

と PET の、データサンプル間隔の違いに起因するものである。神経活動により惹起される脳血流変化の時定数(信号が 37%にまで減衰する時間)は約 5 秒程度と推定されている(Bandettini *et al.*, 1992)。PET ではサンプル間隔が約 10 分であるから、時間的に隣り合うデータは独立と考えて良い。一方、fMRI によるデータサンプル間隔は数秒程度であるので、隣り合うデータは独立ではなく、相関しているものと考えられる。このような時系列自己相関が残差に存在すると、残差は互いに独立であるという一般線形モデルの前提が成立しなくなってしまう。SPM99 までは、適切な low-pass filter をもちいて時間的な平滑化をすることにより残差に存在する時系列自己相関をつぶして補正を行う方法をとっていたが、SPM2 では AR(1) model により時系列自己相関構造を推定し、補正する形をとっている。

なお、統計の前処理として、データをスケーリングにより標準化することがある。これはデータ一般化の手法のひとつであり、単純に言えば、単位をより分かりやすいものにしてデータを理解しやすくするというものである。Global normalization は、各ボリュームの全脳の信号値を 100 として各ボクセルの値を標準化する方法である。これにより脳全体の時間的にゆっくりとした信号成分も除去できる利点もあるが、全脳の信号値が課題に相関して変化していると真の脳活動を消してしまう場合があるため、注意が必要である。そのような場合は、global normalization の代わりに 1 回のセッションで収集された全画像の全信号値の平均を 100 として各ボクセルの信号値を標準化する grand mean scaling が適切である。

$$\begin{array}{c} \text{Data} \\ Y_i \end{array} = \begin{array}{c} \text{Design matrix} \\ X \end{array} \times \begin{array}{c} \text{Parameters} \\ \beta \end{array} + \begin{array}{c} \text{Error} \\ \varepsilon \end{array}$$

図 4-3 SPM における一般線形モデルの例

Y_i はある任意のボクセルの時系列データ、 X は課題による信号変化・一定した信号値・フィルタなどの各モデルを可視化した design matrix、 β は求めるべきパラメータ、 ε は残差をそれぞれ示している。