

リハビリテーション・ロボティクス*

—上肢運動訓練支援ロボットの紹介—

田中良幸**, 辻敏夫***

1. はじめに

医療技術の発展と急速な高齢化社会への移行を反映して、医学的リハビリテーションを必要とする障害者の数は年々増加し、また障害の疾病構造は重度の高次脳機能障害や老人性の機能障害へとシフトしている¹⁾。この傾向は今後ますます顕著になると予想されるが、そのような実態に応じるために必要となる医療機関と医師・理学療法士・作業療法士は依然として不足しており、その地域的偏在も解消されていない。そのため、多くの障害者は専門的な機能回復訓練を継続して受けることが難しく、また、訓練を実施する医師・療法士には過大な負担が掛かっているのが現状である。

このような医療現場が抱える問題と障害者ニーズへの対策として、ロボット機器によるリハビリテーション支援に寄せられる期待は大きく、これまでに数多くの研究・開発が報告されている。最近では、先端的なロボット技術の導入とともに人間の身体特性を積極的に考慮することにより、より安全で高度な機能を有する訓練用ロボットの開発が進められている。本総説では、特に運動機能障害に対するリハビリテーション支援ロボットに着目し、この分野におけるロボット研究の現状を概説するとともに、その一例として筆者らが開発した生体運動モデルを利用した上肢運動訓練支援ロボットについてご紹介したい。

2. 機能回復訓練を支援するロボット

機能回復訓練における一般的な運動療法は、専門の療法士が障害者の疾患状態を徒手により対話的に評価・治療することを基本として実施される。その中で、比較的単純な動作を繰り返す運動訓練に関しては、関節可動

域の確保・改善を支援する CPM (Continuous Passive Motion) 装置²⁾、筋力の評価・増強を支援する筋機能評価訓練装置、歩行能力の維持・訓練を支援する歩行訓練装置 (トレッドミル) などの自動化機器³⁾ が実用化され、実際の医療現場でも治療の一環として広く利用されている。しかしながら、市販されている多くの訓練装置が提示できる運動は 1 自由度の並進/回転運動であり、その治療動作も予め設計された機械的な運動パターンを忠実に再現するだけである。そのため、障害者の疾患状態や身体特性に合わせた訓練を行うことが困難な場合がある。

一方、医療現場から訓練装置に求められる事項として、日常生活で行われる運動パターンに近い内容で多自由度運動も行えることなどが挙げられている³⁾。そのような要望に応えるには、多関節ロボットアームなどの多自由度機構を利用して訓練装置を構成する必要がある。さらにその上で、高いレベルの安全性や操作性を確保しつつ、障害者の運動能力や心理状態に配慮した治療動作を実現しなければならない⁴⁾。これらの技術的問題をクリアするためには、産業用ロボットとは異なる機能が要求されるため、近年のロボット工学分野では障害を持つ人間の訓練に適したハードウェアとソフトウェアの開発が行われている。そして、それらの人間に優しいロボット技術を活用して、多自由度運動を可能とするリハビリテーション・ロボットの研究開発が活発に行われている。

表 1 に上肢・下肢の運動訓練支援を目的としたおもなロボット研究を示す。以下では、これらのロボットで採用されている機構や制御方式などの特徴を解説し、訓練システムを開発する上で重要となる諸要素について述べる。

まずロボットの機構に着目すると、治療部位の自由度と比較してロボットの自由度が少ないことがわかる。これは動力装具に見られるような外骨格型ではなく、ロボットの先端に取り付けられた操作部を訓練者が操作するアプローチ型³⁾を採用しているためである (図 1 参照)。人間の肩関節や手首関節などは多自由度を有

*受付: 2002 年 6 月 30 日 受理: 2002 年 7 月 31 日

**広島市立大学

Hiroshima City University

***広島大学大学院

Graduate School of Hiroshima University

表 1 運動訓練支援を目的としたおもなロボット研究

Tab. 1 Studies on rehabilitation system with robot for kinesiatrics

研究グループ	治療部位	機構(自由度数)	制御方式	特色
榊, 岡島ら ^{6), 7), 8)}	下肢	双腕リンク (3)	インピーダンス制御	療法士の繊細な治療動作を再現
Hogan, Krebsら ^{9), 10)}	上肢	パラレルリンク (2)	インピーダンス制御	感覚神経系の機能回復訓練を提示
則次ら ¹¹⁾	上肢	シリアルリンク (2)	インピーダンス制御	ゴム人工筋マニピュレータの利用
古荘ら ¹²⁾	上肢	パラレルリンク (2)	位置/速度/力制御	ERアクチュエータの利用
辻, 田中ら ¹³⁾	上肢	直交テーブル (2)	インピーダンス制御	人間の上肢運動モデルを応用
Mussa-Ivaldiら ¹⁴⁾	上肢	パラレルリンク (2)	力制御	人間の運動学習機能を応用

し、かつ関節の回転中心が運動中に変化するため、柔軟な多自由度運動を実現するにはアプローチ型の方が適している。また、ロボットのアーム部を図 1 (c) のようにパラレルリンク構造とすることにより、ロボットの操作部の慣性を小さく抑えることができ、訓練者と操作部との衝突など不測の事態に対する安全性を確保しやすい。ロボットの自由度は必要最小限とした上で、多自由度運動を実現する工夫が必要である。

次に、ロボットの制御方式には、インピーダンス制御⁵⁾がよく用いられている。インピーダンス制御とは、ロボットの運動特性を慣性（質量）、粘性（ダンパ）、剛性（バネ）からなる機械インピーダンスで表現し、各インピーダンスの値を調節することによって作業目的に応じたロボットの運動特性を実現する制御方式である。訓練支援ロボットにインピーダンス制御を適用することにより、おもに次の二つの機能をソフトウェア的に実現することができる。

- i) ロボットの動作に柔らかさを持たせる
 - ii) 訓練者に様々な運動負荷を提示する
- i) の機能をロボットに持たせた代表的な研究例として、榊, 岡島ら^{6)–8)}が開発した下肢運動療法装置が挙げられる。CPM 装置の発展型として開発されたこの装置は、療法士による専門的な治療動作を記憶して、その運動パターンを訓練者の下肢に加わる力の大きさに応じて柔軟に調節することができる。また、Hogan, Krebsら⁹⁾¹⁰⁾はロボットアームの先端に取り付けたハンドルを訓練者に握らせて、正面のディスプレイに表示されたパターン図形を追従させることにより、正常な上肢運動に必要な感覚神経系の機能回復訓練を試みている。

また ii) に関しては、則次ら¹¹⁾の研究が挙げられる。彼らはインピーダンスの値を調節することで、従来の筋機能評価訓練装置と同様な等尺性、等張性、等速度

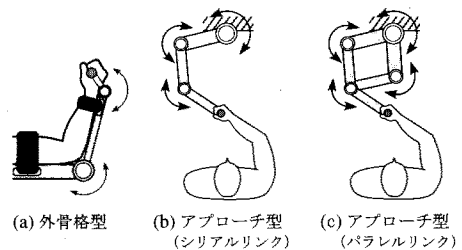


図 1 訓練システムに用いられるロボットの構造
Fig. 1 Mechanism of robots for training systems

運動など様々な運動モードを実現している。このように、インピーダンス制御はロボットの動作に柔軟性と多様性を持たせることができ、訓練者の疾患や運動能力に応じた多自由度運動を実現するための有効な制御方式として利用されている。

特殊なアクチュエータを開発して、ハードウェア的にロボットの安全性と柔軟性を追求する研究も行われている。例えば、前述の則次ら¹¹⁾の訓練装置は人間の筋と類似した特性を有する空気圧ゴム人工筋を利用したロボットアームにより構成されている。同様な目的で、古荘ら¹²⁾は印加する電場に応じて粘性が変化する ER 流体 (Electrorheological Fluid) を可変クラッチとして内蔵するアクチュエータを開発し、それを用いた訓練装置の研究開発を行っている。

以上のように、障害をもつ人間の運動訓練に適したロボットの機構と制御方式を導入することにより、ロボットによる多自由度の運動訓練が可能となる。しかしながら、医療現場が望む訓練用ロボットは、多種多様化する障害者に応じた治療動作を提示できるロボットである。一方、人間工学や生体工学など人間を研究対象とする分野では、従来から生体計測や運動計測/解析などの研究が数多く行われ、その蓄積された成果

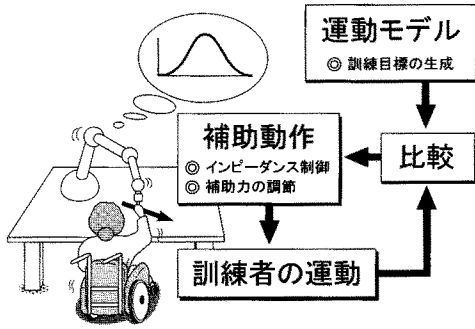


図2 生体運動を模倣する運動訓練支援ロボット
Fig. 2 Bio-mimetic robotic therapist

は人間を中心に考えた製品開発に幅広く利用されている。医療現場と障害者に広く受け入れられるロボットを実現するには、従来のロボット技術だけでは不十分であり、そのような人間に関する知見と基礎資料を積極的に取り入れて設計開発を行うことが重要である。

このような考えに基づいて、筆者ら¹³⁾は人間の運動特性を再現する運動モデルを利用した運動訓練法の研究開発に取り組んでいる。図2に考案した訓練支援ロボットの概念図を示す。ロボットには運動モデルを訓練規範として与え、訓練中はインピーダンス制御によって訓練者の運動に応じた補助動作を行う。運動目標を明確に訓練者に提示することで、訓練者の疾患状態や訓練効果を定量的に評価することが可能となり、訓練者の運動機能を効率よく回復させることが期待できる。例えばロボットに健常者の運動モデルを与えた場合、人間らしい運動の代表的な指標として用いられる『滑らかさ』を考慮に入れた訓練が可能である。同様な試みとして、Mussa-Ivaldiら¹⁴⁾は人間の環境外乱に対する適応制御機能を利用した運動訓練法を提案している。次節では、人間の運動特性を考慮に入れた運動訓練を行うリハビリテーション・ロボットの一例として、筆者らが開発した上肢運動訓練を支援するプロトタイプと軽度の運動機能障害者による基礎訓練実験について述べる。

3. 上肢運動訓練支援ロボット¹³⁾

3-1. システム構成

試作した訓練支援ロボットの構成を図3に示す。開発したプロトタイプは、訓練者の上肢を運動させるためのインピーダンス制御されたロボット、ロボットの運動制御と訓練者の運動に対する補助力の調節を行うパーソナル・コンピュータ、訓練者に訓練情報を表示

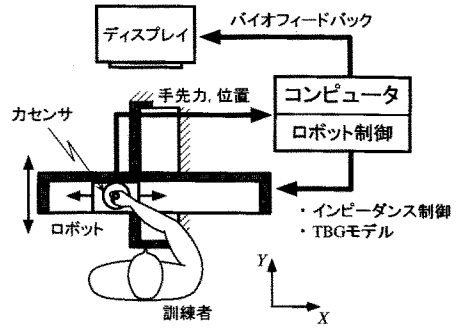


図3 開発した運動訓練支援ロボット
Fig. 3 Prototype of the bio-mimetic robotic aid

するディスプレイから構成される。

訓練システムのロボットは、1自由度のリニアモータータブ 2 台 ((株) 日本トムソン製: 最大駆動力 10 [kgf], (株) 日本精工製: 最大駆動力 40 [kgf]) を上下に直交配置して構成している。したがって、二次元平面における手先の運動訓練を行うことが可能である。上部テーブル可動部には 6 軸力センサ (ピーエル・オートテック製, 分解能: 並進力 x 軸, y 軸: 0.005 [N], z 軸: 0.15 [N], 回転力: 0.003 [Nm]) と訓練者がロボットを操作するためのハンドルが取り付けられており、訓練者がハンドルに加える力を測定することができる。また、ハンドルの可動域は X 方向が 1.0 [m], Y 方向が 0.565 [m] であり、その位置は各テーブルに内蔵されたエンコーダ (分解能: 1 [μ m]) により求められる。

訓練では、訓練者は装置の前に座り、ロボットのハンドルを予め指定された初期位置から目標位置にディスプレイ上の指示に従って移動させる。一方、ロボットは訓練者の手先が設定した目標軌道に追従するように訓練者の手先運動を補助する。

3-2. システムの特徴

本システムでは、生体運動モデルとインピーダンス制御を組み合わせることにより、ロボットの動作に次のような特徴を持たせている。

- ① 健常者の運動と同じような『滑らかさ』
- ② 療法士の従手のような『柔らかさ』
- ③ 訓練者の運動能力に応じた補助の調節

以下、これらの特徴を実現するために用いた要素技術について説明する。

3-2-1. 生体運動を模倣した軌道生成

訓練を行うロボットの動作に人間の運動特性を持たせるため、本システムでは生体運動モデルで生成した

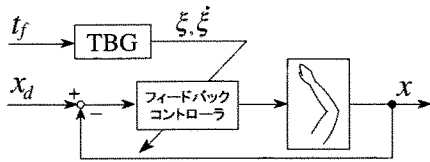


図4 TBGモデルのブロック線図
Fig. 4 Block diagram of the TBG model

軌道をロボットに与えている。訓練者の疾患状態に適した運動モデルを設定することにより、訓練者の運動機能を効率よく回復させることが期待できる。

訓練者の運動障害が軽度である場合、健常者の運動特性を訓練規範として用いることが考えられる。その健常者の運動特性に関しては、従来から様々な研究が行われている。例えば、健常者に手先のある始点から目標点まで自由に移動させるように指示すると、手先軌道はほぼ直線となり、運動方向に沿った手先の速度波形は一つだけピークを持つベル型になることが良く知られている¹⁵⁾。そして、このシンプルな人間の手先軌道生成メカニズムを説明するため、様々な運動モデルが提案されている^{16)~19)}。本システムでは、その運動モデルの一つである時間関数発生器 (Time Base Generator: TBG)¹⁹⁾ を訓練規範としてロボットに与えている。

図4にTBGモデルを用いた人間の四肢運動メカニズムのブロック線図を示す。TBGモデルでは、手先の現在位置 x と目標位置 x_d との誤差をTBGと呼ばれるベル型の速度波形を生成するスカラ関数 $\xi(t)$ に同期させて減少させることにより、人間の運動特性を備えた滑らかな手先軌道を生成する。ここで、スカラ関数 ξ は $\xi(0) = 1, \xi(t_f) = 0$ を境界条件に持つ単調減少関数であり、その挙動は次式で定義される²⁰⁾。

$$\dot{\xi} = -\gamma \xi^{\beta_1} (1 - \xi)^{\beta_2} \quad (1)$$

ただし、 γ は ξ の収束時間 t_f を決定する関数である。また、 β_1, β_2 は ξ の速度波形を調節する $0 < \beta_i < 1$ ($i = 1, 2$) を満たす実定数であり、 $\beta_1 \neq \beta_2$ において非対称の速度波形を生成する。

健常者の運動特性を再現するようにTBGに含まれるパラメータを設定した場合、訓練者は健常者の滑らかな運動を意識した訓練を行うことができる。さらに、TBGパラメータを訓練者に応じて調節することにより、訓練者の疾患状態や身体特徴を考慮した目標軌道の生成も可能である。

3-2-2. インピーダンス制御

ロボットの動作に柔らかさを持たせるため、本システムではインピーダンス制御を採用している。インピー

ダンス制御されたロボットの運動方程式は、

$$M\ddot{x} + B\dot{x} + K(x - x_e) = F_{ext} + F_{aid} \quad (2)$$

と記述される。ただし、 M, B, K はインピーダンス制御されたロボットの慣性行列、粘性行列、剛性行列であり、 x_e はハンドルの剛性要素の平衡点で、 F_{ext} は訓練者がロボットのハンドルに加える手先力、 F_{aid} はロボットが訓練者の運動に加える補助力である。ロボットの運動特性を決定するインピーダンス・パラメータ M, B, K を調節することにより、訓練者の手先運動に様々な負荷を与えることも可能である。例えば、 $K = 0$ とすることで関節駆動を重視した到達運動 (reaching movements) の訓練、 $K \gg 0$ で筋力強化を重視した等尺性運動などが実現できる。

3-2-3. 補助力の調節

訓練者の運動能力に応じた補助力 F_{aid} は、運動モデルからの出力 F_r と訓練者の手先力 F_{ext} から決定する。

$$F_{aid} = K_f(F_r - F_{ext}) \quad (3)$$

ここで、 F_r は訓練目標である手先運動を実現するために必要となる手先力であり、 K_f はロボットの補助力を調節するためのゲインである。ロボットの補助力は $K_f = 0$ で最小となり、 $K_f = I$ とすると最大となる。ただし、 I は単位行列である。

本システムでは、式(3)の補助ゲインを調節することにより、多様な補助動作を実現している。例えば、 $K_f = I$ に設定するとロボットは訓練者の手先力をキャンセルして、TBGモデルで生成した目標軌道がそのまま実現される。この設定は、訓練者に運動目標を教示する場合に有効であろう。また、繰り返し運動においては、補助ゲインを過去の訓練成績に基づいて調節することにより、訓練者に応じた補助を実現することも可能である。

3-3. 基礎訓練実験

小脳疾患による軽度の運動失調症が見られる患者 (53歳、女性) により行った基礎実験の一例を紹介する。この患者は通常の日常生活には大きな支障はないが、滑らかな動作やタイミングを必要とする作業を行うことは困難である。図5に訓練実験の様子を示す。今回行った運動訓練は X 方向の1次元運動とした。訓練では、動作の開始をディスプレイに表示した3秒間のカウントダウンタイムにより指示し、患者には予め指定した二点間の直線運動を2往復するように指示した。実験では、ロボットのインピーダンス・パラメータを $(M, B, K) = (1.5 \text{ [Kg]}, 20 \text{ [Ns/m]}, 0 \text{ [N/m]})$ とし、



図 5 患者による訓練実験

Fig. 5 Training experiments by the patient of cerebellar ataxia

補助ゲインを $K_f = 0, 0.5, 1$ と設定した。

図 6 に訓練結果の一例を示す。ここで、図の (a) ~ (c) は、それぞれ訓練者が生成した手先位置 x 、手先速度 \dot{x} 、ロボットが訓練中に加えた補助力 F_{aid} の時間変化である。図中の x_r は手先の目標軌道、 \dot{x}_r は目標速度波形、 F_r は目標手先力波形を表す。訓練に用いた目標軌道 x_r は移動距離 0.2 [m]、移動時間 0.95 [s] とした。図 6 より、設定した補助ゲインの大きさに対応してロボットの補助力が大きくなり、訓練者の手先軌道が目標軌道に近づく様子が確認できる。特に $K_f = 1$ の場合は、ロボットの補助力が目標手先力波形 F_r に近づき、訓練者に目標運動を教示している様子がわかる。

4. おわりに

本総説では、運動療法の支援を目的としたロボット研究の現状を概説するとともに、筆者らが開発した生体運動モデルを利用した上肢運動訓練支援ロボットを紹介した。

ロボットの制御アルゴリズムに人間の運動特性を組み入れることで、従来の訓練用ロボットでは難しかった障害者の疾患状態や訓練の進捗に応じたきめ細かい運動訓練が実現できる可能性がある。このような医療現場と障害者が求めるリハビリテーション・ロボットを実現するには、ロボット工学だけでなく人間工学・生体工学の各分野で活躍する研究者、ならびに高度な専門知識を有する療法士が連携して研究開発を進めていくことが重要であろう。

参考文献

- 1) 厚生白書 (平成 8 年版), 財団法人厚生問題研究会, 1996.
- 2) R. B. Salter et al.: Clinical Application of

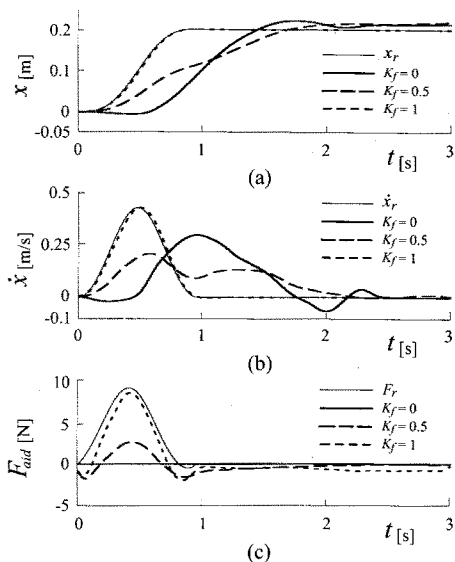


図 6 訓練結果の一例

Fig. 6 Generated trajectories with the robotic assistances

Basic Research on Continuous Passive Motion for Disorders and Injuries of Synovial Joints : A Preliminary Report of a Feasibility Study, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 1, No. 3, pp. 325-342, 1984.

- 3) 土居: 機能回復訓練装置, バイオメカニズム学会誌, Vol. 17, No. 2, pp. 99-105, 1993.
- 4) 宮本: 高齢化社会支援機器に要求されるセンサ・アクチュエータ技術, 日本ロボット学会誌, Vol. 11, No. 5, pp. 628-632, 1993.
- 5) N. Hogan: Impedance Control: An Approach to Manipulation : Part I, II, III, *Transactions of the ASME, Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, Vol. 107, No. 1, pp. 1-24, 1985.
- 6) 榎, 近藤, 永田, 松熊, 坂本, 堀内: 多自由度・力制御の可能な下肢用リハビリ装置, ロボット学会学術講演会論文集, pp. 1039-1040, 1995.
- 7) 岡島, 田中, 長谷川, 内田, 木村, 富田, 堀内, 近藤, 榎: 関節可動域訓練装置: 柔らかさを与える機構の検討, 総合リハビリテーション, 医学書院, Vol. 26, No. 4, pp. 363-369, 1998.
- 8) 岡島, 内田, 榎, 富田, 千野: 下肢可動領域訓練ロボットの開発-柔らかさと剛さを兼ね備えたストレッチ装置-, 医用電子と生体工学, Vol. 37, No. 3, pp. 293-300, 1999.

- 9) N. Hogan, H. I. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna and A. Sharon : MIT - MANUS : A Workstation for Manual Therapy and Training II, *Proceedings of Telemanipulator Technology - SPIE - The International Society of Optical Engineering*, Vol. 1833, 28-34 (1992)
- 10) H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen and B. T. Volpe: Robot-aided Neurorehabilitation, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 6, No. 1, pp. 75-87, 1998.
- 11) 則次, 安藤, 山中: ゴム人工筋を用いたリハビリテーション支援ロボット (第1報インピーダンス制御による訓練運動モードの実現), *日本ロボット学会誌*, Vol. 13, No. 1, pp. 141-148, 1995.
- 12) 坂口, 古荘, 元田: ER アクチュエータを用いたリハビリテーション訓練システムの開発に関する基礎研究, *日本ロボット学会誌*, Vol. 19, No. 5, pp. 612-619, 2001.
- 13) T. Tsuji, Y. Tanaka, M. Kaneko and H. Miyaguchi: A Bio-mimetic Rehabilitation Aid for Reaching Movements using Time Base Generator, *International journal of Machine Intelligence and Robotic Control*, Vol. 2, No. 4, pp. 141-149, 2000.
- 14) F. A. Mussa-Ivaldi and J. L. Patton: Robots can Teach People how to Move Their Arm, *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 300-305, 2000.
- 15) P. G. Morasso: Spatial Control of Arm Movements, *Experimental Brain Research*, Vol. 42, pp. 223-227, 1981.
- 16) T. Flash and N. Hogan: The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model, *Journal of Neurosciences*, Vol. 5, No. 7, pp. 1688-1703, 1985.
- 17) Y. Uno, M. Kawato and R. Suzuki: Formation and Control of Optimal Trajectory in Human Multijoint Arm Movement - Minimum Torque-change Model, *Biological Cybernetics*, Vol. 61, pp. 89-101, 1989.
- 18) D. Bullock and S. Grossberg: VITE and FLETE: Neural Modules for Trajectory Formation and Postural Control, In W. A. Hershberger, editor, *Volitional Action*, pp. 253-297, North-Holland/Elsevier, Amsterdam, 1989.
- 19) P. G. Morasso, V. Sanguineti and T. Tsuji: A Dynamical Model for the Generator of Curved Trajectories, *Proceedings of the International Conference on Artificial Neural Networks*, pp. 115-118, 1993.
- 20) 田中, 辻, 金子: 人間の四肢運動を模擬したロボットの軌道生成法, *日本ロボット学会誌*, Vol. 18, No. 5, pp. 699-705, 2000.