的速度进行但检测的是更陡的 T2\* 曲线上的信号。梯度

表 28-4 脂肪饱和\*



\* 关于缩写, 参见表 28-1 的脚注。虽然可进行任何形式的读出, 可见典型的组合方式。

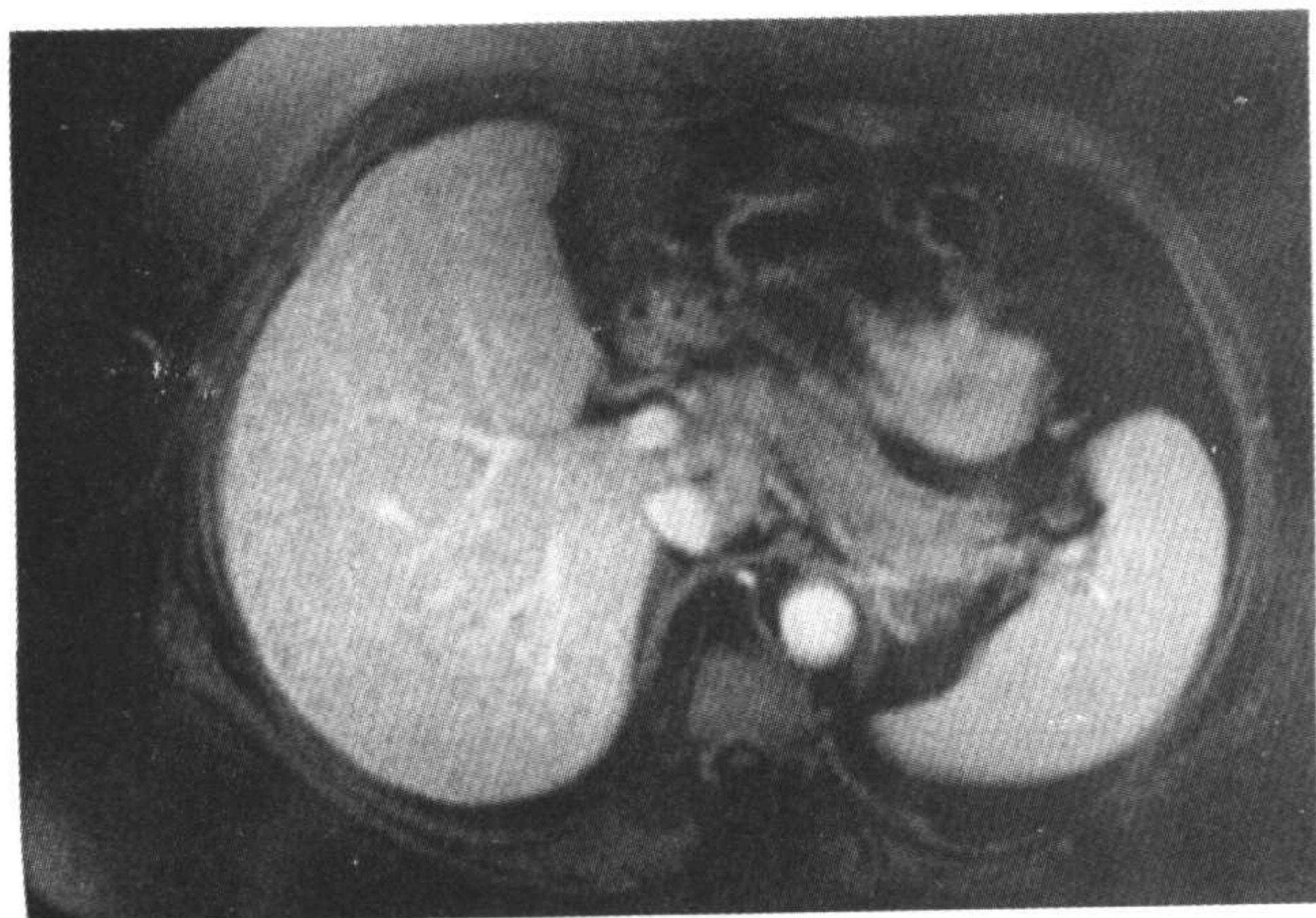


图 28-4 (接前页) (D) 图 (B) 中相同病人的钆增强后 SPGR 图像 (TR 160/TE 4ms)。



聚相位的机制可以采用任何翻转角的射频脉冲。但是,180°聚相位脉冲则不同,它只能采用 90°的射频脉冲,而不能采用部分翻转角的射频脉冲(参见第 20 章)。

### 读出过程

读出是集合的概念,它既包括频率编码梯度(它也是 GRE 技术中的聚相位梯度),又包括任何另外的(伴随不同相位编码的)读出过程的重复,例如 FSE 中其它的 180°射频脉冲或者 EPI 中在频率和相位方向上所变化的梯度。读出过程中不同的基本理念是,在一次射频脉冲后读出的数据可以充填 k 空间的单行或多行(节段性或多次激发而进行 k 空间的充填),或(采用单次激发技术)充填 k 空间内的所有各行。梯度场和计算机技术的进步使所有这些选择在各种序列中都成为可能。

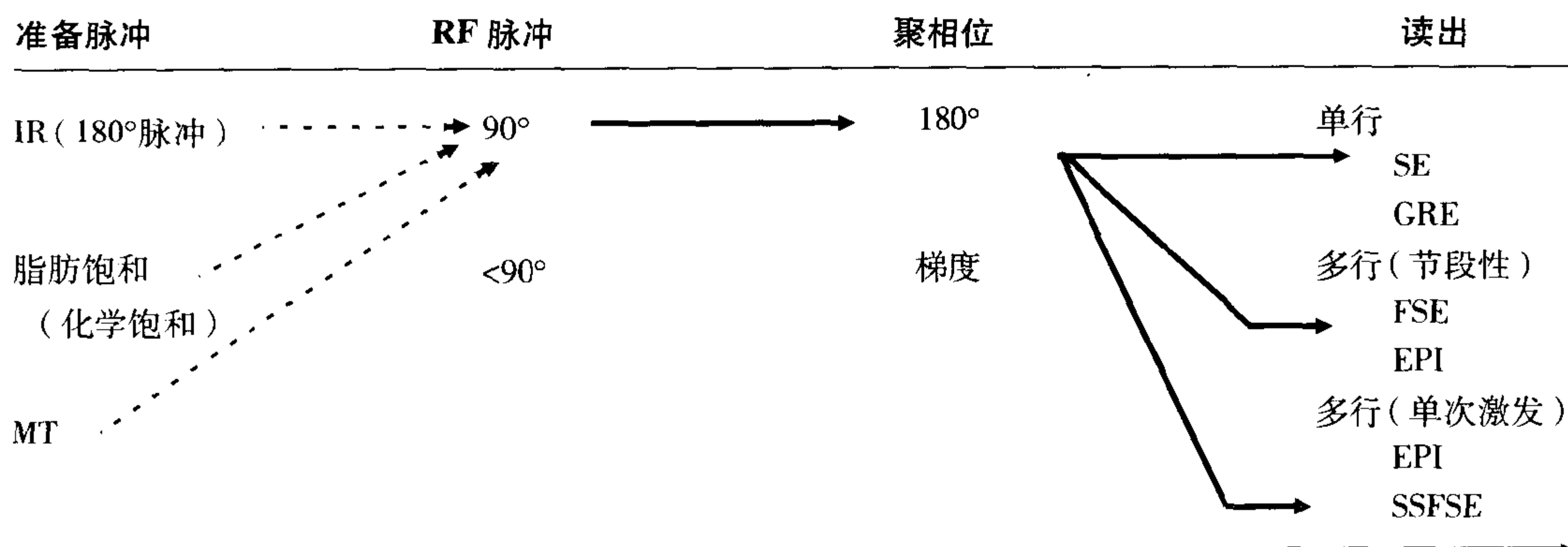
例如,我们已经讨论过充填 k 空间一行的自旋回波序列,与充填 k 空间多行的

FSE 技术,与在一次射频脉冲或激发后充填 k 空间内的所有各行的半数采集单次激发技术(HASTE 或 SSFSE)(表 28-5 和图 28-4A~C)。由表 28-5 中,你还可以看出在典型的自旋回波成像中可以进行任何的准备脉冲和任何形式的读出(单行、节段性或单次激发)。对于更快的自旋回波成像,可以进行 EPI 读出,通常采用单次激发技术,例如在扩散加权成像中(表 28-6 和图 28-5)。

大部分梯度序列在每个射频脉冲时填充 k 空间的一行;但是,更新的技术可实现诸如,FGRET(快速梯度回波链)序列,它主要用于心脏的灌注成像(表 28-7 和图 28-6)。它是节段性充填 k 空间(每个射频脉冲充填 4 行)的 GRE 序列。

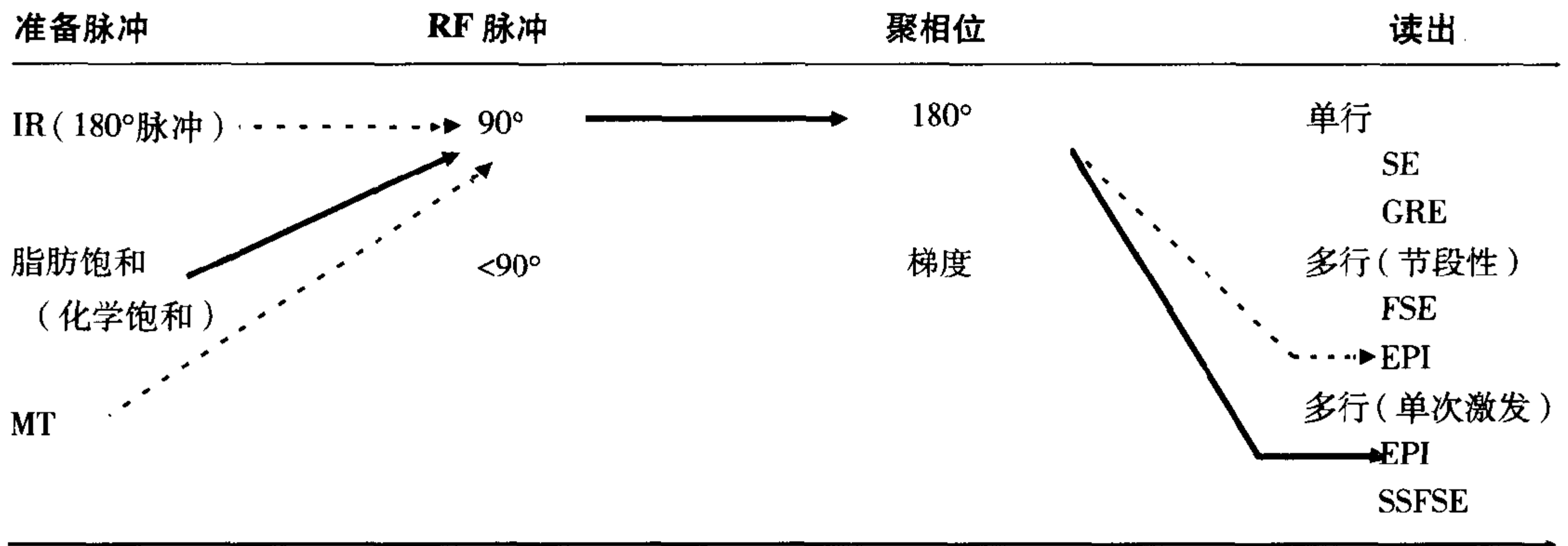
你现在可以更容易地理解到 MRI 序列(特别是在较新的应用中)通常是一系列基本元素以新形式进行的匹配和组合,以用于特定的检查目的。

表 28-5 自旋回波\*



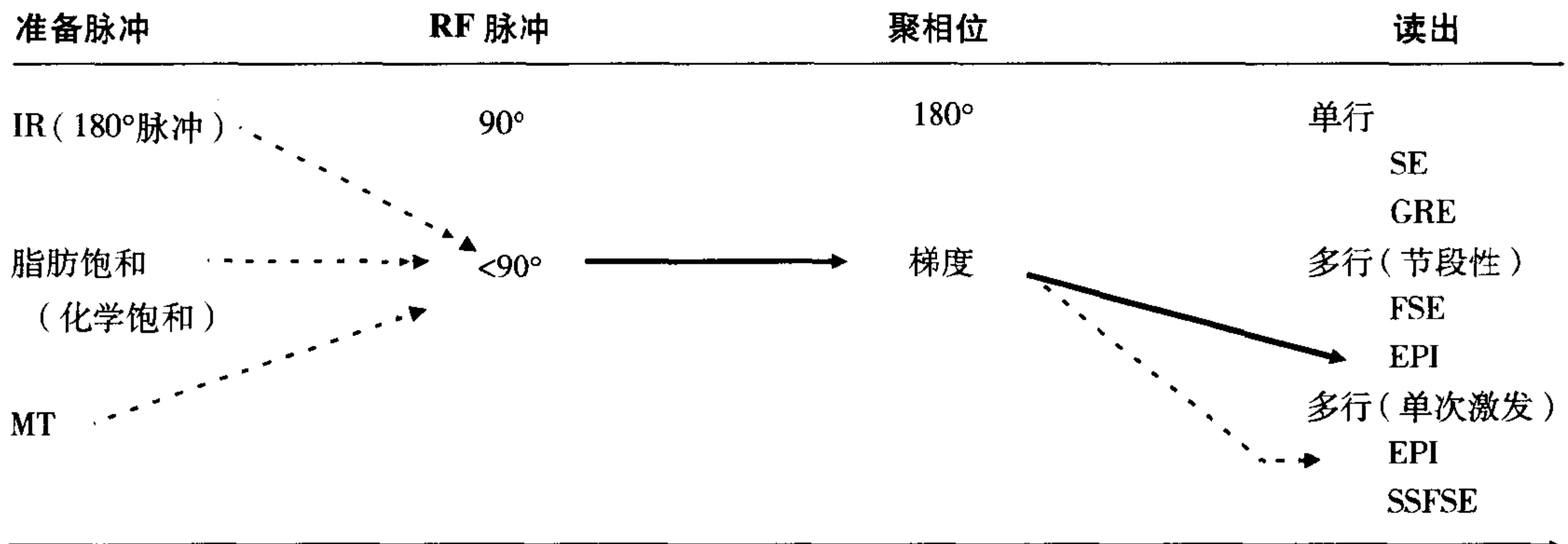
\* 关于缩写,参见表 28-1 的脚注。虚线代表可选择的脉冲。

表 28-6 自旋回波 EPI\*



\* 关于缩写,参见表 28-1 的脚注。实线代表典型的扩散加权成像,而虚线代表可选择的组合方式。注意为避免出现明显的化学位移伪影,EPI 成像通常在脂肪抑制条件下进行。

表 28-7 GRE-EPI\*



\* 关于缩写,参见表 28-1 的脚注。实线代表 FGRET 的 GRE-EPI 序列,而虚线代表可能的其它选择。

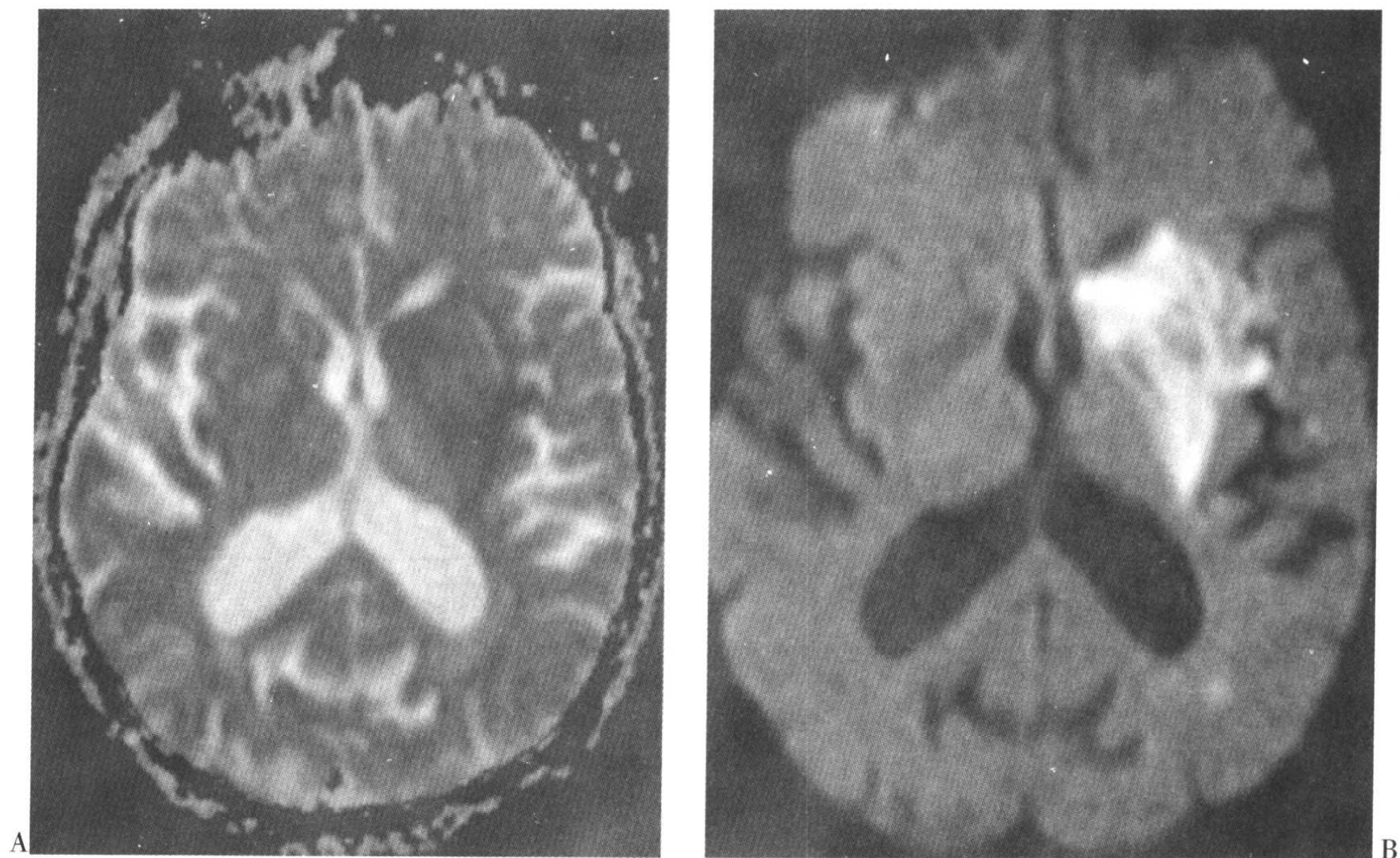


图 28-5 一例左侧基底节完全梗塞病人的自旋回波 EPI 的  $b_0$  (A) 和扩散加权 (B) 图像, 它是由于累及大脑中动脉的豆状核纹状体支的脑血管意外所致 (TR 170/TE 99ms)。



图 28-6 钆增强后短轴位动态灌注研究显示心肌的正常强化 (TR 6/TE 1.5ms)。

## 要点

1. 每个脉冲序列都可以被简化看做是: 准备脉冲(可选)、射频脉冲、聚相位机制和读出过程。
2. 准备脉冲主要有三种:  $180^\circ$  射频脉冲(反较脉冲)、脂肪饱和(或化学饱和)脉冲和磁化传递(MT)脉冲。
3. 射频脉冲可以是  $90^\circ$  射频脉冲或者部分翻转角( $<90^\circ$ )的脉冲。
4. 聚相位机制可以采用  $180^\circ$  射频脉冲或者聚相位梯度。
5. 读出过程可以是在一次射频脉冲后, 充填 k 空间的单行、或 k 空间的多行(节段性), 或(单次激发)充填 k 空间的所有各行。
6. 所有以上的内容, 除了部分翻转射频脉冲和  $180^\circ$  聚相位脉冲以外, 可以按任何的组合形式进行混合和匹配, 以满足图像特点或成像速度的需要。

## 习题

- 28-1 是 / 否 准备脉冲是每个 MRI 序列所必需的。
- 28-2 是 / 否  $180^\circ$  准备脉冲后面可以采用 GRE 序列。
- 28-3 是 / 否  $180^\circ$  聚相位脉冲用于 GRE 序列。
- 28-4 下列序列中, 哪个不可用:  
 (a) MT、 $90^\circ$  射频脉冲、 $180^\circ$  聚相位脉冲、单行读出  
 (b) 脂肪饱和、 $90^\circ$  射频脉冲、 $180^\circ$  聚相位脉冲、多行(节段性)读出  
 (c)  $180^\circ$  反转脉冲、 $<90^\circ$  射频脉冲、梯度聚相位、单行读出  
 (d) 无准备脉冲、 $90^\circ$  射频脉冲、 $180^\circ$  聚相位脉冲、多行(单次激发 EPI)读出  
 (e) 以上各项都不是; 它们都可用
- 28-5 是 / 否 单次激发多行读出可以 FSE 或者 EPI 技术基础上进行变化。



第 1 章

1-2  $e^{i(x+y)} = e^{ix} \cdot e^{iy}$ 。所以  $\cos(x+y) + i \sin(x+y) = (\cos x + i \sin x) \cdot (\cos y + i \sin y) = (\cos x \cdot \cos y - \sin x \cdot \sin y) + i(\cos x \cdot \sin y + \sin x \cdot \cos y)$

1-3  $\text{sinc}(0) = \sin(0)/0 = \lim_{x \rightarrow 0} d/dx(\sin x/x) = \cos x/1 = \cos 0/1 = 1/1 = 1$   
(@x=0)

1-4 (a)  $e^{-1} = 0.37$  (b)  $e^{-2} = 0.14$   
(c)  $e^{-1} = 0.37$

1-5 (a)  $d/dt(Ae^{-t/T}) = A(-1/T)e^{-t/T}$ , 在  $t=0$  时为  $-A/T$ 。这是在  $t=0$  处曲线的切线的斜率, 与  $t$  轴的交叉点位于  $t=T$ 。

1-6  $\ln(e^x) = x = \ln 8 = \ln 2^3 = 3 \ln 2 = 3 \times 0.693 = 2.079$

1-7 (a) 0 (b) 0.5 (c) 1  
(d) 0 (e) 1 (f) 0.5  
(g) 0 (h) -1

第 2 章

2-1 (a) 14.9 MHz (b) 21.3 MHz  
(c) 42.6 MHz (d) 63.9 MHz  
(e) 85.2 MHz (f) 127.8 MHz

2-2 是

2-3 否(仅可移动的质子)

2-4 否

2-5 是

2-6 否(光速)

2-7 是

2-8 否

2-9 否

2-10 是

2-11 是

第 3 章

3-1 是

3-2 否

3-3 是

3-4 是

3-5 是

3-6 否(两倍)

3-7 是

第 4 章

4-1 (a) 是 (b) 否 (c) 否 (d) 是

4-2 b

4-3 d

4-4 否( $T_2^*$ )

4-5 c

4-6 (a) i (b) ii

第 5 章

5-1 (a) 1.56 (b) 90ms

(c) 0.72 和 1.05

(d) 1.28, 50ms, 0.88 和 1.28

(e) 2.10

5-2 水/脂肪 = 0.25 和 1.63;

脑脊液/脑灰质 = 0.41 和 1.40

5-3 b

5-4 c

5-5 (a)  $N(H)e^{-TE/T_2}$  (也就是, 理想的  $T_2$ )

加权)

(b)  $N(H)(1-e^{-TR/T1})$  (也就是,理想的 T1 加权)

(c)  $N(H)$  (也就是,理想的质子密度加权)

5-6 (a) ii (b) i (c) iii (d) iv

### 第 6 章

6-1 是

6-2 (a) iii (b) i (c) iv  
(d) i (e) ii

6-3 是

6-4 (a) i (b) ii (c) iv

### 第 7 章

7-1 设定  $1-2e^{-t/T1}=0$ , 我们得到  $e^{-t/T1} = 1/2$ , 所以  $-t/T1 = \ln(1/2) = -0.693$ , 所以  $t=0.693 T1$

7-2  $S \propto N(H)(1-2e^{-TI/T1})(1-e^{-TR/T1})$  和  $N(H)(1-2e^{-TI/T1}-e^{-TR/T1}+2e^{-(TR+TI)/T1}) \cong N(H)(1-2e^{-TI/T1}-e^{-TR/T1}+2e^{-TR/T1}) = N(H)(1-2e^{-TI/T1}+e^{-TR/T1})$

7-3 (a) ii (b) i

7-4 是

### 第 8 章

8-1 (a)  $N(1-e^{-TR/T1})e^{-TE1/T2}$  和  $N(1-e^{-TR/T1})e^{-TE2/T2}$

(b)  $N(1-e^{-TR/T1})e^{-TE1/T2^*}$

(c) 0.61 和 0.37

8-2 (a) i (b) iii (c) ii

8-3 否(对自旋-自旋相互作用无效)

### 第 9 章

9-1 是

9-2 (a) 否 (b) 否

9-3 是

9-4 是

### 第 10 章

10-1 (a) 4.7mT/m (b) 1mm

10-2 f

10-3 是

10-4 是

### 第 11 章

11-1 (a) i (b) iii (c) ii

11-2 是

11-3  $360^\circ/128=2.8^\circ$

11-4 (a) ii (b) i

11-5 是

### 第 12 章

12-1 b

12-2 c

12-3 是

12-4 否( $1/\sqrt{BW}$ )

12-5 d

12-6 否

### 第 13 章

13-1 是

13-2 否(相位编码梯度)

13-3 是

13-4 是

13-5 是(频率域)

- 13-6 否  
 13-7 否(是共轭对称)  
 13-8 否

第 14 章

- 14-1 a,d,e  
 14-2 (a) 512 秒 = 8 分 32 秒  
 (b) 5120 秒 = 85 分 20 秒 = 1 小时  
 25 分 20 秒!  
 14-3 b

第 15 章

- 15-1 (a) 15cm(减小最小 FOV)  
 15-2 b  
 15-3 61°  
 15-4 d  
 15-5 否(增加)  
 15-6 b  
 15-7 a

第 16 章

- 16-1 是  
 16-2 (a) 是 (b) 否(周期/厘米)  
 16-3 是  
 16-4 d  
 16-5 (a) 是 (b) 是  
 16-6 是

第 17 章

- 17-1 (a) 384 秒 = 6 分钟 24 秒  
 (b) 3840 秒 = 64 分钟  
 = 1 小时 4 分钟  
 (c) 6 分钟 24 秒  
 17-2 10 层

- 17-3 (a) 信噪比提高为  $\sqrt{2}$   
 (b) 化学位移伪影加倍  
 (c) 因为  $T_s = N_x/BW$  而加倍, 扫描范围减小。

- 17-4 c  
 17-5 b  
 17-6 a  
 17-7 g  
 17-8 f  
 17-9 d  
 17-10 c  
 17-11 c  
 17-12 e  
 17-13 a  
 17-14 e  
 17-15 f  
 17-16 d  
 17-17 (a) ii (b) i

第 18 章

- 18-1 e  
 18-2 (a) 以像素数为单位

	0.2T	0.5T	1.0T	1.5T
50kHz	0.15	0.38	0.76	1.15
10kHz	0.76	1.91	3.82	5.73
4kHz	1.91	4.77	9.54	14.31

(b) 以毫米为单位

	0.2T	0.5T	1.0T	1.5T
50kHz	0.14	0.36	0.72	1.07
10kHz	0.72	1.79	3.58	5.37
4kHz	1.79	4.48	8.95	13.43

(c) 带宽越窄或者主磁场越强, 化



学位移越明显。

- 18-3 (a) 51.2 (b)  $256/51.2=5$   
(c) 伪影减少
- 18-4 b
- 18-5 d
- 18-6 否(相反的方向)
- 18-7 a
- 18-8 是
- 18-9 d
- 18-10 (a) 48 像素或 7.5cm  
(b) 2 个伪影
- 18-11 c
- 18-12 c
- 18-13 d
- 18-14 否(55°)
- 18-15 a
- 18-16 c
- 18-17 e
- 18-18 是

### 第 19 章

- 19-1 d
- 19-2 (a) 34 分钟 8 秒  
(b) 4 分钟 16 秒
- 19-3 否(范围减小)
- 19-4 d
- 19-5 d
- 19-6 c
- 19-7 4 分钟 16 秒
- 19-8 是

### 第 20 章

- 20-1 是
- 20-2 是
- 20-3 是
- 20-4 是

- 20-5 是
- 20-6 否(更大的 T1 权重)
- 20-7 (a) 15.4s  
(b)  $230.4s=3$  分钟 50 秒
- 20-8 否(相反)
- 20-9 是
- 20-10 b
- 20-11 是

### 第 21 章

- 21-1 d
- 21-2 f
- 21-3 是
- 21-4 是

### 第 22 章

- 22-1 是
- 22-2 否
- 22-3 d
- 22-4 否
- 22-5 否
- 22-6 是
- 22-7 b

### 第 23 章

- 23-1 e
- 23-2 d
- 23-3 a
- 23-4 是
- 23-5 是
- 23-6 否

### 第 24 章

- 24-1 b
- 24-2 a

- 24-3 否
- 24-4 是
- 24-5 是
- 24-6 e
- 24-7 e
- 24-8 是

### 第 25 章

- 25-1 c
- 25-2 否(狭窄的远端)
- 25-3 是
- 25-4 否
- 25-5 d
- 25-6 d
- 25-7 是
- 25-8 否
- 25-9 否
- 25-10 是
- 25-11 a
- 25-12 c
- 25-13 c
- 25-14 否
- 25-15 是
- 25-16 c

### 第 26 章

- 26-1 d
- 26-2 b
- 26-3 (a) i (b) i (c) ii (d) ii
- 26-4 否
- 26-5 e
- 26-6 是
- 26-7 是
- 26-8 (a) ii (b) i (c) v  
(d) ii (e) iv
- 26-9 否
- 26-10 c

### 第 27 章

- 27-1 c
- 27-2 b
- 27-3 c
- 27-4 a

### 第 28 章

- 28-1 否
- 28-2 是
- 28-3 否
- 28-4 e
- 28-5 是

## 参考文献

1. American College of Radiology. Glossary of MR terms, 4th ed. Reston, VA: ACR, 1995.
2. Bradley WG. Optimizing lesion contrast without using contrast agents. *J Magn Reson Imaging* 1999; 10:442-449.
3. Bradley WG, Waluch V, ai K, Fernandez EJ, Spalter C. The appearance of rapidly flowing blood on magnetic resonance images. *AJR* 1984;143:1167-1174.
4. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
5. Chun Y, Schmiedl UP, Weinberger E, et al. Three-dimensional fast spin-echo imaging: pulse sequence and in vivo image evaluation. *J Magn Reson Imaging* 1993;3:894-899.
6. Edelman RR, Wielopolski P, Schmitt F, et al. Echo-planar MR imaging. *Radiology* 1994;192:600-612.
7. Erickson SJ, Cox IH, Hyde JS, et al. Effect of tendon orientation on MR imaging signal intensity: a manifestation for the "magic angle" phenomenon. *Radiology* 1991;181:389-392.
8. Hashemi RH, Bradley WG, Chen D-Y, et al. Suspected multiple sclerosis: MR imaging with a thin-section fast FLAIR pulse sequence. *Radiology* 1995; 196:505-510.
9. Henkelman RM, et al. Why fat is bright in RARE and fast spin-echo imaging. *J Magn Reson Imaging* 1991;2:533-540.
10. Hennig J, et al. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986;3: 823-833.
11. Huda W, Slone R. Review of radiologic physics, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
12. Kapelov SR, Teresi LM, Bradley WG, et al. Bone contusions of the knee: increased lesion detection with fast spin-echo MR imaging with spectroscopic fat saturation. *Radiology* 1993;901-904.
13. Oppenheim AV. Signals and systems. Prentice Hall, 1983.
14. Pierpaoli C, Jezzard P, Basser PJ, Barnett A, Di Chiro G. Diffusion tensor MR imaging of the human brain. *Radiology* 1996;201:637-648.
15. Prince MR, Crist TM, Debatin JF. 3D contrast MR angiography. Berlin: Springer, 1997.
16. Prince MR, Narasimham DL, Stanley JC, et al. Breath-hold gadolinium-enhanced MR angiography of the abdominal aorta and its major branches. *Radiology* 1995;197:785-792.
17. Stark DD, Bradley WG, eds. Magnetic resonance imaging, 3rd ed., vol. 1-3. St Louis: Mosby, 1999.
18. Ulug AM, Moore DF, Bojko AS, Zimmerman RD. Clinical use of diffusion tensor imaging for diseases causing neuronal and axonal damage. *AJNR* 1999; 20:1044-1048.

$\alpha, \theta, \phi$	Alpha, Theta, Phi	定义角度的符号(例如,翻转角)
$\gamma$	Gamma.	旋磁比(T/MHz)
$\mu$	MU.	微( $10^{-6}$ )
$\sigma$	Sigma.	标准差
$\tau$	Tau.	定义时间的符号
$\omega, \omega_0$	Omega.	角(拉莫)频率(弧度/秒)
<b>2D</b>	Two Dimensional	二维的
<b>2DFT</b>	Two dimensional Fourier transform	二维傅立叶变换
<b>3D</b>	Three Dimensional	三维的
<b>3DFT</b>	Three dimensional Fourier transform	三维傅立叶变换
<b>A<sub>2</sub>D, ADC</b>	Analog-to-Digital Converter/Conversion	模拟数字转换
<b>ASSET</b>	Array Saptial and Sensitivity Encoding Technique	空间阵列和敏感编码技术
<b>B<sub>0</sub></b>	Main external magnetic field	外源性主磁场
<b>B<sub>1</sub>, B<sub>1</sub></b>	Magnetic field associated with RF	射频磁场
<b>BW</b>	Bandwith	带宽
<b>CNR</b>	Contrast-to-Noise Ratio	对比噪声比
<b>CSE</b>	Conventional Spin Echo	常规自旋回波
<b>DE</b>	Driven Equilibrium	驱动平衡
<b>EPI</b>	Echo Planar Imaging	平面回波成像
<b>ESP</b>	Echo SPacing	回波采样周期
<b>ET</b>	Echo Train	回波链
<b>ETL</b>	Echo Train Length	回波链长
<b>FC</b>	Flow Compensation	流动补偿
<b>FFT</b>	Fast Fourier Transform	快速傅立叶变换
<b>FGR</b>	Fast GRASS	快速稳态梯度恢复采集
<b>FID</b>	Free Induction Decay	自由感应衰减
<b>FIESTA</b>	Fast Imaging Employing Steady State Acquisition	稳态采集快速成像
<b>FISP</b>	Fast Imaging with Steady-state Precession	稳态进动快速成像
<b>FLAIR</b>	Fluid-Attenuated Inversion Recovery	液体衰减反转恢复
<b>FLASH</b>	Fast Low-Angle Shot	快速小角度激发

<b>FOV</b>	Field of View	视野
<b>FSE</b>	Fast Spin Echo	快速自旋回波
<b>FSPGR</b>	Fast SPGR	快速损毁稳态梯度恢复采集
<b>FT</b>	Fourier Transform	傅立叶变换
<b>G<sub>x</sub></b>	Frequency-encoding gradient	频率编码梯度
<b>G<sub>y</sub></b>	Phase-encoding gradient	相位编码梯度
<b>G<sub>z</sub></b>	Slice-select gradient	层面选择梯度
<b>GE</b>	Gradient Echo	梯度回波
<b>GM</b>	Gray Matter	脑灰质
<b>GMN</b>	Gradient Moment Nulling	梯度力矩归零
<b>GMR</b>	Gradient-Motion Rephasing	梯度运动聚相位
<b>GRASE</b>	Gradient and Spin Echo	梯度自旋回波
<b>GRASS</b>	Gradient Recalled Acquisition with Steady State	稳态梯度恢复采集
<b>GRE</b>	Gradient Echo or Gradient-Recalled Echo	梯度回波或梯度恢复回波
<b>HASTE</b>	Half-fourier Acquired Single shot Turbo Spin Echo ( Siemens )	半傅立叶采集单次激发快速 自旋回波(西门子)
<b>Hz</b>	Hertz	赫兹(1周期/秒)
<b>iPAT</b>	Integrated Parallel Acquisition Techniques	联合并行采集技术
<b>IR</b>	Inversion Recovery	反转恢复
<b>KHz</b>	Kilo Hertz	千赫
<b>M<sub>0</sub></b>	Initial longitudinal magnetization	初始纵向磁化矢量
<b>MAST</b>	Motion Artifact Suppression Technique	运动伪影抑制技术
<b>MEMP</b>	Multi-Echo Multi-Planar	多回波多层面
<b>MHz</b>	Mega Hertz	兆赫
<b>mm</b>	millimeter	毫米(10 <sup>-3</sup> 米)
<b>MOTSA</b>	Multiple Overlapping Thin-Slab Acquisition	多个薄层块重叠采集
<b>MPGR</b>	Multi-Planar GRASS	多层面稳态梯度恢复采集
<b>MP-RAGE</b>	Magnetization-Prepared Rapid Gradient Echo	磁化准备快速梯度回波
<b>MR</b>	Magnetic Resonance	磁共振
<b>MRA</b>	Magnetic Resonance Angiography	磁共振血管成像
<b>MRI</b>	Magnetic Resonance Imaging	磁共振成像
<b>ms</b>	milliseconds	毫秒
<b>MT</b>	Magnetization Transfer	磁化传递
<b>MTC</b>	Magnetization Transfer Contrast	磁化传递对比
<b>M<sub>xy</sub></b>	Transverse magnetization in the x-y plane	x-y 平面内的横向磁化矢量

<b>M<sub>z</sub></b>	Longitudinal magnetization	纵向磁化矢量
<b>NEX</b>	Number of Excitations	激励次数
<b>nm</b>	nanometer	纳米 (10 <sup>-9</sup> 米)
<b>NMR</b>	Nuclear Magnetic Resonance	核磁共振
<b>NPW</b>	No Phase Wrap	无相位卷折
<b>NFW</b>	No Frequency Wrap	无频率卷折
<b>N<sub>x</sub></b>	Number of frequency encoding step in the x direction	x 方向上的频率编码数
<b>N<sub>y</sub></b>	Number of phase encoding step in the y direction	y 方向上的相位编码数
<b>N<sub>z</sub></b>	Number of phase encoding step in the slice-select direction ( in 3D imaging )	层面选择方向上的相位编码数 ( 在 3D 成像时 )
<b>PC</b>	Phase Contrast	相位对比
<b>PD</b>	Proton Density	质子密度
<b>PDW</b>	Proton Density Weighting	质子密度加权
<b>PDWI</b>	Proton Density Weighted Image	质子密度加权图像
<b>pixel</b>	Picture element	像素
<b>POMP</b>	Phase Offset Multi-Planar	相位偏移多层面
<b>pm</b>	picometer	皮米 (10 <sup>-12</sup> 米)
<b>ppm</b>	Parts Per Million	百万分之一
<b>PS</b>	Pulse Sequence	脉冲序列
<b>PSD</b>	Pulse Sequence Diagram	脉冲序列图
<b>PSIF</b>	Reversed FISP	对置的稳态进动快速成像
<b>RARE</b>	Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement	伴弛豫增强的快速采集
<b>Re</b>	Reynold number	雷诺数
<b>RF</b>	Radio Frequency	射频
<b>SE</b>	Spin Echo	自旋回波
<b>SENSE</b>	SENSitivity Encoding	灵敏度编码
<b>SMASH</b>	Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics	空间谐波同步采集
<b>SNR, S/N</b>	Signal-to-Noise Ratio	信噪比
<b>SPGR</b>	Spoiled GRASS	损毁稳态梯度恢复采集
<b>SSFP</b>	Steady-state Free Precession	稳态自由进动
<b>SSFSE</b>	Single Shot Fast Spin Echo ( GE )	单次激发快速自旋回波 ( 通用电气 )
<b>STIR</b>	Short TI Inversion Recovery	短 TI 反转恢复

<b>T1</b>	T1 relaxation time, longitudinal relaxation time, spin-lattice relaxation time	T1 弛豫时间, 纵向弛豫时间, 自旋 - 晶格弛豫时间
<b>T1W</b>	T1 Weighting, T1 Weighted	T1 加权, T1 权重
<b>T1WI</b>	T1 Weighted Image	T1 加权图像
<b>T2</b>	T2 relaxation time, transverse relaxation time, spin-spin relaxation time	T2 弛豫时间, 横向弛豫时间, 自旋 - 自旋弛豫时间
<b>T2*</b>	T2* relaxation time	T2* 弛豫时间
<b>T2W</b>	T2 Weighting, T2 Weighted	T2 加权, T2 权重
<b>T2WI</b>	T2 Weighted Image	T2 加权图像
<b>T2*W</b>	T2* Weighting, T2* Weighted	T2* 加权, T2* 权重
<b>T2*WI</b>	T2* Weighted Image	T2* 加权图像
<b>T</b>	Tesla Period of a periodic signal	特斯拉 周期信号的周期
<b>TE</b>	Echo Delay Time ( Time to Echo )	回波延迟时间, ( 回波时间 )
<b>TI</b>	Time to Inversion ( Inversion Time )	反转时间
<b>T<sub>0</sub></b>	“Overhead” time in the pulse cycle	序列周期内的“预先”时间
<b>TOF</b>	Time of Flight	时间飞跃
<b>TONE</b>	Tilted Optimized Non-saturating Excitation	倾斜优化不饱和激励
<b>TR</b>	Repetition Time ( Time of Repetition )	重复时间
<b>Ts</b>	Sampling Time	采样时间
<b>TSE</b>	Turbo Spin Echo	快速自旋回波
<b>Turbo</b>	Siemens' and Philips' prefix to denote a fast scanning mode	西门子和飞利浦表示快速扫描方式的前缀
<b>VB</b>	Variable Bandwidth	可变带宽
<b>VENC</b>	Velocity ENCoding	速度编码
<b>VEMP</b>	Variable Echo Multi-Planar	可变回波多层面
<b>voxel</b>	Volume element	体素
<b>WM</b>	White Matter	脑白质

[ General Information ]

书名= MRI 基础 (第二版)

作者= (美) Ray H. Hashemi William G. Bradley, Jr. Christopher J. Lisanti 著 尹建忠译

页数= 380

SS号= 11343355

出版日期= 2004年10月第1版

出版社= 天津科技翻译出版公司



目录	
第1版前言	
前言	
致谢	
中文版前言	
第一篇 基本概念	
第1章 数学基础	
第2章 MRI的基本原理	
第3章 射频脉冲	
第4章 T <sub>1</sub> 、T <sub>2</sub> 和T <sub>2</sub> *	
第5章 TR、TE和组织对比	
第6章 组织对比：一些临床应用	
第7章 脉冲序列	
第1部分（饱和、部分饱和、反转恢复）	
第8章 脉冲序列	
第2部分（自旋回波）	
第9章 傅立叶变换	
第10章 图像重建	
第1部分（层面选择）	
第11章 图像重建	
第2部分（空间编码）	
第12章 信号处理	
第13章 数据空间	
第14章 脉冲序列图	
第15章 视野	
第16章 k空间：最后的领域！	
第17章 扫描参数和图像优化	
第18章 MRI中的伪影	
第二篇 快速扫描	
第19章 快速自旋回波	
第20章 梯度回波	
第1部分（基本原理）	
第21章 梯度回波	
第2部分（快速扫描技术）	
第22章 平面回波成像	
第23章 新的扫描性能	
第24章 组织抑制技术	
第25章 流动现象	
第26章 MR血管成像	
第27章 高性能梯度	
第28章 MRI技术的多种组合	
答案	
参考文献	
缩写表	