

Prony 法を用いた異常心音の自動判定

Automatic Judgement of Abnormal Cardiac Sound Using Prony's Method

情報工学専攻 河村 大輔
KAWAMURA Daisuke

概要

本論文の目的は、周波数解析の手法の 1 つである Prony 法を用いて異常心音の自動判定を試みることである。信号処理の分野において、概ね定常な源信号に対してはフーリエ変換を適用して周波数分布を調べるのが常套手段であるが、特に心音の定常性は変化するので、単純にフーリエ変換を適用すれば何らかの知見が得られるとは期待できない。かわりに本研究では Prony 法を適用することにより、異常心音の判定を試みる。Prony 法は、短時間で固有周波数が変動する 1 次元入力信号に対しても優れた固有周波数の周波数分解能が得られるという特徴がある。心音は短時間で固有周波数が変動するので、Prony 法を用いることで周波数分解能の優れた固有周波数と Energy Spectral Density (ESD) を特徴量として得ることが期待できる。本研究では、Prony 法を適用し得られた時系列特徴量集合のある時刻における特徴量集合間の距離を特徴量集合間の類似度とする。このとき、特徴量集合の特徴が大きく現れている特徴量どうしを対応付けすることができれば、特徴量集合の特徴を考慮した対応付けができると考えられる。そこで本研究では、“ESD の大きさに基づく方法,” “固有周波数の大きさに基づく方法,” “固有周波数の差に基づく方法,” “特徴量間の距離に基づく方法” の 4 つの対応付けの方法を提案する。そして、DP マッチングを用いて入力データとテンプレートデータの距離を算出し、その結果から、異常心音の有無を判定する手法を提案する。実際に異常心音である心雑音や過剰心音の存在する心音、正常な心音に対し適用し、対応付けの方法や特徴量に与える重みによる異常心音の有無の判定の正解率の変化を観察した。また、異常心音の発生する原因の弁膜症の有無について判定をおこなった。さらに、弁膜症の症状のある心音に対し適用し、そこから発生する異常心音の判定をおこなったところ、僧帽弁閉鎖不全や僧房弁狭窄、大動脈弁狭窄の存在する心音では良好な結果を得た。

キーワード: 異常心音判定, 弁膜症, 周波数解析, Prony 法, 対応付け。

1 序論

我が国において心疾患は、悪性新物質によるものにつぎ 2 番目に多い死因である*1。この心疾患を効果的に発見する方法の 1 つに聴診がある。聴診は多くの場面で利用されているが、心音に含まれる異常音を聞き分けるには、相応の熟練が必要とされる。

そこで、コンピュータを用いて異常音を検出する研究が多くなされている。信号処理の分野において、概ね定常な源信号に対してはフーリエ変換を適用して周波数分布を調べるのが常套手段であるが、特に心音の定常性は変動するので、単純にフーリエ変換を適用すれば何らかの知見が得られるとは期待できない。かわりに本研究では Prony 法を適用することにより、異常心音の判定を試みる。

Prony 法 [1] は、1 次元入力信号を複素減衰波の和に近似することで信号を解析する手法である。現在デジタル信号の周波数解析手法として広く使われている高速フーリエ変換 (Fast Fourier Transform, FFT) は、入力データ (1 次元入力信号を標準化した離散信号) の個数が大きければ優れた周波数分解能を得ることができる。しかし、短時間で固有周波数が変動する 1 次元入力信号に対しては、優れた周波数分解能は期待できない。一方 Prony 法の場合は、短時間で固有周波数が変動する 1 次元入力信号に対しても、優れた固有周波数の周波数分解能が得られる [5, pp.9-11]。

そこで河村 [2] は、このような特徴のある Prony 法を適用することで、代表的な異常心音の 1 つである心雑音の自動検出の可能性を検証した。その結果、自動検出は可能であるという結論を得た。そこで本研究は、心雑音と並び代表的な異常心音である過剰心音の検出を試みる。また、心疾患の 1 種である弁膜症の有無の判定をおこなう。

2 Prony 法による周波数解析

Prony 法は線形予測法の応用手法の 1 つであり、源信号 $x(t)$ がサンプリング時間 Δt で離散化された N 個の時系列データ $x(n)$ を、振幅 A_m 、位相 θ_m 、減衰率 α_m 、固有周波数 f_m の調和振動子 p 個を基底として

$$x(n) \approx \sum_{m=1}^p b_m z_m^n \quad (n = 0, 1, \dots, N-1), \quad (1)$$

$$b_m = A_m e^{j\theta_m}, \quad (2)$$

$$z_m = e^{(\alpha_m + j2\pi f_m)\Delta t} \quad (3)$$

のように展開したうえで、フーリエ変換 $X(f)$ およびエネルギー $|X(f)|^2$ を算出し、時間 t を第 1 軸、周波数 f を第 2 軸、エネルギーを第 3 軸にプロットしたものを、Prony のエネルギースペクトル密度 (Prony's Energy Spectral Density) または略して Prony ESD と呼ぶ。

心音のように固有周波数が短期間で変動する場合でも、長時間にわたって定常な信号を仮想して減衰率 α_m を負方向に大きくとることにより、近接する 2 つの固有周波数を鋭く分離できる。反面、プログラミングにやや技巧を要する [5] ので、一般には普及していない。

3 自動判定の原理

異常心音の自動判定は、“データの入力,” “Prony 法による周波数解析,” “データ間の距離計算と判定” の 3 つのステップから成る。3.1 節で“データの入力”のステップについて述べる。3.2 節で“Prony 法による周波数解析”のステップについて述べる。3.3 節で“データ間の距離計算と判定”のステップについて述べる。また、3.4 節で特徴量間の距離の算出法について述べる。このときの特徴量の対応付けの方式について、3.5 節で述べる。

*1 厚生労働省:人口動態調査 2011 年 2 月 12 日アクセス
<<http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/81-1a.html>>.

3.1 データの入力

判定対象のデータと判定に用いるテンプレートデータ群を入力する。以降では、判定対象のデータをデータ A 、テンプレートデータ群のデータのうち、任意の 1 つのデータをデータ B とする。また、 T_A をデータ A の継続時間、 T_B をデータ B の継続時間とする。

3.2 Prony 法による周波数解析

“データの入力” ステップで入力したデータに対し Prony 法を適用し、入力したデータの特徴量である固有周波数と ESD を得る。本研究では、このステップに橋本 [5] による ESD 算出プログラムを用いる。

ここで、 $0 < t_A \leq T_A$ を満たすデータ A の時刻 t_A における固有周波数を $f_{t_A}(i)$ ($i = 0, 1, \dots, p-1$)、各固有周波数に対応する ESD を $e_{t_A}(i)$ とし、固有周波数と対応する ESD の組を特徴量

$$\mathbf{a}_{t_A}(i) = (f_{t_A}(i), e_{t_A}(i)) \quad (i = 0, 1, \dots, p-1) \quad (4)$$

で表すとする。このとき、時刻 t_A における特徴量の集合を

$$\mathbf{A}_{t_A} = \{\mathbf{a}_{t_A}(0), \mathbf{a}_{t_A}(1), \dots, \mathbf{a}_{t_A}(p-1)\} \quad (5)$$

とする。同様に、データ B の時刻 t_B における固有周波数 $f_{t_B}(j)$ ($j = 0, 1, \dots, p-1$)、 $e_{t_B}(j)$ 、 $\mathbf{b}_{t_B}(j)$ 、 \mathbf{B}_{t_B} を定義する。

3.3 データ間の距離計算と判定

“Prony 法による周波数解析” ステップで得た特徴量を用いて、判定対象のデータに異常心音があるかどうかを判定する。本研究では、データ A とデータ B の類似度をデータ A とデータ B の距離 $D(A, B)$ とし、DP マッチング [3] を用いてこれを求める。DP マッチングは、動的計画法をパターンマッチングに応用した手法であり、データに伸縮が加えられている場合にも適切な対応付けをおこなうことができる。本研究では、対称型 DP マッチングを用いて入力データとテンプレートデータの各要素を必ず相手の要素と対応付けることで、各心音の特徴が現れている時刻の特徴量を捉えることを試みる。データ A のある時刻 t_A を用いてデータ B のある時刻 t_B を

$$t_B = u(t_A) \quad (t_A = 1, 2, \dots, T_A), \quad (6)$$

$$u(1) = 1, \quad (7)$$

$$u(T_A) = T_B \quad (8)$$

で表せるとし、特徴量の集合 \mathbf{A}_{t_A} と $\mathbf{B}_{u(t_A)}$ の距離を $d(\mathbf{A}_{t_A}, \mathbf{B}_{u(t_A)})$ とすれば、データ A とデータ B の距離 $D(A, B)$ は

$$D(A, B) = \min \sum_{t_A=1}^{T_A} d(\mathbf{A}_{t_A}, \mathbf{B}_{u(t_A)}) \quad (9)$$

を解くことで得ることができる。このとき、特徴量の集合間の距離 $d(\mathbf{A}_{t_A}, \mathbf{B}_{u(t_A)})$ は、周波数 - ESD 空間において、データ A の特徴量の集合 \mathbf{A}_{t_A} の各要素の特徴量と、データ B の特徴量の集合 $\mathbf{B}_{u(t_A)}$ の各要素の特徴量を 1 対 1 で対応付けし、算出した特徴量間の距離の合計とする。

3.4 特徴量間の距離の算出

特徴量の集合 \mathbf{A}_{t_A} のある要素 $\mathbf{a}_{t_A}(i)$ と、特徴量の集合 $\mathbf{B}_{u(t_A)}$ のある要素 $\mathbf{b}_{u(t_A)}(j)$ が対応付けされているとき、 α を距離計算における固有周波数の重み、 β を距離計算における ESD の重みとすれば、特徴量間の距離 $\text{dist}\{\mathbf{a}_{t_A}(i), \mathbf{b}_{u(t_A)}(j)\}$ は、

$$\begin{aligned} \{\text{dist}\{\mathbf{a}_{t_A}(i), \mathbf{b}_{u(t_A)}(j)\}\}^2 &= \alpha\{f_{t_A}(i) - f_{u(t_A)}(j)\}^2 \\ &\quad + \beta\{e_{t_A}(i) - e_{u(t_A)}(j)\}^2 \quad (10) \\ &\geq 0, \quad (11) \end{aligned}$$

$$\alpha + \beta = 1 \quad (0 < \alpha, \beta \leq 1) \quad (12)$$

で算出できるとする。

3.5 特徴量の対応付け

特徴量の集合の特徴を最もよく示す特徴量どうしを対応付けすることができれば、特徴量の集合の特徴を考慮した特徴量の集合間の距離を算出することができる。そのため要素の対応付けの際、“どの要素とどの要素を対応付けるか” が問題となる。そこで、対応付けの方法として、4 つの方法を提案する。

対応付け方式 I ESD の大きさに基づく方法

ある特徴量の集合の各要素のうち、ESD の大きいものほどその特徴量の集合の特徴を示す要素であると仮定する。そこで、2 つの特徴量の集合の ESD の大きさの順番が同じ特徴量どうしを対応付けする。

対応付け方式 II 固有周波数の大きさに基づく方法

ある特徴量の集合の各要素のうち、固有周波数の大きさの順番がその特徴量の特徴を表すと仮定する。そこで、2 つの特徴量の集合の固有周波数の大きさの順番が同じ特徴量どうしを対応付けする。

対応付け方式 III 固有周波数の差に基づく方法

心音の異常音は、その種類によりある程度決まった周波数の音として現れるとされる。そこで、2 つの特徴量の集合の要素のうち、固有周波数の近い特徴量どうしを対応付けする。

対応付け方式 IV 特徴量間の距離に基づく方法

周波数 - ESD 空間において、座標の近い点は似た性質を持つ点であると考えられる。そこで、2 つの特徴量の集合の要素のうち、距離の近い特徴量どうしを対応付けする。

4 実験の方法

4.1 使用データと Prony 法による周波数解析ツール

本研究で用いる心音のデータは、聴診の教本 [4] の付録、および、中尾 “オンライン臨床実習”^{*2} に掲載されていた “正常な心音” を 4 例、“収縮期に心雑音が現れている心音” を 8 例、“拡張期に高調な心雑音が現れている心音” を 2 例、“拡張期に低調な心雑音が現れている心音” を 3 例、“過剰心音が現れている心音” を 8 例、“弁膜症の患者の心音” を 8 例使用する。このデータ 1 例を以下では症例データと呼ぶことにする。症例データを 1 拍ずつに区切り、サンプリング周波数を 8000[Hz] に変換する。この操作を各症例データに適用し、“正常な心音” のデータを 19 例、“収縮期に心雑音

^{*2} <<http://www.medic.mie-u.ac.jp/student/sinnzou.html>>
2009 年 7 月 4 日アクセス。

が現れている心音”を 40 例，“拡張期に高調な心雑音が現れている心音”を 10 例，“拡張期に低調な心雑音が現れている心音”を 15 例，“過剰心音が現れている心音”を 40 例，“弁膜症の患者の心音”を 48 例実験に使用する。このデータ 1 例を以下では心拍データと呼ぶことにする。

4.2 各実験に共通の事項

各実験では、3 節で述べた方法を用いて判定実験をおこなう。距離計算における ESD の重み β の値の変化による判定の正解数の変化について観察する。その際、4 つの対応付けの方式を全て試す。このとき、固有周波数の値と ESD の値は尺度が異なるため、そのままの値を用いて判定しても高い正解率が得られるとは限らない。そこで、それぞれの値をいくつかの数で正規化し、正規化した値を用いて判定の実験をおこなう。固有周波数については、固有周波数の値をそのまま使用するとき（以下 F_1 ）と、標本化定理において 8000[Hz] の信号が再現できる上限である 4000[Hz] で正規化した値を使用するとき（以下 F_2 ）の 2 通りについて実験をおこなう。また、ESD については、ESD の値をそのまま使用するとき（以下 E_1 ）、各心拍データの ESD の値の中央値で正規化したものを使用するとき（以下 E_2 ）、各心拍データの ESD の値の総数を n 個としたとき値の大きい方から $(n/100)$ 番目の値で正規化したものを使用するとき（以下 E_3 ）、各心拍データの ESD の値の最大値で正規化したものを使用するとき（以下 E_4 ）の 4 通りについて実験をおこなう。つまり、各実験では 32 通りの対応付け方式と正規化する値の組み合わせで実験をおこなう。このときの対応付けの方式 x と正規化する値 y, z の組み合わせを条件 (x, y, z) と表記する。

4.3 実験 1：異常心音の判定実験

本実験では、異常心音の有無の判定実験をおこなう。そこで、“正常な心音,” “収縮期に心雑音が現れている心音,” “拡張期に高調な心雑音が現れている心音,” “拡張期に高調な心雑音が現れている心音,” “過剰心音が現れている心音” の各症例データから心拍データ 3 例をテンプレートデータとし、残りを判定対象データとする。判定対象データがテンプレートデータのうち判定対象データと同じ症例の種類に最も近いとされたとき、判定は正解したとし、正解数を調べる。

4.4 実験 2：弁膜症の心音からの異常心音の判定実験

本実験では、弁膜症の症状のある心音から発生する異常心音の有無の判定実験をおこなう。また、“正常な心音,” “収縮期に心雑音が現れている心音,” “拡張期に高調な心雑音が現れている心音,” “拡張期に高調な心雑音が現れている心音,” “過剰心音が現れている心音” の各症例データから心拍データ 3 例をテンプレートデータとする。これらは、実験 1 と同じものである。また、“弁膜症の患者の心音” の症例データ 48 例を判定対象データとする。判定対象データが、テンプレートデータのうち、人間が心音の弁膜症を判定するときに主初見とする異常心音に最も近いとされたときに得点 1.0 を与える。また、副初見とする異常心音に最も近いとされたときに得点 0.5 を与える。判定による得点を正解数とし、それを調べる。なお、複数の弁膜症の合併症のデータを判定対象とする場合、合併している各弁膜症の主初見のうちいずれ

かに最も近いとされたときに得点 1.0 を与え、合併している各弁膜症の副初見のうちいずれかに最も近いとされたときに得点 0.5 を与える。

4.5 実験 3：弁膜症の判定実験

本実験では、弁膜症の有無の判定実験をおこなう。そこで、実験 1 のテンプレートデータの“正常な心音”と“弁膜症の患者の心音”の各症例データから心拍データ 3 例をテンプレートデータとする。また、実験 1 で使用した判定対象データのうち、“正常な心音”を 7 例、AR が原因で発生している異常心音を 2 例、AS が原因で発生している異常心音を 10 例、MR が原因で発生している異常心音を 4 例、MS が原因で発生している異常心音を 12 例選び、判定対象データとする。判定対象データがテンプレートデータのうち判定対象データと同じ症例の種類に最も近いとされたとき、判定は正解したとし、正解数を調べる。

5 実験結果

5.1 異常心音の判定実験の結果

正常心音の判定の結果、7 例中 5 例で正解する条件と重みの組み合わせが 10 組存在した。そのうち 8 組が、 F_2 と E_4 を用いたものであった。収縮期雑音の判定の結果、16 例中 14 例で正解する条件と重みの組み合わせが 15 組存在した。そのうち 12 組が F_2 と E_4 を用いたものであった。高調な拡張期雑音の判定の結果、4 例中 4 例で正解する条件と重みの組み合わせが 138 組存在した。その多くが F_2 を用い、 E_3 または E_4 を用いたものであった。低調な収縮期雑音の判定の結果、6 例中 6 例で正解する条件と重みの組み合わせが 35 組存在した。全てが対応付け方式 I によるものであり、そのうち約半数が E_4 を用いたものであった。過剰心音の判定の結果、16 例中 15 例で正解する条件と重みの組み合わせが 98 組存在した。全てが対応付け方式 I によるもの以外であり、大半が E_3 または E_4 を用いたものであった。判定結果の例として、条件 (I, F_1, E_3) における判定の結果を表 1 に示す。

表 1 条件 (I, F_1, E_3) における ESD の重み β による異常心音の判定の正解数の変化

判定対象 症例名	正常 心音	収縮期 雑音	拡張期 高調 雑音	拡張期 低調 雑音	過剰 心音	
心拍 データ数	7	16	4	6	16	
E S D の 重 み β	0.0	1	13	4	6	12
	0.1	1	13	4	6	12
	0.2	1	13	4	6	12
	0.3	2	13	4	6	12
	0.4	2	13	4	6	12
	0.5	2	13	4	6	12
	0.6	2	13	4	6	12
	0.7	2	13	4	6	12
	0.8	3	13	4	6	12
	0.9	5	13	4	6	12
1.0	3	5	0	2	9	

5.2 弁膜症の心音からの異常心音の判定実験

実験の結果、AR の心音を入力としたとき、6.0 点中 4.0 点を得る条件と重みの組み合わせが 5 組存在した。これらはいずれも (I, F₁, E₃) を用いたものであった。AS の心音を入力としたとき、6.0 点中 6.0 点を得る条件と重みの組み合わせが 37 組存在した。そのほとんどが対応付け方式 I によるものであり、E₃ または E₄ を用いたものであった。MR の心音を入力としたとき、6.0 点中 6.0 点を得る条件と重みの組み合わせが 110 組存在した。そのほとんどが対応付け方式 I 以外によるものであり、E₄ を用いたものであった。また、F₁ を用いたときは E₃ を用いたものでも得点 6.0 を得る組み合わせが存在した。MS の心音を入力としたとき、12.0 点中 12.0 点を得る条件と重みの組み合わせが 23 組存在した。その全てが E₂ を用いたものであった。このとき、対応付け方式 II または、F₂ と対応付け方式 III を用いたものであった。MS+AR の心音を入力としたとき、6.0 点中 6.0 点を得る条件と重みの組み合わせが 50 組存在した。その多くが E₂ または E₃ を用いたものであった。MS+MR の心音を入力としたとき、6.0 点中 6.0 点を得る条件と重みの組み合わせが 36 組存在した。その多くが E₁ を用い、対応付け方式 II を用いるか、F₂ と対応付け方式 III を用いたものであった。MS+MR+AS+AR の心音を入力としたとき、6.0 点中 6.0 点を得る条件と重みの組み合わせが 77 組存在した。このとき、対応付け方式 II を用いるか、F₂ と対応付け方式 III を用いたものであった。また、多くが E₃ を用いたものであった。判定結果の例として、条件 (II, F₂, E₂) における判定の結果を表 2 に示す。

表 2 条件 (II, F₂, E₂) における ESD の重み β による弁膜症の心音からの異常心音の判定の得点の変化

判定対象 症例名	AR	AS	MR	MS	MS +AR	MS +MR	MS +MR +AS +AR
最大 得点	6.0	6.0	6.0	12.0	6.0	6.0	6.0
E S D の 重 み β	0.0	0.0	5.0	6.0	4.0	2.0	1.0
	0.1	0.5	5.0	1.5	12.0	6.0	5.0
	0.2	0.5	2.0	1.5	12.0	6.0	5.0
	0.3	0.5	2.0	1.5	12.0	6.0	5.0
	0.4	0.5	2.0	1.5	12.0	6.0	5.0
	0.5	0.5	2.0	1.5	12.0	6.0	5.0
	0.6	0.5	2.0	1.5	12.0	6.0	5.0
	0.7	0.5	2.0	1.5	12.0	6.0	5.0
	0.8	0.5	2.0	1.5	12.0	6.0	5.0
	0.9	0.5	2.0	1.5	12.0	6.0	5.0
1.0	0.5	2.0	1.5	12.0	6.0	5.0	

5.3 弁膜症の判定実験

実験の結果、正常心音を入力としたとき、7 例中 5 例で正解する条件と重みの組み合わせが 173 組存在した。その多くが ESD を何らかの値で正規化したものであった。また、F₂ を用いるよりも、F₁ を用いる組み合わせの方が多い。AR による異常心音を入力としたとき、2 例中 2 例で正解する条件と重みの組み合わせが 50 組存在した。このとき、全てが E₁ を用いたものであった。また、対応付け方式 I と

IV で存在し、F₁ を用いたときは対応付け方式 III でも存在した。AS による異常心音を入力としたとき、10 例中 7 例で正解する条件と重みの組み合わせが 7 組存在した。このとき、全てが対応付け方式 I 以外を使用したものであり、F₂ と E₄ を用いたものであった。MR による異常心音を入力としたとき、4 例中 3 例で正解する条件と重みの組み合わせが 18 組存在した。このとき、全てが対応付け方式 I を使用したものであり、多くが F₁ と E₄ を用いたものであった。MS による異常心音を入力としたとき、12 例中 9 例で正解する条件と重みの組み合わせが 20 組存在した。このとき、対応付け方式 IV を使用するか、F₁ と対応付け方式 III を用いたものであった。また、F₁ を使用するときには β の値が大きいとき、この組み合わせとなる。判定結果の例として、条件 (IV, F₁, E₁) における判定の結果を表 3 に示す。

表 3 条件 (IV, F₁, E₁) における ESD の重み β による弁膜症の判定の正解数の変化

判定対象 発生原因	正常 心音	AR による	AS による	MR による	MS による
心拍 データ数	7	2	10	4	12
E S D の 重 み β	0.0	5	0	5	2
	0.1	4	2	0	1
	0.2	4	2	0	1
	0.3	4	2	0	1
	0.4	4	2	0	1
	0.5	4	2	0	1
	0.6	4	2	0	1
	0.7	4	2	0	1
	0.8	4	2	0	1
	0.9	4	2	0	1
1.0	4	2	0	1	

6 結論

本論文では、Prony 法を用いて心音異常を自動判定する手法を提案した。その手法を用いて異常心音の有無の判定をおこなったところ、全ての入力に対し 7 割以上の正解率を得た。特に高調な拡張期雑音、低調な拡張期雑音、過剰心音の判定について、良好な結果を得た。また、弁膜症の症状のある心音から発生する異常心音の有無の判定をおこなったところ、僧帽弁閉鎖不全や僧房弁狭窄、大動脈弁狭窄の存在する心音では良好な結果を得た。さらに、弁膜症の有無の判定をおこなったところ、全ての入力に対し 7 割以上の正解率を得た。

参考文献

- [1] S. M. Kay, and S. L. Marple, "Spectrum Analysis-A Modern Perspective," *Proc. IEEE*, vol. 69, no. 11, pp. 1380-1419, Nov. 1981.
- [2] 河村 大輔 "Prony ESD を用いた心雑音の自動判定," 中央大学情報工学科卒業研究論文, 2009.
- [3] 迫江 博昭, 千葉 成美, "動的計画法を利用した音声の時間正規化に基づく連続単語認識," *日本音響学会誌*, vol. 27, no. 9, pp. 483-490, 1971.
- [4] 沢山 俊民, *CD による聴診トレーニング-心音編-*, 南江堂, 改訂第 2 版, 東京, 1994.
- [5] 橋本 真衣子, "Prony ESD を用いた一次元時系列信号解析ツールの作成," 中央大学情報工学科卒業研究論文, 2005.