

日常的装具としての電気触覚ディスプレイ

梶本 裕之^{*} 菅野 米藏^{**} 舘 すすむ^{***}

^{*} 電気通信大学人間コミュニケーション学科, 東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1

^{**} 株式会社アイプラス, 東京都文京区本郷 7-3-1

^{***} 東京大学大学院情報理工学系研究科, 東京都文京区本郷 7-3-1

^{*} Department of Human Communication, The University of Electro-Communications, Chofugaoka 1-5-1 Chofu-shi Tokyo 182-0033, Japan

^{**} EyePlusPlus Inc., Hongo 7-3-1 Bunkyo-ku Tokyo 113-0033, Japan

^{***} Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo, Hongo 7-3-1 Bunkyo-ku Tokyo 113-0033, Japan

^{*} E-mail: kajimoto@hc.uec.ac.jp

キーワード: 触覚ディスプレイ (Tactile Display), 電気触覚ディスプレイ (Electro-tactile Display), 視触覚変換 (TVSS), ヒューマンインタフェース (Human Interface)
JL 002/02/4202-0086 ©2008 SICE

1. はじめに

電気触覚ディスプレイは最も構造の簡単な触覚ディスプレイである。皮膚表面に取り付けた電極から体内に微弱電流パルスを送り、皮膚下の感覚神経を活動させる。機械的な駆動部は無く、皮膚に接する電極群があればよい。このため、例えば盲導犬ロボットにおける電気刺激コミュニケーションへの適用¹⁾ など触覚ディスプレイの中でも長い歴史を持つが、主として感覚の質の問題から、電気刺激が研究室を出て実用化される例は稀であった。

本稿はまず電気触覚ディスプレイにおける感覚の質の問題を分類した上で、それぞれに対する我々の解決手法を紹介する。これによって電気触覚ディスプレイが日常的な使用に十分に耐えることが示される。さらに応用例として、これまで提案・開発してきた視覚障害者の感覚代行装置を紹介する。

2. 電気触覚ディスプレイの実用化

電気触覚ディスプレイにおける感覚の質の問題は、次の4つに分類できる。

- 感覚の広がり。
- 刺激に対する恐怖感。
- 感覚強度のばらつき。
- 狭義の感覚の質。

以下それぞれの問題の原因と解決手法を示す。

2.1 感覚の広がり

第一の問題である感覚の広がりとは、機械刺激に比べて電気刺激の場合、刺激部位に対して感覚を生じる面積が広く、時には数 cm 離れた場所で感覚を生じてしまうというものである。これは触覚ディスプレイを記号的な情報の提示に利用しようとした場合に特に問題となる²⁾。

この問題は電気刺激が、感覚受容器ではなく受容器に接続された神経を刺激しているために生じる問題である。長く伸びた神経のある場所を刺激したとしても、ユーザが知覚する場所は神経末端の受容器位置となる。このため刺激部と感覚生起部には常にずれが生じ、このずれの集積がばやけとなる (図1左)。

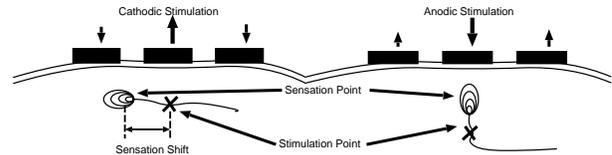


図1 電気刺激における感覚の広がり

左: 通常の陰極性電流では皮膚水平の神経を刺激するため刺激位置と感覚生起位置がずれる。右: 陽極性電流では皮膚垂直方向の神経を刺激するため刺激位置と感覚生起位置を近づけることができる。

我々はこの問題を次のように解決した。通常の電気刺激では刺激電極としては陰極を用いる。これは吸い込み電流によって皮膚内部に生成される電位分布が、皮膚水平方向に走行する通常の神経を効率的に刺激するためである。これに対して我々は刺激電極として陽極を用いた。すると電位分布が逆転することによって、皮膚垂直方向に走行する神経を選択的に刺激することができる。この場合、やはり軸索の活動開始部位と機械受容器の存在する位置はずれるものの、感覚上はずれを生じない (図1右)。

我々は実際に陽極刺激を用いた電気刺激において、指先で2ないし3mm、額で3ないし4mmの、機械刺激と同等ないしそれ以上の空間解像度を実現できることを確認している^{3), 4)}。

2.2 刺激に対する恐怖感

機械的な刺激であれば、たとえ鋭くとがった画鋸に触れる際でもそれほどの恐怖感はない。これに対して電気触覚ディスプレイはたとえ弱い刺激であっても恐れを抱くことがある。これは何故であろうか。

この問題はユーザの能動性の有無が鍵となっている。機械的なディスプレイの場合、ユーザが少し触れば弱く、強く押せば強い刺激が返ってくる。つまり機械的な提示ではユーザが能動的に刺激の量を調整することができる。これに対して電気触覚ディスプレイの場合、ユーザの接触圧に関係なく一定の刺激が提示されるという、ある意味で純粹な皮膚感覚ディスプレイであるために、逆に刺激量をユーザが能動的に調整できない。これが恐怖感を生じる原因である。

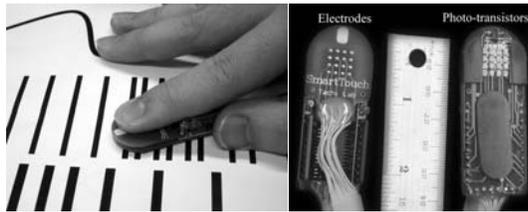


図2 SmartTouch

左：使用状況．右：表面電極および裏面光センサ．光センサで得た濃淡情報を触覚提示することで簡便な視触覚変換を実現．

我々はディスプレイに力センサを内蔵し、機械提示の場合と同等の能動性を付与するだけで、ユーザが全く恐怖感を感じなくなることを見出した．実際にこの方式を用いた指先へ提示する視触覚変換装置“SmartTouch”³⁾ (図2)は、数千人規模のデモンストレーションで問題なく使用できることを確認している．

この問題は頻繁に接触・非接触を繰り返すような環境接地型の皮膚感覚ディスプレイで特に顕著であるが、つねに皮膚と電極が密着する装着型ディスプレイでは大きな問題とはならない．ただし常にボリュームを簡単に調整できること、電源投入時に刺激量が必ず0となっていることを保証することは実用上重要である．

2.3 感覚強度のばらつき

第三の感覚強度のばらつきの問題は、特に電極個数が数十ないし数百個と非常に大きくなった場合に発生する．刺激場所ごとの電流閾値のばらつきが大きい場合、例えば腹全体、額全体という大面積に安定して感覚提示を行うことが出来ないという問題である．

これは本質的には電気刺激のダイナミックレンジの狭さから生じる問題である．例えばあるパルス幅の電気刺激で感覚を生じる電流閾値が1mA程度である時、2倍の2mAでは非常に強い感覚を生じてしまう．つまり許される電流の調整幅は2倍程度しかない．一方で乾式電極を用いた電気触覚ディスプレイでは、刺激場所に依存して2倍程度の電流閾値のばらつきは容易に生じる．このため複数点の電極に同時に提示する場合、全ての電極で感覚を生じるような電流値を用いると、閾値の低い刺激点では耐え難い強さの感覚を生じるようになってしまう．

この問題への根本的対処としては、皮膚インピーダンスと電流閾値の関連を求めることが考えられ、電流と電圧の積すなわちエネルギーを一定とする制御方式が提案されている¹⁾．しかし現在のところインピーダンスと電流閾値の間関係は完全には定式化されておらず、多点電極を安定的に刺激する手法は確立しているとは言い難い．

我々はこの問題に対してパルス幅の最適化によって対処可能であることを見出した⁵⁾．従来電気刺激のパルス幅は「エネルギー最小化」を規範として最適化されてきた．電気

刺激で多く用いられる200~300 μ sというパルス幅は、最少エネルギーでの刺激を実現するという目的に対して最適なものである．これに対して我々は、従来用いられてきたパルス幅に比べて極端に短い10~20 μ sのパルス幅を用いることが、刺激の空間的ばらつきを押さえる上で効果的であることを見出した．これは恐らく、刺激閾値のばらつきが皮膚角質によるキャパシタンス成分のばらつきによって生じるのに対して、短いパルス幅のパルスは高い周波数成分を持つためキャパシタンスを貫通するというところであろうと考えられる．

2.4 狭義の感覚の質

第四の狭義の感覚の質の問題とは、機械刺激と比べて感覚が純粹に異なるという問題である．これは用途によっては問題とはならない．実際、電気刺激は通常「ビリビリするから不快だ」と誤解されているが、この「ビリビリによる不快感」の大部分は、実は第二の問題から生じている．

もちろん自然な触感を電気刺激で実現するという課題は重要である．我々はこれまで電気刺激を用いた触覚ディスプレイでリアルな触感を生成する手法を提案してきた^{6),7)}．基本的な考え方は触覚受容器に着目し、受容器の種類ごとに選択的な刺激を行うというものである．

視覚ディスプレイで用いられる原色(RGB)は、網膜の色感受性細胞を個別に刺激するものであり、混合により任意の色を再現出来る．これと同様の手法で任意の触覚を再現しようというものであり、視覚との類推から我々は「触原色」と呼んでいる．

一方で電気刺激特有の現象を用いることによる感覚の質の向上も試みている．電気刺激の重要な特徴の一つは、受容器が本来は活動出来ないはずの高い周波数で神経を直接駆動させることが可能であるという点である．これは人工的な感覚が生じてしまう原因の一つでもあるが、同時に積極的に活用することもできる．

例えば皮膚浅部に存在するMeissner小体の機械的な応答周波数領域は20-70Hz程度であるが、これに対して90Hz程度以上の電気刺激を与えると、本来はあり得ない頻度の神経活動を生じさせることになる．するとユーザは刺激を感じるものの、その刺激が振動であることを認識し難い．この結果として、擬似的な圧覚としか表現できないような感覚となることが見出されている⁸⁾．

3. 額への触覚提示を用いた視触覚変換

電気触覚ディスプレイは機械的な駆動方法をとる他のディスプレイに対して、小型・軽量・低消費電力というすぐれた特徴がある．このため我々は電気刺激の重要な応用として、日常的に携帯可能な視触覚変換装置を提案した．

3.1 先行研究

現在までに提案されているほとんどの視触覚変換装置は、Collins⁹⁾らによるTVSS(Tactile Vision Substitution

System) が原型である。TVSS では CCD カメラによって取得した映像を、装着者の背中に配置した 400 点の機械振動子によって触覚パターンとして提示していた。

しかし視覚情報の極端な記号化に頼らず、直接的に触覚パターンとして表現したい場合、大面積のパターンをリアルタイムに提示しなければならない。このとき機械式の刺激装置は重量、サイズ、消費エネルギーの点で不利となる。効率的な刺激を実現するには機械的な共振を利用することが一般的であるが、騒音の問題を生じる。

電気刺激による触覚提示は以上のような実装上の問題を一掃するものと言える。そもそも Collins らによる TVSS 提案の段階で電気刺激も手法の一つとして取り上げられていた。また Kaczmarek¹⁰⁾ らは刺激場所として舌を用いる電気刺激による視触覚変換を提案している。

既に述べたように電気刺激の普及を阻んできた感覚の質の問題が解決されつつある現段階において、電気触覚ディスプレイを用いた日常的に携帯可能な視触覚変換装置は現実的な選択肢となったと言える。

3.2 刺激部位

我々は日常的な使用に耐える携帯可能な視触覚変換装置の実現を目標とした。このため刺激部位に関しても現実的な選択肢を熟慮する必要がある。

従来から多く用いられてきた腹背部は触覚の解像度が低いため、大面積触覚提示が必要となり提示装置は大型化しやすい。特に電気刺激を用いる場合、皮膚と電極の接触を安定化させる必要がある。導電性ペースト、あるいはシートを日常的に、腹や背の大面積領域に貼り続けることは苦痛を伴い、現実的とは言い難い。舌の利用も同様の理由から採用は難しい。

我々は額を刺激部位として用いることを提案した。額は手指、唇、舌につぐ受容器密度を持ち、触覚解像度と面積から計算される提示可能ピクセル数は背中と同等である¹¹⁾。また日常生活のほとんどの場面で他に使用することのない部位である。さらに頭部にカメラを搭載した視触覚変換システムを考えた場合、頭部運動が直接的に触覚に反映され、座標変換の必要が無い。

幾つかの研究が額の利用を提案している¹²⁾。しかしいずれも機械的な刺激装置を用いており、現在のところ携帯可能なシステムは実現していない。電気刺激を用いることで薄いヘッドバンド状に作成すれば着脱は容易であり、外観上の問題も少ないと考えられる。

3.3 システム構成

提案したシステムの外観を図 3 に示す。またシステム構成を図 4 に示す。サングラス内蔵の NTSC カメラによって 30fps で画像をとらえ、Intel Xscale/PXA255 プロセッサによって画像処理を行う。処理結果はシリアル通信によって Renesas H8/3069 プロセッサに送られ、最終的に面パターンの提示を行う。



図 3 額装着型電気触覚ディスプレイを用いた視触覚変換

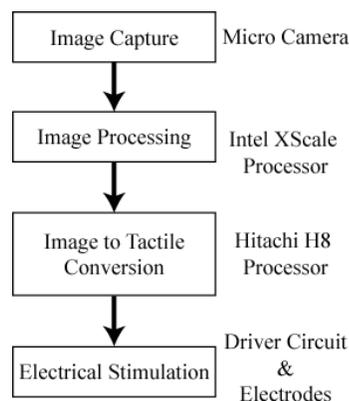


図 4 システム構成

(1) 画像処理

画像処理の流れを図 5 に示す。33ms おきに送られてくる NTSC 信号はまず 160×80 のグレースケール画像となり、LoG(Laplacian of Gaussian) フィルタによってエッジ抽出される。その後画像は 32×16 に圧縮される。強度のスケールは現在のところ 4 段階 (2bit) である。

(2) 額への電気刺激

額用の電気触覚ディスプレイを図 6 に示す。額は球に近い形状を持つため平面状のディスプレイでは対応できず、小型の電極基板を複数用いて額形状に対応している。

額の触覚解像力は 4.0 ないし 6.3mm と言われる^{13), 14)}。この数値は機械的な刺激に対して得られたものであるが、すでに第 2.1 節で述べたように我々の用いた電気刺激手法では機械刺激と同等ないしそれ以上の空間解像度を実現可能である。実際に額で測定したところ 3.0 ないし 3.5mm の値を得た⁴⁾。

この高い解像力を十分に生かすため、電極中心間隔は 3.0mm とした。電極直径は 2.0mm、電極間隔は 1.0mm である。また額は縦 50mm、横 150mm 程度であるが、特

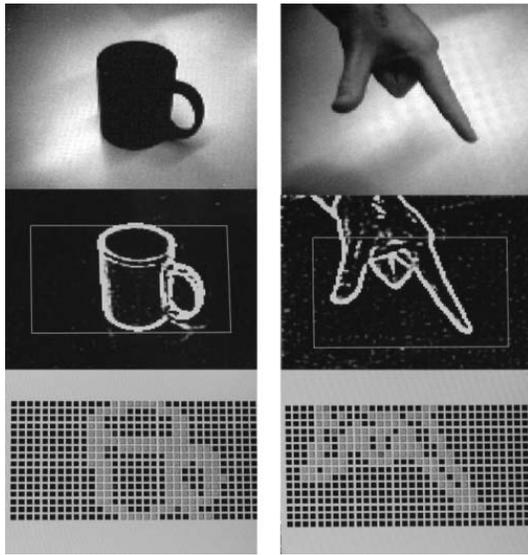


図5 画像処理
グレースケール画像がエッジ抽出された後電極サイズに圧縮される。

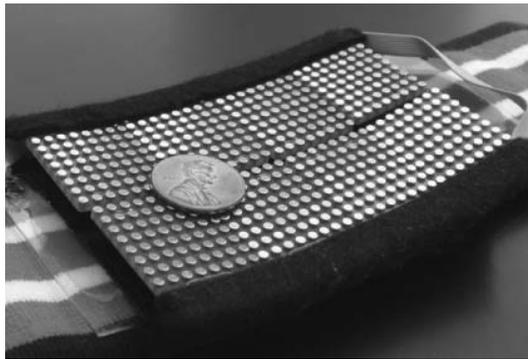


図6 額電極
横 32, 縦 16, 総計 512 点. 電極中心間隔 3.0mm .
電極直径 2.0mm .

に平坦な領域を用いるとして刺激点を縦 16 点, 横 32 点設けることとした. 全刺激点数は 512 点となる.

512 という刺激点数は機械, 電気いずれの触覚ディスプレイでも, 携帯型としては多い刺激点数である. 電気刺激により 512 点の触覚提示を小型軽量のまま実現するためには, 各電極の駆動方法を工夫する必要がある. 我々は高速スイッチングによる走査刺激を用いて多点刺激を実現している^{15)~17)}. ある瞬間は一つの電極のみ電流源に接続され, 他の全ての電極は接地されることにより, 等価的な同心円電極が形成される. 刺激点は高速に切り替えられ, ブラウン管テレビと同様の走査方式で全点が刺激される(図7).

(3) 導電ゲルシート

通常安定した電気刺激を行う場合には導電性のジェルを用いることが多いが, 日常的な使用を考えると使用感の悪さはぬぐえない. 我々は新たに取り扱いの容易な導電ゲル

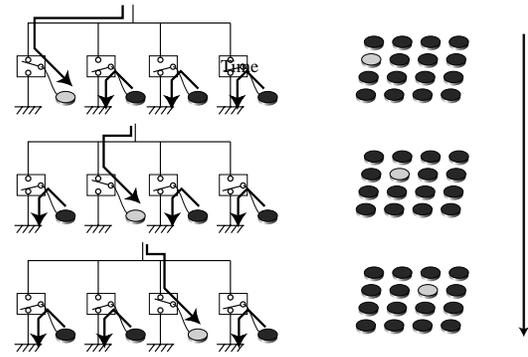


図7 スwitching回路を用いた走査
各電極を電流源, グラウンドに接続することで刺激電極を切り替える.

シートを用いる手法を開発した. ゲルシート的设计には次のような要因を考える必要があった.

1. ゲルが薄いと電流の拡散効果が不十分となり, 痛覚を抑制できない.
2. ゲルが電極間隔にくらべて相対的に厚いと電流の大部分はゲルのみを通過し, 消費電力の問題を生じる.
3. ゲルのインピーダンスが皮膚インピーダンスに比べて低いと電流の大部分はゲルのみを通過し, 皮膚に到達しない.
4. ゲルのインピーダンスが皮膚インピーダンスに比べて高いとゲルにおける電圧降下が大きくなり, やはり電流は皮膚に到達しない.

一般的な経皮電気刺激では, 電極間隔は 3 ないし 10mm 程度と充分大きいので, 上記関係のうちゲル内部の電流経路に起因する 2~4 はほとんど無視しうる. このため低い体積抵抗をもつ分厚い導電ゲル, あるいは導電ペーストが用いられる. これらの導電層の役割は主に接触の安定化と説明される.

しかし我々は額という狭い領域に高密度に電極を配置する必要があり, このため導電ゲルの最適設計は極めて重要な課題となった. このようにして設計したゲルシートを用いた場合, 痛覚などの不快感を生じることなく触覚提示が可能となり, さらに消費電力も携帯機器として実用的な値に抑えられることを確認した(図8).

4. おわりに

本稿はまず前半において, 電気触覚ディスプレイの普及を阻む「感覚の質」という問題と, それに対する我々の対策を概観した. これにより電気刺激という古典的でありながら日常的な用途に用いられなかった手法が, 十分に実用化可能となっていることを示した.

このように問題が解決された電気触覚ディスプレイは小型軽量, 低消費電力という点で魅力的なデバイスとなる. 本稿の後半では実際に電気触覚ディスプレイを利用した応用

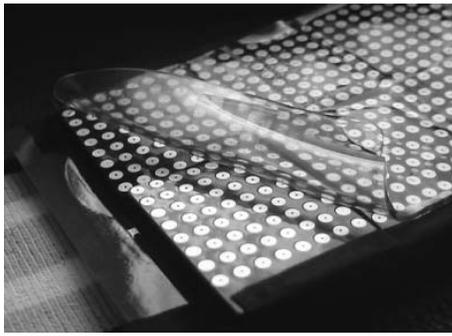


図8 額電気刺激用ゲル
最適設計されたインピーダンスにより感覚を安定化する。

事例として、額への触覚提示を用いた視覚障害者の視触覚変換システムを紹介した。

ただし本稿が扱った範囲は、視触覚変換システムのうち触覚提示部のみである。実際には外界から情報を取得するセンシング部分もさらなる改善が必要であることは間違いない。例えば単なる画像情報ではなく対象との距離情報を提示する必要性はすでに多く指摘される所であるが¹²⁾、屋外で使用できる軽量のレンジファインダ技術自体が高度な技術的課題を含む。以上のことを勘案し、今後はセンシング部も含めた全システムの最適設計を進める予定である。

参考文献

- 1) Tachi S., Tanie K., Komiyama K., Abe M., "Electrocutaneous Communication in a Guide Dog Robot (MELDOG)," IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. BME-32, no. 7, pp. 461-469, 1985.
- 2) Higashiyama A., Rollman G. B., "Perceived Locus and Intensity of electro-tactile Stimulation," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.38, No.7, pp.679-686, 1991.
- 3) Kajimoto H., Inami M., Kawakami N., Tachi S., "Smart-Touch: Electric Skin to Touch the Untouchable," IEEE Computer Graphics & Applications Magazine, pp.36-43, Vol. Jan-Feb, 2004.
- 4) Kajimoto H., Kanno Y., Tachi S., "Forehead Electro-tactile Display for Vision Substitution," In Proc. EuroHaptics pp.75-80, 2006.
- 5) 梶本, 館, "高密度・大面積電気触覚ディスプレイにおける感覚安定化," 第20回生体・生理工学シンポジウム予稿集, 2005.
- 6) Kajimoto H., Kawakami N., Maeda T., Tachi S., "Tactile Feeling Display using Functional Electrical Stimulation," In Proc. International Conference on Artificial Reality and Telexistence (ICAT), pp.107-114, 1999.
- 7) 梶本, 川上, 前田, 館, "皮膚感覚神経を選択的に刺激する電気触覚ディスプレイ," 電子情報通信学会論文誌, Vol. J84-D-II, No.1, pp.120-128, 2001.
- 8) 梶本, 館, "経皮電気刺激における振動知覚の電極サイズ依存性," 電子情報通信学会論文誌, Vol.J88-D2 No.12, pp.2380-2387, 2005.
- 9) Collins C. C., "Tactile television - mechanical and electrical image projection," IEEE Trans. Man-Machine Systems, Vol. MMS-11(1), pp.65-71, Mar 1970.
- 10) Kaczmarek K. A., Tyler M. E., "Effect of electrode geometry and intensity control method on comfort of electrotactile

- stimulation on the tongue," In Proc. of the ASME, Dynamic Systems and Control Division, Vol. 2, pp. 1239-43, 2000.
- 11) Kandel E. R., Schwartz J. H., Jessell T. M., "Principles of Neural Science," Appleton & Lange, 2000.
- 12) 阿曾沼, 箱崎, 和田, 松本, "視覚障害者のための歩行支援装置の開発 - 風刺激による距離情報の提示 -, " 第31回感覚代行シンポジウム, pp.61-66, 2005.
- 13) Boring E. G., "The two point limen and the error of Localization," Americal J. Psychol., Vol.42, pp.446-449, 1930.
- 14) Weinstein S., "Intensive and extensive aspects of tactile sensitivity as a function of body part, sex, and laterality," The Skin Senses, C.C Thomas, pp.195-222, 1968.
- 15) Takahashi H., Kajimoto H., Kawakami N., Tachi S., "Electro-tactile display with localized high-speed switching," 12th Int. Conf. on Artificial Reality and Tele-Existence (ICAT), pp.10-15, 2002.
- 16) Jones K. E., Normann R. A., "An advanced demultiplexing system for physiological stimulation," IEEE Trans. BME, Vol.44, No.12, pp. 1210-20, Dec. 1997.
- 17) McDermott H., "An advanced multiple channel cochlear implant," IEEE Trans. BME, Vol.36, No.7, pp. 789-97, Jul. 1989.

[著者紹介]

梶本 裕之君 (正会員)

1998年3月東京大学工学部計数工学科卒業。2003年3月同大学院情報理工学系研究科システム情報学専攻博士課程退学。博士(情報理工学) 2001年4月日本学術振興会特別研究員(DC1)。2003年4月東京大学助手。2006年9月電気通信大学助教授。2007年4月同准教授。触覚ディスプレイ, 触覚センサ, パーチャルリアリティシステムなどの研究開発に従事。日本パーチャルリアリティ学会, 日本ロボット学会, 計測自動制御学会各会員。

菅野 米藏君

1971年神奈川大学経済学部卒業, 1973年日本IBM(株)入社, 1978年IBMペープリンゲン研究所, 1990年日本IBM(株)中部営業部SE次長, B777開発室長, 本社副社長補佐, 製造業担当営業部長を歴任, 1995年メディアグリップ(株)設立代表取締役, 1998年より視覚障害者用生活補助装具の研究に着手し, 2003年東京大学情報理工学系研究科館研究室と共同研究を開始, 2005年より(株)アイプラスを設立し代表取締役として視覚障害者用生活補助装具の開発と事業化に取組む。

館 すすむ君 (正会員)

昭43東大・工・計数卒。昭48同大学院博士課程了。工博。同年同大助手。昭50通産省工技院機械技研研究員, 主任研究官, 遠隔制御課長, バイオロボティクス課長, マサチューセッツ工科大学(MIT)客員研究員を経て, 平1東大・先端科学技術研究センター助教授。平4同センター教授。平6同大学院・工・計数工教授。平13同大・情報理工・システム情報学専攻教授。盲導犬ロボット, テレグジスタンス, 人工現実感などの研究に従事。IEEE/EMBS学会賞, 通産大臣賞, 国際計測連合(IMEKO)特別勲功賞などを授賞。IMEKOロボティクス会議議長。日本パーチャルリアリティ学会初代会長。SICEフェロー。SICE第46期会長。