

# Substituição Sensorial para Auxílio à Mobilidade de Deficientes Visuais via Eletroestimulação Tátil

Mauro Conti Pereira<sup>1,4</sup>, Alberto Cliquet Jr<sup>2,3</sup>, Fuad Kassab Jr<sup>1</sup>

4 Cursos de Eng.de Computação e de Eng.Mecatrônica – Universidade Católica Dom Bosco –Campo Grande,MS

2 Departamento de Ortopedia e Traumatologia – Faculdade de Ciências Médicas/UNICAMP

3 LABCIBER – Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação – SEL/EESC/USP

1 LAC – Laboratório de Automação e Controle, Depto de Engenharia de Telecomunicações e Controle, Escola Politécnica da USP - Avenida Prof. Luciano Gualberto, travessa3 nº 158 - CEP - 05508-900 - São Paulo/SP

Email: mauro@lac.usp.br

## Resumo

Este trabalho descreve um sistema desenvolvido na USP para o auxílio a deficientes visuais em um problema prático de sua vida diária, de familiarização de um ambiente desconhecido, que pelas técnicas habituais de orientação e mobilidade é muito demorado e nem sempre possível de ser completado. Para tal, foi proposta a substituição sensorial (SS) da visão pelo tato, fazendo com que imagens fossem capturadas, tratadas digitalmente para detectar seus contornos e reduzir resolução, e posteriormente passadas ao usuário através de eletro-estimulação cutânea no abdômen. Foram desenvolvidos e são descritos o protótipo do equipamento, o software para tratar a imagem capturada num PC e uma matriz de eletrodos flexível. Também são descritos os testes planejados de ajuste e treinamento com o equipamento, e vantagens de uso desse sistema externo.

## 1. Introdução

Entre os problemas decorrentes da deficiência visual, podemos destacar a locomoção, incluindo a dificuldade de montar uma representação mental de ambientes desconhecidos e a leitura de letreiros em ônibus e salas de corredores, escolas prédios públicos. Para o primeiro problema existem instituições que auxiliam as pessoas portadoras de deficiência (PPDs) visual no ensino de técnicas de orientação e mobilidade (OM), que consistem basicamente em algoritmos de busca exaustiva do ambiente. Para saber em qual sala ir ou qual ônibus escolher, a PPD precisa do auxílio de terceiros.[1]

Buscando aumentar a independência da PPD, foi desenvolvido e está em testes na USP um sistema que busca passar informações visuais através de eletro-estimulação tátil, na região do abdômen, dando seqüência a estudos preliminares iniciados em 1993 por Antonino [13], mas agora aprofundando mais e agregando técnicas adicionais para focar na solução de problemas específicos.

A visão humana possui camadas de células nervosas capazes de detectar contornos, ao passo que o sistema somestésico (tato) não, além do tato de ter uma

densidade de receptores nervosos e uma representação cortical muito inferior à visão.[2],[3]

Para diminuir o efeito destas limitações do tato, as imagens capturadas são primeiramente processadas digitalmente por um PC, para detectar bordas e diminuir sua resolução, usando algoritmos de filtros espaciais e técnicas não lineares. Em seguida a informação é passada serialmente a um microcontrolador que controla um equipamento para ativar estímulos elétricos em uma matriz de eletrodos desenvolvida para a aplicação.

O uso de substituição sensorial (SS) é antigo, pois até mesmo quando um cego lê em Braille ou um surdo faz leitura labial, estão usando um sentido para substituir outro. Contudo, ao contrário da crença popular, a perda de um sentido não acarreta automaticamente a melhora dos demais, há que haver muito treinamento para desenvolver suas habilidades compensatórias.[4]

Usando tecnologia com SS, existem trabalhos desde a década de 70, e até hoje a tecnologia ainda está sendo desenvolvida.[5],[6] Existem atualmente muitos grupos no mundo tentando melhorar a vida diária de deficientes visuais, desenvolvendo pesquisa básica e equipamentos de SS [7], [8], [11], [14], [15], [27],[28], [29], [30], [31],[32], [33], [34], [35], [40], desenvolvendo próteses visuais que visam criar uma retina artificial [8],[9], ou mesmo tentando estimular diretamente o córtex cerebral. [10] Além disso, existem também pesquisas de SS para propriocepção artificial para uso em próteses, em realidade virtual, em telecirurgia e até como canal adicional de informações para pilotos de aviões de caça.[12], [13], [14], [15], [16], [17], [28], [36], [39]

É importante destacar que este sistema não visa a recuperação completa da visão perdida como várias outras pesquisas mais a longo prazo tem feito, mas busca sim criar um auxílio que melhore as condições de vida da PPD resolvendo problemas práticos de sua vida diária, procurando-se obter resultados num tempo menor.

Por não requerer intervenção cirúrgica, as vantagens de um sistema de SS tátil externo são diversas, entre elas:

- risco zero de infecção (ao contrário de implantes);
- aplicação em pacientes com visão subnormal e cegueira por qualquer origem, sem limitação (ao

contrário da retina artificial e estimulação direta do córtex);

- maior autonomia, permitindo a retirada pra a prática de esporte, tais como natação;
- menor custo e facilidade de implantação, resultando numa maior acessibilidade.

## 2. Materiais e métodos

Desde o princípio do projeto houve a preocupação de se fazer um sistema portátil com o menor custo possível, para torná-lo acessível a PPDs.

O protótipo do sistema consiste de uma câmara, microcomputador, equipamento para eletro-estimulação e matriz de eletrodos. O sistema captura imagens através de uma *webcam* ligada a um microcomputador, que processa a imagem e a passa serialmente ao eletro-estimulador, e este por sua vez à matriz de eletrodos. Contém também um sistema complementar de avaliação de distância por ultra-som para compensar a falta de estereoscopia ocasionada pelo uso de uma única câmara. Futuramente o PC e a Webcam serão substituídos por um sensor CCD acoplado a um par de óculos e a por processador mais poderoso na placa-mãe do equipamento, tornando-o totalmente portátil e independente, conforme figura 1. Os óculos também contarão com o atual sensor de ultra-som para estimar distância, acionando um motor excêntrico que vibra tanto mais quanto mais perto estiverem os obstáculos na imagem capturada. Assim, pode-se diferenciar entre uma mesa pequena e próxima de uma grande e distante.

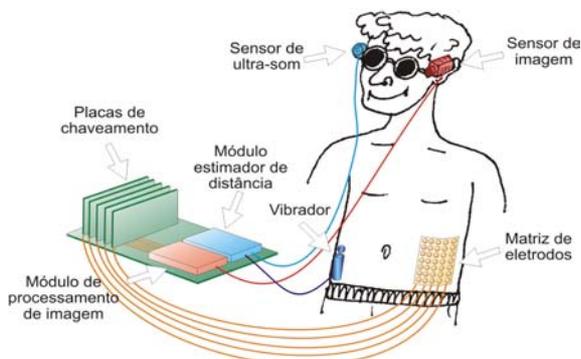


Figura 1. Visão geral do sistema

**Processamento da Imagem** O microcomputador tratando por *software* estas imagens capturadas, transformando o original de 320 x 240 pixels coloridos em uma imagem binária (preto e branco apenas) de 20 colunas de 15 pixels cada. O programa de imagens consiste em converter em tons de cinza e binarizar a imagem, diminuir detalhes, detectar bordas e diminuir resolução. Ele usa técnicas de filtros espaciais como Sobel, Canny e outros, [18],[19], e para simplificar as imagens usa espaço de escala e difusão anisotrópica, [20], [21], [22] e morfologia matemática [23].

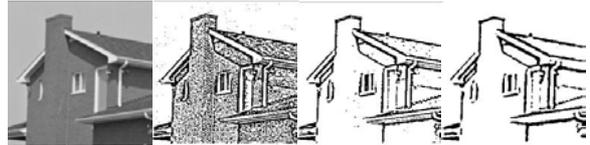


Figura 2. exemplo de simplificação por difusão anisotrópica

A figura 3 mostra exemplo do efeito de progressivamente baixar a resolução de uma imagem típica.

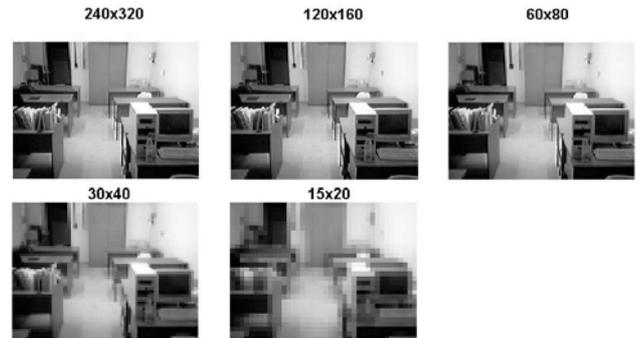


Figura 3. exemplo de diminuição de resolução

**Hardware.** Este conjunto de 300 bits é passado serialmente a um microcontrolador para acionar o sistema de estimulação, acionando numa matriz de eletrodos posicionada sobre o abdômen apenas os eletrodos correspondentes aos *pixels* ativos na imagem tratada. O hardware e a matriz de eletrodos foram baseados em princípios encontrados em [7], [17],[24],[25].

Para garantir segurança do usuário, são usados relés de estado sólido (foto-acopladores) na etapa que se conecta à matriz de eletrodos, permitindo corrente em ambos sentidos para testes de nível médio, e a fonte de alimentação é composta por baterias recarregáveis para isolar-se totalmente da rede elétrica.

Para maximizar a duração da fonte de alimentação para equipamentos portáteis, fez-se um estudo das possíveis fontes existentes, escolhendo-se baterias de NiMH por ter a melhor combinação entre densidade energética e facilidade de obtenção. Mas detalhes a respeito podem ser encontrados em [26].

**Eletrodos.** A matriz de eletrodos foi projetada em material flexível, usando técnicas de circuitos impressos flexíveis usados normalmente em conexão de peças móveis, tais como cabeças de impressoras e teclados de membrana. É feito através de deposição de tinta condutora sobre lâminas de poliéster. Para melhorar o acoplamento à pele é usada tinta adequada para equipamentos médicos, à base de cloreto de prata, e gel condutor não salino, para não corroer os eletrodos com o uso repetido. O dimensionamento seguiu sugestões de [7] e [12]. Para fixação, é usada uma faixa elástica abdominal.

Bach-Y-Rita, Kaczmarek, Beebe, Sampaio e Tang [30], [31], [32], [38] sugeriram e testaram outros locais para estimular, tais como o dedo, a língua e o palato (céu-da-

boca). Nestes 2 últimos, a intensidade do estímulo pode ser menor, devido à ausência da epiderme na mucosa (cai de cerca de 50 V para cerca de 3 V), além de terem uma grande concentração de receptores nervosos e da saliva ser um condutor natural. O palato é ainda melhor que a língua, pois não tem sensores gustativos para interferir. Contudo, devido à pequena área disponível, as matrizes implementadas ficaram limitadas em tamanho (12x12 na língua, 8x8 no palato). O mesmo ocorre com o uso da ponta do dedo, onde há muita densidade de receptores táteis, mas devido à pequena área ficam limitados a uma matriz de 49x49.

Apesar de ter menos receptores e menor representação cortical, a região do abdômen foi escolhida por possuir área maior, possibilitando matrizes de dimensões maiores. O aparelho final deve conter 15 colunas de 20 pixels, mas para testar os princípios foi desenvolvido um protótipo reduzido, de 5 colunas de 7 eletrodos cada.

**Formato da onda.** Seguindo sugestões de [12], [7], [34] e [35], a forma escolhida para estimulação foi um trem de pulsos. Inicialmente para possibilitar os testes do resto do equipamento, foi feita a geração dos estímulos a partir de um hardware ajustável por *trimpots*, mas com *jumpers* de configuração que possibilitaram ser gerado a partir de pinos de saída de microcontrolador. Isto possibilita ajustar por *software* a largura do pulso, a quantidade de pulsos em cada rajada, o intervalo entre rajadas, e o ciclo de trabalho do pulso. Uma chave física possibilita escolher entre sinais bifásicos ou monofásicos (com nível médio nulo ou não).

**Circuitos.** O circuito do equipamento é composto por uma placa-mãe que recebe os sinais e distribui entre placas, composta por amplificador para aumentar a intensidade do trem de pulsos recebido do microcontrolador, e por circuitos de endereçamento que acionam circuitos de comutação da etapa de potência (sinal amplificado). Cada placa conta também com LEDs na parte superior, e como as placas estão num barramento, em posição vertical, formam uma imagem que indica ao pesquisador qual padrão está sendo estimulado no voluntário. Na versão final estes LEDs são desnecessários, apenas aumentando o consumo das baterias e diminuindo sua vida útil, e serão retirados do projeto. Além disso, haverá a opção de capturar imagens apenas quando desejado pelo usuário, aumentando a autonomia do sistema.

A estimulação é feita por tensão, por garantir que se um eletrodo se descolar da pele, a resistência do acoplamento cai, e assim a potência do sinal cai, provavelmente o sinal cai abaixo do limiar de percepção da pele, deixando de funcionar, mas pelo menos não causa ferimentos ao usuário.



**Figura 4.** placa para estimulação de cada coluna de eletrodos, e montagem das 5 placas

O equipamento é mostrado na figura 4, contendo hoje 5 placas para uma matriz de 5 x 7, cada placa cuidando de uma linha na matriz de eletrodos. Mas o projeto permite a expansão para conectar até 15 placas à placa-mãe.

**Testes.** Usando este protótipo, pode-se fazer os primeiros testes com sujeitos divididos em grupos de videntes, cegos congênitos e cegos adquiridos (após os 5 anos de idade) [13], conforme figura 5.



**Figura 5.** usuários testando sentado e em pé

Os testes do protótipo foram planejados para serem aplicados em 4 etapas (atualmente sendo feita a primeira etapa):

1. Ajuste dos equipamentos para definir:
  - a. melhor forma de onda da estimulação (formato, repetição de pulsos, amplitude) e espaçamento e tamanho de eletrodos.
  - b. uso de fenômenos táteis para tentar aumentar resolução [12]
  - c. modo de desenhar as figuras, definindo se os eletrodos a serem ativados serão ligados por 3 alternativas (ao mesmo tempo como um carimbo, por coluna ou ponto a ponto, como um desenho a lápis, mas sobre a pele).
2. Treinamento dos 3 grupos para reconhecimento de padrões geométricos (retas, círculos, quadrados, padrões psicofísicos tais como colunas alternadas...) de diferentes tamanhos, coletando os percentuais de acerto e tempo de reconhecimento. Estas figuras são geradas no próprio microcontrolador, dispensando o PC nesta etapa.
3. Passagem de imagens de ambientes controlados, com poucos móveis, capturadas e tratadas pelo PC. O sensor de ultra-som será usado apenas na parte final deste teste.
4. Passagem de letreiros colocados em imagens de teste, encontrados automaticamente por algoritmos segmentação – isto ainda falta ser implementado.

Os voluntários devem ser preferencialmente todos de mesmo sexo e ter familiaridade com conceitos geométricos simples.

**Análise dos dados:** Com base nos testes de cada usuário, é possível totalizar e levantar por grupo dois gráficos principais:

- percentual de acerto versus a quantidade de horas de treinamento realizadas,
- tempo gasto para reconhecer um padrão versus a quantidade de horas de treinamento.

Também serão coletados de cada voluntário seus dados antropométricos, como peso, altura, composição corporal através de dobras cutâneas usando adipômetro. Isso permitirá uma possível futura análise também da influência da gordura na percepção tátil de imagens.

**Futuro.** Em um futuro próximo o equipamento deverá contar com programa para encontrar cartazes e sinais na imagem capturada (teste 4) e estimular diretamente na pele do usuário as informações neles contidas.

Depois de terminados os testes em andamento, numa etapa posterior, o aparelho final e a matriz de eletrodos correspondente de 15 x 20 serão construídos, possibilitando o uso de imagens maiores. Vale lembrar que ainda assim, com apenas 300 pontos, as imagens passadas serão simplificadas passando apenas contornos dos objetos. Por enquanto, imagens maiores podem ser estimuladas simulando a matriz atual como se fosse uma janela deslizante sobre a imagem, usada como se usa uma lupa.

O principal uso do sistema em OM é na etapa de familiarização em ambientes desconhecidos. Portanto, visando diminuir consumo de baterias o usuário poderá acionar o sistema apenas quando quiser, como se estivesse batendo uma foto.

Além disso, a intenção é miniaturizar o sistema posteriormente, tornando-o mais portátil e com maior autonomia de baterias, interfaceando um sensor de imagem (CCD ou MOS) e usando um processador de maior potência. O sensor de preferência seria o MOS, que tem sensibilidade à luminosidade menor que o CCD (3 lux versus 0.5 lux), mas consomem muito menos energia. No processo de miniaturização foram estudados diversas tecnologias, inclusive usando FPGAs (*field programmable gate arrays*) capazes de suportar o circuito de seleção de endereços e *latch* das linhas, bem como um processador interno. Mas seu custo seria excessivo (da ordem de centenas de dólares) e consumiria muita energia. Assim, a solução ideal é usar processadores DSP, tais como o Texas TMS320C55 de ponto fixo, de mais de 100 MIPS. Não é necessário usar ponto flutuante por causa da baixa periodicidade da imagem. Como na melhor das hipóteses o usuário leva mais de 30 segundos para reconhecer uma imagem, este processador opera com folga entre uma imagem e outra. Para manter os custos baixos, a parte de lógica e o chaveamento então serão feitos com alguns poucos chips SMD (*surface mounted device*) em vez de FPGAs,

devendo-se usar placas multi-camadas para diminuir o tamanho.

### 3. Discussão e conclusões

O equipamento está pronto e funcionando, sendo feitos os testes da etapa 1.

Apesar do estímulo ser elétrico, obteve-se uma sensação de vibração quando são ajustadas adequadamente as formas de onda e intensidade do estímulo, provavelmente porque dessa forma devam ser atingidos apenas os mecano-receptores da pele. Deve-se usar gel condutor para evitar que a sensação seja de agulhada, e para exigir um estímulo de menor intensidade.

Falta testar a intensidade usando pulsos bifásicos e monofásicos (com nível médio DC nulo ou não), para checar a divergência na literatura. E existem autores que alegam que com nível DC nulo evita-se a ionização da pele, mas outros argumentam que este tipo de estimulação requer maior amplitude, sendo também nocivo. [12]

Para os testes da etapa 2, a expectativa após 10 a 15 horas de treinamento dos 3 grupos com padrões geométricos é que o tempo de reconhecimento vá diminuindo, da ordem de minutos para menos de um minuto. Espera-se também que os percentuais de acerto aumentem consideravelmente, de cerca 20% para cerca de 80% para os 2 grupos de cegos, e aumentando menos para o grupo de videntes. [27],[28],[29].

Essa menor evolução nos dados obtidos para o grupo de videntes do que para os cegos congênitos e adquiridos talvez ocorra pela maior adaptação pela qual o cego já passou, com provável reutilização do córtex visual para outras tarefas, devido à plasticidade cerebral, o que não ocorre nos videntes. [6], [29].

A ativação do córtex visual a partir de estimulação tátil poderia ser testada a partir de testes como FMRI (ressonância magnética funcional) e EEG (eletro-encefalograma) de pelo menos 32 canais.[37]

Finalmente, o sistema desenvolvido, apesar de ter sido criado especificamente para auxiliar a mobilidade de deficientes visuais, também se mostrou adequado para desenvolver experimentos do sistema somestésico, para uso de fisiologistas e psicólogos experimentais.

#### Agradecimentos

À Universidade Católica Dom Bosco, pelo suporte financeiro concedido, e à Fundação Dorina Nowill para Cegos pelo apoio técnico.

#### Referências

- [1] J.A.M.Felippe, V.L.R.Felippe. "Orientação e Mobilidade" São Paulo: Laramara - Associação Brasileira de Assistência ao Deficiente Visual, 1997.
- [2] E.R.Kandel, J.H. Schwartz, T.M. Jessell. "Principles of Neural Science". New York: McGrawHill, 4<sup>th</sup> ed. 2002.

- [3] S.E. Palmer. "Vision Science". Cambridge, MA: MIT Press, 1999.
- [4] M.L.T.M. Amiralian. "A reorganização perceptiva dos deficientes visuais e sua implicação na aprendizagem". Caderno de didática num.6, Educação especial, depto de metodologia do ensino e educação comparada da Faculdade de Educação da USP. 1985.
- [5] P. Bach-Y-Rita. "Neurophysiological Basis of a Tactile Vision-Substitution System", IEEE Transactions on Man-Machine System, MMS-11,(1):108-110, March, 1970.
- [6] P. Bach-Y-Rita. Brain Mechanisms in Sensory Substitution. New York: Academic Press, 1972
- [7] K.A.Kaczmarek, et al. "Electrotactile and Vibrotactile Display for Sensory Substitution Systems Neurophysiological Basis of a Tactile Vision-Substitution System", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-38, (1): 1-16, January, 1991.
- [8] M.L.Yarmush; K.R.Diller, M.Toner. Annual Review of Biomedical Engineering, vol.3. Palo Alto, CA: Annual Reviews, 2001.
- [9] A.Y.Chow et al "Implantation of silicon chip microphotodiode arrays into the cat subretinal space". IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol. 9 No 1, Março 2001, page 86ff
- [10] W.H. Dobelle. "Artificial Vision for the Blind by Connecting a Television Camera to the Brain" American Society of Artificial Internal Organs (ASAIO) Journal 2000, 46:3-9.
- [11] Y. C.Lenay et al. "La Substitution Sensorielle: Limites Et Perspectives". Université de Technologie de Compiègne, COSTECH – BIM, 2000.
- [12] P.Nohama. "Investigação em Propriocepção Artificial" Tese de Doutorado, UNICAMP, 1997.
- [13] P.H.D. Antonino. "Estudo preliminar para o desenvolvimento de um sistema de visão através da sensação tátil, utilizando estimulação eletrocutânea" Tese de Mestrado, UNICAMP, 1993.
- [14] W.Schiff, E.Foulke. "Tactual Perception: a sourcebook". Cambridge: Cambridge University Press, 1982.
- [15] I.R.Summers. "Tactile Aids for The Hearing Impaired". Whuer Pub, 1991.
- [16] G.C. Burdea. "Force and Touch Feedback for Virtual Reality". New York: John Willey & Sons, Inc., 1996.
- [17] P.L. Emiliani. Development of Electronic Aids for the Visually Impaired. Dordrecht: Martinus Nijhoff / Dr W.Junk Publishers, 1986.
- [18] R.Gonzalez, R.E.Woods. "Digital Image Processing". 3<sup>rd</sup> ed. Reading, MA: Addison Wesley, 2002.
- [19] T. Pavlidis. "Algorithms for Graphics & Image Processing". W H Freeman & Co, 1995.
- [20] T. Lindenber. "Scale-Space Theory in Computer Vision". New York: Kluwer Academic Publishers, 1997.
- [21] P. Perona, J.Malik. "Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion," IEEE T. Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 12, no. 7, pp. 629-639, 1990.
- [22] M. J. Black et al. "Robust Anisotropic Diffusion," IEEE Transactions on Image Processing, vol. 7, no. 3, pp. 421-432, 1998.
- [23] G.J.F.Banon, J.Barreira. "Bases da Morfologia Matemática para a Análise de Imagens Binárias". Recife: UFPE-DI, 1994.
- [24] L.A.Geddes. "Handbook of Electrical Hazards and Accidents"
- [25] J.Webster, et al., "Medical Instrumentation: Application and Design". New York: John Wiley, 1998
- [26] M.C.Pereira et al. "Estudo Comparativo dos Meios de Alimentação de uma Prótese Multifunção para Membros Superiores". Submetido ao III Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2004.
- [27] M. Shinohara, Y. Shimizu, A. Mochizuki."Three-Dimensional Tactile Display for the Blind". IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering, Vol. 6, No. 3, September 1998.
- [28] N.Asamura, N. Yokoyama, H.Shinoda. "Selectively Stimulating Skin Receptors for Tactile Display". IEEE Computer Graphics and Applications. Nov,1998. p. 32-37.
- [29] P.Bach-Y-Rita. "Nonsynaptic Diffusion Neurotransmission and Late Brain Reorganization". New York: Demos. 1995.
- [30] P.Bach-Y-Rita, K.A.Kaczmarek, M.E.Tyler, M. Garcia-Lara. "Form perception with a 49-point electro tactile stimulus array on the tongue: A technical note". J. Rehab. Res. Dev., vol. 35, p.427, 1998.
- [31] E.Sampaio, S.Maris, P. Bach-Y-Rita. "Brain plasticity: 'visual' acuity of blind persons via the tongue" BRAIN RESEARCH, n.908, p.204, 2001.
- [32] D.J.Beebe, C.M.Hymel, K.A.Kaczmarek, M.E.Tyler. "A polyimide-on-silicon electrostatic fingertip tactile display". IEEE-EMCB and CMBEC Theme 7: Instrumentation, p.1545, 1995.
- [33] T. Maucher, Meier. Karlheinz, J. Schemmel. "An interactive Tactile Graphics Display". Sixth International Symposium on Signal Processing and its Applications, ISSPA 2001.
- [34] T.P.Way, K.E.Barner. "Automatic Visual to Tactile Translation—Part I: Human Factors, Access Methods, and Image Manipulation". IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering, Vol. 5, No. 1, March 1997.
- [35] T.P.Way, K.E.Barner. "Automatic Visual to Tactile Translation—Part II Evaluation of the TACTile Image Creation System". IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering, Vol. 5, No. 1, March 1997.
- [36] H. Z. Tan, A. Pentland. "Tactual Displays For Wearable Computing". Proceedings of the International Symposium on Wearable Computers, 1997.
- [37] A. Stolle et al. "Functional mapping of the somatosensory cortex with a new pneumatically driven tactile display matrix". Human Brain Mapping, HBM2001.
- [38] H.Tang, D.J.Beebe. "An ultra-flexible electro tactile display for the roof of the mouth" Proceedings of the

First Joint BMES/EMBS Conference Advanced Technology Serving Humanity, Oct.13-16, 1999, Atlanta, GA, USA.

[39] T.Niki, M.Shimojo. "A Development of simple haptic display". IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, 2000, Volume: 2 , 8-11 Oct. 2000.

[40] A.Y.J.Szeto, D.Lin. "Electrotactile information processing speed". Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol.13, No.14, 1991.